DOI:10.16016/j.1000-5404.202003344

人下颌角撞击伤造成颞下颌关节间接损伤的有限元模拟及生物力学分析

黄君杰,徐 帅,季艳丹,张 纲,谭颖徽 400037 重庆,陆军军医大学(第三军医大学)第二附属医院口腔科

[摘要] **目的** 通过有限元法(finite element method,FEM)构建人颞下颌关节(temporomandibular joint,TMJ)骨肌系统三维有限元模型,模拟下颌角区撞击伤后 TMJ 骨肌系统间接损伤的生物力学响应。**方法** 采用 1 名成年男性头部的 CT 和 MRI 数据组合,利用有限元软件完成 TMJ 骨肌系统三维模型的构建。模拟特定撞击物对下颌角撞击伤,获得 TMJ 各结构的 Von Mises 应力云图和下颌骨骨折动态图。**结果** 撞击时高应力区分布于撞击侧髁突颈部。当碰撞速度为 2.87 m/s 时,下颌骨无骨折;速度为 7.22 m/s 时,左侧髁突刚好发生线性骨折,骨折无移位;速度为 8.33 m/s 时,左侧髁突完全离断性骨折;速度大于 9.72 m/s 时,双侧髁突及颏部均发生完全骨折。髁突颈部的高应力向关节窝传递,受关节盘的缓冲作用而迅速降低。本实验撞击条件下,关节盘、咬肌受力时产生压缩形变。**结论** 利用 FEM 有效地模拟 TMJ 在下颌角侧方不同速度碰撞载荷下的致伤过程,验证了该模型可以更快捷、准确地预测 TMJ 各结构的损伤类型,并且指导临床防护。

[关键词] 颞下颌关节;有限元方法;撞击;生物力学;下颌角
[中图法分类号] R318.01; R642; R782.6 [文献标志码] A

Finite element simulation and biomechanical analysis of indirect injury of temporomandibular joint under lateral impact on the angle of human mandible

HUANG Junjie, XU Shuai, JI Yandan, ZHANG Gang, TAN Yinghui Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Second Affiliated Hospital, Army Medical University (Third Military Medical University), Chongqing, 400037, China

[**Abstract**] **Objective** To analyze the biomechanical response of temporomandibular joint (TMJ) musculoskeletal system under lateral impact load through 3D finite element method (FEM). **Methods** The finite element model of TMJ system was built based on the combination of CT and MRI data of human head by finite element software. The Von Mises stress cloud maps of TMJ structures and the dynamic maps of mandibular fractures were obtained by the impact of impactor was simulated on the mandibular angle. **Results** The peak stress was found in the impacted condyle neck area. When the impacting velocity was at 2.87 m/s, there was no fracture; as the velocity increased to 7.22 m/s, the left condyle just happened to have a linear fracture without displacement; the left condyle completely fractured as the speed at 8.33 m/s; when the velocity was 9.72 m/s, then both 2 condyles and the mental region completely fractured. The high stress in the condyle neck was transmitted to the articular fossa, which was rapidly reduced by the cushioning effect of the articular disc. Under the impact condition of this experiment, the joint disc and the masseter muscle were compressed and deformed under the stress. **Conclusion** With the aid of FEM, the injury process of TMJ under the impact load of different velocities on the angle of mandibular simulate is stimulated. The model can quickly and accurately predict the injury types of TMJ structures and guide clinical protection.

[**Key words**] temporomandibular joint; finite element method; impact; biomechanics; angle of mandible

Supported by the Military Medical High-tech Training Project of Army Medical University (CX2019JS108), and the Clinical Major Innovative Technology Project of Second Affiliated Hospital of Army Medical University (2018JSLC0022). Corresponding author: TAN Yinghui, E-mail: tanyhxqkq@163.com

[基金项目] 陆军军医大学军事医学高新技术培育项目(CX2019JS108);陆军军医大学第二附属医院临床重大创新特色技术项目(2018JSLC0022)
[通信作者] 谭颖徽,E-mail: tanyhxqkq@163.com

口腔颌面部是人体的暴露部位,常因交通事故、体育活动等意外事故而发生撞击性损伤[1-2]。11%~50%的面部骨折和45%的下颌骨骨折是关节区髁突骨折,其骨折往往来自于下颌骨其他部位受到撞击的间接损伤[3-4]。颞下颌关节(temporomandibular joint,TMJ)具有独有的精细解剖结构,是人体唯一的联动关节,咬肌、颞肌、翼内外肌附着,并有关节囊包裹,关节盘的活动范围大,且髁突颈处变细并稍弯向腹侧。其中关节盘能够很好地减缓来自下颌骨的冲击力,从而有效预防撞击对颅脑的损伤[5]。鉴于TMJ解剖的复杂性,无论手术还是非手术治疗,都可能造成咬合错乱、关节强直等严重并发症,手术还会带来感染、涎瘘、面瘫、瘢痕等严重的并发症[6-7],且两种治疗方式的适应证目前还没有达成共识。TMJ间接损伤的伤情多变,生物力学传导机制不明,因而对于受到碰撞的TMJ行动态生物力学分析,将有利于临床上治疗方法的正确选择以及高危人群的预防。有限元方法(finite element method,FEM)作为一种计算机仿真模拟技术,常常被用于进行人体颌面部的生物力学仿真分析,并辅助口腔种植、修复等领域的临床治疗[8-9]。我们课题组前期的研究实现了对撞击伤及爆炸伤中人上下颌骨的动态模拟[10-11],仿真结果与前期动物实验吻合度高[12]。本研究中,我们采用有限元方法建立了TMJ骨骼肌肉系统的有限元模型[13-14],对下颌角部位受到碰撞时的生物力学响应进行了动态模拟,为颌面部撞击伤损伤机制的研究及临床诊治提供帮助。

1 资料与方法

1.1 人颞下颌关节系统影像数据采集

选取1名成年男性志愿者(已签署知情同意书),26岁,咬合正常、牙列完整、面部对称,无颞下颌关节疾病。息止合位(张口度约2 mm,咬棉球)拍摄头颅CT(Sensation 64, GE)和颞下颌关节MRI(Signa 1.5T, GE)扫描,采集数据。

1.2 三维模型的建立及装配

将得到的CT和MRI影像数据分别导入Mimics软件,得到各组织的三维面网格模型。然后在Geomagic Studio中进行曲面拟合,得到了上下颌骨、两侧咬肌、翼内肌、翼外肌、颞肌、关节盘三维几何模型。

1.3 三维有限元模型的建立

将几何模型导入到前处理软件HyperMesh中进行有限元网格剖分。选择的单元类型为四面体单元,并选择单元尺寸为3 mm以得到细密的网格。对于关节部位的关节囊、关节软骨等,在网格剖分时,直接对其进行近似处理,得到关节囊、关节软骨的网格(图1)。

1.4 有限元模型设置

采用显式动力学仿真分析软件LS-DYNA实现对TMJ碰撞过程的仿真模拟。所有的有限元模型设置在HyperMesh中完成,然后以k文件的形式导入LS-DYNA求解器进行求解计算,计算完成后通过后处理软件HyperView对仿真结果进行后处理。

1.5 材料特性及模型约束

将下颌骨的四面体单元作为松质骨,同时在其外表面构建一层壳单元作为皮质骨。颅骨其他区域未区分皮质骨和松质骨。组织均采用线性弹塑性材料模型,其材料参数均取自文献[15-16]。此外,为了模拟骨折效果,对骨组织设置了应变失效准则。在模型中将碰撞物作刚体处理。相关材料参数见表1。

选取颅底大孔处的所有结点,约束其3个方向的自由度,以模拟颈部对头部的约束。咬肌、翼内肌、翼外肌、颞肌等肌肉组织附着在骨组织的表面,既不分离,也不与其穿透,因此在肌肉组织与骨组织之间施加绑定接触。

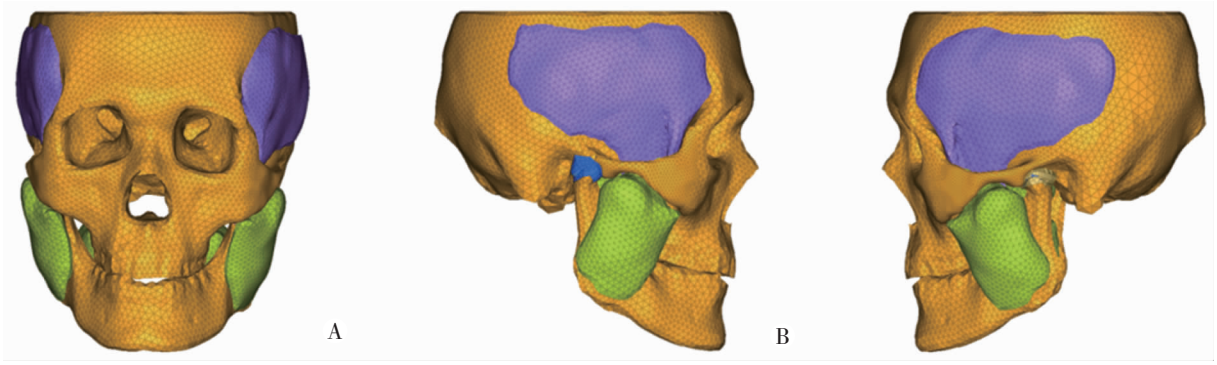


图1 TMJ网格模型正面观(A)、右面观(B)及左面观(C)

表 1　各组织的材料参数

组织	杨氏模量/MPa	泊松比	失效应变
下颌骨皮质骨	13 700.00	0.30	0.44%
下颌骨松质骨	1 370.00	0.30	1.50%
其它骨组织	11 000.00	0.30	
肌肉	8.20	0.42	
关节软骨	0.79	0.49	
关节盘	44.10	0.40	
关节囊	1.10	0.49	
碰撞物	210 000.00	0.30	

1.6　载荷条件的设定及损伤动态模拟

下颌角区域常因车祸、竞技运动等受到撞击而造成 TMJ 的间接损伤,因而本研究设计用与常规载荷试验所用的加力杆相似尺寸的刚性圆柱模拟钝物对三维有限元模型左侧下颌角碰撞,圆柱撞击物质量为 242.47 g,直径为 15 mm,高度 44 mm。设定临床上常见的下颌骨受到撞击后损伤情况,即下颌骨无骨折、左侧髁突线性骨折、左侧髁突离断性骨折、双侧髁突骨折骨折,由此获得的致伤效果的碰撞速度分别为 2.78、7.22、8.33 和 9.72 m/s,撞击角度与咬合平面平行。并根据获得的 4 种损伤类型来对 TMJ 进行伤情分析。

2　结果

2.1　有限元模型的建立

成功建立 TMJ 骨肌系统撞击伤三维有限元网格模型,如图 2 所示,得到的三维有限元模型与真实人体结构具有较好的几何相似性,包括上下颌骨、关节盘、两侧咬肌、翼内肌、翼外肌、颞肌等解剖结构。

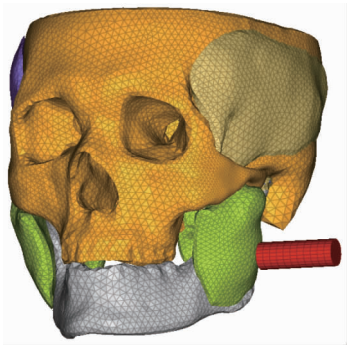


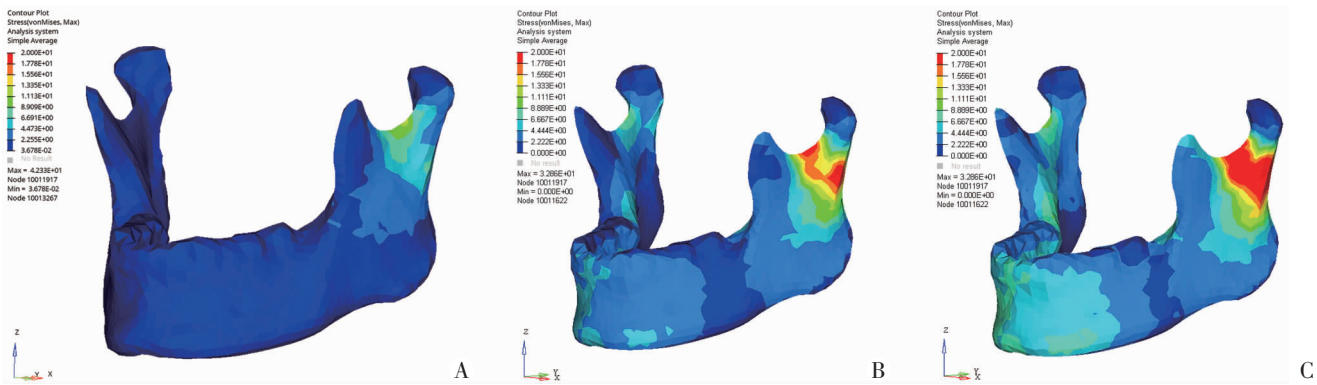
图 2　TMJ 骨肌系统撞击伤的三维有限元网格模型

2.2　不同撞击速度条件下下颌骨骨折动态图及应力云图

图 3~6 是圆柱体以不同的速度碰撞左侧下颌角区域时,下颌骨的应力云图。结果表明在撞击物质量不变,不同速度高应力均首先出现于碰撞侧髁突颈部。

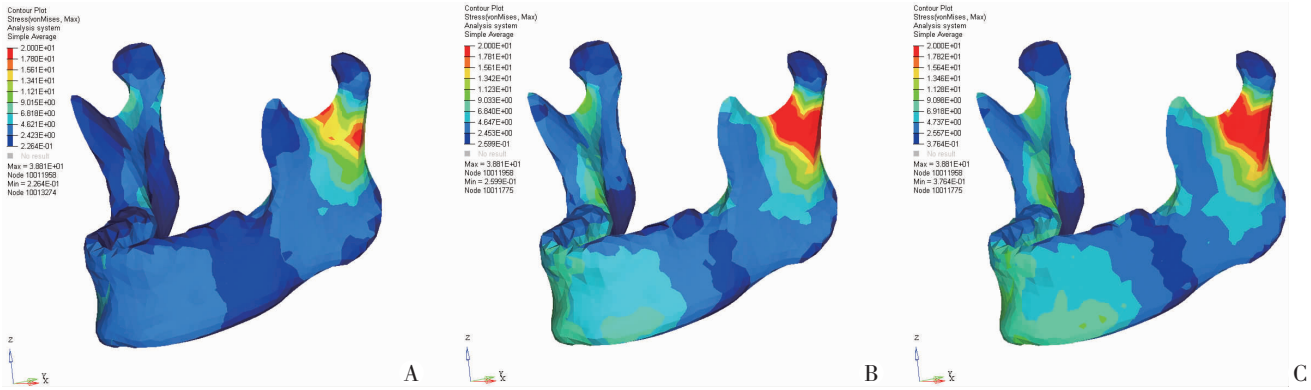
随着碰撞的发生,应力传导继续进行,应力持续增加。同时高应力区逐渐沿着下颌骨扩展到颏部、对侧髁突颈等区域。随着撞击速度的增加,下颌骨最高应力值变大,高应力分布区域范围更广。

碰撞速度为 2.78 m/s 时,由于碰撞速度较低,整个碰撞过程中下颌骨并无骨折的发生(图 3)。碰撞速度为 7.22 m/s 时,碰撞后 292 ms,在碰撞侧的髁突部位,有且仅有一个单元因发生应变失效准则而应变失效(图 4),达到该碰撞速度时,即会发生撞击侧髁突线性骨折。碰撞速度为 8.33 m/s 时,在碰撞后 284 ms,碰撞侧髁突颈部有一个单元失效,表示骨折即将发生。在 296 ms,碰撞侧髁突颈部发生离断性骨折(图 5)。骨折发生后,断裂髁突部的应力迅速降低。碰撞速度为 9.72 m/s 时,在 192 ms,碰撞侧髁突颈部即已完全断裂;随着碰撞继续进行,应力进一步扩增,到 274 ms 时,双侧髁突颈部及颏部区域均出现明显骨折(图 6)。



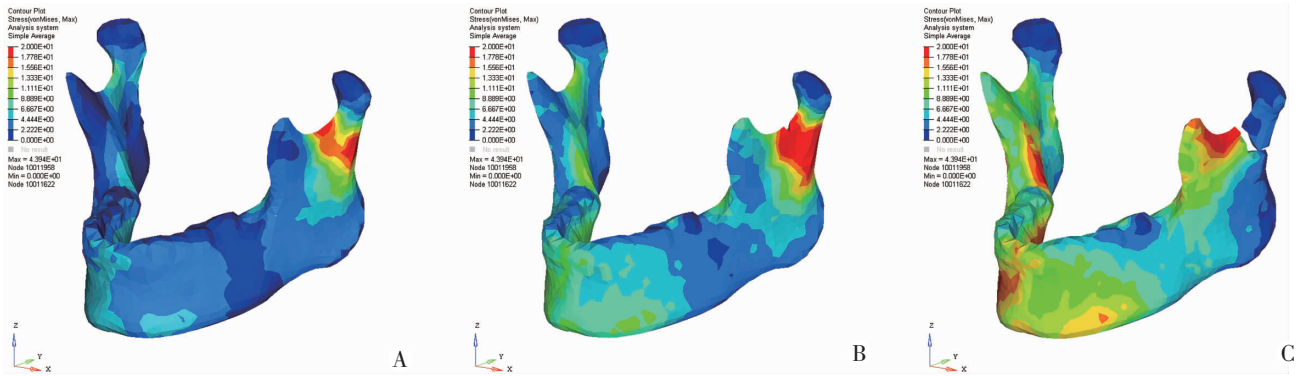
A:148 ms;B:214 ms;C:300 ms

图 3　碰撞速度 2.78 m/s 时各时刻下颌骨应力云图



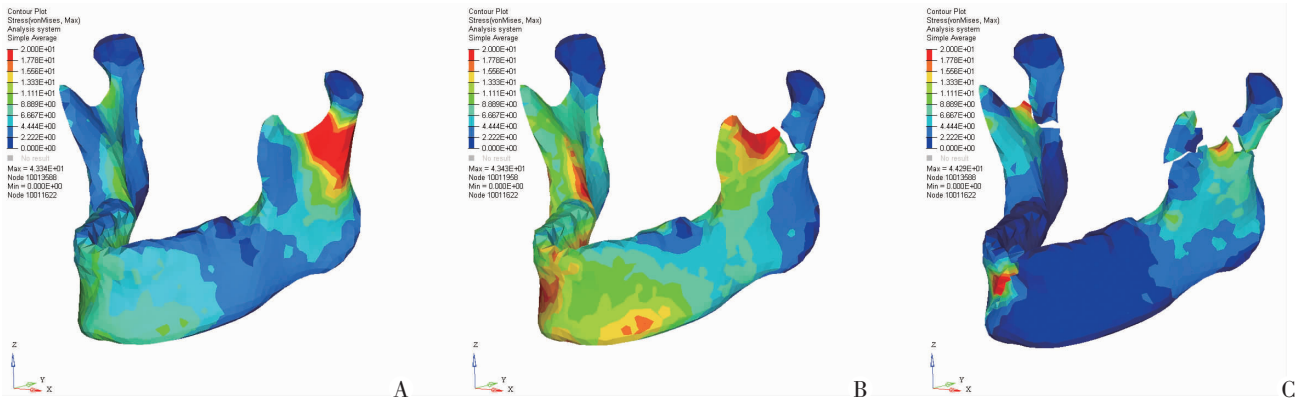
A:144 ms;B:236 ms;C:292 ms

图 4　碰撞速度 7.22 m/s 时各时刻下颌骨应力云图



A:148 ms;B:284 ms;C:296 ms

图 5　碰撞速度 8.33 m/s 时各时刻下颌骨应力云图



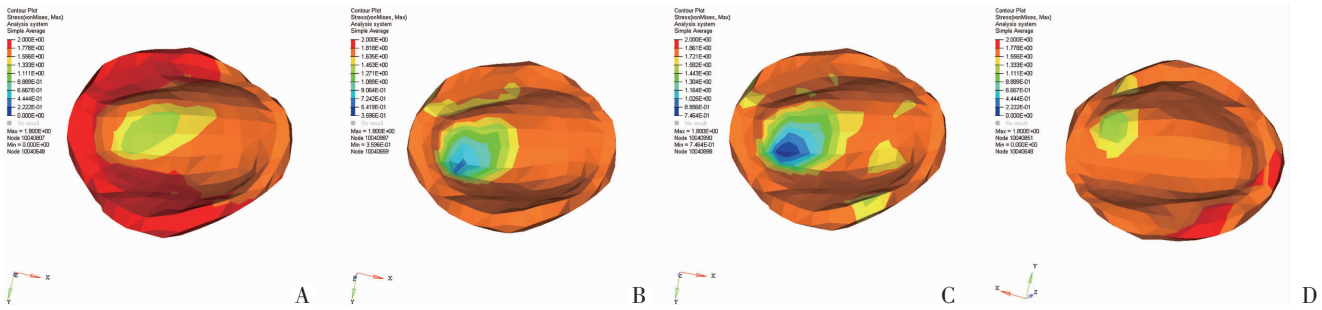
A:82 ms;B:192 ms;C:274 ms

图 6　碰撞速度 9.72 m/s 时各时刻下颌骨应力云图

2.3　不同撞击速度条件下关节盘、关节窝应力云图

图 7 是不同碰撞速度时左侧关节盘的应力云图。结果表明在不同碰撞速度下,关节盘上的应力分布表现出一定的相似性,中部区域存在一个明显的低应力区,最高应力区主要集中在关节盘内侧面前内侧,并且同部位外侧面应力较内侧面降低。

图 8 为不同碰撞速度下左侧髁突与关节窝上的应力云图。结果提示关节窝的应力水平都较低,且明显低于髁突颈部的应力水平。



A:2.78 m/s;B:7.22 m/s;C:8.33 m/s;D:9.72 m/s

图 7　不同速度碰撞时关节盘的应力云图

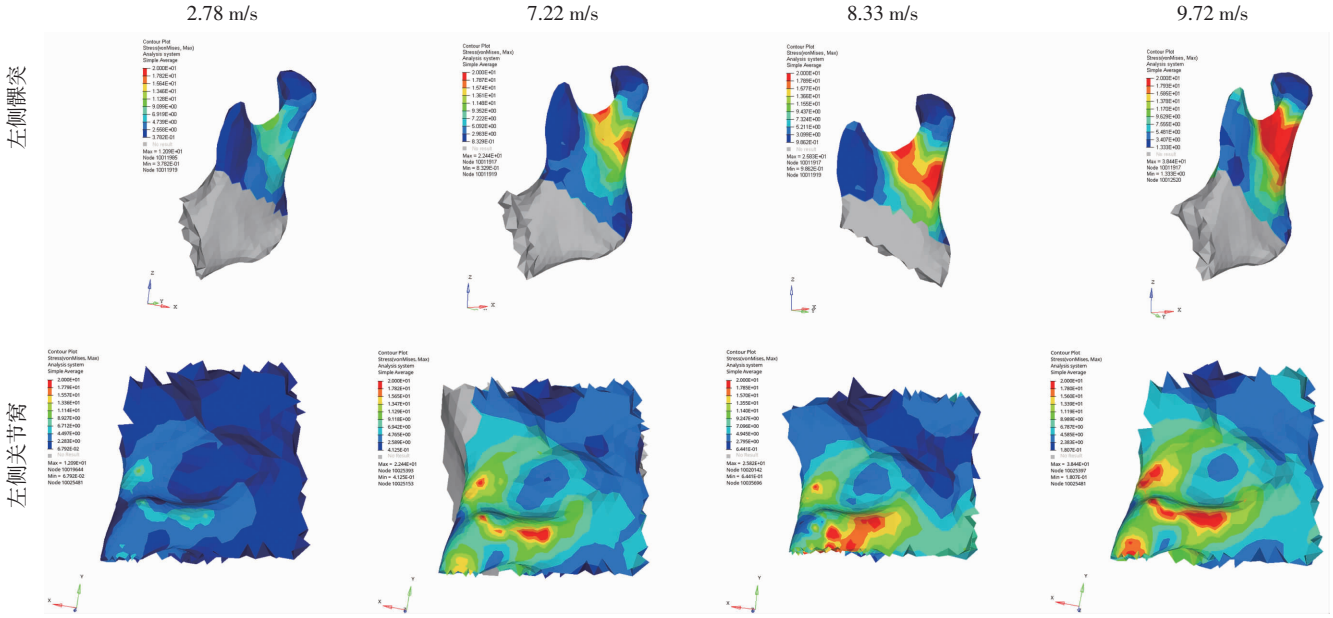


图 8　不同速度关节窝应力云图

2.4　髁突颈部及关节窝处不同撞击速度条件下的最大应力值

在本实验模型中,选取具有代表性的左侧髁突颈部测试点单元 A(10016753)及相对应的关节窝上的测试点单元 B(10061569),见图 9。采用 Von Mises 应力得到不同撞击力时的最大应力值。两处测试点单元的最大应力值见表 2。

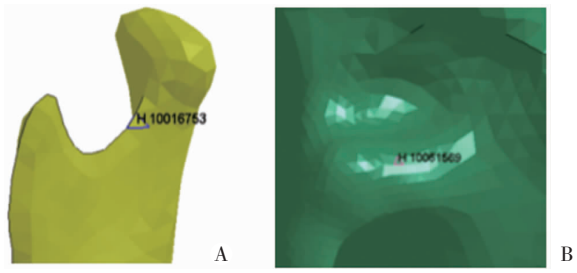


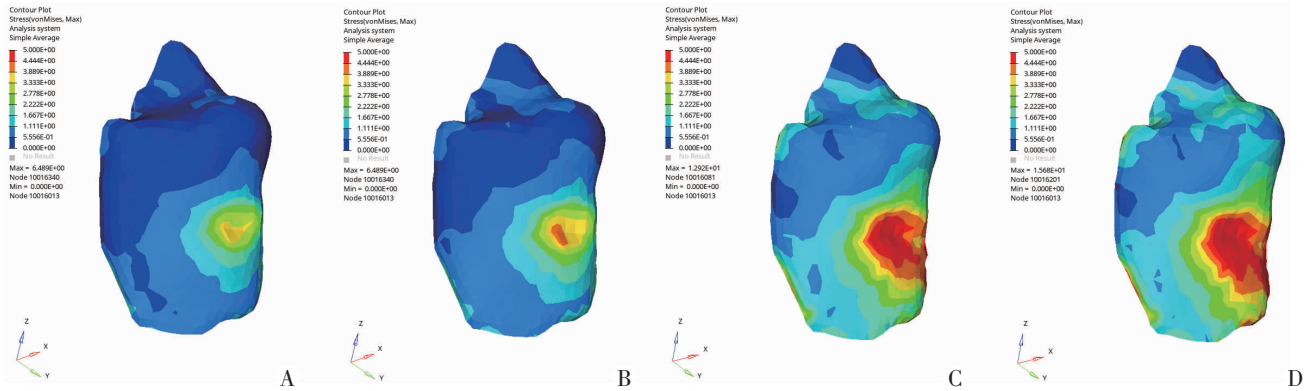
图 9　左侧髁突颈部测试单元 A(A)及关节窝测试单元 B(B)

表 2　测试单元 A、B 不同撞击速度下的最大应力值(MPa)

位置单元	2.78 m/s	7.22 m/s	8.33 m/s	9.72 m/s
髁突颈部 A	32.66	38.81	43.94	44.29
关节窝 B	12.09	22.44	25.83	38.44

2.5　不同撞击速度条件下咬肌形变动态及应力云图

图 10 示不同速度碰撞左侧下颌角区域时,左侧咬肌的应力云图。实验结果表明于碰撞载荷下,咬肌沿碰撞方向出现了较大变形,随着撞击速度的增大,最高应力值更大,高应力分布区域更广,形变也更大,但并未出现穿孔等损伤。



A:2.78 m/s;B:7.22 m/s;C:8.33 m/s;D:9.72 m/s

图 10 不同碰撞速度下左侧咬肌的应力云图

3 讨论

以实验动物作为主要致伤模型的传统实验模型,存在伦理问题、重复性差、数据获取复杂等缺陷,而且实验动物与人体之间的差异也会对实验结果的可靠性产生影响。在当今数字化的时代,以 FEM 为代表的计算机仿真模拟技术克服了以上缺陷,可以直观、动态地对模型整体、局部和细微结构进行观察和分析,从而获取传统实验方法无法直接测得的生物力学指标。

目前 TMJ 骨肌系统的 FEM 生物力学仿真分析多是对咬合运动等实际运动情况的静态模拟[17-18]。前期国内外颌面部火器伤、撞击伤的有限元研究多集中于较为单一的骨组织的生物力学响应[10-12],而未考虑 TMJ、肌肉等软组织的影响。在本研究的模型中加入了 TMJ 中关节盘和下颌角部位附着的咬肌,撞击物先直接作用于左侧咬肌上,而后载荷由咬肌传递给下颌骨。从而提高了骨组织上生物力学响应的精确程度,对关节盘和肌肉组织的力学响应也作了初步探索。有学者在单独对下颌骨进行生物力学仿真时,为模拟关节对下颌骨的约束,通常将髁突表面结点的所有自由度约束。这将导致髁突表面出现不真实的较高应力[19],而此较高应力会进一步通过关节向颅骨传递。但是真实状态并非如此。本研究表明由于关节盘等特殊结构的存在,关节窝一直处于一个较低的应力水平,同时对来自髁突颈部的高应力起到了很好的缓冲,从而使得关节盘两侧骨组织上的最大应力分布出现了“断层”,传递到关节窝及颅底部的应力明显低于下颌骨髁突颈部的应力,从而避免了对颅脑的损伤。

在本实验有限元模型中,当撞击速度<7.22 m/s,无髁突骨折,速度达到 7.22 m/s,会发生撞击侧的髁突线性骨折,速度为 8.33 m/s 时,撞击侧髁突离断性骨折;速度>9.72 m/s 时,双侧髁突及颏部均发生完全离断性骨折。不同的速度造成的 TMJ 损伤程度不一样。随着碰撞速度逐渐增加,各结构的最大应力值均逐渐增加,骨折损伤逐渐加重。该结果与临床中常见的骨折现象非常吻合[20-21]。另外有学者研究了撞击兔下颌角对 TMJ 所受的继发损伤[19],发现关节盘发生挫裂,且关节盘下腔面比上腔面受到更严重的损伤。本研究表明当同侧下颌角撞击速度增大时,关节盘形变越大,最高应力区主要集中在关节盘内侧面前内侧,并且同部位外侧面应力较内侧面降低。本实验由于撞击速度等因素,各状态下关节盘发生形变程度不同但均未见明显穿孔。

本研究结果对于临床中 TMJ 受外伤后的检查、治疗具有一定的指导意义。随着多条件实验的模拟及数据的积累,我们可以得到撞击条件与颌骨及 TMJ 各结构损伤之间的致伤量效关系,从而可以短时间内对伤情进行预判。目前 TMJ 损伤采用非手术还是手术治疗还有争议,很大的原因是手术带来的并发症较多。相比较下颌骨体部、升支的解剖结构单一,只有咀嚼肌附着。TMJ 损伤不仅仅是单纯的髁突骨折,撞击伤还会造成 TMJ 关节盘的移位、穿孔和关节囊的撕裂等[22]。研究显示,当撞击速度为 9.72 m/s,应力强度超过关节盘等软组织最大形变性能时,关节盘缓冲作用削弱,关节窝应力水平较高,此时发生关节盘挫伤、穿孔以及颅底损伤的可能性会增加,诊治过程需引起重视。下颌骨不同部位的骨折通过临床检查和影像学检查都容易诊断,而 TMJ 关节盘和关节囊结构精细,

无论是CT还是MRI,受制于目前的成像技术都无法精准地呈现伤情[23]。临床上面对不同程度的损伤,关节盘、关节囊以及是否涉及颅脑损伤的检查至关重要,是否手术还需要根据患者的年龄、伤情综合考虑[24]。我们可以根据有限元模型中关节盘、关节窝实体形态的改变以及应力分布特点进行判断,对于各结构高应力集中区,诊疗过程中着重进行检查,如发现关节盘穿孔、线性骨折等较难发现的问题,也能及时实施有针对性的治疗。因此对TMJ间接损伤这一难题进行动态生物力学分析,将有利于上述问题的解决。

综上所述,本研究建立的撞击伤仿真模型可靠性高,在临床上可用于更精细的损伤预测。并且在该模型平台上,通过数字化技术选择最合适的治疗方案,实现精准救治。但是现实中下颌骨受撞击后由于自身活动度或肌肉等软组织的牵拉作用会产生一定移动,因此下一步在此基础上建立符合解剖学的下颌运动学模型至关重要。

参考文献:

[1] TANAKA N, TOMITSUKA K, SHIONOYA K, *et al*. Aetiology of maxillofacial fracture[J]. Br J Oral Maxillofac Surg, 1994,32(1):19-23. DOI:10.1016/0266-4356(94)90166-x.

[2] HON J, HOLMES S. Maxillofacial trauma in the developing world: how big is the problem and how is it managed? a systematic review of the literature[J]. Int J Oral Maxillofac Surg,2019,48:36. DOI:10.1016/j.ijom.2019.03.110.

[3] CHRCANOVIC B R. Surgical versus non-surgical treatment of mandibular condylar fractures: a meta-analysis[J]. Int J Oral Maxillofac Surg, 2015, 44(2):158-179. DOI:10.1016/j.ijom.2014.09.024.

[4] 龙星. 颞下颌关节疾病的外科治疗[J]. 口腔颌面外科杂志, 2013, 23(2): 79-84.
LONG X. Surgical management of temporomandibular joint disease[J]. J Oral Maxillofac Surg, 2013, 23(2): 79-84.

[5] SAVOLDELLI C, BOUCHARD P O, MANIÈRE-EZVAN A, *et al*. Comparison of stress distribution in the temporomandibular joint during jaw closing before and after symphyseal distraction: a finite element study[J]. Int J Oral Maxillofac Surg, 2012, 41(12): 1474-1482. DOI:10.1016/j.ijom.2012.06.005.

[6] AKDAG O, YILDIRAN G, ABACI M, *et al*. Endoscopic-assisted treatment combined with transoral and transbuccal approach to mandibular subcondylar fractures[J]. J Oral Maxillofac Surg, 2018, 76(4): 831.e1-831831.e5. DOI:10.1016/j.joms.2017.11.034.

[7] NABIL Y. Evaluation of the effect of different mandibular fractures on the temporomandibular joint using magnetic resonance imaging: five years of follow-up[J]. Int J Oral Maxillofac Surg, 2016, 45(11): 1495-1499. DOI:10.1016/j.ijom.2016.05.002.

[8] HINGSAMMER L, POMMER B, HUNGER S, *et al*. Influence of implant length and associated parameters upon biomechanical forces in finite element analyses: a systematic review[J]. Implant Dent, 2019, 28(3): 296-305. DOI:10.1097/ID.0000000000000879.

[9] CICCIÙ M, CERVINO G, MILONE D, *et al*. FEM analysis of dental implant-abutment interface overdenture components and parametric evaluation of equator® and locator® prosthodontics attachments[J]. Materials (Basel), 2019, 12(4): E592. DOI:10.3390/ma12040592.

[10] LEI T, XIE L X, TU W B, *et al*. Blast injuries to the human mandible: development of a finite element model and a preliminary finite element analysis[J]. Injury, 2012, 43(11): 1850-1855. DOI:10.1016/j.injury.2012.07.187.

[11] 刘煜, 杨资洋, 吴坡, 等. 人颅颌面部三维有限元模型建立及其撞击伤模拟研究[J]. 中华创伤杂志,2016,32(2):161-165. DOI:10:3760/cma.j.issn.1001.8050.2016.02.015.
LIU Y, YANG Z Y, WU P, *et al*. Experimental study on establishment of a 3D finite element model of human craniomaxillofacial region and its use in impact injury simulation[J]. Chin J Trauma, 2016,32(2):161-165. DOI:10:3760/cma.j.issn.1001.8050.2016.02.015.

[12] CHEN Y B, MIAO Y Y, XU C, *et al*. Wound ballistics of the pig mandibular angle: a preliminary finite element analysis and experimental study[J]. J Biomech, 2010, 43(6): 1131-1137. DOI:10.1016/j.jbiomech.2009.12.009.

[13] RÖHRLE O, SAINI H, LEE P V S, *et al*. A novel computational method to determine subject-specific bite force and occlusal loading during mastication[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2018, 21(6): 453-460. DOI:10.1080/10255842.2018.1479744.

[14] PETRIE C S, WILLIAMS J L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis[J]. Clin Oral Implants Res, 2005, 16(4): 486-494. DOI:10.1111/j.1600-0501.2005.01132.x.

[15] TANAKA E, RODRIGO D P, TANAKA M, *et al*. Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic reso-

nance images[J]. Int J Oral Maxillofac Surg, 2001, 30(5): 421-430. DOI:10.1054/ijom.2001.0132.

[16] TANAKA E, SASAKI A, TAHMINA K, *et al*. Mechanical properties of human articular disk and its influence on TMJ loading studied with the finite element method[J]. J Oral Rehabil, 2001, 28(3): 273-279.

[17] XU X L, LUO D M, GUO C B, *et al*. A custom-made temporomandibular joint prosthesis for fabrication by selective laser melting: Finite element analysis[J]. Med Eng Phys, 2017, 46: 1-11. DOI:10.1016/j.medengphy.2017.04.012.

[18] BEKCIOGLU B, BULUT E, BAS B. The effects of unilateral alloplastic temporomandibular joint replacement on the opposite-side natural joint: a finite-element analysis[J]. J Oral Maxillofac Surg, 2017, 75(11): 2316-2322. DOI:10.1016/j.joms.2017.05.017.

[19] 陈建中, 杨春, 王维琦, 等. 下颌骨三维有限元模型分析模拟咬合创伤对髁突的力学影响[J]. 昆明医科大学学报, 2018, 39(6): 82-85.
CHEN J Z, YANG C, WANG W Q, *et al*. An analysis of stimulating occlusal trauma on condyle using three-dimensional finite element model[J]. J Kunming Med Univ, 2018, 39(6): 82-85.

[20] 刘桂才, 周树夏, 张明, 等. 下颌骨撞击伤对颞下颌关节紊乱病及关节强直发生的影响[J]. 中国临床康复, 2002, 6(21): 3176-3177, 3140.
LIU G C, ZHOU S X, ZHANG M, *et al*. The study of correlation between the impact to the mandible and temporomandibular joint diseases and ankylosis of joint[J]. Chin J Clin Rehabilit, 2002, 6(21): 3176-3177, 3140.

[21] 王学玖, 马绪臣, 张益, 等. 下颌骨外伤致颞下颌关节间接钝挫伤的临床观察[J]. 现代口腔医学杂志, 2004, 18(1): 39-41.
WANG X J, MA X C, ZHANG Y, *et al*. Clinical investigation of temporomandibular joint blunt trauma induced by mandible impact[J]. J Mod Stomatol, 2004, 18(1): 39-41.

[22] 何冬梅, 杨驰. 下颌骨髁突骨折的分类及治疗[J]. 中国实用口腔科杂志, 2010, 3(4): 200-203.
HE D M, YANG C. Classification and treatment of mandibular condyle fractures[J]. Chin J Pract Stomatol, 2010, 3(4): 200-203.

[23] TRIPATHI R, SHARMA N, DWIVEDI A N, *et al*. Severity of soft tissue injury within the temporomandibular joint following condylar fracture as seen on magnetic resonance imaging and its impact on outcome of functional management[J]. J Oral Maxillofac Surg, 2015, 73(12): 2379.e1-2379.e7. DOI:10.1016/j.joms.2015.09.003.

[24] LI W, CHENG Y, WEI L L, *et al*. Gender and age differences of temporomandibular joint disc perforation[J]. J Craniofacial Surg,2019,30(5):1497-1498. DOI:10.1097/scs.0000000000005146.

(**收稿**:2020-03-26;**修回**:2020-05-06)

(编辑 张 维)