

文章编号: 1004-7220(2022)06-1095-06

3种不同髁突头部形态全颞下颌关节假体的生物力学研究

郭芳¹, 黄硕¹, 刘宁¹, 胡敏², 石长全³, 李涤尘³, 刘昌奎¹

(1. 西安医学院 口腔医学院, 西安 710021; 2. 中国人民解放军总医院 口腔颌面外科, 北京 100853;

3. 西安交通大学 机械制造系统工程国家重点实验室, 西安 710054)

摘要:目的 对个性化聚醚醚酮(polyetheretherketone, PEEK)全颞下颌关节假体进行三维建模,通过有限元分析3种不同髁突头部形态(原型、80%原型及圆柱形)假体的应力分布特征,评估3种不同髁突头部形态对PEEK全颞下颌关节假体稳定性、关节运动以及关节窝的影响。**方法** 建立颅颌面及PEEK全颞下颌关节假体有限元分析模型I、II、III,分析在牙尖交错位、切颌颌位、左侧磨牙颌位及右侧磨牙颌位4种不同咬合条件下,关节窝假体、髁突假体、钛钉最大应力,下颌骨应力、应变分布,以及3种模型的最大位移。**结果** 3种模型PEEK全关节假体及螺钉的最大应力分别为35.22、16.73 MPa,均低于其材料的屈服强度;模型II、III下颌骨最大应力分别为41.47、42.84、56.92 MPa,应变分别为 3.896×10^{-3} 、 2.175×10^{-3} 、 4.641×10^{-3} 。3种模型的最大位移为209.0 μm ,位于模型III的左侧下颌角处。**结论** 3种不同髁突头部形态的个性化PEEK全颞下颌关节假体均显示出较为均匀的应力应变分布,但髁突头部形态为80%原型假体的力学效果更好。研究结果为PEEK全颞下颌关节的设计提供一定理论依据。

关键词: 髁突头部形态;全颞下颌关节假体;应力分布;聚醚醚酮

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.019

Biomechanical Study of Temporomandibular Joint Prostheses with Three Different Condylar Head Shapes

GUO Fang¹, HUANG Shuo¹, LIU Ning¹, HU Min², SHI Changquan³, LI Dichen³, LIU Changkui¹

(1. College of Stomatology, Xi'an Medical University, Xi'an 710021, China; 2. Department of Oral and Maxillofacial Surgery, General Hospital of PLA, Beijing 100853, China; 3. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China)

Abstract: Objective The three-dimensional (3D) modeling of customized polyetheretherketone (PEEK) temporomandibular joint (TMJ) prosthesis was performed, and the stress distribution characteristics of prosthesis with three different condylar head shapes (prototype, 80% prototype and cylindrical) were analyzed by finite element method, so as to evaluate the effects of three different condylar head morphology on stability, joint movement and articular fossa of PEEK total TMJ prosthesis. **Methods** The finite element analysis models I, II and III of the cranio-maxillo facial and PEEK full TMJ prosthesis were established. Under four different occlusal conditions, i. e., intercuspal position (ICP), incisal clench (INC), left unilateral molar clench (LMOL), and right unilateral molar clench (RMOL), the maximum stress of the articular fossa prosthesis, condyle prosthesis and titanium screws, the stress and strain distribution of the mandible, and the maximum displacement of the three models were analyzed. **Results** The maximum stresses of PEEK total joint prosthesis and screws in 3 models were 35.22 MPa and 16.73 MPa, respectively, which were lower than yield strength of the materials. The

收稿日期: 2021-12-06; 修回日期: 2022-02-10

基金项目: 陕西省科技厅重点研发计划一般项目(2021SF-028), 西安医科大学高层次人才引进基金项目(2018RCYJ03), 陕西高校青年创新团队

通信作者: 刘昌奎, 教授, E-mail: dentistlck@126.com

maximum stress of the mandible in models I, II and III were 41.47, 42.84 and 56.92 MPa, and the strain was 3.896×10^{-3} , 2.175×10^{-3} , 4.641×10^{-3} , respectively. The maximum displacement of the three models was 209.0 μm , which was located at the left mandibular angle of model III. **Conclusions** PEEK TMJ prostheses with three different condylar head shapes all show uniform stress distribution, but the joint prostheses with 80% of the prototype condyle head shape have better mechanical effects. This study provides theoretical basis for the design of PEEK TMJ.

Key words: condylar head shapes; temporomandibular joint (TMJ) prosthesis; stress distribution; polyetheretherketone (PEEK)

颞下颌关节 (temporomandibular joint, TMJ) 常因创伤、肿瘤、炎症、强直或先天性疾病致其解剖结构部分或完全丧失。当保守治疗无效时,假体全关节置换手术是治疗严重退行性关节疾病被认可的治疗方法。对于发育异常、晚期退行性关节疾病(如骨关节炎、肿瘤和外伤),假体全关节置换手术已被证实可以减轻疼痛并恢复下颌功能^[1-2]。

聚醚醚酮 (polyetheretherketone, PEEK) 由于其良好的生物力学特性、生物相容性和稳定性,特别是与人体骨相当的弹性模量,在关节、脊柱以及整形等领域得到广泛的应用^[3-5]。然而,有关 PEEK 全颞下颌关节假体在 TMJ 置换术后的生物力学效果,以及目前市场上广泛应用的人工颞下颌关节髁突头部形态多为圆形或卵圆形^[6-8],在 TMJ 置换术后,髁突头部形态对髁突假体稳定性、关节运动以及关节窝的影响,目前鲜有报道。本文基于 CT 数据设计个性化 PEEK 全颞下颌关节假体,通过有限元分析模拟在 4 种咬合条件(牙尖交错位、切颌颌位、左侧磨牙颌位、右侧磨牙颌位)、3 种髁突头部形态(原型、80% 原型及圆柱形)下关节假体的应力分布特征以及下颌骨应力、应变分布,评估髁突头部形态对颞下颌关节假体稳定性、关节运动以及关节窝的影响,为 PEEK 颞下颌关节假体的临床设计提供一定理论依据。

1 材料和方法

1.1 个性化全颞下颌关节假体设计及三维模型重建

选取 1 位咬合关系正常、无颞下颌关节疾病的志愿者进行颅颌面 CT 扫描(志愿者知情同意),CT 数据保存为 DICOM 格式,导入 Mimics 20.0 软件(Materialise 公司,比利时)进行颅颌面三维重建。将颅颌面 3D 模型导入 Geomagic Studio 2012 (3D

Systems 公司,美国)中,按照颞下颌关节重建的手术要求模拟手术截骨,根据人体下颌骨的自然对称性,将对侧下颌骨的相应数据映射到缺损区域,并在此基础上进行关节窝假体、固位板及钉孔的设计,获得患侧个性化全颞下颌关节假体的数字模型。本次案例中选取志愿者左侧颞下颌关节进行个性化假体设计,其中髁突假体为 3 种不同髁突头部形态(原型、80% 原型及圆柱形),其对应的有限元分析模型分别命名为 I、II 和 III。模型 I 对应髁突头部形态为对侧镜像后实际尺寸;模型 II 对应髁突尺寸为对侧镜像后缩小至 80%;模型 III 对应髁突头部形态为直径 8 mm、高度 7 mm 圆柱体,下颌升支高度与对侧镜像模型保持一致;关节窝假体厚度为 1.5 mm。3 种方案的髁突假体均采用外接触方式通过 5 颗钛钉固定在下颌骨残端,关节窝假体均采用外接触方式通过 3 颗钛钉固定于颞弓上(见图 1)。

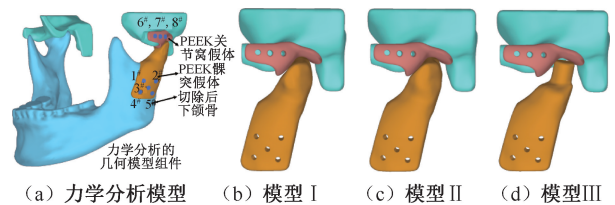


图 1 力学分析模型及 3 种不同假体设计方案

Fig. 1 Mechanical analysis model and three different prosthesis design schemes (a) Analytical model of mechanics, (b) Model I, (c) Model II, (d) Model III

1.2 有限元分析

将上述模型实体化后导入 ABAQUS 6.14 (Dassault System 公司,法国)中进行有限元分析前处理设置。通过网格敏感性分析,最终采用网格单元尺寸 1 mm 和单元类型 C3D4 对整个模型进行网格划分,其中螺钉连接处进行局部细化处理。模型 I、II、III 单元数量分别为 433 390、434 751 和

432 717。模型所包含的 PEEK 材料、皮质骨、松质骨和钛钉,其弹性模量分别为 2.8、13、1.6、110 GPa,泊松比均为 0.3^[9-10];髁突假体与下颌骨接触界面、螺钉与假体及自体骨接触界面均设置为绑定接触,颞下颌关节采用铰链式接触,颞骨上端面采用全自由度固定约束设置(见图 2)。分析 4 种静态咬合状态下关节窝假体、髁突假体和钛钉的最大应力以及下颌骨的应力、应变分布。4 种静态咬合条件包括:牙尖交错位(intercuspal position, ICP),切颌颌位(incisal clench, INC),左侧磨牙颌位(left unilateral molar clench, LMOL)和右侧磨牙颌位(right unilateral molar clench, RMOL)。6 对肌肉(咬肌浅层、咬肌深层、颞肌后束、颞肌中束、颞肌前束及翼内肌)力的大小、方向及约束区域参考文献[8]进行设置。

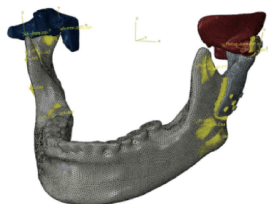


图 2 模型网格划分及接触条件设置
Fig. 2 Model meshing and contact condition setting

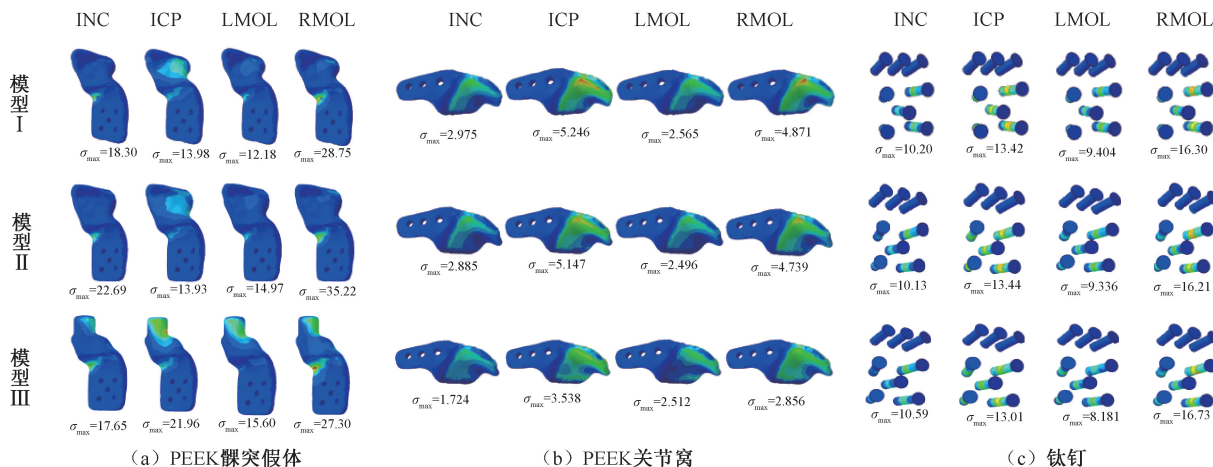


图 3 不同咬合条件下假体与螺钉应力分布
Fig. 3 Stress distributions of prosthesis and screw under different occlusal conditions (a) PEEK condylar prosthesis, (b) PEEK articular fossa, (c) Titanium screws

2.2 3 种模型下颌骨的应力、应变分布

在 INC、ICP、LMOL、RMOL 4 种不同咬合条件下,颌骨等效应力、应变分布如图 4、表 1 所示。INC 位时,3 种模型颌骨的峰值应力分别为 31.46、31.54、36.18 MPa,峰值应变分别为 2.496×10^{-3} 、

2 结果

2.1 3 种模型髁突假体、关节窝假体和钛钉的应力分布

在 ICP、INC、LMOL、RMOL 4 种不同咬合条件下,3 种模型髁突假体、关节窝假体和钛钉的应力分布、最大应力见图 3、表 1。其中,模型 I:髁突假体、关节窝假体、螺钉最大应力分别为 28.75、4.871、16.30 MPa;模型 II:髁突假体、关节窝假体、螺钉最大应力分别为 35.22、4.739、16.21 MPa;模型 III:髁突假体、关节窝假体、螺钉最大应力分别为 27.30、2.856、16.73 MPa。3 种模型髁突假体的峰值应力均出现在 RMOL 时[见图 3(a)];关节窝假体的峰值应力均出现在 ICP 时[见图 3(b)]。模型 III 关节窝假体的应力均小于模型 I、II,但均远小于 PEEK 的屈服强度。钛钉的峰值应力分别为 16.30、16.21、16.73 MPa;靠近下颌升支后缘的 2# 和 5# 螺钉应力最大[见图 3(c)]。根据相关研究,钛合金和 PEEK 的屈服强度分别为 960 MPa^[11] 和 93 MPa^[5]。因此,本研究中 PEEK 髁突假体、螺钉的峰值应力均小于其材料的屈服强度。

1.274×10^{-3} 、 1.490×10^{-3} ;ICP 位时,3 种模型颌骨的峰值应力分别为 41.47、42.84、56.92 MPa,峰值应变分别为 1.898×10^{-3} 、 1.698×10^{-3} 和 1.778×10^{-3} 。LMOL 位时,3 种模型颌骨的峰值应力分别为 24.10、24.67、63.26 MPa,峰值应变分别为 $1.510 \times$

10^{-3} 、 1.438×10^{-3} 、 4.641×10^{-3} ; RMOL 位时, 3 种模型颌骨的峰值应力分别为 40.13、40.12、42.52

MPa, 峰值应变分别为 3.898×10^{-3} 、 2.175×10^{-3} 和 1.958×10^{-3} 。

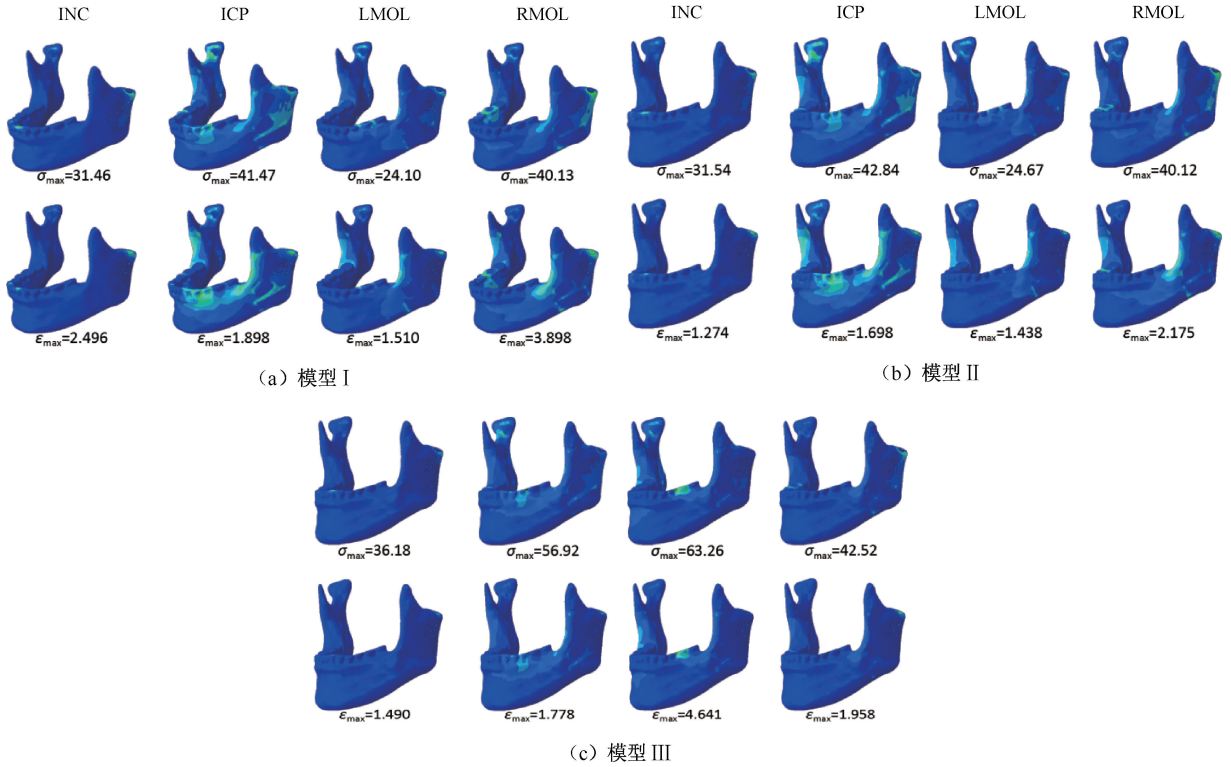


图 4 3 种模型下颌骨应力分布与应变分布

Fig. 4 Stress and strain distributions of the mandible for 3 models (a) Model I, (b) Model II, (c) Model III

表 1 3 种模型在不同咬合条件下的模拟结果

Tab. 1 Simulation results of three models under different occlusal conditions

模型	咬合条件	最大应力/MPa				下颌骨 最大应变	最大位移/ μm
		髌突假体	关节窝假体	钛钉	下颌骨		
I	INC	18.30	2.975	10.20	31.16	2.496×10^{-3}	61.5
	ICP	13.98	5.246	13.42	41.47	1.898×10^{-3}	141.5
	LMOL	12.18	2.565	9.40	24.10	1.510×10^{-3}	67.1
	RMOL	28.75	4.871	16.30	40.13	3.898×10^{-3}	176.7
II	INC	22.69	2.885	10.13	31.54	1.274×10^{-3}	62.8
	ICP	13.93	5.147	13.44	42.84	1.698×10^{-3}	144.8
	LMOL	14.97	2.496	9.34	24.67	1.438×10^{-3}	65.9
	RMOL	35.22	4.739	16.21	40.12	2.175×10^{-3}	179.0
III	INC	17.65	1.724	10.59	36.18	1.490×10^{-3}	80.0
	ICP	21.96	3.538	13.01	56.92	1.778×10^{-3}	172.8
	LMOL	15.60	2.512	8.18	63.26	4.641×10^{-3}	209.0
	RMOL	27.30	2.856	16.73	42.52	1.958×10^{-3}	205.1

2.3 3 种模型位移趋势及最大位移

在 INC、ICP、LMOL、RMOL 4 种不同咬合条件下, 模型的位移分布如图 5 所示。结果表明,

模型 I、II、III 的最大位移分别为 176.7、179.0、209.1 μm , 3 种模型的位移趋势基本一致。

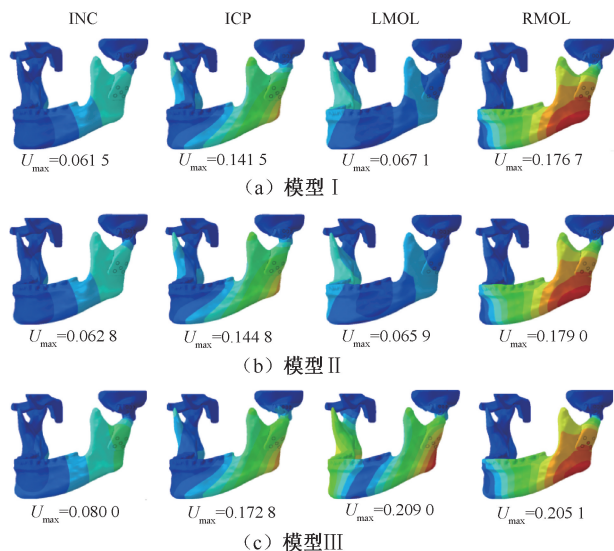


图5 不同咬合条件下3种模型位移分布

Fig. 5 Displacement distributions of 3 models under different occlusal conditions (a) Model I, (b) Model II, (c) Model III

3 讨论

目前,人工颞下颌关节多使用金属材料进行制作,常因重建材料与颌骨力学性能不匹配而导致应力遮挡,出现骨质吸收、假体松动移位、断裂及暴露等并发症的发生^[12-13]。为了减少术后并发症的发生率,重建假体选用的材料其机械力学强度应满足临床要求且弹性模量与颌骨相匹配。PEEK是一种高强度半结晶热塑性塑料,于1990年代初首次引入医疗领域^[14]。PEEK具有出色的生物相容性,其屈服强度和弹性模量比金属假体更接近皮质骨,有助于减少应力屏蔽的植入物设计^[15]。本文介绍了一种新型PEEK全颞下颌关节假体,它不同于被美国食品和药品管理局认证的TMJ Concepts/Mercuri个体化定制全关节置换系统(Ventura公司,美国)及Biomet/Lorenz全关节置换系统(Jacksonville公司,美国)。由于TMJ Concepts系统在我国未获得使用授权,故该人工关节置换系统在我国无法开展临床应用^[16]。Biomet/Lorenz全关节置换系统为标准化的人工关节成品,其缺点为成品型号较少,无法满足所有临床需要;标准型产品个根据欧美人的颌骨特征设计,故在术中需要磨除大量骨组织以适应假体外形^[16]。而本研究PEEK全颞下颌关节假体设

计理念与TMJ Concepts系统一致,针对不同的患者进行个性化设计,假体包含关节窝假体和髁突假体两部分(下颌骨部分切除的重建)。关节窝假体其上表面与颞弓及关节结节后外侧面及底面相适应,下表面和髁突相接触。髁突假体其外形根据患侧下颌骨外侧面形态或健侧下颌骨镜像进行设计,从而达到重建颞下颌关节及维持患侧下颌骨外形的目的。此外,根据每位患者的解剖结构进行个性化设计,可以避免手术中大量修整骨组织,有效节约手术时间,减少颌骨继发性创伤。

目前市场上广泛应用的人工颞下颌关节髁突头部形态多为圆柱形或卵圆形^[6-8]。在关节置换术中,髁突头部形态对髁突假体的稳定性、关节运动以及关节窝的影响是否存在差异,目前尚不清楚。由于Biomet/Lorenz全关节置换系统根据欧美人的颌骨特征设计,故在术中需要磨除大量骨组织以适应假体外形。焦子先等^[17]为开发适合国人颅颌面解剖特征的全TMJ假体,测量了400名中国成年人的颅下颌解剖数据,设计并研发适合国人解剖特征的全TMJ假体,下颌假体则是由钴铬钼合金髁突头和3D打印钛合金下颌固位柄相连,其髁突头直径为8 mm、高度为8 mm的圆柱体^[18]。本研究中,方案3的PEEK髁突头设计为直径8 mm,高度为了适应假体外形调整为7 mm,并与髁突原型、髁突80%原型进行对照,通过有限元来验证分析。

在4种咬合条件下,TMJ假体及钛钉的应力分布特征的分析结果表明,模型I、II、III中PEEK全关节假体的最大应力分别为28.75、35.22、27.30 MPa,均小于PEEK的屈服强度(93 MPa)。3种设计中,髁突假体的峰值应力均出现在RMOL时,此结果与Huang等^[8]研究金属假体时情况相一致。3种设计中,假体与下颌骨残端颊侧骨的接触面上均表现出应力较大,故根据手术要求进行下颌骨病灶截骨后,在其手术残端颊侧进行局部磨骨(圆钝),去除其锐利边缘以减少假体相应部位的应力集中。此外,模型III中关节窝假体的应力均小于模型I、II,可能的原因为模型III中髁突-窝接触面积较小,但3种设计的关节窝接触应力相对于PEEK的屈服应力仍然很小,需要通过进一步的生物力学模拟和测试来评估关节接触对部件疲劳和磨损的影响;模型I中与关节窝半径相似的球形髁

突头往往表现为受限的球窝关系,限制了下颌骨的前后和内外侧的平移。钛钉的峰值应力分别为 16.30、16.21、16.73 MPa,均小于钛合金的屈服强度(960 MPa);8 颗螺钉中靠近下颌升支后缘的 2[#]和 5[#]螺钉应力最大,说明在模拟咬合运动时,下颌骨后缘受力较大,提示在设计假体时注意此处螺钉的数量和位置分布。

在 4 种咬合条件下,下颌骨应力、应变及位移分布特征的分析结果表明,模型 I、II、III 中下颌骨的最大应力分别为 41.47、42.84、56.92 MPa,低于骨骼微损伤临界阈值(60 MPa)^[19],但模型 III 下颌骨的应力与其较为接近;同时,3 种模型的下颌骨应变分别为 3.896、2.175、4.641。Mellal 等^[20]研究发现,当骨组织所受 von Mises 应变大于 4×10^{-3} 时会出现病理性的过度负载,本研究中模型 I、II 的下颌骨应变均小于 4×10^{-3} ,但模型 III 下颌骨的应变大于 4×10^{-3} ,可能出现下颌骨的过渡负荷导致骨质吸收。在 4 种咬合运动中,3 种模型的位移趋势基本一致;3 种模型的最大位移为 209.0 μm ,位于模型 III 的左侧下颌角处,模型 I、II 最大位移相对较小。

综上所述,模型 II(髁突头部形态为 80%原型)在 3 种设计中较为理想,TMJ 假体的几何形状符合患者下颌支和关节窝的天然解剖结构,同时避免关键的神血管结构,可最大限度地提高固定强度,假体及对应的下颌骨均显示出更好的力学效果。

本文采用 3D 打印技术 PEEK 作为打印材料进行了全颞下颌关节的制备。从制备工艺来说,3D 打印个性化的 PEEK 全关节假体由于一次性成型,制备方法简单,方便加工且材料利用率高,可以更有效地满足临床对个性化的需求。与其他理论模拟研究一样,本文也存在一定的局限性:① 4 种咬合模拟中的载荷条件为静态,咀嚼过程中的动态咬合力会在下颌骨产生压缩和剪切载荷,可能导致疲劳和磨损行为,而本文没有对此进行建模。未来研究应测量咀嚼过程中动态咬合载荷的大小和方向,以提供更现实的模型边界条件和载荷性能评估。② 尚未对定制 PEEK TMJ 假体与正常人及标准假体进行比较研究。在未来的研究中,将比较 PEEK 全关节假体和 Biomet 假体之间的应力和应变分布,以进一步证明所提议假体的生物力学优势。③ 对个性化 PEEK 全关节假体进行疲劳、磨损测试和动

物实验,以验证其远期安全性和有效性。

参考文献:

- [1] GIANNAKOPOULOS HE, SINN DP, QUINN PD. Biomet microfixation temporomandibular joint replacement system: A 3-year follow-up study of patients treated during 1995 to 2005 [J]. J Oral Maxillofac Surg, 2012, 70(4): 787-794.
- [2] SIDEBOTTOM AJ, GRUBER E. One-year prospective outcome analysis and complications following total replacement of the temporomandibular joint with the TMJ concepts system [J]. Br J Oral Maxillofac Surg, 2013, 51(7): 620-624.
- [3] KANG J, WANG L, YANG C, *et al.* Custom design and biomechanical analysis of 3D-printed PEEK rib prostheses [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2018, 17(4): 1083-1092.
- [4] LIU D, FU J, FAN H, *et al.* Application of 3D-printed PEEK scapula prosthesis in the treatment of scapular benign fibrous histiocytoma: A case report [J]. J Bone Oncol, 2018, 12: 78-82.
- [5] KURTZ SM, DEVINE JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants [J]. Biomaterials, 2007, 28(32): 4845-4869.
- [6] ACKLAND DC, ROBINSON D, REDHEAD M, *et al.* A personalized 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: From implant design to implantation [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2017, 69: 404-411.
- [7] CHEN X, WANG Y, MAO Y, *et al.* Biomechanical evaluation of Chinese customized three-dimensionally printed total temporomandibular joint prostheses: A finite element analysis [J]. J Craniomaxillofac Surg, 2018, 46(9): 1561-1568.
- [8] HUANG HL, SU KC, FUH LJ, *et al.* Biomechanical analysis of a temporomandibular joint condylar prosthesis during various clenching tasks [J]. J Craniomaxillofac Surg, 2015, 43(7): 1194-1201.
- [9] ARABSHAHI Z, KASHANI J, RAFIQ M, *et al.* Influence of the TMJ implant geometry on stress distribution [J]. Adv Mat Res, 2012, 488-489: 991-995.
- [10] HSU JT, HUANG HL, TU MG, *et al.* Effect of bone quality on the artificial temporomandibular joint condylar prosthesis [J]. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2010, 109(6): e1-5.
- [11] ROY S, DAS M, CHAKRABORTY P, BISWAS JK, *et al.* Optimal selection of dental implant for different bone conditions based on the mechanical response [J]. Acta Bioeng Biomech, 2017, 19(2): 11-20.