

文章编号: 1004-7220(2022)06-1101-06

上颌骨复杂缺损 3D 打印精准重建支架的生物力学研究

郑玲玲^{1,3}, 陈丹¹, 王涛², 王超¹, 樊瑜波¹

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 医学科学与工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京市生物医学工程高精尖创新中心, 北京 100083; 2. 重庆医科大学附属口腔医院 口腔颌面外科, 重庆 401147; 3. 重庆工港致慧增材制造技术研究院有限公司, 重庆 400060)

摘要:目的 提出一种用于修复上颌骨大面积骨缺损的 3D 打印植入体设计、优化、制造的个性化方案。方法 基于患者 CBCT 和口腔扫描数据信息, 首先进行植入体优化设计; 采用有限元分析方法对植入体的结构迭代优化与材料选择。模拟植入体在口腔内的受力情况, 得到植入体所受应力大小、传导方向与分布, 据此对植入体结构进行优化。比较同种构型植入体在钛合金、钽金属、聚醚醚酮 (polyetheretherketone, PEEK) 3 种不同材料下的最大等效应力、颌骨最大等效应力和钛钉总位移, 确定植入体的打印材料。采用 3D 打印技术打印植入体, 临床进行面部重塑和咬合重建。**结果** 经过结构迭代优化得出植入体的最佳构型, 并确定选择钛合金材料。将 3D 打印植入体应用于临床, 完成了咬合重建。**结论** 本研究描述的个性化方案具备临床可行性, 适用于不同分类的上颌骨缺损病例。设计出的植入体尺寸精确、力学性能良好, 不仅能恢复患者的颌面部外形, 还满足了临床对颌骨缺损修复后咬合重建的需求。

关键词: 上颌骨缺损; 3D 打印; 构型优化; 植入体; 咬合重建

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.020

Three-Dimensional Printed Scaffold for Complex Maxillary Defects by Accurate Reconstruction: A Biomechanical Study

ZHENG Lingling^{1,3}, CHEN Dan¹, WANG Tao², WANG Chao^{1,2}, FAN Yubo¹

(1. Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, Key Laboratory of Biomechanics and Mechanobiology, Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, School of Engineering Medicine, Beihang University, Beijing 100083, China; 2. Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Stomatological Hospital of Chongqing Medical University, Chongqing 401147, China; 3. Chongqing Gonggangzhihui Additive Manufacturing Technology Research Institute Co., Ltd., Chongqing 400060, China)

Abstract: Objective To propose a personalized design, optimization and manufacturing method of three-dimensional (3D) printed implants for repairing large area of maxillary defect. **Methods** Based on the patient's cone beam computer tomography (CBCT) and oral scan data information, the implant design was optimized at first. The structure and material selection of the implant were iteratively optimized by finite element analysis method. The force of the implant in oral cavity was simulated, the stress magnitude, conduction direction and distributions of the implant were obtained, and the implant structure was optimized accordingly. Finally, the maximum equivalent stress of the implant and the mandible, as well as the total displacement of titanium screws with the same configuration under three different materials, namely, titanium alloy, tantalum metal and polyetheretherketone (PEEK) were obtained, so as to determine printing material of the implant. Finally, the

收稿日期: 2021-07-22; 修回日期: 2021-09-18

基金项目: 国家自然科学基金项目 (11872135, 12072055), 国家自然科学基金区域创新发展联合基金项目 (U20A20390), 北京市自然科学基金项目 (L212063), 重庆市科学技术局新型高端研发机构专项 (CSTC2018(C)XXYFJG0004)

通信作者: 王超, 副研究员, E-mail: 10896@buaa.edu.cn

implant was printed using 3D printing technology, and facial remodeling and occlusal reconstruction were completed in clinic. **Results** Through iterative optimization of the structure, the best configuration of the implant was obtained, and the titanium alloy material was selected. The 3D printed implants were used in clinic to complete occlusal reconstruction. **Conclusions** The method described in this study has clinical feasibility and is suitable for different types of maxillary defect cases. The designed implant is accurate in size and has preferable mechanical properties. It can not only restores the patient's maxillofacial appearance, but also meets the clinical needs of occlusal reconstruction after maxillofacial defect repair.

Key words: maxillary defect; three-dimensional (3D) printing; configurational optimization; implant; occlusal reconstruction

上颌骨位于颜面中部,参与眶底、口腔顶部、鼻腔底部和侧壁等解剖位置的构成,解剖结构复杂,血管神经丰富,与呼吸、咀嚼、吞咽及发音等功能密切相关。上颌骨缺损往往会造成相应的功能障碍,严重影响患者心理健康和生活质量^[1]。因此,临床上上颌骨良恶性肿瘤或外伤导致的上颌骨缺损,在清除病灶后需要及时进行治疗^[2]。

上颌骨缺损重建有多种方案,包括赝复体修复、组织瓣移植修复和钛网修复等^[3-5]。其中,最简单的修复方式为赝复体修复,使用赝复体可以关闭口鼻瘘,恢复部分言语和咀嚼功能,但赝复体固位差,易出现漏气和翘动等问题^[6-7]。而组织瓣移植修复方案中,组织瓣虽然血运丰富,可切取面积大,能较好修复软硬组织缺失,但也具有创伤面大、手术时间长、外科技术要求高等缺点^[8-9]。钛网具有生物相容性好、抗压强、易塑形等特点,其表面孔隙还有利于软组织附着和覆盖,是上颌骨缺损修复的理想材料之一^[10-11]。但是,由于上颌骨形态不规则、曲面复杂,传统钛网需要术前或术中个性化塑形,手术时间长,技术敏感性高^[12];同时,由于口内切口暴露限制,使操作难度进一步增加,最后往往难以达到理想上颌骨修复外形和功能效果^[13]。

近年来,3D 打印技术和数字化仿真技术逐渐应用于医学领域^[14]。3D 打印是一种以数字模型文件为基础,运用粉末状金属或塑料等可黏合材料,通过逐层堆叠来构造物体的技术^[15]。计算机辅助设计结合 3D 打印技术可以利用患者锥形束投影计算机断层 (cone beam computer tomography, CBCT) 数据,对上颌骨进行三维重建和虚拟排牙,同时利用镜像技术,根据不同形状骨缺损设计个性化的植入体。数字化仿真技术对植入体进行生物力学分析,从而进行植入体结构优化和材料选择。最后,选择

光固化、挤压、烧结、熔融等方式生成实物^[16]。

基于现有修复方法的优缺点以及临床对颌骨缺损修复后咬合重建的需求^[17],结合 CBCT、数字化仿真以及 3D 打印技术,本文提出一种修复上颌骨缺损的个性化方案,即根据患者个性化 CBCT 数据,利用数字化技术设计、优化、制作 3D 打印个性化植入体。该方案的提出将有望制造出更为适合临床应用的精准、力学性能良好、对患者损伤小、可恢复咬合重建的颌面部植入体。

1 材料和方法

1.1 颌骨重建及植入体设计

选择 1 例因车祸导致左侧颌面部大范围缺损的患者 CBCT 数据,征得患者同意后,拟设计 1 个颌面部植入体,设计分为三部分:第 1 部分为骨贴合区域,用于固定植入体;第 2 部分为面部支撑区域,用于恢复面部形态;第 3 部分为固位桩,相当于传统种植修复中的基台,用于与口腔义齿结合。植入体设计流程如下:① 三维重建。将颌骨扫描后的 CBCT 数据以 DICOM 格式导入 Mimics 19.0 软件 (Materialise 公司,比利时),重建出患者上下颌骨、牙齿等模型。② 口腔扫描和排牙。使用 3 Shape 口腔扫描仪 (3 Shape 公司,丹麦) 对患者口腔进行扫描,得到患者口腔缺损情况以及牙齿咬合情况。根据口腔扫描数据进行虚拟排牙,便于固位桩定位。③ 虚拟放置种植体。将口腔扫描数据、排牙数据及颌骨数据以 STL 格式导入 3-matic 12.0 (Materialise 公司,比利时) 软件中进行模型配准,根据排牙的咬合情况和牙位缺损,放入种植体和基台。④ 植入体设计。综合考虑镜像功能恢复后的颌骨解剖形态、骨量限制、种植体摆放位置、预留咬合空间等因素设计植入体和钛钉固位孔 (见图 1)。

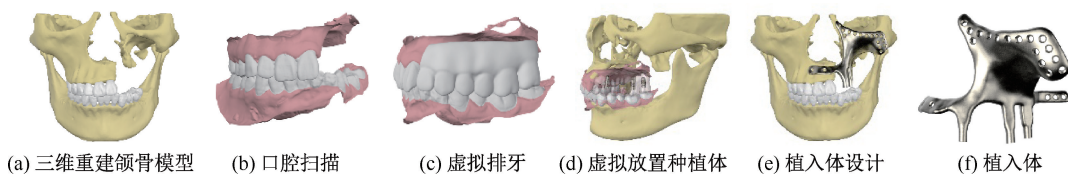


图 1 植入体设计流程

Fig. 1 Process of implant design process (a) 3D reconstruction model, (b) Oral scanning, (c) Virtual dentition, (d) Virtual implant placement, (e) Implant design, (f) Implant

1.2 植入体构型优化

植入体初次设计完成,使用 ANSYS 19.2(ANSYS 公司,美国)对其进行仿真分析,有限元分析的输出结果用于构型优化。将颌骨、植入体、天然牙、义齿、关节窝、钛钉等模型以 STL 格式文件导入 Geomagic Studio 2015(Raindrop 公司,美国)软件中,经修复、光滑处理和曲面重建后保存为 IGES 格式导入 ANSYS 软件(见图 2),对各实体部件采用 4 节点四面体单元进行网格划分。其中,皮质骨节点数 114 521,单元数 385 886;天然牙节点数 26 329,单元数 93 083;关节盘节点数 7 081,单元数 23 208;义齿节点数 19 660,单元数 73 899;植入体节点数 28 643,单元数 96 890;钛钉节点数 17 060,单元数 59 003。模型中各个实体简化为连续均质、各向同性的线性弹性材料,设定钛合金、聚醚醚酮(polyetheretherketone, PEEK)材料、钽金属、聚甲基丙烯酸甲酯(polymethyl methacrylate, PMMA)、皮质骨、关节盘、天然牙的弹性模量分别为 110、4、186、3.2、15、0.044 1、20 GPa,泊松比分别为 0.30、0.36、0.35、0.36、0.30、0.40、0.30^[18-20]。各模型组件之间的接触关系中除植入体与钛钉、骨骼、义齿为不分离,其余均为绑定。植入体在口腔内前牙区、后牙区的受力载荷分别为 108、216 N^[21]。

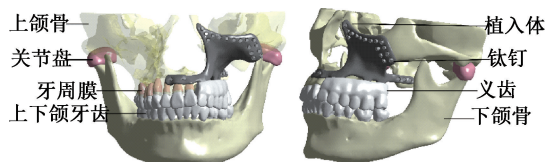


图 2 皮质骨、牙齿、牙周膜、义齿、颞下颌关节盘、植入体、钛钉有限元模型
 Fig. 2 Finite element model of cortical bone, teeth, periodontal ligament, denture, temporomandibular joint disc, implant and screw

第 1、2 次优化后模型分别为构型 B、C。首先在 ANSYS 中对构型 A 进行有限元分析,得到构型 A 的最大等效应力云图。点击封顶等值面(capped isosurface)命令,查看应力小于 5 MPa 的节点范围,导出这些节点,在 3-matic 12.0 中优化设计为构型 B,在其他所有条件不变情况下进行第 2 轮有限元分析。在构型 B 的基础上优化生成构型 C,在其他所有条件不变情况下进行第 3 轮有限元分析。最后,整体比较 3 组模型中植入体、颌骨的最大等效应力以及钛钉的总位移。

1.3 植入体材料选择

已知钛合金、钽金属、PEEK 材料都具有良好的生物相容性,是目前广泛使用的医疗植入材料^[22]。因此,本研究第 2 次有限元分析是比较 3 种材料的力学性能,以确定打印材料。植入体构型经过力学优化后,确定构型 C 为最终构型。比较构型 C 在 3 种不同材料下的最大等效应力、颌骨最大等效应力和钛钉总位移,各组间除了植入体的材料属性不同外,无任何不同。

2 结果

2.1 不同构型有限元分析结果

结果表明,构型 A 植入体、颌骨最大等效应力分别为 111.44、5.51 MPa,钛钉总位移为 0.52 μm。构型 B 植入体、颌骨最大等效应力分别为 167.37、8.74 MPa,钛钉总位移为 0.67 μm。构型 C 植入体、颌骨最大等效应力分别为 129.68、5.64 MPa,钛钉总位移为 0.63 μm(见图 3)。构型 C 植入体、颌骨最大等效应力和钛钉的总位移均小于构型 B,故选择构型 C 为最终构型。

2.2 不同材料有限元分析结果

结果表明,钛合金植入体、最大等效应力分别为 129.68、5.64 MPa,钛钉总位移为 0.63 μm。

本实验把初次设计的植入体命名为构型 A,

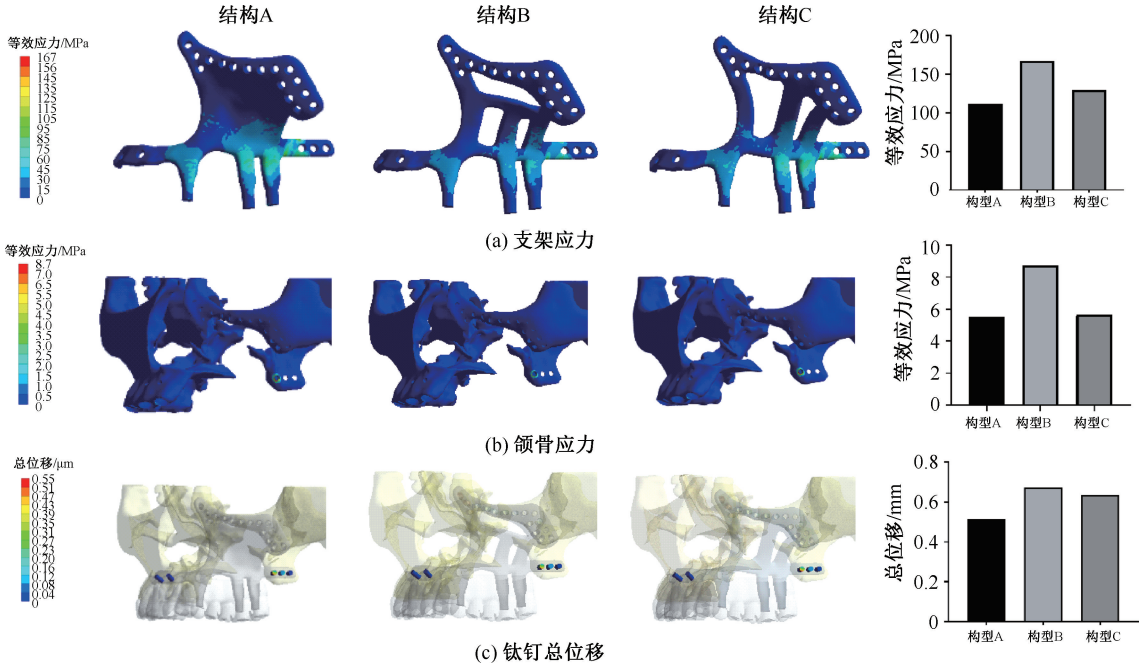


图 3 不同构型植入体有限元分析结果

Fig. 3 Finite element analysis results of implants with different configurations (a) Stress of the implant, (b) Stress of the mandible, (c) Total deformation of the screw

Peek 材料植入体、颌骨最大等效应力分别为 101.3、6.46 MPa, 钛钉总位移为 0.58 μm。钛金属植入体、颌骨最大等效应力分别为 142.05、6.30 MPa, 钛钉

总位移为 0.52 μm (见图 4)。3 组不同材料植入体、颌骨最大等效应力和钛钉总位移的结果相差不大, 综合考虑选择钛合金为打印材料。

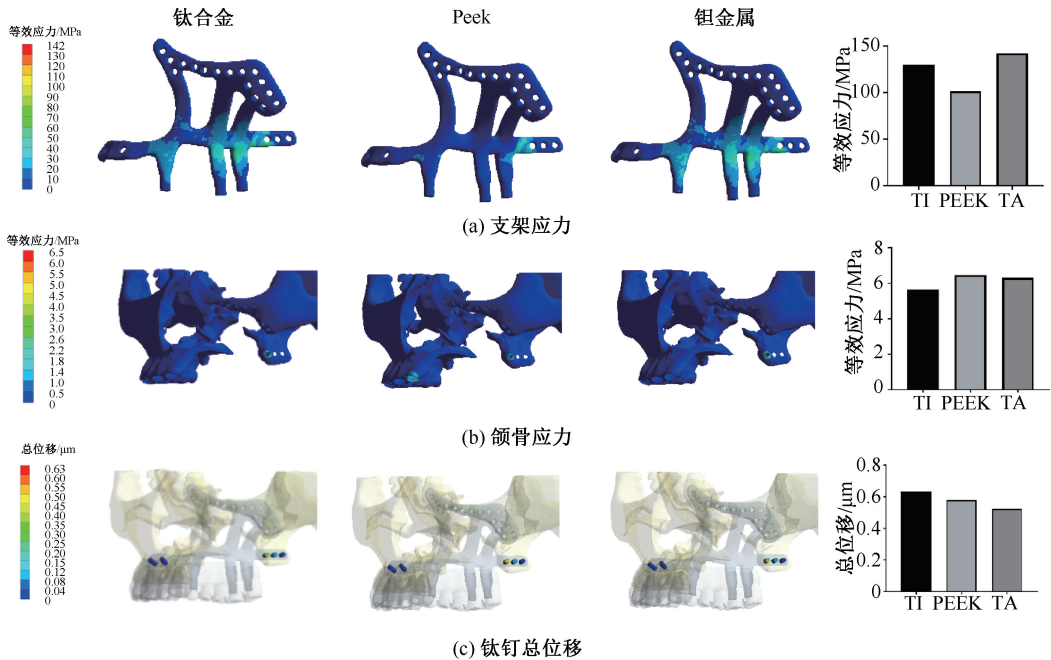


图 4 不同材料植入体有限元分析结果

Fig. 4 Finite element analysis results of implants with different materials (a) Stress of the implant, (b) Stress of the mandible, (c) Total deformation of the screw

3 讨论

基于现有上颌骨重建手术方案的优缺点,本文提出一种修复上颌骨缺损的个性化方案,并进行体外研究和临床实验验证其有效性和实用性。该方案流程分为三部分:①根据 CBCT 影像数据重建患者上下颌骨,使用镜像等功能恢复颌面部正常解剖形态,同时用口腔扫描仪获得患者咬合情况,以修复效果为设计导向进行植入体初步设计。②利用数字化仿真技术对植入体进行力学分析,分为两组,第 1 组对植入体构型进行迭代优化,使其满足力学要求的同时减轻重量;第 2 组对同种构型不同材料的植入体进行有限元分析,选出适合的材料。③采用 3D 打印技术打印出植入体并运用到临床,以临床效果评价验证该方案的可行性、有效性。

在植入体设计部分,钛钉固位孔的设计遵循了以下 4 个原则:①固位孔设计的位置要在骨量充足的地方,保证钛钉的稳定性;②要符合颌骨的解剖结构以及避开重要解剖位置;③钉子排列整齐、分布均匀。④考虑临床手术操作需求。因此,本实验中的钛钉固位孔位置设计了 3 处,分别为前牙区、颌面、蝶骨翼突区,因解剖结构和骨量限制,前牙区设计了两个固位孔,蝶骨翼突区设计了 3 个固位孔。颌面固位孔的设计考虑到支架植入方式为口内植入,切口较小,医生操作术区小,且三维重建与患者实际骨质可能会存在差异,术前设计的固位孔位置在术中也许不合适,故颌面固位孔设计较多,便于临床手术应变选择。

在植入体进行构型优化时,选择优化 0~5 MPa 范围内的节点。植入体加载载荷后得到植入体各节点的应力,若只选择应力为 0 的节点,则发现在植入体某些薄壁部位(如钛钉固位孔、骨断面接触部位)会有缺损。经过多次迭代实验,最终选择优化受力在 0~5 MPa 范围内的节点,目的是尽可能减少非承载部位且维持支架的结构完整性。本研究构建了 3 种构型。首先,依据颌面部骨骼解剖形态等临床因素得到构型 A,再根据构型 A 所受应力分布及传导方向,拓扑优化具备镂空结构的构型 B。对比构型 A、B 的有限元分析结果,最大等效应力分别为 111.44、167.37 MPa,钛钉总位移分别为 0.52、0.67 μm 。虽然构型 B 应力和钛钉位移大于构

型 A,但远小于屈服强度,可以保证临床使用,且达到了轻量化的目的。然而,由于构型 B 单纯按照受力情况优化,在非承载部位消除所有实体结构,故导致其上存在悬空、悬臂等薄弱环节。基于冗余设计原则,为减小植入体在临床使用中失效概率,对构型 B 进一步优化,消除薄弱结构得出构型 C。对比构型 B、C 的有限元结果,最大等效应力分别为 167.37、129.68 MPa,钛钉总位移分别为 0.67、0.63 μm ,植入体应力明显减小,接近构型 A 的分析结果。经过两轮优化,最终达到轻量设计与避免失效双重目标。

在植入体进行材料选择时,钛合金、钽金属和 Peek 材料植入体、颌骨最大等效应力以及钛钉总位移相差不大,但考虑到材料的物理性能,钽金属密度为 16.654 g/cm^3 ,远大于钛合金和 Peek 材料密度,会导致植入体的质量过大,故予以排除。比较钛合金和 Peek 材料,Peek 材料植入体最大等效应力和钛钉总位移小于钛合金植入体,但是颌骨最大等效应力大于钛合金植入体下的颌骨最大等效应力。同时,对钛合金和 Peek 材料植入体的最大等效应力进行频率分析发现,钛合金植入体受力情况更均匀。因此,综合考虑材料物理性能、植入体受力分布、颌骨受力情况等因素,选择钛合金打印植入体。

设计优化完成后即为植入体加工及临床应用阶段。由结构优化和不同材料有限元结果可知,构型 C 为最优构型,钛合金为最佳材料。将设计好的植入体数据保存为 STL 格式,传输到 SLM-PR 成型机进行选择性的激光熔融成型。植入体上部修复结构采用杆卡式覆盖义齿修复,在钛合金植入体打印出来后,口腔义齿加工厂根据植入体上的固位桩切削出其精准匹配的 PEEK 材料连接桥。术后 6 个月进行复诊发现,植入体固位效果良好;术后 1 年进行上部结构修复,最终完成咬合重建。

本研究设计制造的植入体与现有修复方式相比,有以下优点:①创伤面小,不需要从患者其他部位取软、硬组织,且手术路径为口内植入不会在颌面部留下瘢痕;②手术时间短,本研究中的患者手术时间约为 3 h;③以修复效果为导向的设计方法能够重建咬合,不仅恢复了患者的颌面形态,更重要的是恢复了口腔功能;④操作可逆,若植入体

发生断裂或钛钉松动等情况,可以取出植入体再行修复,未对患者造成其他软、硬组织损伤。

本研究临床效果表明,3D打印个性化植入体可以有效恢复患者颌面部功能与美观,具有较好的临床应用前景。但由于骨缺损面积较大、面部肌肉静态压力、金属材料对黏膜的刺激等原因,导致术后3个月患者前牙区出现了轻微的植入体暴露。因此,本研究还需要进一步对3D打印个性化植入体暴露原因进行探索,同时进一步优化设计方案:

①对颌面部肌肉对于植入体的静态压力进行三维有限元分析;②对植入体进行失效分析和植入体疲劳的仿真分析。

4 结论

本研究提出的用于修复上颌骨大面积骨缺损的一种3D打印植入体的设计、优化、制造的个性化方案可行且有效,适用于不同分类的上颌骨大面积缺损病例。通过该方案设计优化的植入体力学性能良好,不仅可以恢复颌面部外形,还满足了临床对颌骨缺损重建后咬合修复的需求。本研究证明,3D打印技术结合数字化仿真技术用于上颌骨缺损的修复可以得到良好的实际效果,具备广阔的临床应用前景和重要指导意义。

参考文献:

[1] 陈东,汪涛,王珮华,等. 3D打印技术结合可塑形钛网在修复上颌骨缺损中的应用[J]. 中华耳鼻咽喉头颈外科杂志, 2020, 55(3): 200-204.

[2] 杨光辉,袁荣涛,董蓓,等. 3D打印辅助颌面骨缺损与畸形的临床精准修复重建[J]. 实用口腔医学杂志, 2017, 33(4): 492-495.

[3] SUBRAMANIA I, KRISHNAKUMAR T. Maxillary reconstruction: Current concepts and controversies [J]. Indian J Surg, 2014, 47(1): 8-19.

[4] ROY AA, EFANOV JI, MERCIER-COUTURE G, et al. Zygomatico-maxillary reconstruction with computer-aided manufacturing of a free DCIA osseous flap and intraoral anastomoses [J]. Plast Reconstr Surg Glob Open, 2017, 5(2): e1226.

[5] SHARAF MY, IBRAHIM SI, ESKANDER AE, et al. Prosthetic versus surgical rehabilitation in patients with maxillary defect regarding the quality of life: systematic review [J]. Oral Maxil Surg, 2018, 22(1): 1-11.

[6] 李琳,柳茹月,吴婷,等.应用腭复合体修复上颌牙列缺损伴上颌骨缺损临床效果评价[J]. 中国实用口腔科杂志, 2020, 13(12): 750-752.

[7] CHEN C, REN W, GAO L, et al. Function of obturator prosthesis after maxillectomy and prosthetic obturator rehabilitation [J]. Braz J Otorhinolar, 2016, 82(2): 177-183.

[8] VINCENT A, BURKES J, WILLIAMS F, et al. Free flap

reconstruction of the maxilla [J]. Semin Plast Surg, 2019, 33(1): 30-37.

[9] WITJES MJH, SCHEPERS RH, KRAEIMA J. Impact of 3D virtual planning on reconstruction of mandibular and maxillary surgical defects in head and neck oncology [J]. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg, 2018, 26(2): 108-114.

[10] MOTIEE-LANGROUDI M, HARIRCHI I, AMALI A, et al. Reconstruction of midface and orbital wall defects after maxillectomy and orbital content preservation with titanium mesh and fascia lata: 3-year follow-up [J]. J Oral Maxil Surg, 2015, 73(12): 2447. e1-e5.

[11] SHAN XF, CHEN HM, LIANG J, et al. Surgical reconstruction of maxillary and mandibular defects using a printed titanium mesh [J]. J Oral Maxil Surg, 2015, 73(7): 1437. e1-9.

[12] LIU BY, CAO G, DONG Z, et al. The application of 3D-printed titanium mesh in maxillary tumor patients undergoing total maxillectomy [J]. J Mater Sci Mater Med, 2019, 30(11): 125.

[13] JAMES CM, CHRISTOPHER SM, JONATHAN WS, et al. Single-unit 3D-printed titanium reconstruction plate for maxillary reconstruction: The evolution of surgical reconstruction for maxillary defects—A case report and review of current techniques [J]. J Oral and Maxil Surg, 2019, 77(4): 874. e1-874. e13.

[14] VIDAL L, KAMPLEITNER C, BRENNAN MÁ, et al. Reconstruction of large skeletal defects: current clinical therapeutic strategies and future directions using 3D printing [J]. Front Bioeng Biotech, 2020, 8: 61.

[15] DERBY B. Printing and prototyping of tissues and scaffolds [J]. Science, 2012, 338(6109): 921-926.

[16] CHAE MICHAEL P, ROZEN WARREN M, MCMENAMIN PAUL G, et al. Emerging applications of bedside 3D printing in plastic surgery [J]. Front Surg, 2015, 2: 25.

[17] GLAS HAYE H, VOSELNAN N, DE VISSCHER SEBASTIAAN AHJ. The use of 3D virtual surgical planning and computer aided design in reconstruction of maxillary surgical defects [J]. Curr Opin Otolaryngo, 2020, 28(2): 122-128.

[18] CHENG YY, CHEUNG WL, CHOW TW. Strain analysis of maxillary complete denture with three-dimensional finite element method [J]. J Prosthet Dent, 2010, 103(5): 309-318.

[19] 高慧,白丽云,李显,等. 聚醚醚酮(PEEK)个性化重建板修复下颌骨缺损的三维有限元分析[J]. 医用生物力学, 2019, 34(2): 193-199.

GAO H, BAI LY, LI X, et al. Three-dimensional finite element analysis of peek customized reconstruction plate for mandibular defect [J]. J Med Biomech, 2019, 34(2): 193-199.

[20] CHEN Y, WANG C, HUANG Y, et al. Biomechanical evaluation of the natural abutment teeth in combined tooth-implant-supported telescopic prostheses: A three-dimensional finite element analysis [J]. Comput Method Biomec, 2017, 20(9): 967-979.

[21] EVA H, GUNNAR EC, MARTTI H. Bite force and state of dentition [J]. Acta Odontol Scand, 2009, 35(6): 297-303.

[22] 喻缇,刘婷,黄元丁,等. 不同材料多孔支架在即刻负载下修复股骨缺损的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2019, 34(6): 615-622.

YU T, LIU T, HUANG YD, et al. Finite element analysis on porous scaffold with different materials to repair defects of rabbit femur under immediate loading [J]. J Med Biomech, 2019, 34(6): 615-622.