

文章编号:1004-7220(2014)02-0167-07

# 下颌角缺损修复钛板构型的拓扑优化

唐志雄<sup>1</sup>, 李亚兰<sup>1</sup>, 郭维鹏<sup>1</sup>, 蒋文涛<sup>1</sup>, 樊瑜波<sup>1,2</sup>

(1. 四川大学 工程力学系, 生物力学工程实验室, 成都 610065;

2. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191)

**摘要:** **目的** 为下颌骨缺损修复植入体的构型设计提供优化方法和基本构型。**方法** 使用基于密度法的拓扑优化算法,针对下颌角缺损的修复体钛板进行拓扑优化计算。**结果** 通过比较和分析体积分数  $F$  和惩罚因子  $p$  对优化构型的影响,最终选择  $F=0.65$  和  $p=3.5$  作为优化的参数组合。用此参数组合对下颌角缺损修复体进行优化计算,认为3孔构型是其基本优化构型。同时发现,对同一构型,磨牙咬合较前牙咬合对植入体应力分布影响更显著。**结论** 获得了一套适用于下颌骨修复植入体构型优化的参数和方法,得到了优化后的钛板基本构型,可为临床下颌缺损修复体的设计提供借鉴。

**关键词:** 下颌角缺损; 修复; 钛板; 构型; 拓扑优化

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Topology optimization on configuration of titanium reconstruction plate for bridging mandibular angle defect

TANG Zhi-xiong<sup>1</sup>, LI Ya-lan<sup>1</sup>, GUO Wei-peng<sup>1</sup>, JIANG Wen-tao<sup>1</sup>, FAN Yu-bo<sup>1,2</sup>

(1. *Laboratory of Biomechanical Engineering, Sichuan University, Chengdu 610065, China*; 2. *Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China*)

**Abstract:** **Objective** To provide an optimization method and a basic configuration for the configuration design of mandibular defect-repair implant. **Methods** A topology optimization computation based on density method was adopted to make topology optimization on reconstruction titanium plate for repairing mandibular defect. **Results** The effects of volume fraction  $F$  and penalization factor  $p$  on the optimized configuration were compared and analyzed, respectively, and the optimum parameters were chosen to be  $F=0.65$  and  $p=3.5$ . Using this set of parameters, optimized computation was performed on the mandibular defect-repair implant, and the three-opening configuration was proved to be the basic optimization configuration. The result also showed that unilateral molar clenching had more significant effect on stress distributions in the implant as compared to incisal clenching. **Conclusions** A set of parameters suitable for optimizing configuration of mandibular defect-repair implant, as well as the basic configuration of optimized titanium plate were obtained, which could provide references for the design of mandibular defect-repair implant in clinic.

**Key words:** Mandibular defect; Repair; Titanium plate; Configuration; Topology optimization

由于意外伤害、肿瘤等原因造成的下颌骨缺损将对患者的吞咽、语言、咀嚼等功能产生影响,并导

致面部形态的畸形、降低患者的生活质量<sup>[1]</sup>。因此,对下颌骨缺损的修复及恢复其基本功能,改善面

部形态,是口腔颌面修复的重要研究内容。在下颌骨缺损临床修复治疗中,使用钛板(常用为 Ti-6Al-4V)<sup>[2]</sup>修复可以起到长期修复或临时替代的作用。在选择使用钛板修复时,需要考虑钛板的形状,并且要求在满足下颌骨运动的强度要求情况下材料尽可能少。已有不少学者针对此问题进行了研究。Maurer 等<sup>[3]</sup>分析了 102 位病人的长期随访记录,指出对于钛板的优化设计,还没有一种钛重建板能够在减少钛钉松动和钛板断裂方面有很好的效果。Wang 等<sup>[4]</sup>提出在使用钛重建板修复下颌骨缺损时,螺钉定位引导和钛板定位引导技术可以很好改善手术的效果,并且能缩短手术时间。Wong 等<sup>[5]</sup>回顾了近年来下颌骨修复情况,指出任何生物模型的重建板都必须满足 3 点弯曲强度和疲劳断裂的要求。在对钛板的构型优化方面,也有许多学者开展了研究。张富强等<sup>[6]</sup>对钛植入支架不同镂空方案开展力学分析后,建议镂空时孔径采用 4~6 mm,孔之间横向间隔为 3 mm 或以上,纵向间隔为 2 mm 或以上。刘葳等<sup>[7]</sup>通过动物实验和有限元分析,比较了孔形和回形槽形骨替代物,认为回形槽形骨替代物的内植骨代谢活跃、成骨质量高。Wolf-Dieter 等<sup>[1]</sup>在比较重建板的固定螺钉直径和分布构型后,提出了一种优化方式,并对其进行有限元分析。然而现有的研究中较少考虑运用拓扑优化技术来获得新的钛板形状,而是通过对预先设计的构型进行比较来选择较好的钛板形状。

拓扑优化技术始于 1854 年 Maxwell 发表的应力约束下最小重量桁架的基本拓扑的研究结果<sup>[8]</sup>,

目前已广泛应用于汽车、航天、生物力学<sup>[9]</sup>等领域,其目的是在减小结构重量的同时提升结构性能。为此,本文使用基于密度法的拓扑优化方法,针对下颌角缺损的植入钛板进行优化,并提出一种适用于下颌角缺损修复的钛植入体的概念设计,旨在探索拓扑优化技术应用于下颌骨缺损修复的可行性。

## 1 模型和方法

使用断层扫描获得一牙列完整、无口腔疾病历史的男性成年志愿者的全颌面 CT(层间距为 0.25 mm),从中选取与下颌相关的所有 CT 文件,将其导入 Mimics 10.0 中,根据其灰度差异分离出皮质骨、松质骨和牙列 3 部分。然后将模型文件导入 Abaqus 6.10.1 中,根据文献[10]中对下颌缺损的分类,切除下颌角,获得下颌角缺失(A 段缺损)有限元模型。以成型钛板(辛迪思医疗器械贸易有限公司)为原型,建立无缺口且无孔洞的待优化钛板模型,将其与下颌角缺失的模型组装到一起,获得用于优化的有限元模型。在 Abaqus 6.10.1 中采用四面体单元对实体模型进行体网格划分,获得 166 628 个单元,32 615 个节点。划分网格后,再将其导入到优化软件 Hyperworks 10.0 中,获得最终的模型如图 1(a)、(b)所示。

所有材料均简化为各向同性线弹性材料,材料属性<sup>[11]</sup>见表 1。

髁突简化为固定铰链约束,即设定髁突表面上节点在 Z 方向上的位移为 0,并假定咬合部分为固定约束<sup>[12]</sup>。

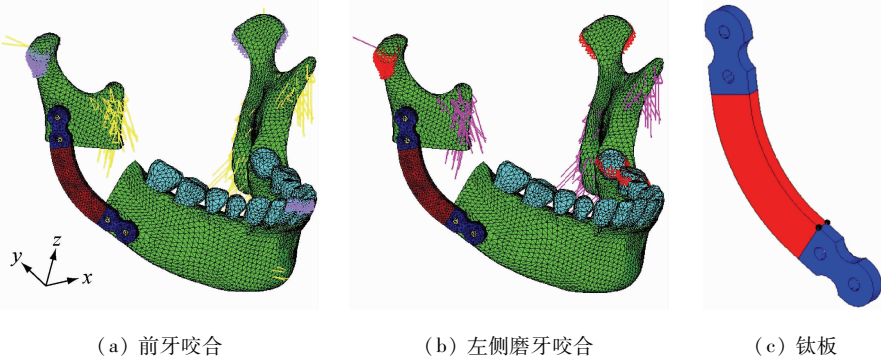


图 1 下颌和钛板三维有限元模型图

Fig. 1 3D finite element model of the mandible and titanium plate

(a) Incisal clenching, (b) Left unilateral molar clenching, (c) Titanium plate

下颌骨在咬合状态时发挥作用的肌肉包括:咬肌、翼内肌、翼外肌、颞肌和二腹肌等 5 组肌肉。不同的咬合方式下肌肉力的大小和方向都会有变化,其中前牙咬合和左侧磨牙咬合肌肉力的大小和方向见表 2、3<sup>[13]</sup>。在各个肌肉附着区域上选定若干点,均匀地分布在对应肌肉附着区域上(见图 1(a)、(b))。

表 1 模型各部分的材料属性

Tab. 1 Material proprieties of each part of the model

名称	$E/GPa$	$\nu$
松质骨	7.93	0.3
皮质骨	13.7	0.3
牙列	30	0.3
钛板	110	0.3

表 2 前牙咬合下肌肉力大小和方向

Tab. 2 Muscle dimension and direction under the bite of incisal clenching

肌肉	节点数 $n$		右边单节点肌肉力/N			左边单节点肌肉力/N		
	右边	左边	$F_x$	$F_y$	$F_z$	$F_x$	$F_y$	$F_z$
SM	17	17	-0.93	-1.88	3.96	0.93	-1.88	3.96
DM	10	10	-1.16	0.76	1.61	1.16	0.76	1.61
MP	13	13	5.10	-3.91	8.30	-5.10	-3.91	8.30
AT	10	10	-0.19	-0.06	1.25	0.19	-0.06	1.25
MT	5	5	-0.25	0.57	0.96	0.25	0.57	0.96
PT	4	4	-0.16	0.65	0.36	0.16	0.65	0.36
ILP	1	1	29.92	-35.96	-8.26	-29.92	-35.96	-8.26
SLP	1	1	10.92	-9.26	1.06	-10.92	-9.26	1.06
AD	2	2	-2.44	9.40	-2.37	2.44	9.40	-2.37

注:SM、DM 分别为浅层、深层咬肌;MP 为翼内肌,ILP、SLP 分别为翼外肌下、上头;AT、MT、PT 分别为颞肌前、中、后束;AD 为二腹肌

表 3 左侧磨牙咬合下肌肉力大小和方向

Tab. 3 Muscle dimension and direction under the bite of left unilateral molar clenching

肌肉	节点数 $n$		右边单节点肌肉力/N			左边单节点肌肉力/N		
	右边	左边	$F_x$	$F_y$	$F_z$	$F_x$	$F_y$	$F_z$
SM	17	17	-1.39	-2.82	5.94	1.67	-3.38	7.13
DM	10	10	-2.67	1.75	3.71	3.21	2.10	4.45
MP	13	13	3.92	-3.01	6.38	-5.49	-4.21	8.93
AT	10	10	-1.37	-0.40	9.05	1.72	-0.51	11.40
MT	5	5	-2.84	6.41	10.72	2.80	6.31	10.56
PT	4	4	-1.53	6.30	3.49	2.32	9.53	5.29
ILP	1	1	27.4	-32.92	-7.57	-12.64	-15.19	-3.49

注:SM、DM 分别为浅层、深层咬肌;MP 为翼内肌,ILP 为翼外肌下头;AT、MT、PT 分别为颞肌前、中、后束

## 2 优化分析

由于钛板两端用于螺钉固定,故保留其形状不作为优化区域,本文只对钛板中间区域进行优化。如图 1(c)所示,红色为优化区域,蓝色为非优化区

域,体积分别为 592.59 和 468.59 mm<sup>3</sup>。钛修复体构型设计的基本要求为满足下颌骨运动的强度要求情况下,材料尽可能少。因此,采用柔度作为优化目标,柔度越小,结构的应变能越小,抵抗变形的能力越强,稳定性越好。由于优化后的修复体需要满足

不同咬合方式,选用两种具有代表性的咬合工况:前牙咬合和单侧磨牙咬合<sup>[14]</sup>,并认为两种工况对构型的影响是相同的,通过对两者柔度加权平均的方式来获得单一的优化目标,关系如下:

$$\text{Weighted compliance} = \text{INC}/2 + \text{LMOL}/2$$

其中,INC、LMOL 分别表示前牙和左侧磨牙咬合工况时有限元模型的柔度。

为了通过拓扑优化获得质量轻同时结构柔度足够小的钛板形状,将体积分数  $F$  (优化区域优化后体积与优化区域原体积之比) 作为优化的约束条件。 $F$  的取值一般根据实际情况由经验选定,如果选择的  $F$  值过大,则失去优化的意义;选择的  $F$  值过小,优化后的钛板结构柔度将过大。为此,根据临床常用钛板分别选择  $F = 0.55, 0.60, 0.65, 0.70, 0.75$  为约束上限,考察其对优化构型的影响。

为了使优化后的构型结构简洁,便于加工,在优化区域上添加挤出约束。挤出约束可以在实体单元上生成等截面的拓扑结构,强制限定去除材料的方向,避免出现小型内腔或大面积空壳状分布。本文定义的方向为沿着钛板厚度的方向,可以使优化后的构型板厚度一致。

同时,为了消除拓扑优化中经常出现的数值不稳定现象,如棋盘格式和单元依赖性,使用 Optistruct 里的最小成员尺寸设置,通过实际计算比较分析后将其设定为 2 mm。

本文的优化算法采用密度法,密度法中假设材料的宏观弹性模量与其密度的关系为

$$\underline{E}(\rho) = \rho^n E$$

式中: $E$  为材料弹性模量, $\rho$  为单元相对密度, $E$  则表

示相对弹性模量, $p$  为惩罚系数; $p > 1$ ,可控制单元密度更加趋于 0 或 1。相应地,对应单元的相对弹性模量很小,对结构柔度的影响变小。对于体单元, $p$  值一般取 3~7。为了在优化过程中获得更好的单元密度趋于 0 或 1 的效率,分别选择  $p = 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0$  进行比较。

### 3 优化结果

在相同的工况下,钛板优化区域的  $F$  值直接决定钛板优化后构型的优劣。为得到一个好的钛板构型,先要确定  $F$  的取值。因此,先取定  $p = 3.5$ ,  $F = 0.55, 0.60, 0.65, 0.70, 0.75$ ,一方面确定最优的体积分数,同时得到基本优化构型。

优化后密度云图如图 2 所示,图中从红到蓝的颜色变化表示单元密度从 1 到 0 的变化。可见,随着  $F$  值的增大,钛板呈现不同的优化结果,同时整体柔度呈线性变小(见图 3)。就整体而言,其结构基本一致,均在优化区域出现 3 个不同大小的孔洞,且外缘边界宽度逐渐增大。比较分析,当  $F = 0.7$  和 0.75 时,被优化的孔洞面积较小,构型出现材料的堆积,实际意义不大;而当  $F = 0.55$  时,外缘宽度过小,不利于加工成型,且在最终构型中有细窄结构出现易引起应力集中或断裂。另外,从柔度的变化也可看出,柔度随  $F$  值的增大而减小(见图 3), $F$  从 0.55~0.65,柔度减小了 4.1 mJ,而从 0.65~0.75 则只改变了 2 mJ。由此可见, $F > 0.65$  之后, $F$  值的增加对柔度的改变不显著。因此, $F = 0.65$  是较优的体积分数的选择。

图 4 所示为当  $F = 0.65$ ,惩罚系数  $p = 3.0, 3.5$ ,

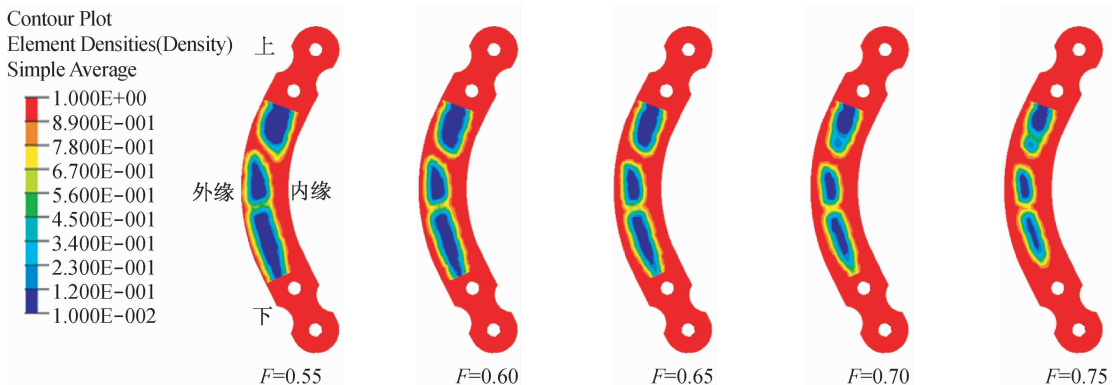


图 2 当  $p = 3.5$  时,不同  $F$  值的钛板密度云图

Fig. 2 Density contour of the titanium plate with  $p = 3.5$  and different parameter  $F$  values

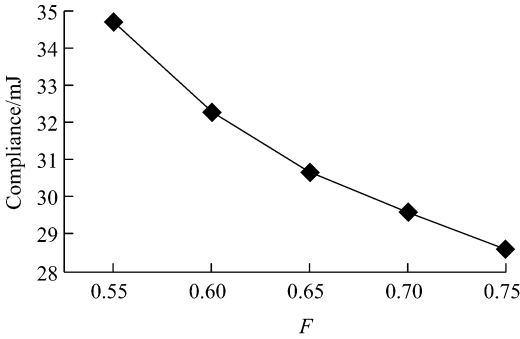


图3  $F$  值对结构柔度的影响 ( $p=3.5$ )

Fig.3 Effect of parameter  $F$  value on compliance of the whole structure

4.0,4.5,5.0 时对优化构型的影响。图 5 显示的则是柔度随  $p$  值增加的变化曲线。可以看到,随着  $p$  值增加,优化构型出现了显著差异,而柔度则变化不大(约 5%)。当  $p=4.5$  和 5.0 时,钛板结构出现了 4 个孔,或者外缘被优化去除,其构型与“3 孔结构”的优化构型差异较大,没有实际意义,故不予选择;当  $p=3.0,3.5,4.0$ ,优化后结果近似,柔度也很接近(见图 5),效果均较好。故对于本文模型, $p=3.0,3.5,4.0$  均能得到较理想的效果。

基于以上分析,本文选择  $F=0.65, p=3.5$  这一组参数组合用于最终优化,优化所得的钛板构型如

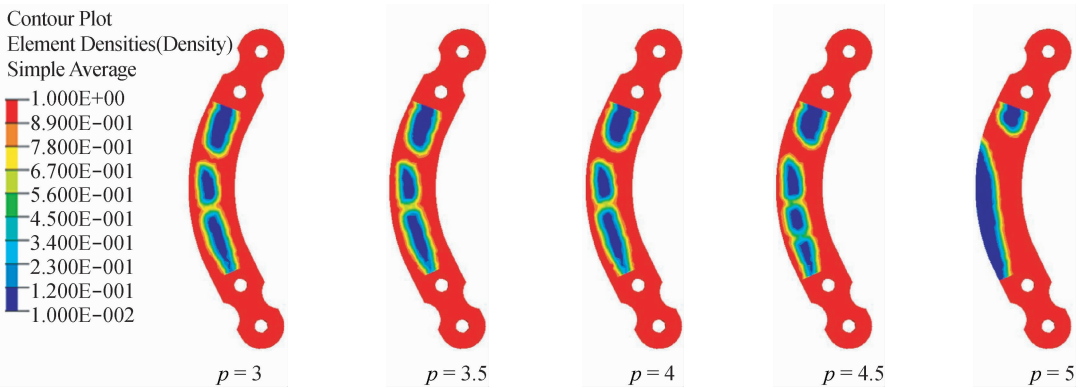


图4 当  $F=0.65$  时,不同  $p$  值的钛板密度云图

Fig.4 Density contour of the titanium plate with  $F=0.65$  and different value of parameter  $p$

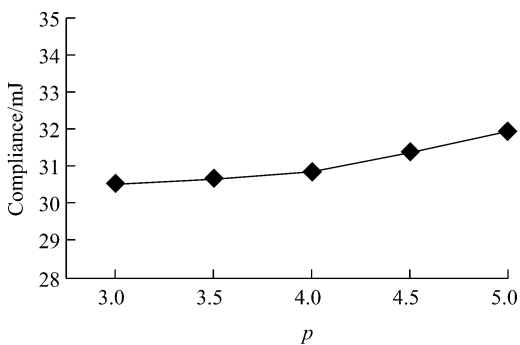


图5  $p$  值对结构柔度的影响 ( $F=0.65$ )

Fig.5 Effect of parameter  $p$  value on compliance of the whole structure

型,并将其和缺损下颌骨组合成带优化后植入体的下颌骨模型(见图 7)。

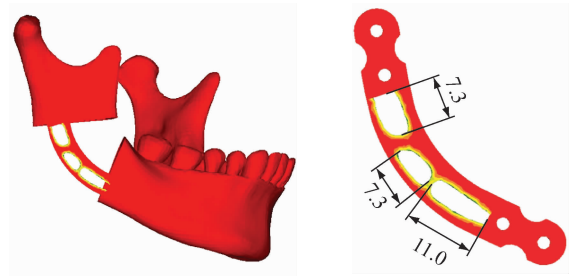


图6 优化计算结果(单位:mm)

Fig.6 Optimization result

图 6 所示。根据这一优化构型,从上往下的 3 个椭圆孔长度之比约为 1 : 1 : 1.5。在该结果基础上考虑机械设计和加工的方便性和规范化,根据体积分数算出孔洞宽度为板宽度的 40%,并使板内外缘宽度相等。在 Abaqus 6. 10. 1 中获得优化后钛板模

#### 4 优化模型的有限元分析

在 Abaqus 6. 10. 1 中对优化后模型做前牙咬合和左侧磨牙咬合两种工况下的有限元计算,计算结果如图 8 所示。

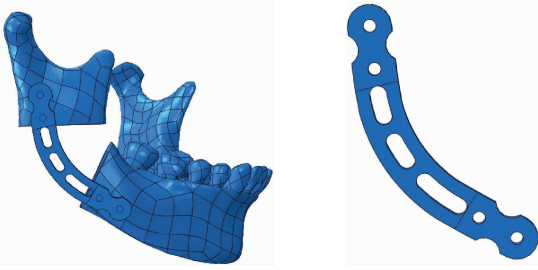


图7 优化后模型

Fig. 7 Optimized model

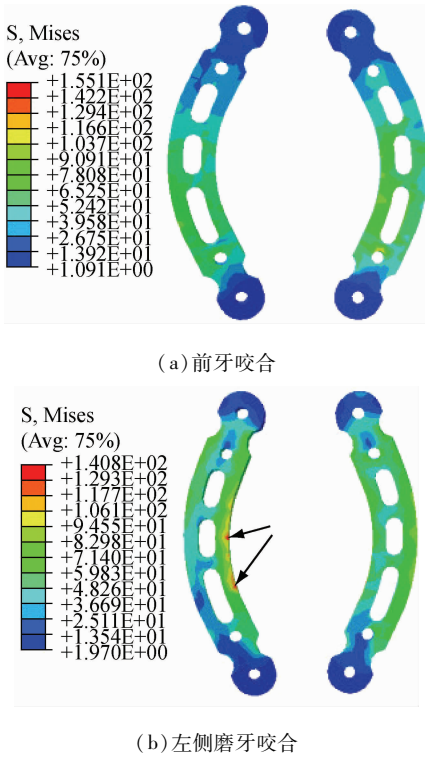


图8 优化后钛板在不同工况下的 Von Mises 应力分布  
Fig. 8 Von Mises stress distributions on the optimized titanium plate under different conditions (a) Incisal clenching, (b) Left unilateral molar clenching

当工况为前牙咬合时,钛板的应力分布比较均匀,只在舌侧面靠近牙列的螺孔位置处出现了应力较高的情况;而工况为左侧磨牙咬合时,舌侧面应力分布较均匀,螺孔位置也没有出现应力集中,但是在唇侧面弯曲内缘出现应力集中(图8箭头所示)。两种工况下的最大应力分别为 155.1 和 140.8 MPa, 尽管小于钛的静态屈曲极限和弯曲极限<sup>[15-16]</sup>,但从应力集中和疲劳破坏的角度分析,这不利于植入体的长期使用。因此,仍有必要对优化结果做进一步的调整,使钛板应力分布尽量均匀。

## 5 讨论

下颌骨植入体构型的优化一直是植入体设计的重要内容。本文针对下颌角缺损的植入钛板,采用拓扑优化方法进行优化,以寻求一种适用于下颌角缺损修复钛植入体的优化过程方法,探索拓扑优化技术应用于下颌骨缺损修复的可行性。

对于载荷的确定,考虑到下颌角缺损患者康复过程中,前牙咬合和单侧磨牙咬合这两种工况都可能出现,为了能够使优化的目标能同时满足和体现两种咬合工况,选用权重的方式来获得单一的优化目标。对于权重系数的选取,由于目前还没有临床数据表明患者在术后何种咬合工况更频繁或更重要,故选择两种咬合工况同等重要的方式,将权重系数分别设为 0.5。

就拓扑优化而言,体积分数是决定优化结果是否充分的最重要参数,为此本文优先考虑了体积分数的选取,在体积分数确定的条件下再确定其他参数如惩罚系数等。从结果可以看出,体积分数越大,柔度越小。优化后有的孔洞面积较小,出现了材料的堆积,而有的外缘宽度过小,不能保证构型的安全性,而  $F = 0.65$  为下颌角缺损修复较好的目标参数。同时,惩罚系数对柔度的影响较小,但对构型有一定影响,当其取值较大时,甚至会出现一些特异的构型。

利用上述方法确定的参数组合优化所得的构型与常规成型钛板不同。常规成型钛板所有孔洞大小形状等都是相同的,而本文得到的构型为不同长度的椭圆孔,从上往下的 3 个椭圆孔长轴之比约为 1:1:1.5。该构型去除了低应力区域,使材料得到了充分利用,从应力分布和材料利用率两方面来看,本文的构型应该更加合理。另外,本文所得构型还与一些针对个体化设计的构型<sup>[6]</sup>有显著差异,这是因为本文构型基于成型钛板作为优化初始模型,所得模型没有个性化的特点,能适合于大多数下颌角缺损的状况。更主要的是,本文重点是在优化方法和优化过程上的探索,通过优化计算获得了“3孔结构”的基本优化构型,该构型考虑了前牙咬合和单侧磨牙咬合对钛板构型的影响,可为临床下颌修复体的设计提供借鉴。

## 6 结语

本文利用有限元软件 Hyperworks 10.0 中的 Optistruct 模块,对下颌角缺损修复钛板进行了拓扑优化。针对下颌角缺损及其钛板修复体,经过建模、施加载荷和约束、设定优化设置、提取优化结果、初步分析优化结果等过程,最终获得了一套适用于下颌骨修复植入体构型优化的参数和方法,同时也得到了优化后的钛板基本构型。本研究发现,对于下颌角缺损,3孔构型是钛板基本优化构型。针对同一构型,单侧磨牙咬合较前牙咬合对植入体应力分布的影响较为显著。

## 参考文献:

- [1] Wolf-Dieter K, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects [J]. *J Cranio Maxillofac Surg*, 2006, 34(4): 201-209.
- [2] 刘永杰, 欧阳巧琳, 田仁慧, 等. 植入用 Ti-6Al-4V 合金模拟液体浸泡后高频和超高周疲劳性能 [J]. *医用生物力学*, 2011, 26(1): 7-12.  
Liu YJ, Ouyang QL, Tian RH, *et al.* Ultra-high cycle fatigue behaviors of implanted Ti-6Al-4V in high frequency after subjection to simulated body fluid [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(1): 7-12.
- [3] Maurer P, Eckert AW, Kriwalsky MS, *et al.* Scope and limitations of methods of mandibular reconstruction: A long-term follow-up [J]. *Brit J Oral Maxillofac Surg*, 2010, 48(2): 100-104.
- [4] Tong-Mei W, Hao-Hueng C, Ho Y, *et al.* Screw hole-positioning guide and plate-positioning guide: A novel method to assist mandibular reconstruction [J]. *J Dent Sci*, 2012, 7(3): 301-305.
- [5] Wong R, Tideman H, Merx M, *et al.* Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2011, 40(4): 393-400.
- [6] 张富强, 孙健, 张秀娟, 等. 个性化下颌体部钛植入支架的生物力学设计 [J]. *口腔颌面修复学杂志*, 2005, 6(3): 232-235.
- [7] 刘葳, 李涤尘, 周丽斌, 等. 定制化柔性下颌骨钛替代物的有限元优化分析及动物试验 [J]. *机械工程学报*, 2010, 46(5): 133-138.
- [8] 周克民, 李俊峰, 李霞. 结构拓扑优化研究方法综述 [J]. *力学进展*, 2005, 35(1): 69-76.
- [9] 周江军, 雷伟, 吴子祥, 等. 有限元分析优化设计人工颈椎复合关节系统球窝关节 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(4): 302-307.  
Zhou JJ, Lei W, Wu ZX, *et al.* Optimal design of ball-socket on artificial cervical joint complexity by finite element analysis [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 302-307.
- [10] 廖贵清, 苏宇雄. 下颌骨缺损分类 [J]. *广东牙病防治*, 2008, 16(2): 57-59.
- [11] Tanaka E, Tanaka M, Watanabe M, *et al.* Influences of occlusal and skeletal discrepancies on biomechanical environment in the TMJ during maximum clenching: An analytic approach with the finite element method [J]. *J Oral Rehabil*, 2001, 28(9): 888-894.
- [12] 罗小惠, 樊瑜波. 下颌骨骨折内固定的三维有限元分析 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2009, 26(3): 534-539.
- [13] Koriath TP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching [J]. *J Dent Res*, 1994, 73(1): 56-66.
- [14] Ji BH, Chun W, Song FM, *et al.* A new biomechanical model for evaluation of fixation systems of maxillofacial fractures [J]. *J Cranio Maxillofac Surg*, 2012, 40(5): 405-408.
- [15] Schuller-Götzburg P, Pleschberger M, Rammerstorfer FG, *et al.* 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2009, 38(12): 1298-1305.
- [16] Arne W, Krach W, Kurt S, *et al.* A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process [J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2002, 94(6): 678-686.