

文章编号: 1004-7220(2024)03-0442-08

# 基于传力路径的接骨板结构拓扑优化设计

蔡俊, 丁晓红, 段朋云, 熊敏, 张横

(上海理工大学 机械工程学院, 上海 200093)

**摘要:** **目的** 提出一种相对于传统拓扑优化方法能有效降低应力集中,并进一步提高断骨愈合效果的接骨板拓扑优化设计方法。**方法** 依据接骨板在断骨-接骨板系统中的载荷约束条件,采用改进的基于传力路径的拓扑优化方法对接骨板结构进行优化设计。随后采用基于偏应变的骨再生模拟模型,对胫骨干横向骨折情况进行骨再生模拟,依据骨再生过程数据对优化接骨板的受力状态、固定稳定性及愈合性能进行评估。**结果** 使用基于传力路径优化方法的优化接骨板在体积分数 $f=0.55$ 、 $0.65$ 时,接骨板最大应力分别为55.68、42.23 MPa,相较于传统拓扑优化方法优化接骨板分别降低32.96%、29.95%;骨愈合过程后骨痂平均弹性模量分别为1439.47、1355.71 MPa,相较于传统接骨板分别提升145.86%、131.06%。**结论** 提出的改进基于传力路径的拓扑优化方法,可以用于接骨板结构优化设计,优化后接骨板相比传统拓扑优化方法优化接骨板受力更加均匀,使用安全性更高,骨愈合性能相较传统接骨板有明显提升。研究结果为骨折内固定植入物的优化设计提供了一种新思路和方法。

**关键词:** 传力路径; 接骨板; 拓扑优化; 结构设计

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.03.010

## Topology Optimization Design of Bone Plate Structure Based on Load Path

CAI Jun, DING Xiaohong, DUAN Pengyun, XIONG Min, ZHANG Heng

(School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

**Abstract:** **Objective** To propose a topology-optimized design method for bone plates that effectively reduces stress concentration and improves bone healing compared with traditional topology-optimized method. **Methods** Based on the load constraints of a bone plate in a broken bone-splint system, an improved topology optimization method based on the load path was used to optimize the design of the bone plate structure. Subsequently, a bone regeneration simulation model based on bias strain was used to simulate the transverse fracture of the tibial tuberosity, and the force state, fixation stability, and healing performance of the optimized plate were evaluated based on data from the bone regeneration process. **Results** Using the optimized bone plate based on the load path optimization method, the maximum stresses of the bone plate were 55.68 MPa and 42.23 MPa at volume fractions  $f=0.55$  and  $0.65$ , respectively, which were reduced by 32.96% and 29.95%, respectively, compared with the optimized bone plate using the traditional topology optimization method. The average elastic moduli of the callus after the bone-healing process were 1439.47 MPa and 1355.71 MPa, respectively. These values were 145.86% and 131.06% higher than those of traditional bone plates, respectively. **Conclusions** In this study, the

收稿日期: 2023-11-11; 修回日期: 2023-12-18

基金项目: 上海市自然科学基金项目(22ZR1442800), 国家自然科学基金项目(51975380)

通信作者: 丁晓红, 教授, E-mail: dingxh@usst.edu.cn

proposed improved topology optimization method based on the load path was used to optimize bone-plate structures. Compared to the bone plate obtained using the traditional topology optimization method, the optimized bone plate was more uniformly loaded and safer. The bone-healing performance was significantly improved compared to the traditional bone plate. These results provide a new method for the optimal design of internal fixation implants for fractures.

**Key words:** load path; bone plate; topology optimization; structural design

接骨板植入人体后与断骨形成了复杂的骨折内固定系统,二者在愈合过程共同承担患者在日常活动中所受载荷。断骨愈合需要合适的生物力学刺激,理想的接骨板在植入人体后,应该使断骨的承力方式逐步恢复到骨骼自然状态。传统接骨板一般为等截面矩形结构,在固定断骨后其应力分布不够合理,容易产生较大的应力集中,可能导致接骨板断裂失效,危害患者健康。同时,传统接骨板与骨骼存在较大差异,导致在断骨愈合过程中承担了大部分的载荷,使得断骨应力处在较低水平,妨碍骨骼的正常生长<sup>[1]</sup>。因此,如何设计接骨板结构,改善其内部传力性能,降低应力集中,并在满足接骨板固定稳定性的同时降低其刚度,提高术后愈合效果,是值得研究的问题<sup>[2]</sup>。

拓扑优化是一种有效的结构优化设计工具,它能够根据给定的载荷情况、约束条件和优化目标函数,在设计域内找到材料的最佳分布,当前诸多学者将其用于接骨板的结构优化设计<sup>[3]</sup>。AL-Tamimi等<sup>[4]</sup>基于变密度(simple isotropic material with penalization, SIMP)方法对长骨骨板进行了在3种不同受力情况下的拓扑优化。Ouyang等<sup>[5]</sup>针对Sanders II-C型跟骨接骨板,采用拓扑优化方法,设计了新型跟骨接骨板。Sensoy等<sup>[6]</sup>首先使用粒子群优化算法对下颌骨接骨板的螺钉分布进行优化设计,然后按照最佳的螺钉分布位置对接骨板结构进行拓扑优化设计。当前利用拓扑优化技术进行接骨板结构设计的研究,有效减小了接骨板的刚度,但其优化目标多为整体刚度最大,并不关注结构中的载荷分布,优化结构常出现应力集中现象,导致优化接骨板可能在意外过大载荷作用时断裂失效,使用安全性得不到保证。

结构的基本功能是将载荷从受力点传递到支座。结构受力后,外载荷从加载点开始,流经主要结构和次要结构,最后流入支点,这一传递过程通

常用传力路径来描述<sup>[7]</sup>。本文提出一种基于传力路径的接骨板结构拓扑优化设计方法,从接骨板的传力路径出发,通过改变接骨板材料分布,减小其传力路径的曲率,得到传力更加通畅、应力分布更加均匀的优化接骨板结构,以提高接骨板的安全性,同时降低接骨板自身刚度,使断骨的传力路径贴近自然状态下,提高愈合效果。

## 1 基于传力路径的拓扑优化设计方法

### 1.1 传力路径分析方法

Kelly等<sup>[8]</sup>将传力路径定义为从载荷施加点开始到平衡反应点结束的载荷在结构内的传递轨迹,并引入流管概念,如图1(a)所示的 $X$ 方向流管由两条路径曲线形成,规定在流管内的任何位置,流管中选定方向(通常为外载方向)的荷载值恒定,即 $F_a = F_b$ 。

以 $X$ 方向的传力路径为例,路径管壁上任意微元 $M$ 的受力如图1(b)所示,将管壁上的应力分解为垂直和相切于管壁的两个方向的应力分量 $\sigma_n$ 和 $\tau_m$ ,由流管的定义要求和微元体的平衡可得:

$$\sigma_n \cos \theta_x - \tau_m \sin \theta_x = \sigma_x \cos \theta - \tau_{xy} \sin \theta = 0 \quad (1)$$

式中: $\sigma_x$ 为微元 $X$ 方向的正应力; $\tau_{xy}$ 为 $Y$ 方向的切应力,由式(1)得:

$$\tan \theta_x = -\frac{\tau_{xy}}{\sigma_x} \quad (2)$$

因此,传力路径曲线上任意一点的单位方向矢量为:

$$\mathbf{V}_x = \frac{\sigma_x}{\sqrt{\sigma_x^2 + \tau_{xy}^2}} \mathbf{i} + \frac{\tau_{xy}}{\sqrt{\sigma_x^2 + \tau_{xy}^2}} \mathbf{j} \quad (3)$$

同理,对于 $Y$ 方向的流管上任意一点,其单位方向矢量 $\mathbf{V}_y$ 可以表达为:

$$\mathbf{V}_y = \frac{\tau_{xy}}{\sqrt{\sigma_y^2 + \tau_{xy}^2}} \mathbf{i} + \frac{\sigma_y}{\sqrt{\sigma_y^2 + \tau_{xy}^2}} \mathbf{j} \quad (4)$$

如图1(c)所示的矩形梁,右端受均匀水平载荷 $F$ 作用,左端固定,以载荷作用点为传力路径起始点,步长为单位长度,依据式(3)计算出路径上各点单位方向矢量,即可得到流管管壁上各点坐标,依次连接绘制出梁 $X$ 方向的传力路径如图1(d)所示。

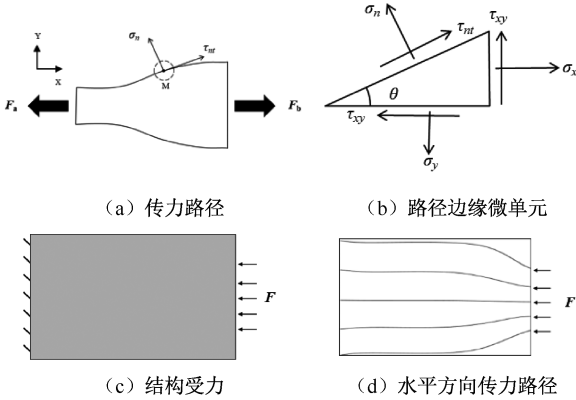


图1 传力向量分析及传力路径实例

Fig. 1 Force vector analysis and force path example

- (a) Load path, (b) Microcells at the edge of the path,  
(c) Loads and constraints on structures, (d) Horizontal  
load path

## 1.2 基于传力路径的拓扑优化设计步骤

最有效的传力路径是从受力点到支撑点的1条直线,但一般情况下,传力路径总会因为由于结构几何形状的变化或结构内弯矩的存在而弯曲<sup>[9]</sup>。基于传力路径进行结构拓扑优化时,如果能使传力路径变直,使得1个方向的载荷分量占主导地位,就有可能提高结构载荷传递的效率。基于此,Kelly等<sup>[10]</sup>提出了如下基于传力路径的拓扑优化算法:

(1) 初始化。首先定义结构中单元的最大和最小弹性模量 $E_{\max}$ 、 $E_{\min}$ 以及优化体积分数 $f$ ,其中 $E_{\max}$ 为原结构材料的弹性模量值, $E_{\min}$ 为接近但大于0的值,以便于在迭代过程中不产生奇异现象。

(2) 更新载荷、约束以及初始弹性模量值,进行有限元计算,并计算结构应变能 $c$ 。

(3) 计算每个单元中心点的方向向量值( $V_x$ 、 $V_y$ ),并选择二者中对值较大的作为该单元的方向向量 $|V_i|$ 。

(4) 将所有单元的方向向量按照 $|V_i|$ 的值由大到小排序,从 $|V_i|$ 最大的单元开始累计单元体

积,当累计体积达到所设体积分数 $f$ 表征的体积时,将该单元的方向向量 $|V_i|$ 定义为 $V_{\text{cut}}$ 。

(5) 更新迭代每个单元的弹性模量

$$E_{il\text{new}} = E_{il\text{old}} \left( \frac{V_i}{V_{\text{cut}}} \right) \quad (5)$$

若 $E_{il\text{new}} > E_{\max}$ ,则 $E_{il\text{new}} = E_{\max}$ ;若 $E_{il\text{new}} < E_{\min}$ ,则 $E_{il\text{new}} = E_{\min}$ 。

(6) 收敛准则为

$$D = (E_{\text{avg}} - E_{\max}f) < \varepsilon \quad (6)$$

式中: $\varepsilon$ 为1个接近但大于0的数; $E_{\text{avg}}$ 为本次迭代后设计域内所有单元的平均弹性模量,优化结束时结构应由设定体积分数的弹性模量为 $E_{\max}$ 材料和余下区域弹性模量为 $E_{\min}$ 材料组成,故有

$$E_{\text{avg}} = (E_{\max}Nf + E_{\min}N(1-f))/N = E_{\max}f + E_{\min}(1-f) \quad (7)$$

式中: $N$ 为单元总数。由于 $E_{\max}$ 与 $E_{\min}$ 相差较大,故可舍去 $E_{\min}(1-f)$ 项。

由于Kelly等<sup>[10]</sup>提出的上述拓扑算法的收敛速度较慢,并且在优化结果中灰度单元较多,本文在步骤(4)中引入惩罚因子 $p$ ,将单元弹性模量迭代公式更改为:

$$E_{il\text{new}} = E_{il\text{old}} \left( \frac{V_i}{V_{\text{cut}}} \right)^p \quad (8)$$

惩罚因子 $p$ 能够加快单元弹性模量向 $E_{\max}$ 和 $E_{\min}$ 收敛的速度,其取值对优化结果有影响。取值过小起不到惩罚效果,结构中仍存在较多灰度单元;取值过大会导致每次迭代结构变化较大,且计算时长大幅提高。本文取经验值 $p=3.0$ 。

## 1.3 经典算例

为验证传力路径优化方法所得优化结构的合理性,对悬臂梁进行拓扑优化设计,并与SIMP方法的设计结果进行比较。SIMP方法的基本思想是通过假定一种密度在 $[0,1]$ 间的材料单元,将离散变量优化问题转化为连续变量优化问题,其优化数学模型为:

$$\begin{aligned} & \text{Find } \mathbf{X} = \{x_1, x_2, \dots, x_n\} \in \Omega \\ & \text{Minimize } \mathbf{C}(x) = \mathbf{F}^T \mathbf{U} = \mathbf{U}^T \mathbf{K} \mathbf{U} = \sum_{i=1}^n x_i^p u_i^T k_0 u_i \\ & \text{Subject to } \sum_{i=1}^n x_i v_i - fV \leq 0 \quad (9) \\ & \mathbf{F} = \mathbf{K} \mathbf{U} \end{aligned}$$

$$0 \leq x_{\min} \leq x_i \leq 1, \quad i = 1, 2, \dots, n$$

式中:  $n$  为单元编号;  $x_i$  为材料单元的相对密度;  $\mathbf{u}_i$  为单元位移向量;  $\mathbf{k}_0$  为密度为 1 时的单元刚度矩阵;  $x_{\min}$  为最小材料单元密度,  $x_{\min} = 0.001$ ;  $v_i$  为单元相对体积;  $f$  为体积分数;  $V$  为结构体积;  $\mathbf{K}$  为总刚度矩阵;  $\mathbf{F}$  为外力向量;  $\mathbf{U}$  为结构的位移向量。

悬臂梁的右端中点处受到向下的集中力载荷,左端全约束[见图 2(a)]。分析梁的受力可知,悬臂梁内的弯矩由支座端到加载端线性降低,梁截面的正压力随与中性层的距离线性增加,同时观察梁的传力路径, $X$  方向传力路径从梁的上端约束点出发,在弯矩的作用下转向  $180^\circ$  传入梁支座下端,由于支座上下端正压力较中间层更大,

因此该处的路径更加密集[见图 2(b)]。 $Y$  方向传力路径由外载端均匀传递剪切力载荷至约束端,且由于截面剪应力呈二次曲线分布,故梁中间层附近的路径更加密集。比较采用传力路径优化方法和 SIMP 方法进行设计得到的最优结构发现,二者具有相似性,但存在一定差异[见图 2(c)]。由于传力路径的疏密反映了应力的集中程度,而悬臂梁结构中应力最为集中的区域是支座上下端(弯矩产生的正应力)和梁中间层(剪切产生的切应力),因此相较于 SIMP 方法优化结构,传力路径方法的设计结果加厚了梁在支座上下端的结构分支,削减了上下端连接结构的厚度,但增加了一对较窄的分支用于补偿结构传递剪切力的性能。

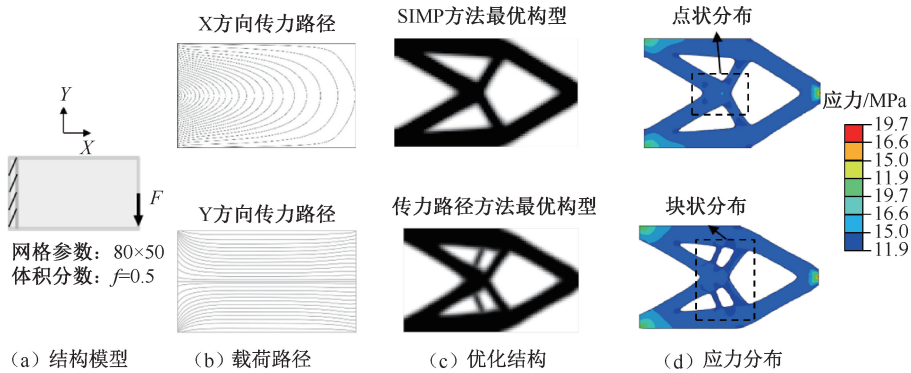


图 2 悬臂梁算例

Fig. 2 Cantilever beam (a) Structural model, (b) Load path, (c) Optimization of structures, (d) Stress distributions

表 1 所示为采用两种方法得到的优化结构的柔度,以及外载  $F = 100 \text{ N}$  时结构中的最大、最小应力。结果表明,传力路径方法优化结构较 SIMP 方法优化结构刚度较小,这是因为 SIMP 方法目标函数为刚度最大,而传力路径方法则期望得到传力效率更高的结构。同时观察优化结构的应力分布发现,对于一定应力范围内的应力,传力路径优化结构中呈较均匀的块状分布,而 SIMP 方法优化结构中呈离散点状分布[见图 2(d)]。此外,如 SIMP 方法优化结构的最大应力比传力路径方法优化结构偏大,最小应力偏小(见表 1),说明传力路径方法的优化结构中应力分布更加均匀,因而其载荷的传递更加顺畅。

表 1 优化结构柔度及应力

Tab. 1 Flexibility and stress of the optimized structure

参数	SIMP 方法	传力路径方法
柔度/ $(\text{mm} \cdot \text{N}^{-1})$	40.29	41.67
最大等效应力/MPa	19.70	19.20
最小等效应力/kPa	148.7	946.4

## 2 接骨板结构拓扑优化设计

### 2.1 断骨-接骨板系统有限元模型

以接骨板固定的胫骨干横骨折为例,其断骨-接骨板装配体简化模型如图 3(a)所示,其中断骨被简化为圆柱形,由外层的皮质骨和内层的松质骨组成,加载条件为上端面均匀受到载荷,下端全约束。骨折处由骨痂包裹,骨痂尺寸由 Lacroix

等<sup>[11]</sup>实验研究所得[见图 3(b)]。接骨板通过螺钉与断骨相连,其几何尺寸如图 3(c)所示。为在优化时为保证螺钉孔结构,将螺钉孔半径方向 1 mm 区域设置为非设计域。由断骨-接骨板装配体中的边界条件,得到接骨板优化设计时的载荷边界[见图 3(d)],即接骨板的每个螺钉孔位置为全约束,两端受均匀压力。模型中各部件材料属性如表 2 所示。

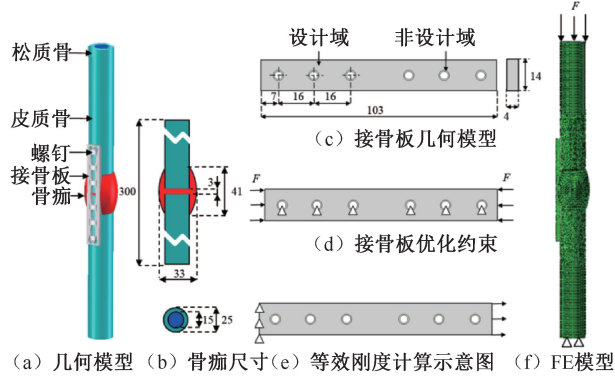


图 3 断骨-接骨板装配体模型(单位 mm)

**Fig. 3 Broken bone-bone plate assembly model** (a) Geometric modelling, (b) Bone scab size, (c) Bone plate geometry, (d) Constraints in optimization, (e) Schematic diagram of equivalent stiffness calculation, (f) Finite element model

表 2 断骨-接骨板装配体材料属性

Tab. 2 Broken bone-bone plate assembly material properties

材料	弹性模量/MPa	泊松比	剪切模量/GPa
皮质骨	$E_x = 18\ 400$	0.099	$G_x = 3.6$
	$E_y = 8\ 500$	0.141	$G_y = 2.4$
	$E_z = 6\ 900$	0.065	$G_z = 4.9$
松质骨	1 100	0.260	
初始骨痂	0.2	0.260	
接骨板	210 000	0.300	
螺钉	210 000	0.300	

## 2.2 优化设计结果

使用四边形单元对将接骨板模型离散化,网格尺寸为 0.2 mm,共 36 050 个单元。考虑在尽可能减小应力遮挡效的同时保证接骨板结构的连续性,设置体积分数  $f=0.65, 0.55$ 。分别采用传力路径的拓扑优化方法和 SIMP 方法进行优化设计,优化结果如图 4(a)所示,由优化结果经过工程化处理后的接骨板 316 不锈钢制件如图 4(b)所示。结果表明,传力路径方法优化结构将材料更多分布在接骨板的上下部分,而 SIMP 方法更多分布在接骨板的中间部分。

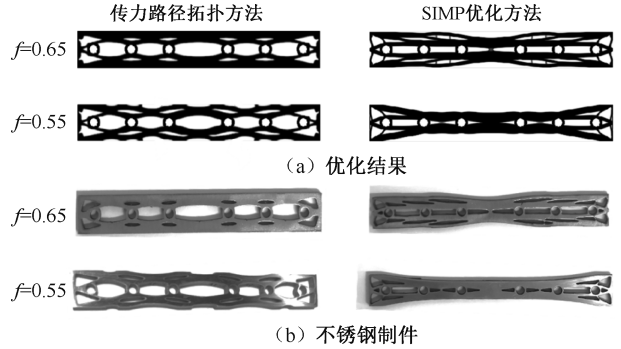


图 4 优化接骨板

**Fig. 4 Optimization results of the bone plate** (a) Optimization results, (b) Stainless steel fabrication samples

## 3 优化后接骨板力学性能分析

### 3.1 等效刚度计算

为评估优化接骨板的力学性能,假设其为均匀的和各向同性的,计算各接骨板等效刚度<sup>[12]</sup>。如图 3(e)所示,将均匀的横向位移施加在接骨板的右端上,可得各骨板的应变为:

$$\varepsilon_{xx} = \Delta L / L \quad (10)$$

式中: $\Delta L$ 为接骨板被施加的位移; $L$ 为接骨板长度。

接骨板的左端面受到全约束,其上存在的反作用力  $F$  用于计算由于位移载荷施加而产生的应力为:

$$\sigma_{xx} = F / A \quad (11)$$

式中: $A$ 为接骨板左端的横截面积。

等效刚度  $E_{eq}$  的计算公式为:

$$E_{eq} = \sigma_{xx} / \varepsilon_{xx} \quad (12)$$

计算结果为, $f=0.55$ 时,使用传力路径拓扑方法和 SIMP 方法的优化接骨板等效刚度分别为 911.43 和 967,而 $f=0.65$ 时,等效刚度分别为 7 817 和 8 423,可知传力路径方法优化接骨板的刚度相较 SIMP 方法优化接骨板降低 5%~6%。该结果与经典拓扑算例中两种方法优化结构的刚度结果情况符合,而在满足固定稳定性的条件下,接骨板刚度降低有利于减小骨折愈合过程中的应力遮挡效应。

### 3.2 接骨板应力分析

观察优化接骨板应力云图发现,对于一定应力范围内的应力,传力路径方法优化接骨板呈现较均匀的块状分布的特点,而 SIMP 方法优化接骨板出

现应力集中的情况[见图 5(a)]. 比较优化接骨板的应力极值, 结果表明, 相较于 SIMP 方法优化接骨

板, 传力路径方法优化接骨板最大应力更小, 且最小应力更大, 故其应力分布更加均匀[见图 5(b)].

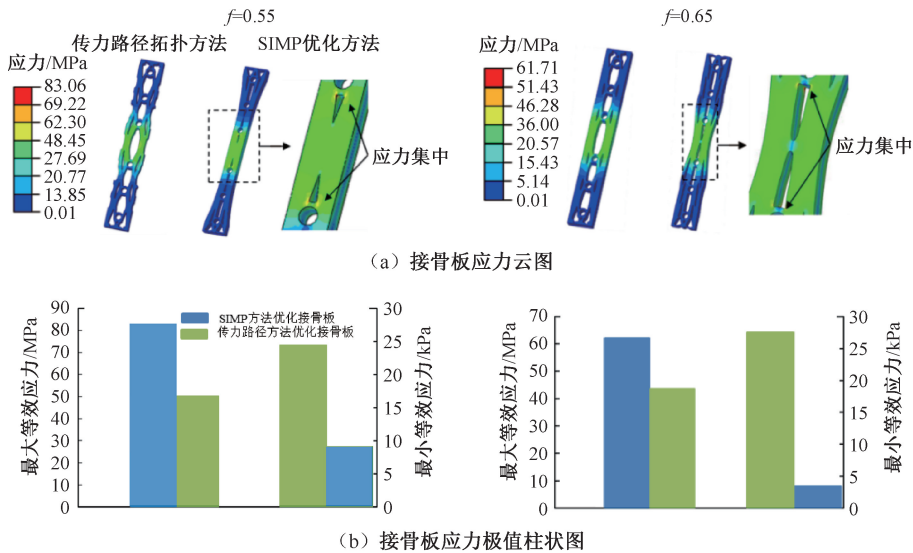


图 5 接骨板应力分布及应力极值

Fig. 5 Stress distributions and stress extremes of the bone plate (a) Stress contours of the bone plate, (b) Histogram of stress extremes in the bone plate

接骨板需要具有足够的固定稳定性, 以保证植入人体后不发生松动及断裂对患者身体造成伤害。接骨板的固定稳定性可通过判断接骨板内最大应力  $\sigma_{\max}$  是否小于所用材料的许用应力, 确认接骨板的安全性<sup>[16]</sup>。结果显示, 接骨板最大应力均小于材料许用应力(520 MPa)。

#### 4 骨折愈合性能分析

骨折处在愈合时, 愈合组织内的前体细胞受生物力学刺激, 分化为纤维组织、软骨, 生长为成熟骨, 这个过程称之为骨再生<sup>[17]</sup>。使用图 3(a) 所示断骨-接骨板装配体, 建立骨再生模拟模型进行骨再生仿真, 对接骨板的承力情况及愈合性能进行评估。

骨再生过程中细胞的分化与所受到的生物力学刺激有关, 以偏应变为生物力学刺激的骨再生模拟算法, 通过计算愈合组织中的偏应变得到愈合组织的弹性模量, 能够准确地模拟骨再生过程<sup>[14]</sup>。此外, 愈合组织的生长还与细胞浓度有关。本文使用 Xu 等<sup>[15]</sup> 提出的以混合法则建立的基于细胞扩散和偏应变的骨再生模拟模型, 迭代具体步骤如下:

- (1) 初始化, 赋予材料属性;
- (2) 更新载荷约束条件;

(3) 进行静力学计算, 根据混合法则进行骨单元弹性模量的计算, 并更新到有限元模型中。

重复第(2)、(3)步, 直至到达 120 d。

以  $f=0.55$  的传力路径方法优化接骨板为例, 展示骨再生过程中骨痂形态和弹性模量的变化。图 6(a) 显示了第 20、40、60、80、120 d 时弹性模量大于 2 MPa 的骨痂形态, 弹性模量小于 2 MPa 的单元被认为未生长并最终退化。部分骨痂得到适当的刺激并最终生长分化为成熟骨。在 120 d 时, 与接骨板相对侧的一部分外骨痂和中心骨痂生长为成熟骨, 且外骨痂成熟度较中心骨痂高, 这是由于在受力时该部分外骨痂偏应变较中心骨痂更大, 因而更快发育所致。外骨痂靠近接骨板一侧的部分中心骨痂和大部分外骨痂由于接骨板造成的应力遮挡效应未生长。

用所有骨痂单元的平均弹性模量来表征骨痂的整体刚度, 使用  $f=0.55$  的优化接骨板和传统接骨板时, 骨痂单元的平均弹性模量在骨再生过程中的变化如图 6(b) 所示。骨痂单元的平均弹性均随时间增长, 使用传力路径方法优化接骨板的骨痂平均弹性模量始终大于 SIMP 方法优化接骨板时的骨痂平均弹性模量, 且二者均远大于使用传统接骨

板。随着愈合时间的增加,采用两种优化方法得到的接骨板,骨痂平均弹性模量的差值增大,说明采用传力路径方法的接骨板应力遮挡效应更小,促进了骨折愈合。

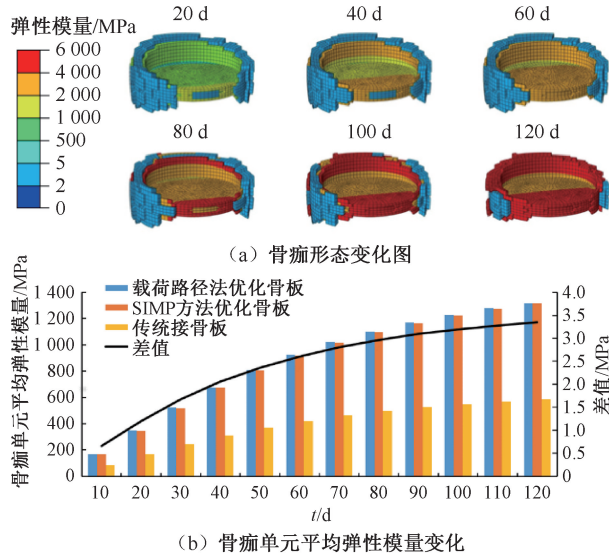


图6 骨再生过程骨痂变化示意图

Fig. 6 Schematic diagram of callus changes during bone regeneration (a) Changes in the morphology of the bone crust, (b) Changes in the mean modulus of elasticity of the bone scab

注:图6(b)中黑色差值线代表使用使用传力路径优化方法和 SIMP 方法优化接骨板时骨痂单元平均弹性模量的差值。

120 d 时使用各接骨板的骨痂单元平均弹性模量如表 3 所示。 $f=0.65$  时,传力路径拓扑算法的优化骨板较传统骨板提升 131.06%,较 SIMP 方法提升 0.1%; $f=0.55$  时,传力路径拓扑算法的优化骨板较传统骨板提升骨折愈合率 124.29%,较 SIMP 方法提升 0.47%。

表3 骨痂单元平均弹性模量

Tab. 3 Average elastic modulus of callus unit

体积分数	骨痂单元平均弹性模量/MPa	
	传力路径拓扑优化方法	SIMP 优化方法
0.55	1 444.11	1 439.47
0.65	1 357.13	1 355.71
传统接骨板	587.36	

## 5 结论

本文提出了一种改进的基于传力路径的结构拓扑优化方法,基于该方法可得到刚度较小而应力

分布更均匀的结构;将提出的方法用于骨折接骨板的结构设计,得到使用安全性更高、骨愈合性能更好的接骨板结构。首先,用经典拓扑优化算例验证了提出方法的有效性,并与 SIMP 方法优化结果进行比较;进一步对胫骨骨干横向骨折的接骨板进行优化,采用激光切割方法制作了 316 不锈钢接骨板;进一步分析传力路径优化方法和 SIMP 优化方法得到的接骨板的等效刚度和应力分布,并基于偏应变的骨再生模拟模型的仿真结果对优化接骨板的载荷分布及骨愈合性能进行评估。结果表明,基于本文提出的传力路径优化方法得到的接骨板满足固定稳定性要求,相较于 SIMP 方法优化接骨板,应力更加均匀,没有出现应力集中现象;骨愈合性能较传统接骨板有明显提高。

理想的接骨板在植入后应使断骨的载荷分布与人体在自然状态下相似。相比较于目前在优化时多使用刚度最大作为优化目标的 SIMP 方法,基于传力路径的拓扑优化方法从结构内载荷传递出发,通过减小传力路径曲率,使材料更多分布在外载荷更加集中的位置,得到刚度较低,但结构内载荷传递更加畅通,应力分布更加均匀的接骨板优化结构,从而在提升了骨折愈合性能的同时提高了其使用安全性,因此基于传力路径的拓扑优化方法更适合接骨板的优化设计。此外,对于髓内针、假体等植入后不再取出的内固定植入物,提高植入物的承力效率及使用安全性有助于提升患者术后愈合效果,降低二次手术概率,对于患者早日恢复日常活动能力十分重要。因此,该方法也有望应用于这类内固定植入物的优化设计中,提高骨折的治疗效果。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:蔡俊负责研究实施、数据分析及论文撰写;丁晓红、段朋云负责资料收集、研究设计和论文修改;熊敏、张横负责论文写作指导和审阅。

## 参考文献:

- [1] 连晖,丁晓红,焦古月,等.长骨类骨折内固定系统刚度和应力分布规律[J].医用生物力学,2022,37(4):604-611.  
LIAN H, DING XH, JIAO GY, et al. Relationship between stiffness and stress of internal fixation system for long bone fractures and the method of determining the stiffness of

- bone plate [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(4): 604-611.
- [ 2 ] 戴尅戎. 骨折内固定与应力遮挡效应[J]. *医用生物力学*, 2000, 15(2): 69-71.  
DAI KR. Internal fixation of fracture and stress shielding effect [J]. *J Med Biomech*, 2000, 15(2): 69-71.
- [ 3 ] 丁晓红, 徐世鹏, 段朋云, 等. 骨折内固定接骨板生物力学评价及结构设计方法研究进展[J]. *上海理工大学学报*, 2022, 44(5): 429-439.
- [ 4 ] AL-TAMIMI AA, FERNANDES ARP, PEACH C, *et al.* Metallic bone fixation implants: A novel design approach for reducing the stress shielding phenomenon [J]. *Virtual Phys Prototyp*, 2017, 12(2): 1339-1349.
- [ 5 ] OUYANG H, DENG Y, XIE P, *et al.* Biomechanical comparison of conventional and optimized locking plates for the fixation of intraarticular calcaneal fractures: A finite element analysis [J]. *Compute Methods Biomech Biomed Eng*, 2017, 20 (12): 1339-1349.
- [ 6 ] ŞENSOY AT, KAYMAZ I, ERTAŞ Ü. Biomechanical evaluation of a novel mandibular distraction osteogenesis protocol: An *in-vitro* validation and the practical use of the method [J/OL]. *Compute Methods Biomech Biomed Engin*, 2020, doi: 10.1080/10255842.2020.1850704.
- [ 7 ] MARHADI K, VENKATARAMAN S. Comparison of quantitative and qualitative information provided by different structural load path definitions [J]. *Int J Simul*, 2009, 3 (3): 384-400.
- [ 8 ] KELLY DW, HSU P, ASUDULLAH M. Load paths and load flow in finite element analysis [J]. *Eng Computation*, 2001, 18(1/2): 304-313.
- [ 9 ] KELLY D, REIDSEMA C, BASSANDEH A, *et al.* On interpreting load paths and identifying a load bearing topology from finite element analysis [J]. *Finite Elem Anal Des*, 2011, 47(8): 867-876.
- [ 10 ] KELLY DW, REIDSEMA CA, LEE MCW, *et al.* An algorithm for defining load paths and a load bearing topology in finite element analysis [J]. *Eng Computation*, 2011, 28(2): 196-214.
- [ 11 ] LACROIX D, PRENDERGAST PJ. A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: Analysis of gap size and loading [J]. *J Biomech*, 2002, 35 (9): 1163-1171.
- [ 12 ] SANTOS AR, ALMEIDA H, BARTOLO PJ. Additive manufacturing techniques for scaffold-based cartilage tissue engineering [J]. *Virtual Phys Prototyp*, 2013, 8 (3): 175-186.
- [ 13 ] LIN D, LI Q, LI W, *et al.* Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2009, 2(5): 410-432.
- [ 14 ] LACROIX D, PRENDERGAST PJ, LI G, *et al.* Biomechanical model to simulate tissue differentiation and bone regeneration: Application to fracture healing [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2002, 40 (1): 14-21.
- [ 15 ] XU SP, DING XH, XIONG M, *et al.* The optimal design of 3D-printed lattice bone plate by considering fracture healing mechanism [J]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2023, 39(3): e3682.
- [ 16 ] STOFFEL K, DIETER U, STACHOWIAK G, *et al.* Biomechanical testing of the LCP—How can stability in locked internal fixators be controlled? [J]. *Injury J*, 2003, 34(2): 11-19.
- [ 17 ] GUTIÉRREZ-GIL J, NADAL E, BOUZA K, *et al.* Bone remodelling-based numerical evaluation of personalized masticatory forces from CT-scans [J]. *Comput Method Appl M*, 2022, 401(Part B): 115635.