

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2025.11.014

# 基于主应力分布的CFR-PEEK下颌骨内植物3D打印路径规划

徐俊猛<sup>1,2</sup>, 贾儒<sup>1,2</sup>, 蒋厚峰<sup>1,2</sup>, 乌日开西·艾依提<sup>1,2</sup>

(1. 新疆大学机械工程学院, 乌鲁木齐 830017; 2. 新疆增材再制造技术重点实验室, 乌鲁木齐 830017)

**摘要:** 下颌骨缺损作为口腔颌面外科的常见病症,在临床中经常发生,而下颌骨缺损内植物的力学性能直接影响临床修复效果。为突破传统内植物力学性能不足的瓶颈,采用有限元分析的方法分析提取了切牙咬合(INC)方式下切牙部分对应的最大主应力,并按照最大主应力的方向规划了3D打印碳纤维增强聚醚醚酮复合材料(CFR-PEEK)下颌骨缺损内植物的打印路径,同时,将该路径规划打印的样品与采用常规90°,45°,0°路径打印的对照组样品进行对比,通过力学试验与有限元模拟进行双重验证。结果显示,路径规划组压缩试样的抗压强度比常规打印路径组(90°,45°,0°)分别提升25%,40%,75%,力学性能提升效果显著。所有试样在达到承受载荷极限之后均于底部发生层间撕裂,这一现象与有限元分析中试样应力集中的位置完全吻合,通过扫描电子显微镜观测到常规路径打印的试样断裂表面孔隙数量较多,碳纤维脱落严重。研究结果表明按照最大主应力方向规划路径打印内植物的方法可以有效提高内植物在人体中承受的力学性能,为3D打印骨缺损内植物提供了一个新思路。

**关键词:** 3D打印; 下颌骨缺损; 路径规划; 碳纤维增强聚醚醚酮; 有限元分析; 力学性能

**中图分类号:** TB332R782 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2025)11-0098-08

## 3D printing path planning of CFR-PEEK mandibular implant based on principal stress distribution

XU Junmeng<sup>1,2</sup>, JIA Ru<sup>1,2</sup>, JIANG Houfeng<sup>1,2</sup>, AIYITI Wurikaixi<sup>1,2</sup>

(1. School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830017, China;

2. Key Laboratory of Additive Remanufacturing Technology of Xinjiang, Urumqi 830017, China)

**Abstract :** As a common condition in oral and maxillofacial surgery, mandibular defects often occur in clinical practice, and the mechanical properties of the mandibular implant used to repair mandibular defects are critical to the clinical outcome. In order to break through the bottleneck of insufficient mechanical properties of traditional implants, the method of finite element analysis was used to analyze and extract the maximum principal stress corresponding to the lower incisor part of the incisor occlusion (INC), and the printing path for 3D-printed carbon fiber reinforced polyetheretherketone composite material (CFR-PEEK) mandibular defect implants was planned according to the direction of the maximum principal stress. Specimens printed with this path planning strategy were compared with those printed by conventional 0°, 45°, and 90° paths. The comparison was conducted through mechanical tests and finite element simulations. The results show that the compressive strengths of the compression specimens printed by the path planning group are improved by 25%, 40% and 75%, compared with the conventional printing path group, respectively. And the mechanical properties are significantly improved. After reaching the load limit, all specimens were torn between layers at the bottom, which was completely consistent with the stress concentration positions of the specimens in the finite element analysis, and scanning electron microscopy revealed that specimens printed with conventional paths exhibited a higher number of pores on the fracture surface and severe carbon fiber detachment. The results show that the method of printing implants according to the direction

**基金项目:** 新疆维吾尔自治区自然科学基金项目(2024D01C248), 新疆维吾尔自治区重点实验室开放课题项目(2025D04009), 国家自然科学基金项目(52065063)

**通信作者:** 乌日开西·艾依提, 博士, 教授, 博士生导师, 主要研究方向为增材制造(3D打印)技术

**收稿日期:** 2025-08-22

**引用格式:** 徐俊猛, 贾儒, 蒋厚峰, 等. 基于主应力分布的CFR-PEEK下颌骨内植物3D打印路径规划[J]. 工程塑料应用, 2025, 53(11): 98-105.

XU Junmeng, JIA Ru, JIANG Houfeng, et al. 3D printing path planning of CFR-PEEK mandibular implant based on principal stress distribution[J]. Engineering Plastics Application, 2025, 53(11): 98-105.

of maximum principal stress can effectively improve the mechanical properties of implants in the human body, and providing a new idea for 3D printing implants of bone defects.

**Keywords :** 3D printing ; mandibular defect ; path planning ; carbon fiber reinforced polyetheretherketone ; finite element analysis ; mechanical property

下颌骨作为颌面区域内骨骼结构,直接影响人体咀嚼功能的实施与语言表达的实现<sup>[1-2]</sup>。在临床实践中,由于外伤、感染后遗症或肿瘤切除等原因引起的严重下颌节段缺损较为常见,这类缺损不仅会对患者的面部外观造成显著影响,还严重损害其口腔功能甚至引发心理层面的创伤<sup>[3-4]</sup>。

为了改善患者的面部外观和口腔功能,临床上通常需要进行下颌骨缺损重建。现有的重建技术包括自体骨移植<sup>[5]</sup>、钛金属植入<sup>[6]</sup>等多种方法。当缺损超过4 cm时,自体骨难以满足骨缺损修复的需求<sup>[7]</sup>。而金属植入物的弹性模量远高于人体下颌骨,容易引起应力屏蔽作用以及金属离子体内沉积,影响手术效果并限制后续治疗的开展<sup>[8-10]</sup>。碳纤维增强聚醚醚酮复合材料(CFR-PEEK)可以减轻磨损和植入物质量,弹性模量接近人体皮质骨(12.5~18.5 GPa),可以有效避免应力屏蔽和骨质溶解,具有良好的生物相容性和成像兼容性<sup>[11-12]</sup>。因此,CFR-PEEK被广泛地用作骨科内植物材料,多项研究表明,采用CFR-PEEK制作的骨缺损内植物在实验和临床试验中都取得了优异效果<sup>[13-15]</sup>。

3D打印技术发展快速,由于其可以实现快速成型,有效减少打印材料浪费,打印复杂模型,具有较高的设计自由度,在很多行业得到了广泛应用。通过与计算机断层扫描(CT)技术的结合,可以实现对骨缺损内植物几何形状的快速精确打印,成为骨缺损内植物定制化设计的一种手段<sup>[16-18]</sup>。

熔融丝材制造(FFF)通过将打印丝材熔融,按照预设的三维模型路径进行逐层打印实体。由于FFF打印模型的力学性能与打印路径有关,根据方向进行路径设计打印可以使打印部件沿着所需方向表现出优秀的力学性能<sup>[19-20]</sup>。Pan等<sup>[21]</sup>通过优化打印路径的连续性提高了试样的压缩性能。Gomez等<sup>[22]</sup>研究了两种打印路径结合的方式对3D打印复杂孔隙试样效果的提升。Jiang等<sup>[23]</sup>研究了填充路径对复合材料各向异性的影响并且设计的打印路径提高了试样的压缩性能。然而,针对骨科内植物的打印路径规划方面的研究尚不多见。

基于上述背景,笔者提出一种基于最大主应力

的骨科内植物打印路径规划方法,通过提取下颌骨在咬合受力状态下的最大主应力方向,进行下颌骨缺损内植物的3D打印路径规划。选用CFR-PEEK按照最大主应力的规划方向进行试样打印。该方法拟通过优化打印路径的方向,提升重建内植物的力学性能。

## 1 实验部分

### 1.1 主要原材料

CFR-PEEK 丝材: PEEK IG-10%CF, 直径为1.75 mm, 陕西聚高增材智造科技发展有限公司。

### 1.2 主要仪器及设备

3D打印机: Engineer Q300, 陕西聚高增材智造科技发展有限公司;

万能力学试验机: E43.504, 美国美特斯工业系统公司;

扫描电子显微镜(SEM): JSM7610FPLUS, 日本电子株式会社。

### 1.3 下颌骨有限元模型的建立

此研究下颌骨切牙缺损区域如图1所示,该区域在人体的咀嚼活动和语言交流中起着关键作用,属于Brown等<sup>[24]</sup>定义的下颌骨缺损分类中的第Ⅲ类下颌骨缺损。选择了一名年龄25岁,身高182 cm,体重76 kg的健康男性志愿者,采集其下颌骨CT图像作为本实验的有限元分析数据来源。将得到的CT数据导入医学影像处理软件中进行处理,并初步生成下颌骨的三维STL模型。然后在Unigraphics NX软件中,通过整体偏移命令对前期提取的模型进行模型形态调整,再运用组合命令完成特征整合,最终获取符合分析需求的皮质骨与松质骨模型。再将皮质骨和松质骨模型进行布尔组合获得下颌骨的模型。

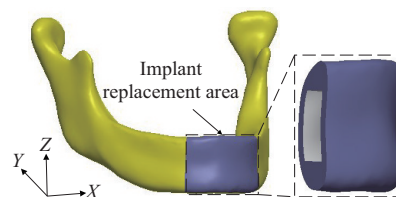


图1 下颌骨模型图

Fig. 1 Mandibular model diagram

在完成实体模型拟合后,对模型进行了几何偏差分析,验证模型精度,并进行模型有效性验证,通过验证分析可知模型符合要求。为评估下颌骨模型有限元结果的准确性,通过对比不同网格尺寸下的位移和应力计算结果发现:当网格尺寸控制在1.5 mm以下时,计算结果误差稳定在5%以内,满足工程分析精度要求<sup>[25]</sup>。基于精度与效率平衡的考虑,最终确定采用1 mm的网格尺寸方案。

#### 1.4 模型切牙咬合(INC)方式的有限元分析

将上述模型导入有限元分析软件Ansys中,创建静态分析模块,模型采用四面体单元进行网格划分。有限元分析模型属性按照人体1类骨模型属性进行设定<sup>[26]</sup>,见表1。在有限元分析中,根据INC条件给出了加载条件和边界条件。载荷和边界条件的值是根据文献<sup>[27]</sup>设置的。对浅咬肌(SM)、深咬肌(DM)、翼内侧肌(MP)、颞前肌(AT)、颞中肌(MT)、颞后肌(PT)和翼外下肌(ILP)的下颌骨肌肉位置施加外力及对切牙区域和髁突区域施加固定约束(Fixation),如图2所示。外力的值和方向见表2。

表1 有限元材料模型

Tab. 1 Finite element material model

| Material        | Elastic modulus/GPa | Poisson's ratio |
|-----------------|---------------------|-----------------|
| Cortical bone   | 13.7                | 0.3             |
| Cancellous bone | 9.5                 | 0.3             |

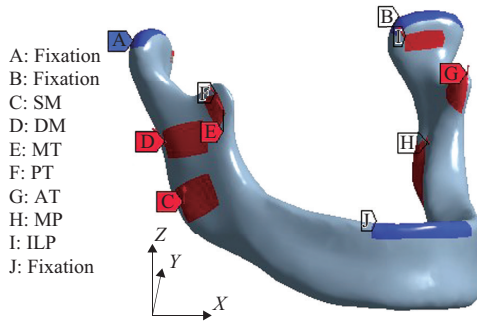


图2 INC部位肌肉附着图

Fig. 2 Muscle attachment diagram at the INC site

#### 1.5 模型INC方式的应力提取

由于FFF是逐层打印的,因此,提取INC方式下的应力时,选择了提取平面的最大主应力。在平面应力状态下,已知某点的应力状态时,即可获得该点的主应力大小和方向,根据力的平衡方程和切应力互等定理可得式(1)、式(2)。

$$\begin{aligned}\sigma_{\alpha} &= \sigma_x \cos^2 \alpha + \sigma_y \sin^2 \alpha - \sin \alpha \cos \alpha \\ &= \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \cos 2\alpha - \tau_{xy} \sin 2\alpha\end{aligned}\quad (1)$$

表2 INC部位肌肉施加的力

Tab. 2 Force exerted by muscles at the INC site

| Muscle type | Right/N |       |       | Left/N |       |       |
|-------------|---------|-------|-------|--------|-------|-------|
|             | X       | Y     | Z     | X      | Y     | Z     |
| SM          | -15.8   | -31.9 | 67.3  | 15.8   | -31.9 | 67.3  |
| DM          | -11.6   | 7.6   | 16.1  | 11.6   | 7.6   | 16.1  |
| MP          | 66.3    | -50.9 | 107.8 | -66.3  | -50.9 | 107.8 |
| AT          | -1.9    | -0.6  | 12.5  | 1.9    | -0.6  | 12.5  |
| MT          | -1.3    | 2.9   | 4.8   | 1.3    | 2.9   | 4.8   |
| PT          | -0.6    | 2.6   | 1.4   | 0.6    | 2.6   | 1.4   |
| ILP         | 29.9    | -36   | -8.3  | -29.9  | -36   | -8.3  |

Notes: SM is superficial masseter; DM is deep masseter; MP is medial pterygoid; AT is anterior temporalis; MT is middle temporalis; PT is posterior temporalis; ILP is inferior lateral pterygoid.

$$\tau_{\alpha} = \frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \sin 2\alpha + \tau_{xy} \cos 2\alpha \quad (2)$$

式中: $\alpha$ 是斜截面外法线与 $x$ 轴的夹角; $\sigma_{\alpha}$ 是斜截面上的正应力; $\tau_{\alpha}$ 是斜截面上的切应力; $\sigma_x$ 是法线与 $x$ 轴平行平面上的正应力; $\sigma_y$ 是法线与 $y$ 轴平行平面上的正应力; $\tau_{xy}$ 是法线与 $x$ 轴平行平面上的切应力。

假设斜截面外法线与 $x$ 轴正向的夹角为 $\alpha_0$ ,根据主平面定义,主平面上切应力应为零,令式(2)结果为零并带入式(1),可得式(3)、式(4)。

$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (3)$$

$$\tan 2\alpha_0 = -\frac{2\tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y} \quad (4)$$

式中: $\sigma_{1,2}$ 代表最大主应力和最小主应力,其中 $\sigma_1$ 是最大主应力, $\sigma_2$ 是最小主应力。

式(4)有两个解: $\alpha_0$ 和 $\alpha_0 + 90^\circ$ ,表示最大主应力方向角和最小主应力方向角且两个主平面互相垂直,需要确定两个解中哪个对应最大主应力,由式(4)推导出 $\sin 2\alpha_0$ 和 $\cos 2\alpha_0$ 的求解公式并带入式(1)可得式(5)。

$$\begin{aligned}\sigma_{1,2} &= \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \frac{(\sigma_x - \sigma_y) \cdot |\sigma_x - \sigma_y|}{2\sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + 4\tau_{xy}^2}} + \\ &\quad \frac{2\tau_{xy} \cdot |\sigma_x - \sigma_y|}{(\sigma_x - \sigma_y)\sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + 4\tau_{xy}^2}}\end{aligned}\quad (5)$$

由式(5)可以得出:当 $\sigma_x > \sigma_y$ 时,取最大主应力;当 $\sigma_x < \sigma_y$ 时,取最小主应力。因此,可得以下结论:(1)当 $\sigma_x > \sigma_y$ 时,方向角 $\alpha_0$ 对应最大主应力方向角;(2)当 $\sigma_x < \sigma_y$ 时,方向角 $\alpha_0 + 90^\circ$ 则对应最大主应力方向角。

结合Ansys软件中的坐标系,可知切牙区域的

竖直面(垂直于咬合面)位于 $XZ$ 平面。由于笔者进行INC分析时,主要研究该区域皮质骨竖直面上的应力变化,因此,需要获取下颌骨模型在INC区域内的全部皮质骨在 $XZ$ 平面上的最大主应力方向场。随后,将 $XZ$ 平面上的最大主应力数据导入分析软件中,基于上述应力分析公式的推导,对该数据进行最大主应力的数量统计和方向分析。最后,结合计算得到的应力信息,得出该区域皮质骨在 $XZ$ 平面的最大主应力场的分布及方向特征,如图3所示。

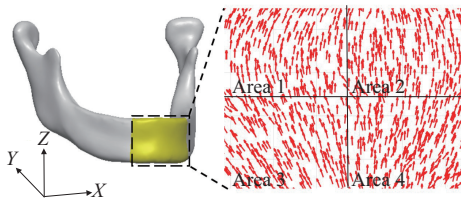


图3  $XZ$ 平面最大主应力提取图

Fig. 3 Extraction of the maximum principal stress

基于该区域最大主应力方向分布特征,将整个最大主应力方向场域划分为4个主要区域。提取每个小区域内主应力方向并统计每个方向出现的频率,获得该区域最大主应力的主导方向。如图4a—图4d所示分别对应图3中的区域1—区域4。经过分析可知四个小区域可以分别按照 $78^\circ$ 、 $94^\circ$ 、 $110^\circ$ 和 $62^\circ$ 的路径规划方向进行模型的打印。

#### 1.6 下颌骨缺损试样设计及建模

在INC方式下,下颌骨切牙区域主要受到垂直方向的压缩力作用。按照标准1类骨,皮质骨厚度采用2.5 mm。由于内植物内部要填充腓骨或生物陶瓷材料来促进骨愈合以及为了便于进行力学试验,避免压缩试验时试样发生倾斜和脱落,在下颌骨皮质骨切牙区域中间部分提取上下表面平行的 $20\text{ mm}\times 10\text{ mm}\times 10\text{ mm}$ 类似压缩标准件大小的局部区域作为压缩试样的基本几何模型。如图5为压缩试样的打印和压缩方向示意图,图中 $A-A$ 平面为模型打印时的某一平面。由于模型的部分悬垂角度超过了 $45^\circ$ ,通过多次打印试验,对3D打印的力学试样在其内部空心区域施加了密度为25%的蜂窝状支撑结构,支撑材料选用和打印本体相同的CFR-PEEK。在试样打印完毕后,使用工具对支撑部分进行小心剥离和去除。

#### 1.7 实验方法

力学试样打印选用的喷嘴温度设置为 $420^\circ\text{C}$ ,喷嘴直径为0.4 mm,热床温度为 $25^\circ\text{C}$ ,打印速度为

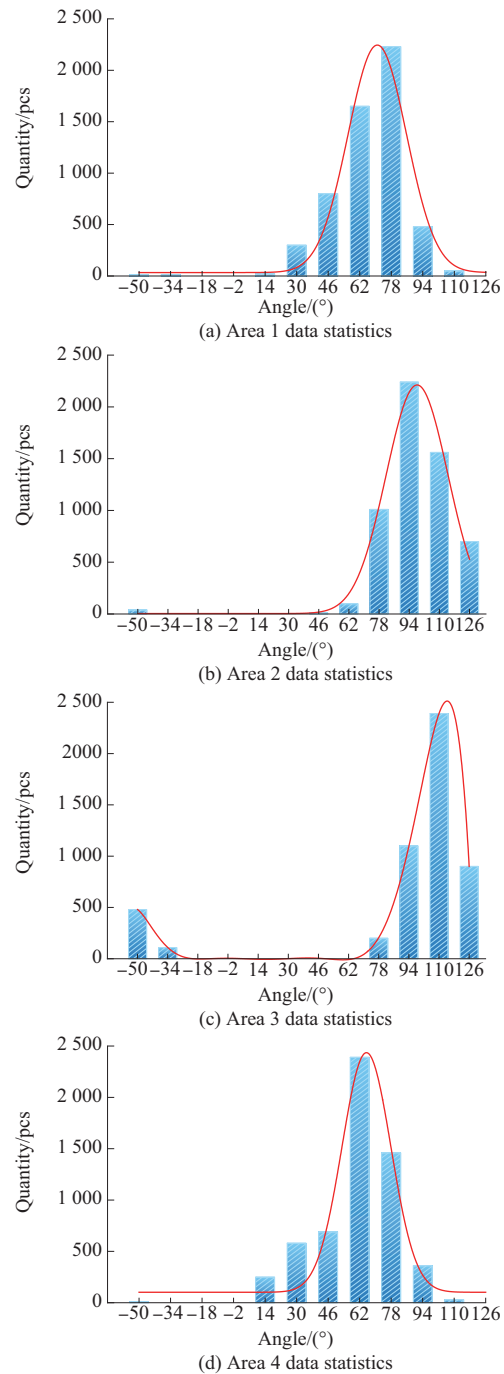


图4 最大主应力统计图

Fig. 4 Maximum principal stress statistics

40 mm/s,层厚为0.2 mm,轮廓数为1,填充图案为直线,填充密度为100%。

首先对下颌骨仿真模型的最大主应力方向场进行统计分析,根据最大主应力方向进行压缩试样的打印路径规划。同时构建3种常规的 $90^\circ$ 、 $45^\circ$ 和 $0^\circ$ (打印平面内与压缩方向垂直)打印路径的压缩实验模型,如图6a—图6d所示分别为图5中 $A-A$ 平面的四种试样打印路径示意图。在相同的打印条件

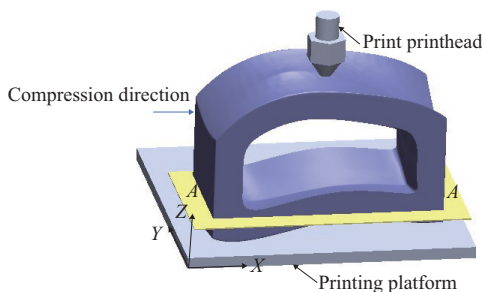


图5 压缩试样打印和压缩方向示意图

Fig. 5 Schematic diagram of compression specimen printing and compression direction

和压缩条件下每种试样分别制作并测试了3个样本,以确保数据的真实性。对于力学试样制备方面,将提取的压缩模型通过切片软件按照已经确定好的打印路径对其进行四种不同打印路径的切片处理,生成对应打印代码后导入打印机,最终完成力学试样的打印,然后进行压缩力学试验得出载荷-位移数据并对试样的断面形貌进行SEM分析。有限元分析所用的四种不同打印路径的模型,是在Unigraphics NX软件中根据已经确定好的四种打印路径对提取的压缩模型进行可以体现四种打印路径的仿真模型的绘制,然后导入Ansys中进行静力学仿真分析其应力结果。最后,将力学试验结果与有限元分析结果进行对比分析并得出结论。

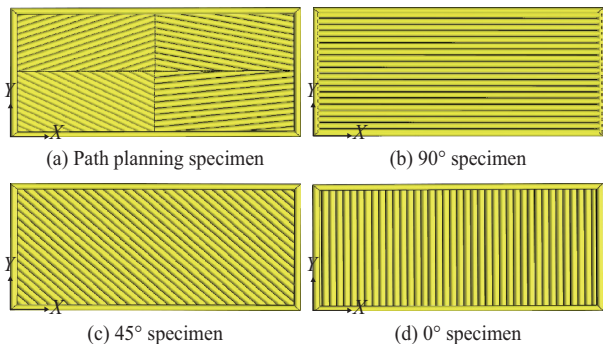


图6 四种试样打印路径图

Fig. 6 Printing path diagram of four specimens

## 2 结果与分析

### 2.1 力学试验结果分析

由于实验中所采用的压缩试样源于下颌骨模型的定制化提取,虽截面尺寸参考了压缩试样的标准比例,但其结构形态与国标规定的圆柱形、长方体压缩试样不同,故没有导出应力-应变曲线。为精准评估四种不同打印路径试样的抗压力学性能,笔者以压缩试验所得的载荷-位移曲线上的压缩载荷峰值这一关键指标,对各试样的抗压力学性能进行

判断与对比分析。

图7为四种压缩试样在压缩试验中的载荷-位移对比曲线。从力学压缩试验结果来看,路径规划打印的试样的抗压力学性能优于常规路径打印的试样。在常规路径打印的试样中,性能表现存在显著差异:0°打印路径的试样抗压承载能力最低,45°路径试样的抗压承载能力居中,90°路径打印的试样抗压性能优于0°和45°的打印路径。

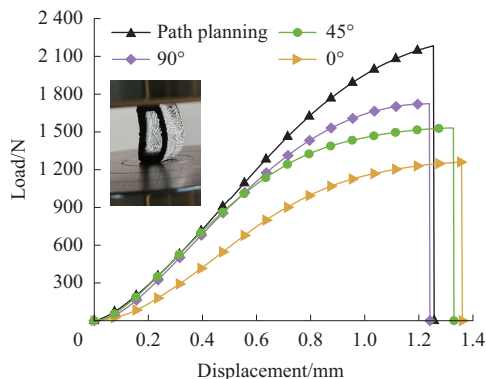


图7 载荷-位移图

Fig. 7 Load-displacement diagram

图8的为路径规划压缩试样的三组压缩力学试验与常规90°,45°和0°压缩试样的三组压缩力学试验的显著性分析结果,发现路径规划试样与上述三种常规路径试样的对比分析均满足 $p < 0.001$  (\*\*\*) ,表明二者存在极显著性差异。路径规划试样与常规90°,45°和0°打印试样的抗压载荷平均值分别为2 156, 1 728, 1 535, 1 234 N。进一步分析可知,相较于常规90°,45°和0°打印路径的试样,路径规划试样的抗压力学性能分别提升了25%,40%和75%。

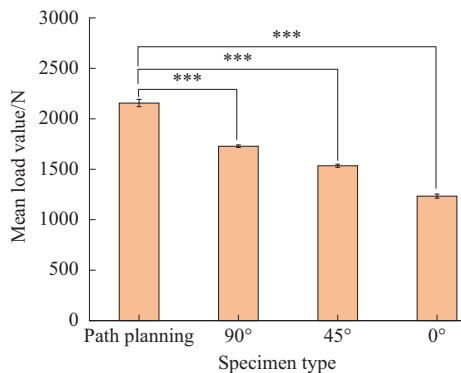


图8 平均抗压载荷柱状图

Fig. 8 Average compressive load histograms

图9是四种压缩试样在进行压缩力学实验时试样发生破坏后的照片,从左到右依次为打印路径规划试样及90°,45°,0°打印试样。对压缩后的四种压

缩试样进行分析可以看出,由于试样的几何形状,压缩试样在受到压缩时试样的两侧壁会向两侧发生移动来抵抗压力,压缩试样在达到其能承受的最大载荷时,试样会在图中红色区域处发生断裂。

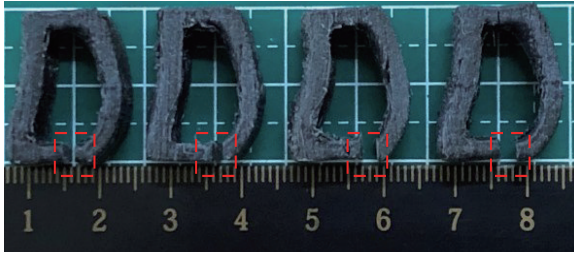
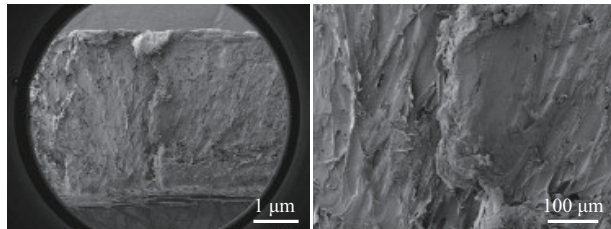


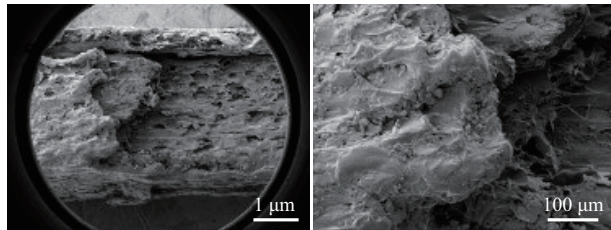
图9 压缩试验后的试样照片

Fig. 9 Photos of specimens after compression test

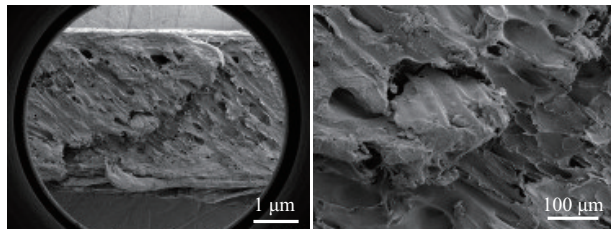
图10a-图10d分别为路径规划试样及 $90^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $0^\circ$ 打印路径试样压缩试验后底部断裂表面的SEM图,通过观察压缩试样的表面形貌可知,四种试样



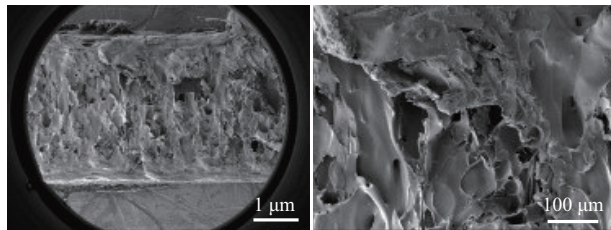
(a) Path planning print sample



(b)  $90^\circ$  printed sample



(c)  $45^\circ$  printed sample



(d)  $0^\circ$  printed sample

图10 四种试样断面的SEM照片

Fig. 10 SEM photos of four specimen sections

发生断裂的形式均为层间撕裂,且试样的断裂截面会沿着打印路径方向延展。

造成这种现象的原因可从打印与受力方式两方面解释:一方面,试样采用图5所示方法进行水平放置打印和竖直放置压缩,层间结合效果本身较弱,在承载达到极限时易发生层间撕裂而破坏;另一方面,碳纤维作为增强材料,其沉积方向与打印路径一致,进一步导致断裂截面沿打印路径方向撕裂。从试样断裂表面细节来看, $90^\circ$ ,  $45^\circ$ 和 $0^\circ$ 试样的断裂表面孔隙数量明显多于路径规划试样。这是由于碳纤维从基体中脱落所致,而路径规划打印能显著减少碳纤维的脱落现象,从而有效提升试样的力学性能。

## 2.2 有限元结果分析

在Ansys仿真中,对路径规划试样及 $90^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $0^\circ$ 打印路径试样的仿真模型,均采用下端均施加固定约束、上端均施加100 N载荷的设置,用于模拟试样的压缩试验,通过分析模型承受压缩载荷时模型上的应力集中状况,评估填充方式对模型抗压力学性能的影响。

对四种打印路径模型分别进行多次有限元仿真分析,得到四种模型的压缩应力云图如图11a-图11d所示,分别对应路径规划打印试样及 $90^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $0^\circ$ 打印路径试样的应力云图,最大应力分别为38.98, 44.51, 47.39, 52.76 MPa。图12a-图12d分别对路径规划打印试样及 $90^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $0^\circ$ 打印路径试样在A-A平面上的应力云图。为了便于进行对比分析,将四种打印路径的仿真应力云图的应力标签进行了统一。在边界和约束条件一致的前提下,试样上应力集中的区域越大,其抗压性能越差。

从仿真结果来看,整体模型有限元分析和A-A平面上的有限元分析中路径规划试样的应力分布更为均匀,最大应力值均低于常规打印路径的。路径规划仿真模型底部较大应力分布区域较小,能够更有效地传递所承受的应力,从而提升整体抗压力学性能,这一表现明显优于常规路径打印的试样。此外,四种试样的较大应力分布区域均主要集中在底部位置,这表明压缩试样的底部是最易发生破坏失效的部位。综上可知,路径规划打印试样的抗压力学性能优于 $90^\circ$ 打印试样的抗压力学性能, $90^\circ$ 打印试样的抗压力学性能优于 $45^\circ$ 和 $0^\circ$ 打印试样的抗压力学性能。

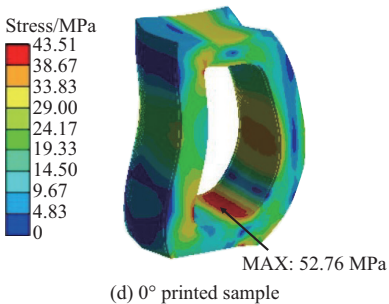
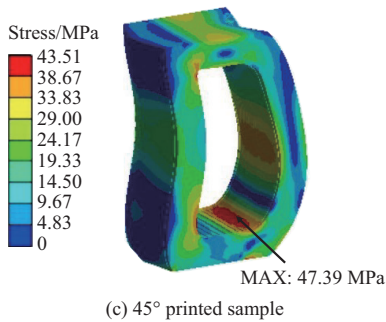
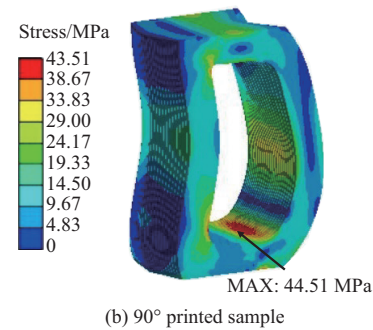
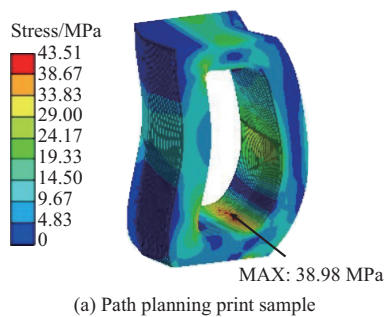


图11 四种模型应力云图

Fig. 11 Stress contours of the four models

### 3 结论

通过分析Ⅲ类下颌骨缺损在切牙咬合方式下皮质骨在切牙区域的应力状态信息,进行下颌骨缺损内植物模型的3D打印路径规划,并与常规打印路径进行对比。通过压缩试验和有限元分析,对不同试样的力学性能展开研究,得出如下结论。

(1)通过提取下颌骨切牙咬合方式下切牙区域的最大主应力场信息,根据最大主应力的分布分为四个区域进行打印路径规划,经过分析可知四个小

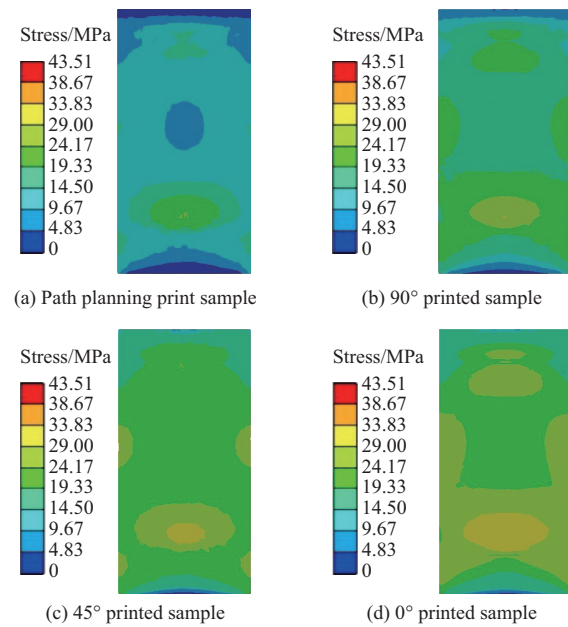


图12 四种模型在A-A平面的应力云图

Fig. 12 Stress contour map of four models on A-A plane

区域可以分别按照78°, 94°, 110°和62°的路径规划方向进行模型的打印。

(2)压缩力学试验中路径规划试样与常规90°, 45°和0°四种试样的抗压载荷平均值分别为2 156, 1 728, 1 535, 1 234 N,路径规划打印下颌骨缺损内植物的抗压力学性能优于常规90°, 45°和0°路径打印,分别提高了25%, 40%和75%。

(3)综合压缩试验与有限元分析结果表明,受压时试样两侧壁产生侧向偏移,达到最大承载能力后于底部应力集中处发生层间撕裂失效;而在四种打印路径试样中,基于最大主应力方向路径规划的试样,其底部应力集中区域显著小于常规试样的。

### 参考文献

- [1] KANG J F, ZHANG J, ZHENG J B, et al. 3D-printed PEEK implant for mandibular defects repair-a new method[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2021, 116. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2021.104335.
- [2] PARADA C, CHAI Y. Chapter two-mandible and tongue development[M]. Current Topics in Developmental Biology, 2015, 115: 31-58.
- [3] ZHENG W X, WU D X, ZHANG Y W, et al. Multifunctional modifications of polyetheretherketone implants for bone repair: A comprehensive review[J]. Biomaterials Advances, 2023, 154. DOI: 10.1016/j.bioadv.2023.213607.
- [4] 李兴强,李淑薇,刘长阳,等.数字化导板在游离腓骨肌皮瓣修复下颌骨缺损中的应用[J].临床耳鼻咽喉头颈外科杂志 2024, 38 (11):1 045-1 049,1 055.

LI Xingqiang, LI Shuwei, LIU Changyang, et al. Application of

- digital guide plate in repairing mandibular defects with free fibular myocutaneous flap[J]. *Journal of Clinical Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery*, 2024, 38(11):1 045–1 049, 1 055.
- [5] YAMAKAWA S, HAYASHIDA K. Safety and efficacy of secondary mandibular reconstruction using a free osteo-cutaneous fibula flap after segmental mandibular resection: A retrospective case-control study[J]. *BMC Surgery*, 2021, 21. DOI: 10.1186/s12893-021-01194-3.
  - [6] ABDEL-HADY GEPREEL M, NIINOMI M. Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013, 20:407–415.
  - [7] LASANIANOS N G, KANAKARIS N K, GIANNOUDIS P V. Current management of long bone large segmental defects[J]. *Orthopaedics and Trauma*, 2010, 24(2):149–163.
  - [8] SADR-ESHKEVARI P, RASHAD A, VAHDATI S A, et al. Alloplastic mandibular reconstruction: A systematic review and meta-analysis of the current century case series[J]. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 2013, 132(3):413e–427e.
  - [9] KITAMI R, IZUMI M, TANIGUCHI M, et al. Phantom study for CT artifacts of dental titanium implants and zirconia upper structures: the effects of occlusal plane angle setting and SEMAR algorithm[J]. *Oral Radiology*, 2024, 40(2):251–258.
  - [10] 孙闯, 乌日开西·艾依提, 滕勇. 3D打印聚醚醚酮(PEEK)基复合材料人工椎体力学性能的有限元研究[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2025, 35(05):528–537.  
SUN Chuang, AIYITI Wurikaixi, TENG Yong. Finite element analysis of the mechanical properties of 3D-printed artificial vertebral body of PEEK matrix composites[J]. *Chinese Journal of Spine and Spinal Cord*, 2025, 35(5):528–537.
  - [11] BONNHEIM N, ANSARI F, REGIS M, et al. Effect of carbon fiber type on monotonic and fatigue properties of orthopedic grade PEEK[J]. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2019, 90:484–492.
  - [12] KOH Y G, PARK K M, LEE J A, et al. Total knee arthroplasty application of polyetheretherketone and carbon-fiber-reinforced polyetheretherketone: A review[J]. *Materials Science and Engineering:C*, 2019, 100:70–81.
  - [13] QIN W, LI Y, MA J, et al. Mechanical properties and cytotoxicity of hierarchical carbon fiber-reinforced poly(ether-ether-ketone) composites used as implant materials[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2019, 89:227–233.
  - [14] AREVALO S, ARTHURS C, MOLINA M I E, et al. An overview of the tribological and mechanical properties of PEEK and CFR-PEEK for use in total joint replacements[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2023, 145. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2023.105974.
  - [15] STEINBERG E L, RATH E, SHLAIFER A, et al. Carbon fiber reinforced PEEK optima-A composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013, 17:221–228.
  - [16] SU W, XIE P, TAN J, et al. Application of 3D printing technology in orthopaedics[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2019, 36(2):245–248.
  - [17] 张继坤, 乌日开西·艾依提, 阿依古丽·喀斯木, 等. 3D打印聚醚醚酮复合材料人工骨的成型参数优化[J]. *西安交通大学学报*, 2022, 56(08):22–31.  
ZHANG Jikun, AIYITI Wurikaixi, KASIMU Ayiguli, et al. Optimization of printing parameters of 3D printed polyetheretherketone composite artificial bone[J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2022, 56(8):22–31.
  - [18] 刘绘龙, 刘亚雄, 孙文森, 等. 个性化聚醚醚酮植入物的制造工艺研究[J]. *西安交通大学学报*, 2019, 53(12):72–79.  
LIU Huilong, LIU Yaxiong, SUN Wensen, et al. Manufacturing process of personalized polyetheretherketone implants[J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2019, 53(12):72–79.
  - [19] CHEN J Y, LIU X J, TIAN Y J, et al. 3D-Printed anisotropic polymer materials for functional applications[J]. *Advanced Materials*, 2022, 34(5). DOI:10.1002/adma.202102877.
  - [20] ICHIHARA N, UEDA M. 3D-printed high-toughness composite structures by anisotropic topology optimization[J]. *Composites Part B: Engineering*, 2023, 253. DOI: 10.1016/j.compositesb.2023.110572.
  - [21] PAN Z F, SI D D, TAO J H, et al. Compressive behavior of 3D printed concrete with different printing paths and concrete ages[J]. *Case Studies in Construction Materials*, 2023, 18. DOI:10.1016/j.cscm.2023.e01949.
  - [22] GOMEZ G, CORTES C, CREUS C, et al. Generation of continuous hybrid zig-zag and contour paths for 3D printing[J]. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2022, 119(11):7 025–7 040.
  - [23] JIANG H F, JIA R, AIYITI W, et al. Infill strategies for 3D-printed CF-PEEK/HA-PEEK honeycomb core-shell composite structures[J]. *Journal of Manufacturing Processes*, 2023, 92:338–349.
  - [24] BROWN J S, BARRY C, HO M, et al. A new classification for mandibular defects after oncological resection[J]. *The Lancet Oncology*, 2016, 17(1):e23–e30.
  - [25] KUCUKGUVEN M B, AKKOCAOĞLU M. Finite element analysis of stress distribution on reconstructed mandibular models for autogenous bone grafts[J]. *Technology and Health Care*, 2020, 28(3):249–258.
  - [26] 陈佳文, 罗思阳, 刘印, 等. 骨质对上第一磨牙种植修复体咬合调整影响的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2024, 28(16):2 579–2 586.  
CHEN Jiawen, LUO Siyang, LIU Yin, et al. Finite element analysis of the effect of bone on occlusal adjustment of right upper first molar implants[J]. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 2024, 28(16):2 579–2 586.
  - [27] KORIOH T W P, HANNAM A G. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching[J]. *Journal of Dental Research*, 1994, 73(1):56–66.