

doi:10.11835/j.issn.1000-582X.2021.130

# 无托槽隐形正畸矫治器牙模轻量化

张焱<sup>1,2</sup>, 刘红忠<sup>1</sup>, 周宏志<sup>2</sup>, 刘登科<sup>3</sup>, 宗学文<sup>3</sup>, 张晓红<sup>4</sup>

(1. 西安交通大学机械工程学院, 西安 710049; 2. 西安交通大学苏州研究院, 江苏苏州 215123;  
3. 西安科技大学机械工程学院增材制造研究所, 西安 710054; 4. 湖南理工学院机械工程学院,  
湖南岳阳 414006)

**摘要:** 为了降低无托槽隐形正畸矫治器的制造成本, 基于增材制造设计(DfAM)准则对光固化 3D 打印的树脂牙颌模型进行轻量化研究。运用宏观拓扑优化和介观点阵填充, 建立 7 种优化的牙模, 通过 ANSYS 有限元仿真选取 3 种最佳的牙模进行 3D 偏差实验研究, 对其在压膜环境下的物理和力学性能进行评估。结果表明, 在保证隐形矫治器的制造精度前提下, 二维蜂窝点阵填充的牙模相比初始牙模质量降比达到 21.67%, 是最佳的轻量化设计方案。

**关键词:** DfAM; 光固化 3D 打印; 无托槽隐形矫治器; 轻量化设计

中图分类号: TQ325.7

文献标志码: A

文章编号: 1000-582X(2023)02-001-010

## Lightweight design of dental casts for invisible orthodontic appliances without brackets

ZHANG Yan<sup>1,2</sup>, LIU Hongzhong<sup>1</sup>, ZHOU Hongzhi<sup>2</sup>, LIU Dengke<sup>3</sup>,  
ZONG Xuewen<sup>3</sup>, ZHANG Xiaohong<sup>4</sup>

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, P. R. China;  
2. Suzhou Research Institute of Xi'an Jiaotong University, Suzhou, Jiangsu 215123, P. R. China;  
3. Institute of Additive Manufacturing, School of Mechanical Engineering, Xi'an University of Science and Technology, Xi'an 710054, P. R. China; 4. School of Mechanical Engineering, Hunan Institute of Science and Technology, Yueyang, Hunan 414006, P. R. China)

**Abstract:** The lightweight of light-curing 3D printed resin dental cast was studied based on the code of design for additive manufacturing (DfAM), aiming at reducing the cost of manufacturing invisible orthodontic appliances without brackets. By using macroscopic topology optimization and matrix filling, 7 kinds of dental casts were established. Through ANSYS finite element simulation, 3 kinds of optimal dental casts were selected to conduct 3D deviation experiment, and their physical and mechanical properties under pressure were evaluated. The results show that under the premise of ensuring the manufacturing

收稿日期: 2021-10-20 网络出版日期: 2021-12-06

基金项目: 湖南省自然科学基金面上项目(2021JJ30302); 湖南省教育厅科学研究重点项目(20A216); 国家自然科学基金面上项目(51875200)。

Supported by the Natural Science Foundation of Hunan Province (2021JJ30302), the Key Scientific Research Project of Hunan Education Department (20A216), and the National Natural Science Foundation of China (51875200).

作者简介: 张焱(1981—), 男, 高级工程师, 硕士生导师, 主要从事激光加工和 3D 打印等研究, (E-mail) 12017032@hnist.edu.cn.

accuracy of the invisible orthodontic appliance, the mass reduction ratio of the two-dimensional honeycomb lattice filling dental cast reaches 21.67% compared with the initial dental cast, indicating that it is the best lightweight design scheme.

**Keywords:** DfAM; light-curing 3D printing; invisible orthodontic appliance without bracket; lightweight design

3D 打印技术在口腔医疗领域的应用越来越普遍<sup>[1-3]</sup>。无托槽隐形正畸矫治技术基于光固化 3D 打印和数字化测量等技术发展起来,展现出极大的市场潜力<sup>[4-5]</sup>。在无托槽隐形正畸矫治器的制造中,先扫描患者的牙颌石膏牙模或真实口腔,获得数字牙模后,由医生确定最终矫治方案,然后,通过计算机辅助设计获得各分步矫正阶段的数字化牙模,由光固化 3D 打印得到实体树脂牙模,最后采用真空压膜技术将弹性聚氨酯高分子膜片覆在牙模上压制成型,再通过裁剪、打磨等后处理工序获得最终的隐形矫治器产品<sup>[6]</sup>。因此,隐形矫治器的制造精度是由牙模的打印成型精度及其抗变形能力决定的,牙模的设计和制造是隐形矫治器生产中的关键环节<sup>[7]</sup>。目前,在隐形矫治器的生产过程中,一般将牙模的基托部分设计为实心结构,或者仅对牙模基托部分进行抽壳处理,以致 3D 打印出来的牙模比较笨重,浪费了大量的材料。因此,对无托槽隐形正畸矫治器的牙模进行轻量化设计和研究,具有重要的工程意义。

段光远等<sup>[8]</sup>为了提高隐形矫治器佩戴时的附着力以及隐形效果,优化了控制打印曝光时间差的算法,改进了隐形矫治器的制作工艺。结果表明,基于像素算法制作表面具有横向层纹的隐形矫治器,附着力更大,光反射率更小,有利于提升正畸患者的治疗舒适感。张雪莲等<sup>[9]</sup>研究了隐形矫治器压膜时的加载工况和材料参数两种因素与成型后的隐形矫治器回弹量之间的关系。结果表明,压膜加载速度越低,保载时间越长,矫治器成型后回弹量越小,膜片材料的弹性模量越大,压膜卸载后的回弹量越小,但是过大的弹性模量会影响矫治器与牙冠表面贴合度。Edelmann 等<sup>[10]</sup>对 3D 打印直接制作的隐形矫治器精度进行了研究。结果表明,通过 3D 打印直接制作的隐形矫治器,产品的厚度与设计值有较大的偏差,不利于矫治器的临床应用。Wesemann 等<sup>[11]</sup>分别对桌面扫描、口腔扫描、CBCT 扫描 3 种方式获得的患者口腔数字化牙模精准度进行研究,并将传统制作的口腔印模与 3D 打印的牙模精度进行比较分析,发现由桌面扫描仪获取患者口腔数据、再通过 3D 打印制作的牙模不仅精度更高,工作效率也比其他两种扫描方式更高。Jaber 等<sup>[12]</sup>经过研究,也证明了由 3D 打印制作的牙模具有较高的精度。

目前人们对隐形矫治器的研究主要着眼于制作工艺和力学性能等方面,对树脂牙模设计的研究鲜有报道。笔者通过仿真和实验,对理想牙模进行轻量化设计和研究。

## 1 仿真部分

### 1.1 方法和牙模

本研究中采用萧宁等<sup>[13]</sup>设计的牙颌模型代替真实的牙模作为分析对象,如图 1 所示。该牙模包括牙列和基托两个部分,牙列部分依据不同牙齿的外形尺寸特征,由“包围盒”长方体代替,而基托部分则用 5 mm 厚的 U 型板进行等效处理。

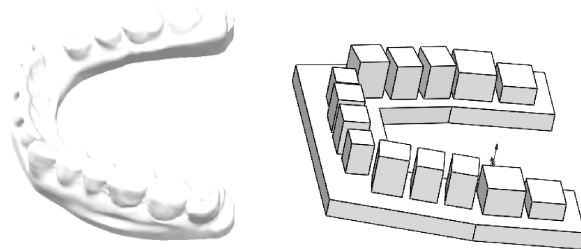


图 1 等效牙模

Fig. 1 Equivalent dental cast

2 种传统牙模和 7 种基于 DfAM 准则优化设计的牙模如表 1 所示。

表 1 牙模列表  
Table 1 List of dental casts

编号	类别	设计参数
A0	初始等效牙模	引用文献[13]参数
A1	抽壳牙模	基托壁厚 1 mm
B1	拓扑优化牙模	体积保留比 50%
B2		体积保留比 30%
C1	二维点阵填充牙模	直蜂窝(直径 $D=8$ mm)
C2		斜蜂窝( $D=8$ mm, $30^\circ$ )
D1	三维点阵填充牙模	正方体( $3\times 3\times 3$ mm <sup>3</sup> )
D2		体心立方体( $3\times 3\times 3$ mm <sup>3</sup> )
D3		面心立方体( $3\times 3\times 3$ mm <sup>3</sup> )

将此 9 种牙模分别导入 ANSYS 软件中进行有限元仿真分析。定义材料的弹性模量为 2 050 MPa、泊松比为 0.45,最大拉伸强度为 45 MPa<sup>[7]</sup>。隐形矫治器的真空正压压膜是使加热软化后的膜片在真空压膜机 4.2~4.6 MPa 压强的作用下,紧密附着在工作平台上的牙模表面,然后分膜获得隐形矫治器。仿真分析时将实际工况等效为在 14 个牙冠表面,并在基托上表面垂直向下施加 4.4 MPa 的压强载荷,基托底部平面设置为固定支撑,有限元网格划分为四面体网格。

图 2 为初始等效牙模 A0 的仿真结果。A0 的总体变形为 0.027 mm,等效应力最大值为 6.67 MPa,远小于隐形矫治器的误差范围( $\pm 0.1$  mm)以及树脂制件固化后的屈服强度。该结构具有很高的强度和刚度,但是材料浪费较多。由图 2(b)牙模基托底部的等效应力分布情况可知,U 型基托中间线附近的应力仅为 0.49 MPa,因此,在牙模宏观拓扑优化设计时,可以考虑合理地减少此部分材料。

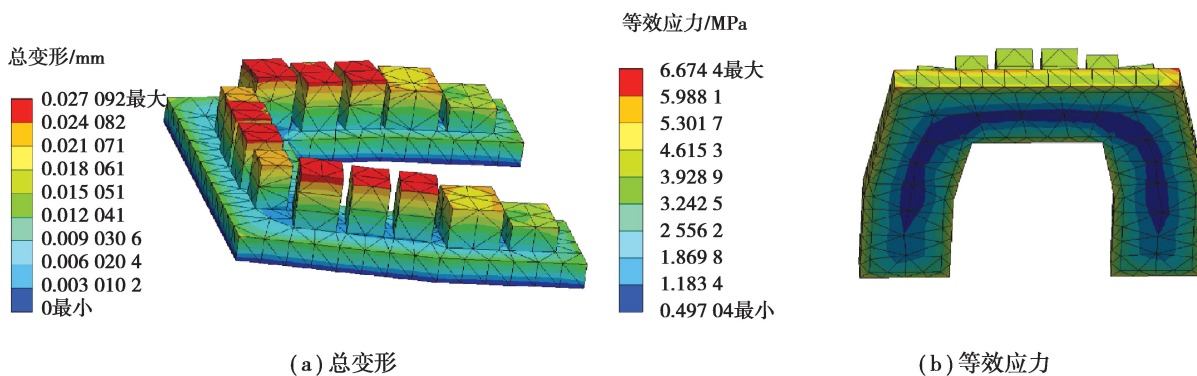


图 2 初始牙模 A0 等效应力和总变形

Fig. 2 Equivalent stress and total deformation of the initial dental cast A0

为避免材料冗余采用传统减重方法先进行抽壳再适当增加筋条或肋板辅以制造。图 3 为以 1 mm 壁厚抽壳后的牙模 A1 在压膜工况作用下的等效应力和总变形云图。由图 3 可见,牙模 A1 等效应力以及总变形都远高于树脂材料属性以及工艺标准。抽壳的减重效果并不理想。在此基础上,结合 ANSYS 和 Spaceclaim 模块对初始牙模进行结构优化,并进行强度校核分析。

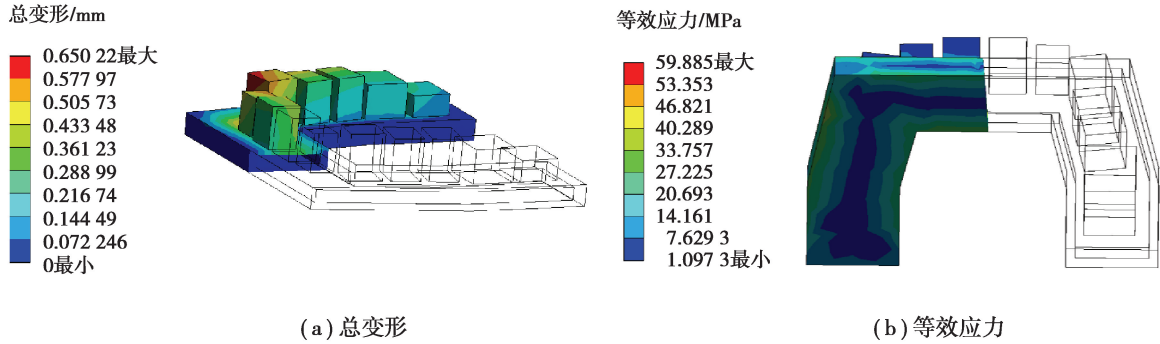


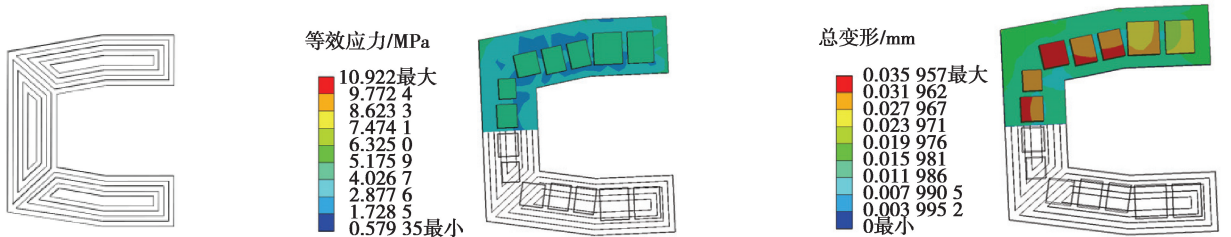
图 3 抽壳后的牙模 A1 等效应力和总变形

Fig. 3 Equivalent stress and total deformation of the dental cast A1 after shell extraction

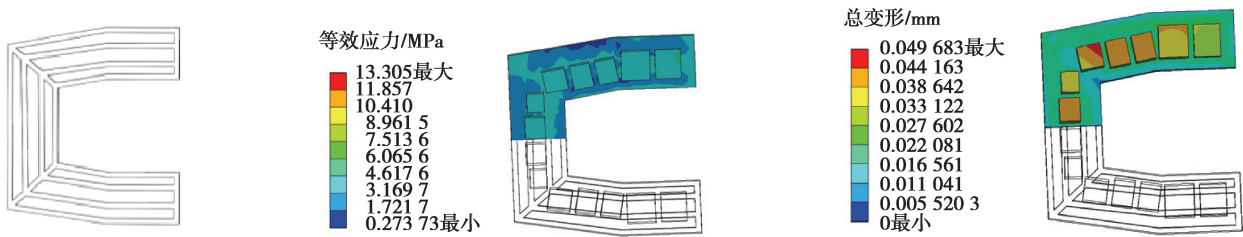
### 1.2 优化设计与分析

#### 1.2.1 宏观拓扑优化

拓扑优化是一种经典的结构优化方法,通过相关优化计算方法能够重新定义分析对象材料的分布空间,提供合理的结构设计方案,但其受限于传统制造业的加工方式,难以获得具有复杂端面等特殊性能的异形结构<sup>[14]</sup>。随着 3D 打印技术的发展,基于拓扑优化的设计方法开始在航空航天、医疗等多领域绽放异彩。本研究中采用 ANSYS 拓扑优化模块中的变密度法对牙模基托进行优化,定义牙模基托内部夹层区域为设计空间,设置优化目标是质量或者体积的 50%和 30%,优化约束为牙模总变形小于 0.1 mm,得到如图 4 所示的牙模 B1、牙模 B2 以及压膜工况下的等效应力和位移图。



(a) 体积保留比50%牙模B1



(b) 体积保留比30%牙模B2

图 4 拓扑优化设计

Fig. 4 Topological optimization design

#### 1.2.2 介观点阵填充

点阵结构又叫多孔结构设计,是目前最受关注的轻量化设计方法,其设计灵感来源于材料学中经典的晶体结构和自然界的仿生结构<sup>[15]</sup>。晶体内的粒子按照特定键合方式及一定的排列规律构成晶体,类比将结构单元内的节点视为晶体内的粒子,将节点间的杆视为粒子间的作用键,就可以得到对应的点阵结构。运用点阵轻量化设计方法既能够去除大量材料,又可保证结构的完整性和强度要求。

点阵结构按照阵列方向可分为二维点阵和三维周期性点阵结构。蜂窝结构是一种典型的二维点阵结构,其截面为正六边形,既有优异的力学承载能力,又能够大幅度减轻实物重量,提高打印效率,各种增材制造技术应用研究都将其作为轻量化设计的重要参考依据。本研究中根据牙模基托部分的结构特点,结合有限元辅助设计手段对蜂窝直径的大小进行迭代检验,最终得到如图 5 所示直径为 8 mm 的直蜂窝结构牙模 C1 和面夹角为 30°的斜蜂窝<sup>[16]</sup>结构牙模 C2。

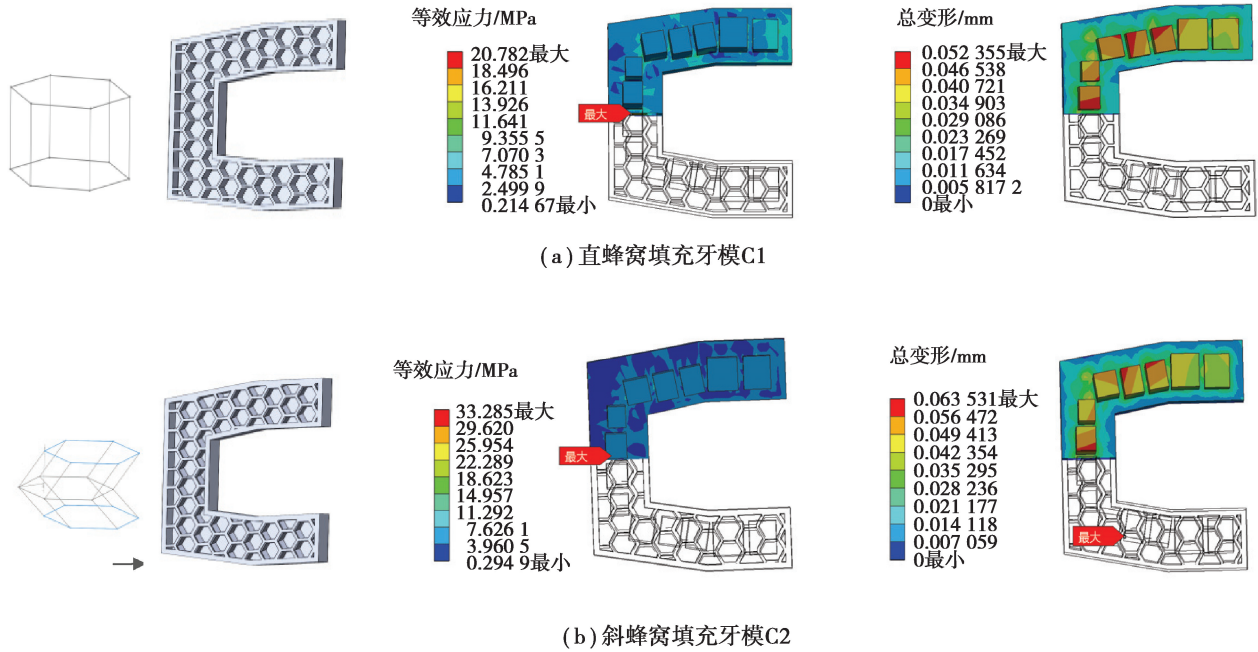
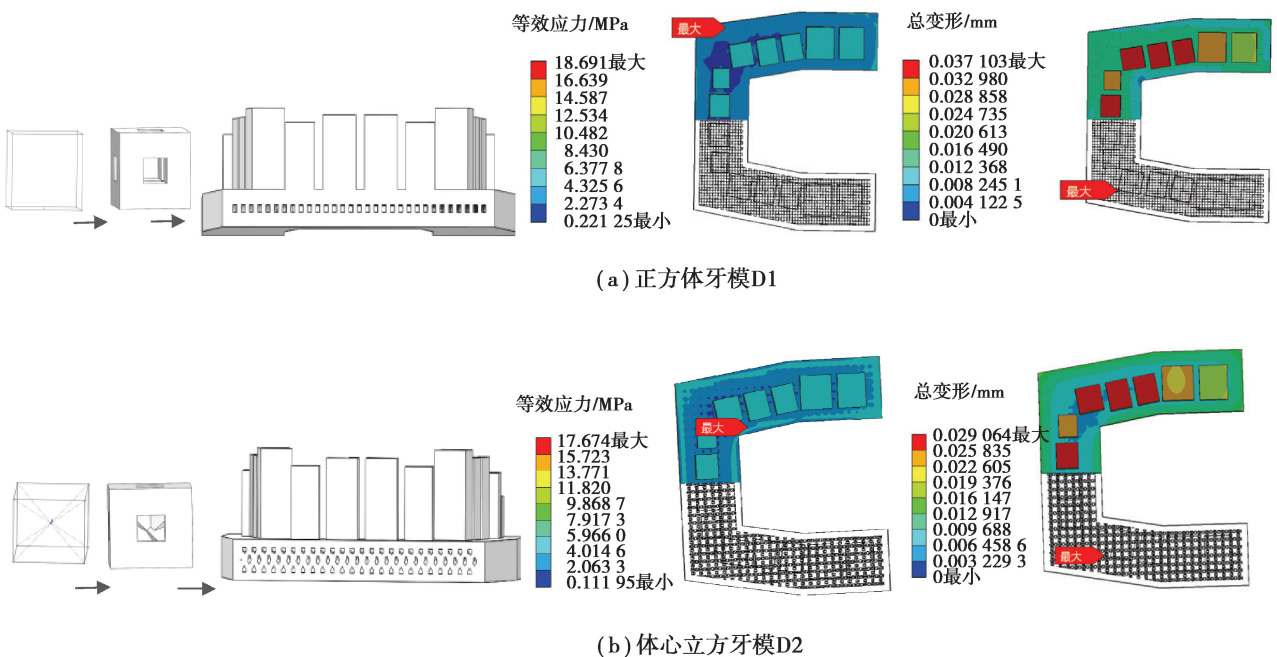


图 5 二维蜂窝点阵填充

Fig. 5 Two-dimensional cellular lattice filling

三维点阵结构依据晶胞单元种类不同<sup>[17]</sup>,可分为正方体、体心立方体、面心立方体和金刚石点阵等;依据晶胞支柱类型可分为杆状结构、骨架状结构和片状结构。本研究中仅涉及杆状结构。常见杆状截面有圆形、四边形和六边形,受牙模基托结构外形尺寸以及光固化 3D 打印工艺限制,本研究中设计的正方体、体心立方体和面心立方体 3 种点阵结构牙模都通过空间尺寸 3×3×3 mm<sup>3</sup>、截面为 1×1 mm<sup>2</sup> 的方形杆状初始单元体沿水平面阵列,通过与待填充区域布尔运算后,最终获得如图 6 所示的牙模 D1、牙模 D2 和牙模 D3 三种牙模基托结构以及压膜工况下的等效应力和位移云图。



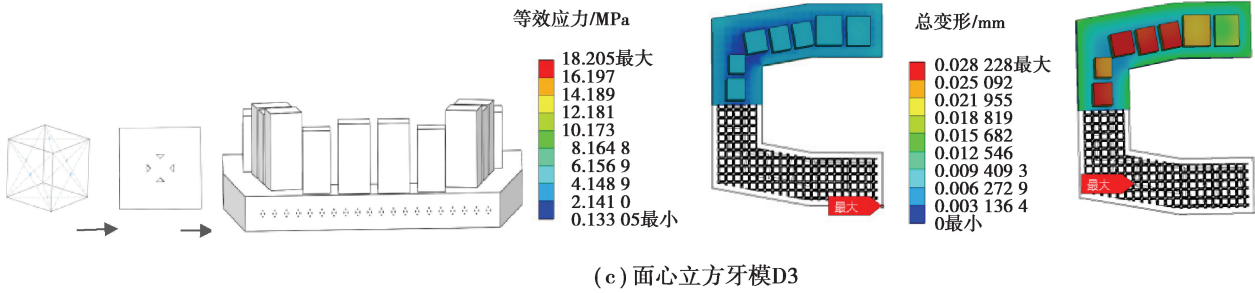


图 6 空间均匀点阵结构填充

Fig. 6 The spatially uniform lattice structure filling

### 1.3 有限元仿真结果

将上述有限元牙模数据以及仿真结果统计如表 2 所示。

表 2 牙模分析结果统计

Table 2 Analysis results of dental casts

结构类型	编号	单元数	节点数	牙模体积/mm <sup>3</sup>	总变形/mm	等效应力/MPa
初始牙模	A0	1 740	3 578	24 245	0.027	6.67
抽壳牙模	A1	1 642	3 641	16 929	0.506	53.81
拓扑优化牙模	B1	3 899	7 248	23 443	0.036	10.92
	B2	3 292	6 190	22 105	0.049	13.31
	C1	7 946	13 818	22 709	0.052	20.78
	C2	10 829	18 917	22 698	0.063	33.29
点阵填充牙模	D1	62 242	105 773	22 284	0.037	18.69
	D2	1 282 745	1 904 479	23 279	0.029	17.67
	D3	1 656 573	2 388 173	24 659	0.028	18.21

由表 2 可知,拓扑优化方法得到的体积保留比为 50%和 30%的树脂牙模 B1 和 B2 的总变形分别为 0.036 mm 和 0.049 mm,等效应力分别为 10.92 MPa 和 13.31 MPa。2 个牙模等效应力变化不明显,其值远小于材料本身的强度。牙模 B2 总变形量比 B1 增加 0.013 mm,达到了 0.049 mm,接近边界值 0.1 mm 的一半,说明拓扑优化体积保留比为 50%的牙模 B1 结构抗变形能力更强。

直蜂窝和斜蜂窝牙模 C1 和牙模 C2 总变形分别为 0.052 mm 和 0.063 mm,等效应力分别为 20.78 MPa 和 33.29 MPa,二者的结构刚度和强度较初始牙模均显著下降,斜蜂窝牙模下降幅度更大,说明相同填充密度条件下斜蜂窝支柱杆的垂直承载特性比直杆差。

图 7 为统计表 2 中除牙模 A1 以外的其他 8 种牙模等效应力和总变形的柱状图。由图 7(a)可知,正方体牙模 D1、体心立方体牙模 D2、面心立方体牙模 D3 在此工况下的等效应力大小均接近 18 MPa,图 7(b)所示牙模 D1 的总变形为 0.037 mm,比牙模 D2 和牙模 D3 高 0.01mm,说明同等外形轮廓体积下点阵填充密度越大牙模抗变形能力越强。后二者在三维实体有限元分析时产生的节点和单元数相比牙模 D1 和其他几种结构约增加 20 倍,表明后续打印时需要更高性能配置的计算机才能保证牙模切片等打印前处理操作顺利,显然不符合本研究提高效率、减少成本的实际需求。

综合考虑 8 种牙模的力学仿真结果,确定 B1、C1、D1 3 种优化结构牙模作为后续实验分析对象。即以这 3 种结构作为参考来优化实际牙模,并按照常规隐形矫治器制造工艺展开三维偏差试验,对其成形时间、成形质量以及压膜前后牙模重合占比进行评估。

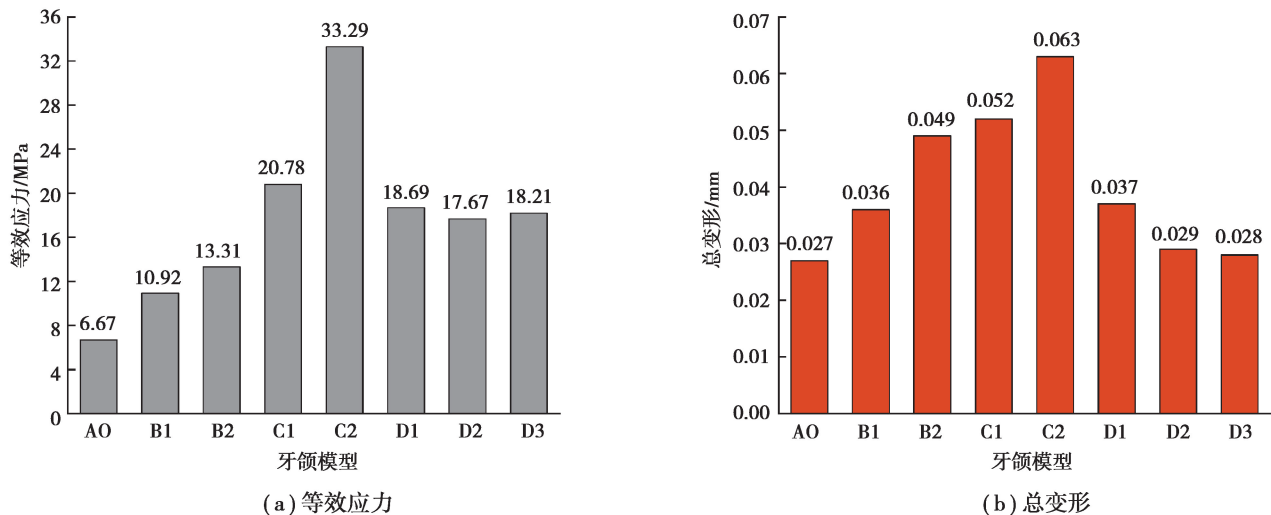


图 7 有限元仿真结果

Fig. 7 The finite element simulation results

## 2 实验部分

### 2.1 实验材料及设备

实验材料为光敏树脂:ZR680,白色,25 °C时密度为 1.10 g/cm<sup>3</sup>,黏度为 0.45 Pa·s,固化深度为 0.16 mm,临界曝光量为 8.5 mJ/cm<sup>2</sup>,湖南中琅新材料科技有限公司生产。

实验设备如图 8 所示。光固化 3D 打印设备:iSLA660,苏州中瑞智创三维科技有限公司;光栅扫描仪:UP360,深圳云甲科技有限公司;真空正压压膜机:MINISTAR-S ©,德国肖尔牙科有限公司。



图 8 实验设备

Fig. 8 Experimental equipment

### 2.2 实验过程

将 B1、C1、D1 3 种数字牙模另存为 stl(三角形网格)格式,导入至前处理软件中进行切片,再通过光固化 3D 打印机各制备 20 个牙模,作为实验组数据,设置打印参数为扫描速度 8 000 mm/s、打印层厚 0.1 mm、功率 880 mW,记录各组打印的总体时间以及实体和支撑重量。从 4 组总计 80 个牙模中,按类型随机抽取每组 3 个共 12 个牙模进行压膜,通过三维数字化测量技术采集压膜前后的牙模表面轮廓数据,并在逆向工程软件 Geomagic control X 中进行 3D 偏差分析。

### 2.3 实验结果与分析

所测牙模的预设公差为 ±0.1 mm,由于同类型偏差结果相近,图 9 分别展示其中一个具有代表性的云图作为分析数据。图 9(a)是初始牙模 A0 压膜前后的偏差云图,该云图表明牙模主要区域都显示为绿色且公差内占比达到 97.337 3%。3 种优化牙模中,三维正方体点阵填充牙模 D1 公差范围内占比最高,为 96.583 4%,二维直蜂窝填充牙模 C1 最小,为 92.006 9%。2 种填充牙模公差范围内占比都高于 90%,符合隐形矫治器生

产精度要求,且 4 种牙模偏差试验分析结果与前文数值仿真分析应力和变形结果趋势吻合。

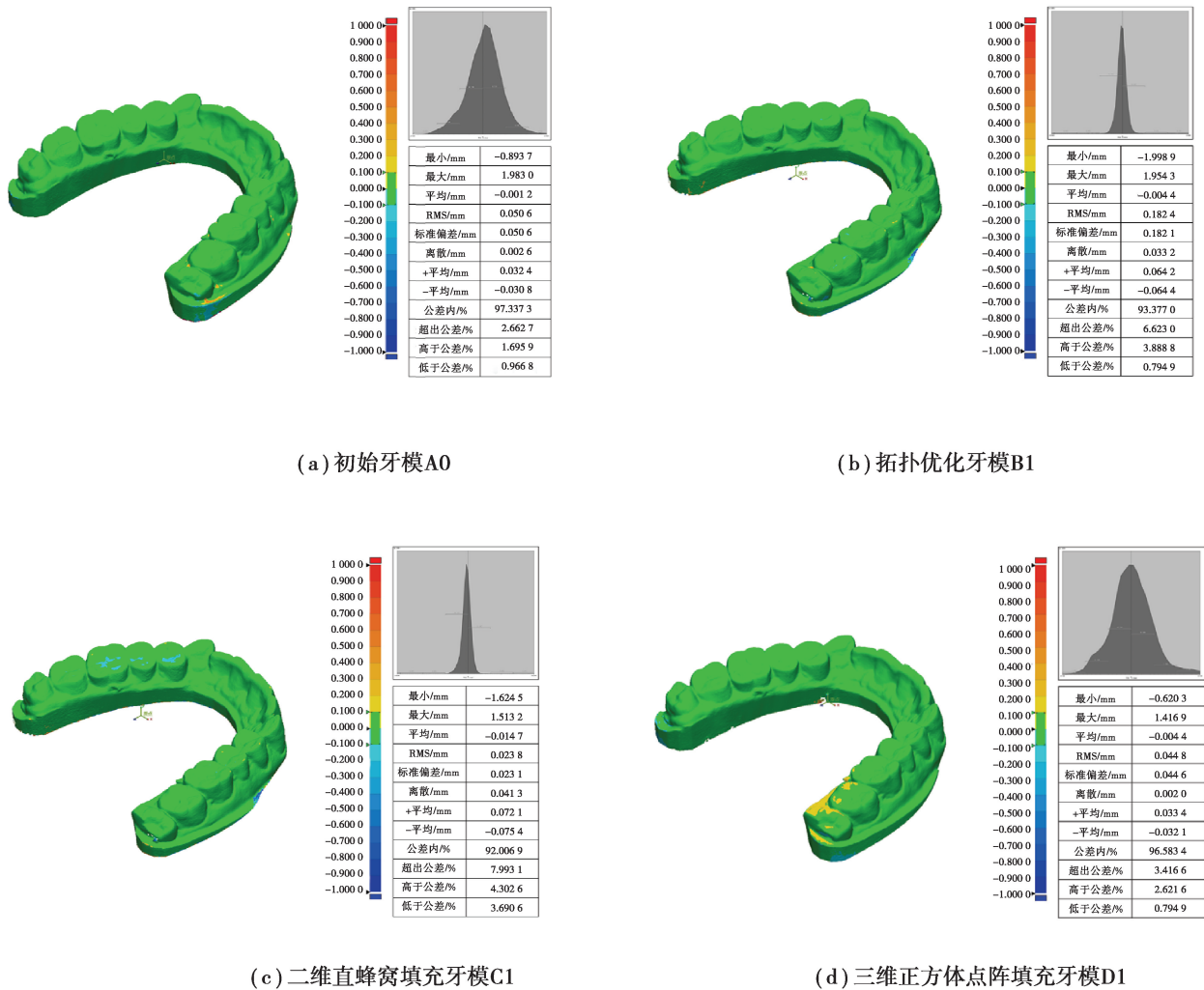


图 9 牙模压膜前后三维偏差图

Fig. 9 3D deviations of the dental casts before and after pressing

表 3 记录了打印 4 种牙模总的实体和支撑质量、成形时间以及三维偏差分析结果数据。初始牙模 A0 和正方体填充牙模 D1 支撑耗材质量接近,说明牙模 D1 所代表的轻量化设计方案牙模内部孔隙率较小,没有产生悬空等结构。光固化设备打印牙模实体和支撑用的是同一种材料,初始牙模打印质量为 615.6 g,从图 10(a)柱状图可知,牙模 C1 的质量最轻,仅为 482.2 g,降比达到 21.67%。

表 3 实验结果

Table 3 Experimental Results

牙模	实体/支撑质量/g	打印时间/min	重合占比/%
A0	570.6/45.0	75	97.337 3
B1	468.5/52.3	86	93.377 0
C1	431.9/50.3	84	92.006 9
D1	482.4/46.0	91	96.583 4



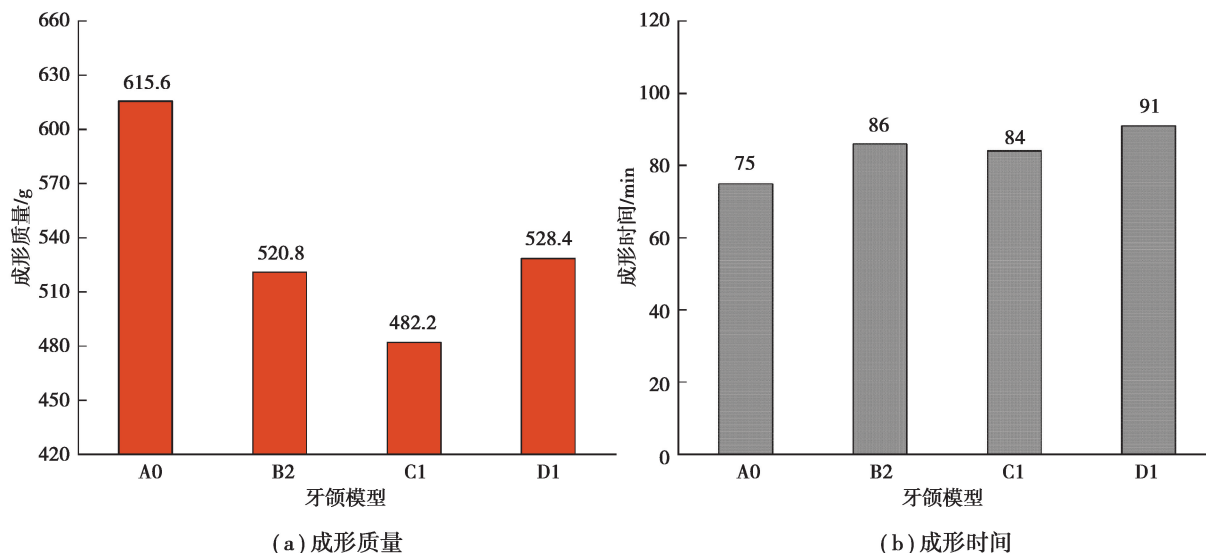


图 10 牙模打印成形结果

Fig. 10 Print forming results of dental casts

对比图 10(b)中的 4 种牙模成形时间可知,3 种优化牙模比初始牙模 A0 成形时间都长,轻量化设计为实现减轻牙模质量目的增加了牙模结构的复杂度,打印成形时扫描路径延长,其中牙模 C1 增加了约 9 min,为最小成形时间增量。虽然打印时间相对延长,但是后续可以通过提高激光扫描速度、增加打印层厚等改进打印工艺的方式来平衡打印时间,综合仿真分析以及 3D 偏差实验结果,二维蜂窝点阵填充的轻量化设计方案(如图 11 所示)能够在保证隐形矫治器的制造精度前提下,大量减少树脂材料的浪费。

### 3 结 论

采用宏观拓扑优化和介观点阵填充两种轻量化设计方法,结合 DfAM 中聚合物设计准则,对基于光固化 3D 打印制作的无托槽隐形矫治器制造工艺进行分析。设计了 8 种轻量化牙模基托进行 ANSYS 仿真分析,选取满足压膜实际工况的 3 种基托设计方案,通过三维偏差实验比较了 3 种方案填充后的牙模打印成形精度、综合树脂牙模打印成形时间、质量以及精度,得到了隐形矫治器牙模制作最佳的轻量化优化方案,结论如下。

1)在隐形矫治器制造工艺流程中,经拓扑优化和点阵填充优化设计并固化成形的牙模重量均有所减轻。

2)根据拓扑优化方法得到的体积保留比为 50% 和 30% 的树脂牙模总变形分别为 0.036 mm 和 0.049 mm,等效应力分别为 10.9 2MPa 和 13.31 MPa,拓扑优化体积保留比为 50% 的牙模结构抗变形能力更强。直蜂窝和斜蜂窝牙模总变形分别为 0.052 mm 和 0.063 mm,等效应力分别为 20.78 MPa 和 33.29 MPa,相同填充密度条件下斜蜂窝支柱杆的垂直承载特性比直杆差。正方体、体心立方体、面心立方体 3 种牙模的等效应力大小都接近 18 MPa,正方体牙模更满足降本控质的要求。

3)二维蜂窝点阵填充的牙模优化性能高于拓扑优化,相比初始牙模质量降比达到 21.67%,是最佳的牙模轻量化设计方案。

#### 参考文献:

- [1] Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, et al. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: printing techniques, materials, and applications[J]. Acta Biomaterialia, 2021, 122: 26-49.
- [2] Sampaio C S, Niemann K D, Schweitzer D D, et al. Microcomputed tomography evaluation of cement film thickness of veneers and crowns made with conventional and 3D printed provisional materials[J]. Journal of Esthetic and Restorative



图 11 蜂窝填充实体牙模

Fig. 11 Cellular-filled solid dental cast

- Dentistry, 2021, 33(3): 487-495.
- [3] Gupta D K, Tuli A, Jain A. 3D printed material application in orthodontics[J]. Materials Today: Proceedings, 2020, 28: 1635-1642.
- [4] 张凌波, 任利玲. 3D打印技术在口腔医学中的应用相关专利分析[J]. 口腔医学研究, 2021, 37(7): 666-670.  
Zhang L B, Ren L L. Patent analysis on 3D printing technology in stomatology[J]. Journal of Oral Science Research, 2021, 37(7): 666-670. (in Chinese)
- [5] 花超超, 张荣和. 3D打印在口腔正畸临床诊疗中的应用进展[J]. 口腔医学研究, 2019, 35(9): 833-836.  
Hua C C, Zhang R H. Application of 3D printing technology in clinical diagnosis and treatment of orthodontics[J]. Journal of Oral Science Research, 2019, 35(9): 833-836. (in Chinese)
- [6] 周培. 无托槽隐形正畸系统的精度及力学性能研究[D]. 北京: 北京交通大学, 2014.  
Zhou P. Study on the precision and mechanical properties of the free invisible orthodontic system[D]. Beijing: Beijing Jiaotong University, 2014. (in Chinese)
- [7] 刘登科, 张焱, 宗学文, 等. 微波热处理对无托槽隐形正畸矫治器的力学性能影响[J]. 塑料工业, 2021, 49(3): 64-68.  
Liu D K, Zhang Y, Zong X W, et al. Effect of microwave heat treatment on the mechanical properties of invisible orthodontic appliances without brackets[J]. China Plastics Industry, 2021, 49(3): 64-68. (in Chinese)
- [8] 段光远, 马超. 具有层纹的隐形正畸矫治器制作方法研究[J]. 口腔医学研究, 2020, 36(8): 723-725.  
Duan G Y, Ma C. Study on manufacturing method of invisible orthodontic appliance with lamination[J]. Journal of Oral Science Research, 2020, 36(8): 723-725. (in Chinese)
- [9] 张雪莲, 梁志鸿, 李建, 等. 树脂类牙齿矫治器压模成型及力学性能分析[J]. 四川轻化工大学学报(自然科学版), 2021, 34(3): 52-61.  
Zhang X L, Liang Z H, Li J, et al. Analysis on diaphragm molding and mechanical performance of resin dental appliance[J]. Journal of Sichuan University of Science & Engineering (Natural Science Edition), 2021, 34(3): 52-61. (in Chinese)
- [10] Edelmann A, English J D, Chen S J, et al. Analysis of the thickness of 3-dimensional-printed orthodontic aligners[J]. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2020, 158(5): e91-e98.
- [11] Wesemann C, Muallah J, Mah J, et al. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: a comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing[J]. Quintessence International, 2017, 48(1): 41-50.
- [12] Jaber S T, Hajeer M Y, Khattab T Z, et al. Evaluation of the fused deposition modeling and the digital light processing techniques in terms of dimensional accuracy of printing dental models used for the fabrication of clear aligners[J]. Clinical and Experimental Dental Research, 2021, 7(4): 591-600.
- [13] 萧宁, 孙玉春, 赵一姣, 等. 口腔用光固化三维打印精度评价方法的建立及应用效果[J]. 北京大学学报(医学版), 2019, 51(1): 120-130.  
Xiao N, Sun Y C, Zhao Y J, et al. A method to evaluate the trueness of reconstructed dental models made with photocuring 3D printing technologies[J]. Journal of Peking University (Health Sciences), 2019, 51(1): 120-130. (in Chinese)
- [14] 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.  
Zhou K M, Li J F, Li X. A review on topology optimization of structures[J]. Advances in Mechanics, 2005, 35(1): 69-76. (in Chinese)
- [15] 张明康. 隐式曲面梯度多孔结构优化设计及激光选区熔化成形力学性能研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2020.  
Zhang M K. Optimal design and mechanical properties of implicit surface gradient porous structure manufactured by selective laser melting[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2020. (in Chinese)
- [16] 于征磊, 信仁龙, 陈立新, 等. 仿蜂窝防护结构的承载特性[J]. 吉林大学学报(工学版), 2021, 51(3): 1140-1145.  
Yu Z L, Xin R L, Chen L X, et al. Load bearing characteristics of honeycomb protection structure[J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2021, 51(3): 1140-1145. (in Chinese)
- [17] Wettergreen M A, Bucklen B S, Starly B, et al. Creation of a unit block library of architectures for use in assembled scaffold engineering[J]. Computer-Aided Design, 2005, 37(11): 1141-1149.