

假肢接受腔 3D 打印模型的正逆向混合建模

doi:10.3969/j.issn.1674-7100.2023.02.006

段 悦 卢依婷
宋旺奕 张亚琴

湖南工业大学
包装与材料工程学院
湖南 株洲 412007

摘 要: 针对传统工艺制作假肢接受腔依赖于石膏取型, 以及金属阳四爪连接盘与假肢接受腔依赖于人工手动加工连接的问题, 提出了一种基于 SLA 3D 打印技术的假肢接受腔制作方法。通过仿真分析软件迭代设计得到承压合理的接受腔模型; 通过正逆向混合建模, 将光敏树脂接受腔和金属阳四爪连接盘复合。结果表明: 3 mm 厚的光敏树脂材料符合假肢接受腔的应用要求; 切片层厚为 0.2 mm 时, 光敏树脂接受腔和金属阳四爪连接盘的复合效果最佳。用 SLA 3D 打印假肢接受腔是可行性的。

关键词: 3D 打印; 假肢接受腔; 正逆向混合建模; 计算机辅助设计; 有限元分析

中图分类号: R318.17; TP391.73

文献标志码: A

文章编号: 1674-7100(2023)02-0042-08

引文格式: 段 悦, 卢依婷, 宋旺奕, 等. 假肢接受腔 3D 打印模型的正逆向混合建模 [J]. 包装学报, 2023, 15(2): 42-49.

假肢是截肢患者康复的重要辅具。接受腔是人体残肢与假肢的人机系统接口界面, 能将残肢收纳在其中, 并将作用力有效地传递到假肢远端部位^[1-2]。接受腔的个性化定制质量影响假肢的使用效果。传统假肢接受腔制作主要包括测量标记残肢、制取残肢石膏阴模、制作石膏阳模并修型、试穿临时接受腔、阳模再修型、接受腔成型等步骤。制作期间, 接受腔修型是依据患者试穿的反馈信息和医生的修型经验, 此方法存在石膏阳模修型数据的不准确性和无法保存修型数据的缺陷。因此, 医疗领域需引入先进的快速成型 (rapid prototyping, RP) 技术^[3-4]。快速成型技术适用于个性化定制需求, 是将材料层层堆积来快速制造产品的新技术。故本文提出了一种基于光固化成型 (stereo lithography appearance, SLA) 3D 打印技术^[5-8]的假肢接受腔制作方法。通过逆向工程获得残肢数据, 逆向设计假肢接受腔模型; 基于受力仿真实验迭代设计承压合理的接受腔有限元模型; 将正向

设计合理的金属阳四爪连接盘与光敏树脂复合建模, 以解决金属阳四爪连接盘在 SLA 成型工艺中引起的干涉问题。

1 正逆向混合建模设计思路

正逆向混合建模^[9]的主要思路为: 采用手持式三维扫描仪获取残肢的点云数据, 再经逆向软件 Geomagic Studio 处理成符合要求的曲面、曲线、点数据。采用 CT 扫描技术获取残肢 CT 图像, 在 Mimics 软件中构建骨头模型。在仿真分析软件中模拟患者穿戴接受腔行走, 分析残肢在不同阶段的受力情况。根据受力情况, 修整残肢模型。将残肢模型通过 stp 格式引入 UG 软件, 在受力的基础上对接受腔模型进行正向设计, 从而实现三维测量系统、逆向软件和正向软件在产品开发上的应用和数据集成。最后, 将正向建模得到的金属阳四爪连接盘和逆向建模得到的假肢接受腔复合建模, 得到金属树脂一体化

收稿日期: 2022-12-19

作者简介: 段 悦 (1998-), 女, 辽宁朝阳人, 湖南工业大学硕士生, 主要研究方向为光固化成型 3D 打印技术,
E-mail: 1051204174@qq.com

假肢接受腔。

2 数据处理与逆向建模

2.1 数据采集与处理

逆向工程技术在工业上应用广泛^[10]。用先临三维 EinScan H-1.0.3.0 双光源彩色手持 3D 扫描仪对一名身高 167 cm、体重 60 kg 的男性腿部残肢进行扫描, 得到残肢形状的点云数据, 并针对不同角度获取的腿部点云数据进行优化处理。将数据导入 Geomagic Studio 逆向软件中, 对腿部残肢轮廓进行逆向重构^[11-12]。图 1 是不同角度处理的模型图。

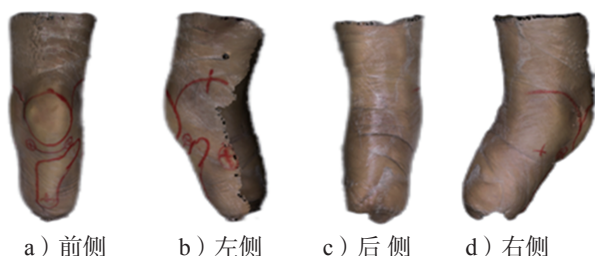


图 1 不同角度处理的模型图

Fig. 1 Model plots for different angle treatments

通过 Mimics 软件处理 CT 图像, 提取骨骼模型, 再将三维扫描得到的残肢外部轮廓模型进行残肢建模, 并与骨骼模型进行布尔运算得到残肢软组织模型。在此基础上, 建立硅胶衬套模型。图 2 是骨骼、软组织、硅胶衬套模型。

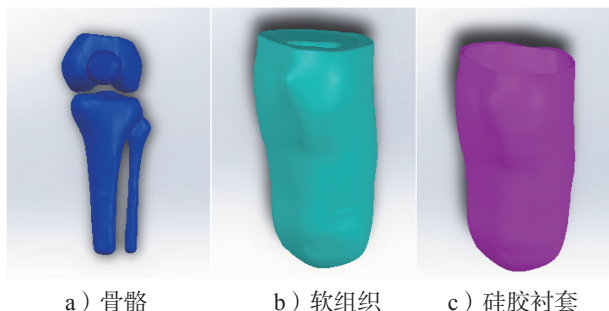


图 2 仿真分析所需各模型

Fig. 2 Simulation analysis of the required models

2.2 假肢接受腔模型的构建

1) 假肢接受腔轮廓设计

依据小腿残肢解剖结构和小腿假肢接受腔设计原则进行假肢接受腔边缘设计, 得到如图 3 所示假肢接受腔模型。

2) 假肢接受腔的壁厚确定

为保持接受腔的几何外形不变, 通过改变接受腔壁厚, 分析壁厚对接受腔应力分布的影响, 最终

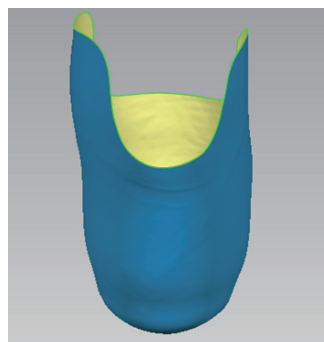


图 3 假肢接受腔边缘设计模型

Fig. 3 Design model of the prosthetic socket edge

确定合适的接受腔壁厚。基于 SLA 的光敏树脂材料屈服极限为 32.4 MPa, 将其作为接受腔应力分布的参考指标, 即要求接受腔模型的应力峰值低于 32.4 MPa。将接受腔、硅胶衬套、软组织、骨骼的材料类型均定义为各向同性且均质线弹性体。接受腔杨氏模量设定为 2000 MPa, 泊松比为 0.4; 硅胶衬套杨氏模量设定为 2 MPa, 泊松比为 0.48; 软组织杨氏模量设定为 0.3 MPa, 泊松比为 0.49; 骨骼杨氏模量设定为 10 000 MPa, 泊松比为 0.3。载荷为人体步行时外部载荷最大的步态时相即足跟离地 (HO) 状态。由患者体重 60 kg 和步距 0.7 m 计算得到, Comp-Dist 是垂直力 (z 轴方向), 为 540 N, 作用在骨上端截面垂直方向; Post-Ant 是纵向力 (y 轴方向), 为 240 N, 作用在骨上端截面上方小腿前后方向; Lat-Med 是横向力 (x 轴方向), 为 30 N, 作用在骨上端截面上方小腿内外侧方向; 力矩的分量 Ext-Flex 绕 Lat-Med 轴 (x 轴), 为 8.4 N·m, 弯矩小腿伸展方向为正; 力矩的分量 Ab-Ad 绕 Post-Ant 轴 (y 轴), 为 21 N·m, 膝关节内收方向为正。

壁厚为 2 mm 的接受腔应力分布如图 4 所示。由图 4 可知, 壁厚为 2 mm 的接受腔应力峰值为 33.9 MPa, 超过了光敏树脂材料的屈服极限 32.4 MPa。

壁厚数值越大, 接受腔应力越小, 故将壁厚翻倍。壁厚为 4 mm 的接受腔应力分布如图 5 所示。由图 5 可知, 壁厚为 4 mm 的接受腔应力峰值为 15.3 MPa, 远小于光敏树脂材料的屈服极限 32.4 MPa。

壁厚增加后, 接受腔质量增加。为了避免接受腔过于厚重, 将壁厚设置为 3 mm, 并仿真分析接受腔的应力分布, 结果如图 6 所示。由图 6 可知, 壁厚为 3 mm 的接受腔应力峰值为 23.6 MPa, 符合接受腔应力分布。

综上, SLD 3D 打印光敏树脂材料的假肢接受腔

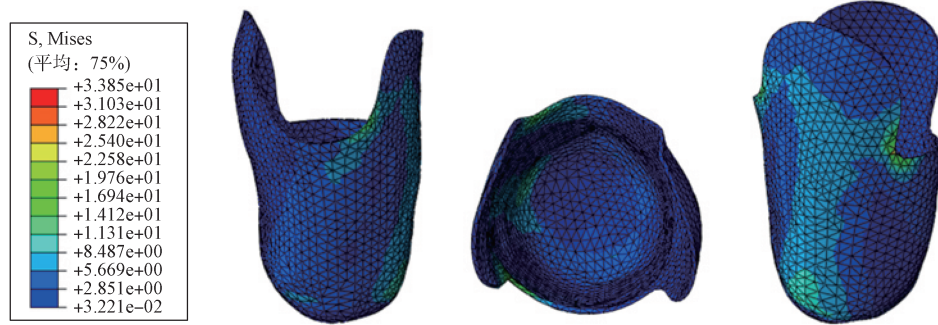


图4 壁厚为2 mm的接受腔应力分布图

Fig. 4 Wall thickness 2 mm stress distribution in the socket

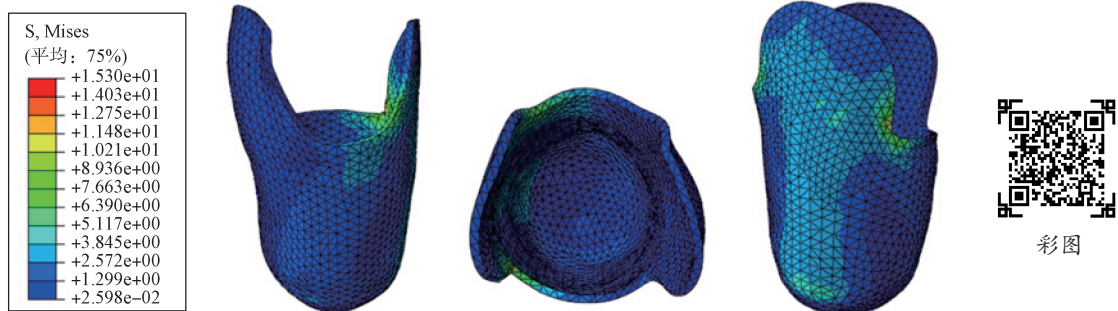


图5 壁厚为4 mm的接受腔应力分布图

Fig. 5 Wall thickness 4 mm stress distribution in the socket

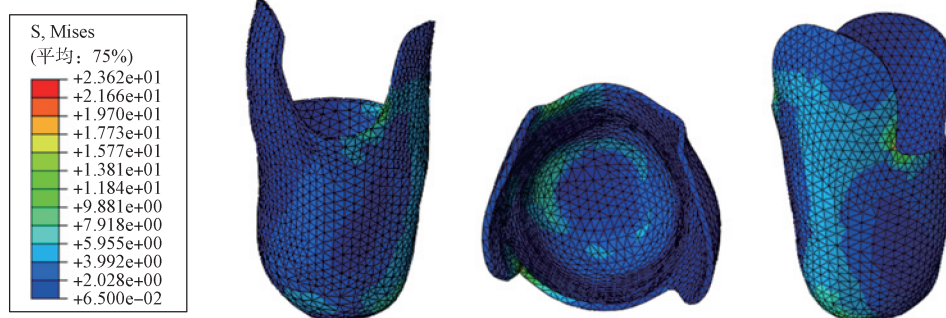


图6 壁厚为3 mm的接受腔应力分布图

Fig. 6 Wall thickness 3 mm stress distribution in the socket

壁厚选3 mm。随后进行有限元分析,基于仿真结果迭代设计承压合理的假肢接受腔。

2.3 假肢接受腔仿真分析与修型

利用ABAQUS软件,对骨骼、软组织、硅胶衬套、接受腔进行材料赋予,装配好残肢-接受腔生物力学模型。通过在骨骼上端施加载荷来模拟患者穿戴接受腔行走时残肢在不同阶段的受力情况。为简化计算量,将骨骼表面与软组织内侧面、衬套外侧面与接受腔内侧面设置为绑定约束,将残肢外表面与衬套内表面设置为摩擦接触,选择切向作用为罚摩擦,摩擦系数为0.5。以患者体重60 kg、步距0.7 m、足跟着地状态(HS)为例,施加载荷如下:骨骼上端

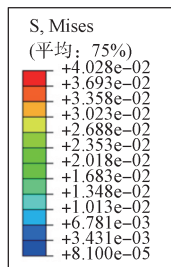
垂直向下施加150 N,小腿前方指向小腿后方施加72 N,内侧指向外侧施加12 N,弯矩小腿伸展方向施加21 N·m,膝关节内收方向施加0 N·m。所有状态的施加载荷如表1所示。表中,FF表示足平放状态,MS表示支撑中期状态,TO表示趾离地状态。

不同状态下的有限元分析结果如图7所示。由图7可知,FF、MS、HO状态下残肢应力峰值都超过了皮肤承受压力极限(60 kPa)。其中,FF状态下的最大应力位于残肢末端区域,为91.5 kPa;MS状态下的最大应力位于股骨内髁面区域,为92.3 kPa;HO状态下的最大应力位于股骨外髁面区域,为158.5 kPa,是步态周期中的应力峰值。

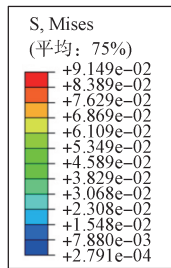
表 1 步态周期中各时相参数取值

Table 1 Parameters obtained at each phase of the gait cycle

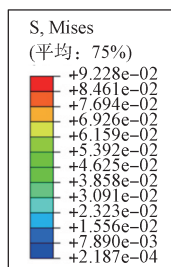
状态	Comp-Dist/N	Post-Ant/N	Lat-Med/N	Ext-Flex/ (N·m)	Ab-Ad/ (N·m)
HS	150.0	72.0	12.0	21.00	0
FF	673.5	-46.2	-27.6	23.52	32.34
MS	420.0	-120.0	-18.0	8.40	16.80
HO	540.0	240.0	-30.0	8.40	21.00
TO	0	-18.0	0	8.40	4.20



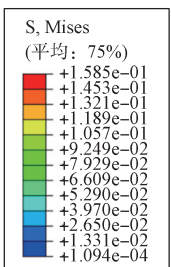
a) HS



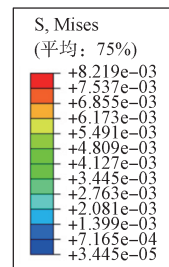
b) FF



c) MS



d) HO



e) TO

图 7 不同状态的残肢受力图

Fig. 7 Force diagrams of the stump in different states



彩图

根据残肢解剖结构可知, 各部位承压能力不同, 主要分为承重区和免荷区。接受腔的舒适度取决于对残肢承重区和免荷区的处理。本文将承重区划分为: 髌韧带(a)、股骨内髁面(b)、股骨外髁面(c)、胫骨嵴内侧(d)、胫骨嵴外侧(e)、腘窝(f), 免荷区划分为: 残肢末端(g)、胫骨嵴(h)、髌骨边缘(i)。步态周期下承重区、免荷区各部分的应力变化分别见图 8 和 9。

由图 8 和 9 可知, 股骨内髁面、股骨外髁面、残肢末端的最大应力均超过皮肤承受压力极限, 而承压较好的髌韧带的最大应力为 34.8 kPa, 胫骨嵴内侧最大应力为 26.8 kPa, 胫骨嵴外侧最大应力为 34.7 kPa, 腘窝最大应力为 26.9 kPa。故对残肢承压较好的区域进行施压, 使其分担应力集中区域的压力, 达到残肢表面受力均匀的目的。对髌韧带和胫骨嵴外侧施加 25 kPa 压力, 对胫骨嵴内侧和腘窝施加 30 kPa 压力; 免荷区的胫骨嵴与髌骨边缘受力敏

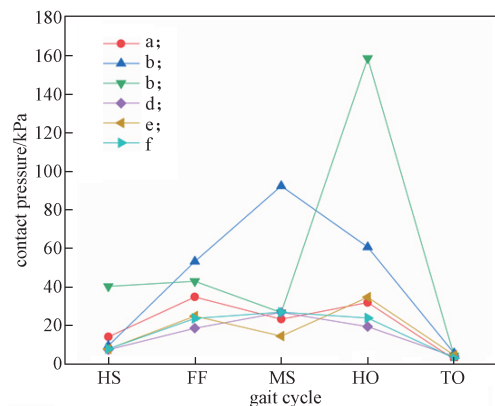


图 8 步态周期下承重区各部分的应力变化

Fig. 8 Stress changes in each part of the load-bearing area under the gait cycle

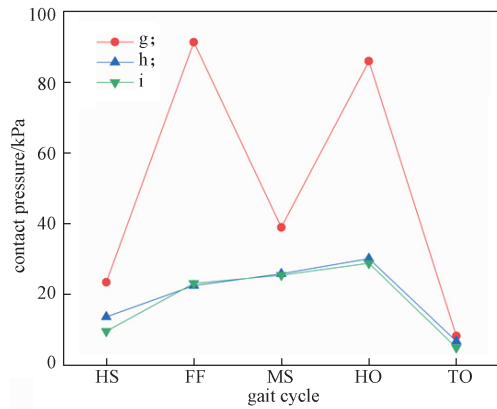


图9 步态周期下免荷区各部分的应力变化

Fig. 9 Stress changes in each part of the load-free zone under the gait cycle

感,故不施加压力;对股骨内髁面、股骨外髁面、残肢末端施加 30 kPa 的反向压力。在此基础上,将变形后的残肢修复实体逆向建模,得到优化接受腔模型,再对此接受腔模型进行评估分析以及迭代设计,得到最优接受腔模型。

残肢应力分布如图 10 所示。由图 10 可知,在步态周期中最优接受腔模型的残肢界面应力最大为 36.7 kPa,比原接受腔模型减小了 77%,小于皮肤承受压力极限,且整体应力分布较为均匀。压力集中问题得到了一定缓解,假肢接受腔的舒适性得到提高。可见,有限元分析在假肢接受腔数字化设计中是必要环节。

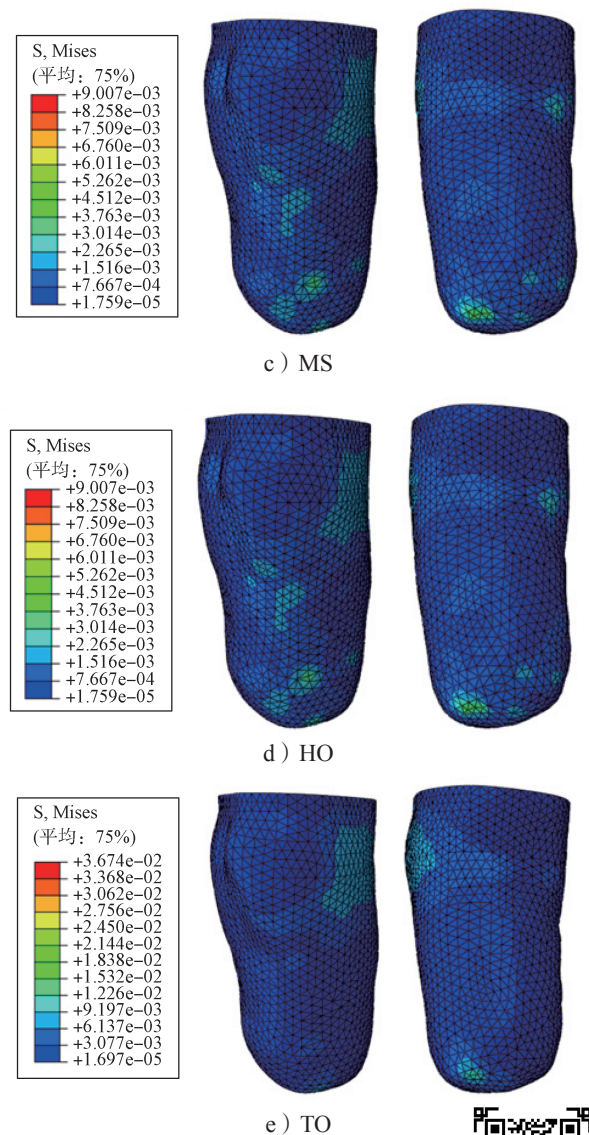
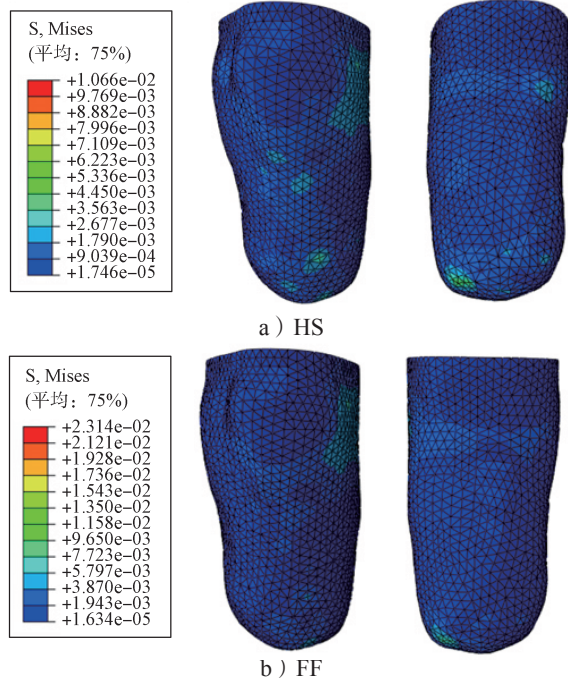


图10 不同状态下优化后的残肢受力图

Fig. 10 Force diagrams of the stump in different states

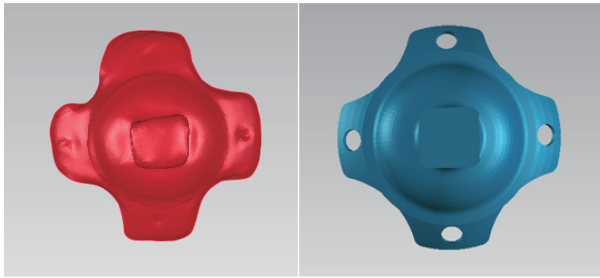


彩图

3 正逆向设计复合模型

通过螺栓将假肢各组件衔接起来。衔接成功后,可松开螺栓,假肢还能与其他功能组件进行连接。小腿假肢接受腔通常使用金属四棱锥式连接件即金属阳四爪连接盘,此连接盘位于假肢接受腔底端。金属阳四爪连接盘建模采取了逆向设计和正向设计两种方法^[13-14],得到的模型如图 11 所示。

用 SLA 3D 打印设备打印接受腔时嵌入金属嵌件,使金属树脂一体化成型。嵌入金属嵌件后存在树脂重涂、激光遮挡、嵌件定位、支撑设计等问题。



a) 逆向设计

b) 正向设计

图 11 金属阳四爪连接盘的逆向设计和正向设计

Fig. 11 Reverse design and forward design of the metal positive four-claw connecting disc

为解决上述问题, 本文将假肢接受腔分为两部分倒向打印, 嵌件定位通过假肢接受腔模型与金属阳四爪连接盘模型、光敏树脂封装模型与金属阳四爪连接盘模型进行布尔运算, 在不打印支撑的情况下, 接受腔完全支撑于封装模型, 使支撑设计合理化。

4 假肢接受腔的制作与验证

SLA 3D 打印设备为深圳市金石三维打印科技有限公司 KINGS6000 型。构建模型的最大尺寸 ($x \times y \times z$) 为 $600 \text{ mm} \times 600 \text{ mm} \times 400 \text{ mm}$ 。按照正逆向设计复合模型, 打印逆向建模的金属阳四爪连接盘与接受腔底部, 实物如图 12 所示。

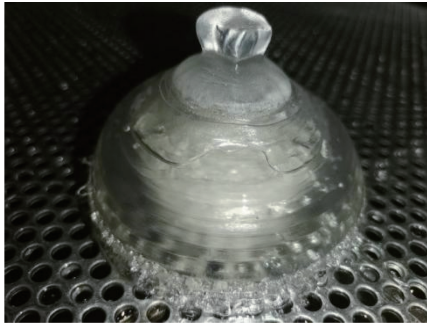


图 12 逆向建模的金属阳四爪连接盘与树脂复合制件

Fig. 12 Reverse modeling metal positive four-claw connecting disc and resin composite

切片层厚影响平台下降深度与成型件表面光滑度^[15], 故探究不同切片层厚 (0.05, 0.10, 0.15, 0.20, 0.25 mm) 对制件成型精度的影响。金属阳四爪连接盘嵌入后, 刮刀不工作。在刮刀不工作的条件下, 金属树脂复合制件的工艺参数如表 2 所示。通过 SLA 3D 打印设备打印高度为 20 mm、底面积为 300 mm^2 的圆柱体, 在高度 10 mm 处嵌入金属六角螺帽。每种切片层厚打印 5 个金属树脂复合制件, 测量 5 个制件 z

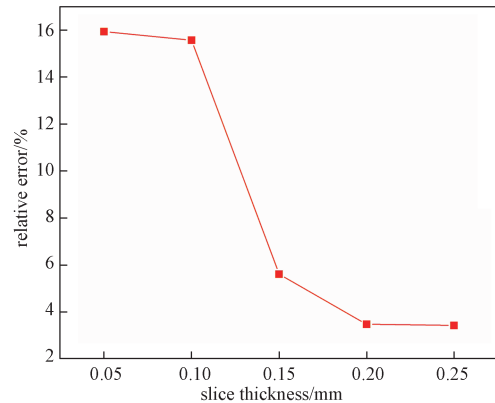
轴方向尺寸, 计算均值, 即为实际尺寸。

表 2 工艺参数

Table 2 Process parameter

扫描速度 / ($\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$)	平台下降速 度 / ($\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$)	固化深度 / mm	温度 / $^{\circ}\text{C}$	切片层厚 / mm
3426	4	0.24	24	0.05, 0.10, 0.15, 0.20, 0.25

在同等流平时间下, 切片层厚的增加有利于制件上方树脂充分流平, 使制件表面光滑, 有利于提升制件 z 轴方向的成型精度。不同切片层厚下金属树脂复合制件的成型精度如图 13 所示。

图 13 制件 z 轴方向上的相对误差Fig. 13 Relative error in the z -axis direction of the workpiece

由图 13 可知, 随着切片层厚的增加, 金属树脂复合制件的相对误差逐渐减小。切片层厚为 0.20, 0.25 mm 时, 制件相对误差均较小, 但是层厚过大会使单层液态树脂吸收的曝光能量不足, 部分树脂的固化欠佳。故最佳切片层厚选择 0.20 mm。

根据上述分析结果, 正向建模的打印工艺参数设置如下: 切片层厚为 0.2 mm, 平台下降速度为 4 mm/s, 温度为 24°C 。正向建模的金属阳四爪连接盘打印制品如图 14 所示。由图 14 可知, 正向建模的 z 轴方向精度明显高于逆向建模的。

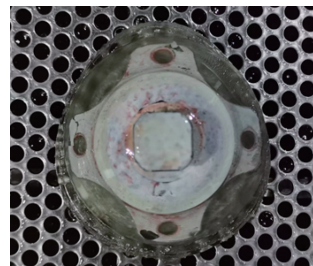


图 14 正向建模金属阳四爪连接盘与树脂复合制件

Fig. 14 Forward modeling metal positive four claw connecting disc and resin composite

5 结论

针对常用手工取型工艺制作接受腔的转型升级需求, 本文通过逆向建模设计了假肢接受腔模型, 再基于有限元分析迭代设计承压合理的假肢接受腔, 用正逆向混合建模实现接受腔与金属连接件复合成型。基于光敏树脂材料性能和仿真分析, 设定接受腔壁厚为 3 mm; 优化后接受腔模型在步态周期中残肢界面应力最大为 36.7 kPa, 比原始接受腔模型的减小了 77%, 小于皮肤承受压力极限 60 kPa, 假肢接受腔的舒适性得到提升; 接受腔与金属连接件复合成型时, 切片层厚选择 0.2 mm, 光敏树脂和金属阳四爪连接盘的复合效果最佳。本文所探讨的方法也可用于其他康复辅具的 3D 打印成型。

参考文献:

- [1] 徐 斌, 行鸿彦, 解建华, 等. 基于三维重建的大腿假肢接受腔定制研究[J]. 电子测量与仪器学报, 2018, 32(9): 176-186.
XU Bin, XING Hongyan, XIE Jianhua, et al. Research on the Customization of Thigh Prosthesis Socket Based on 3D Reconstruction[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2018, 32(9): 176-186.
- [2] LAING S, LEE P V, GOH J C. Engineering a Trans-Tibial Prosthetic Socket for the Lower Limb Amputee[J]. Annals of the Academy of Medicine, Singapore, 2011, 40(5): 252-259.
- [3] NADAGOUDA M N, RASTOGI V, GINN M. A Review on 3D Printing Techniques for Medical Applications[J]. Current Opinion in Chemical Engineering, 2020, 28: 152-157.
- [4] HSU C H, OU C H, HONG W L, et al. Comfort Level Discussion for Prosthetic Sockets with Different Fabricating Processing Conditions[J]. Biomedical Engineering Online, 2018, 17(S2): 145.
- [5] NICKEL E, BARRONS K, HAND B, et al. Three-Dimensional Printing in Prosthetics: Method for Managing Rapid Limb Volume Change[J]. Prosthetics and Orthotics International, 2020, 44(5): 355-358.
- [6] KIM S, YALLA S, SHETTY S, et al. 3D Printed Transtibial Prosthetic Sockets: A Systematic Review[J]. PLoS One, 2022, 17(10): e0275161.
- [7] DICKINSON A S, STEER J W, WORSLEY P R. Finite Element Analysis of the Amputated Lower Limb: A Systematic Review and Recommendations[J]. Medical Engineering & Physics, 2017, 43: 1-18.
- [8] 胡航帆, 周 娅, 陈茉弦, 等. 3D 打印在假肢矫形器领域中的应用与发展[J]. 中国康复医学杂志, 2020, 35(2): 233-237.
- HU Hangfan, ZHOU Ya, CHEN Moxian, et al. Application and Development of 3D Printing in the Field of Prosthetic Orthotics[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2020, 35(2): 233-237.
- [9] 苗 盈, 陆忠华, 李迎吉, 等. 基于正逆向混合建模技术的塑料产品创新设计[J]. 塑料科技, 2020, 48(7): 86-89.
MIAO Ying, LU Zhonghua, LI Yingji, et al. Innovative Design of Plastic Products Based on Forward and Reverse Hybrid Modeling Technology[J]. Plastics Science and Technology, 2020, 48(7): 86-89.
- [10] 周亚男, 乔 勋. 基于逆向工程的三维激光扫描点云数据滤波方法[J]. 激光杂志, 2021, 42(9): 170-174.
ZHOU Yanan, QIAO Xun. Filtering Method of 3D Laser Scanning Point Cloud Data Based on Reverse Engineering[J]. Laser Journal, 2021, 42(9): 170-174.
- [11] 段 军. 结构光三维扫描技术的应用研究[J]. 现代制造技术与装备, 2019(1): 49-51.
DUAN Jun. The Application of Structured Light 3D Scanning Technology[J]. Modern Manufacturing Technology and Equipment, 2019(1): 49-51.
- [12] 孙文磊, 黄艳华. 大尺寸复杂零件逆向重构再设计应用研究[J]. 机械设计, 2008, 25(10): 49-51.
SUN Wenlei, HUANG Yanhua. Research on the Application of Inverse Reconstruction Redesign of Large Scaled Complex Components[J]. Journal of Machine Design, 2008, 25(10): 49-51.
- [13] 马世博, 梁 帅, 张双杰, 等. 基于正逆向混合建模的残缺涡轮修复方法的探究[J]. 现代制造工程, 2020(8): 114-119.
MA Shibo, LIANG Shuai, ZHANG Shuangjie, et al. Inquiry for Repair Method of Damaged Impeller Based on Forward and Reverse Hybrid Modeling[J]. Modern Manufacturing Engineering, 2020(8): 114-119.
- [14] 宋长亮, 梁楚华, 黄 艳. 正逆向建模技术及其在羊毛剪设计中的应用[J]. 农机化研究, 2008, 30(10): 154-156.
SONG Changliang, LIANG Chuhua, HUANG Yan. Research on Hybrid Modeling and Application on Wool Scissors[J]. Journal of Agricultural Mechanization Research, 2008, 30(10): 154-156.
- [15] YOU S G, YOU S M, LEE B I, et al. Effect of Layer Thickness Setting on the Adaptation of Stereolithography Apparatus-Fabricated Metal Frameworks for Removable Partial Dentures: An in Vitro Study[J]. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2022, 127(2): 276-281.

(责任编辑: 邓 彬)

Forward and Reverse Hybrid Modeling of 3D Printed of Prosthetic Socket

DUAN Yue, LU Yiting, SONG Wangyi, ZHANG Yaqin

(College of Packaging and Materials Engineering, Hunan University of Technology, Zhuzhou Hunan 412007, China)

Abstract: In order to solve the problems that traditional process of making the prosthetic socket depends on plaster molding, and the metal positive four-claw connecting disc and the prosthetic socket depend on manual processing and connection, a method of making prosthesis socket based on SLA 3D printing technology was proposed. Through the iterative design of simulation analysis software, the socket model with reasonable pressure was obtained. The photosensitive resin socket was combined with the metal positive four-claw connecting disc by the forward and backward hybrid modeling method. The results show that the 3 mm thick photosensitive resin material could meet the application requirements of prosthetic socket. When the slice thickness was 0.2 mm, the composite effect of photosensitive resin socket and metal positive four-claw connecting disc was the best. The feasibility of printing the prosthesis socket with SLA 3D was verified.

Keywords: 3D printing; prosthetic socket; forward and reverse hybrid modeling; computer-aided design; finite element analysis

.....

(上接第 41 页)

Study on Tooth Surface Layer Morphology of Femtosecond Laser Ablation of Face Gear Material

XU Haijun¹, LI Wan², MI Chengji¹, WU Tao¹, LI Chuying¹, MING Xingzu¹

(1. College of Mechanical Engineering, Hunan University of Technology, Zhuzhou Hunan 412007, China;

2. Department of Mechanical and Electrical Engineering, Hunan Automotive Engineering Vocational College, Zhuzhou Hunan 412000, China)

Abstract: The thermal effect of femtosecond laser irradiation on the face gear material 18Cr2Ni4WA is studied, and the temperature-stress coupling model of femtosecond laser ablation of face gear is established. The changing process of electron temperature, lattice temperature and thermal stress under different energy densities with multiple pulses is analyzed. The results show that the electron temperature, lattice temperature and thermal stress increase with the increase of laser energy density. Through the comparative analysis of experiment and simulation, the results show that the surface of the ablation tooth surface is residual compressive stress. The ablation depth and pit diameter increase with the increase of laser energy density. The larger laser energy density produces more melt and reduces the quality of femtosecond laser processing. When the energy density is 1.78 J/cm^2 , the surface morphology of the tooth surface is better. The study could provide a research basis for improving the quality of femtosecond laser micro-ablation face gear.

Keywords: femtosecond laser; face gear; surface morphology; residual stress; energy density