

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2022.10.010

聚乳酸颅骨保护罩的设计与成型工艺优化

彭春雷¹, 彭彦龙¹, 陈建刚^{1,2}, 张昌明¹, 杨立峰³, 史会明⁴

(1. 陕西理工大学, 机械工程学院, 陕西汉中 723001; 2. 西安交通大学, 机械工程学院, 西安 710049;

3. 西安交通大学附属汉中3201医院骨科, 陕西汉中 723001; 4. 汉中市中心医院, 陕西汉中 723001)

摘要: 为辅助颅骨损伤患者手术治疗, 避免二次接触损伤, 依据患者颅骨CT断层扫描数据, 使用医学影像、反求工程、增材制造以及数字化建模等技术, 设计了一种无创伤聚乳酸(PLA)颅骨保护罩。通过四因素三水平正交试验表及田口方法, 以层厚、填充率、打印速度及填充图案四个工艺参数为主要研究目标, 以拉伸强度和弯曲弹性模量为优化目标, 进行拉伸试验和三点弯曲试验。结果表明, 加工工艺参数对柔性PLA成型件拉伸性能和弯曲性能的影响顺序从大到小为: 填充率>层厚>打印速度>填充图案。拉伸性能的最优工艺参数为层厚0.2 mm, 填充率100%, 打印速度80 mm/s, 填充图案三角形。弯曲性能的最优工艺参数为层厚0.15 mm, 填充率100%, 打印速度60 mm/s, 填充图案三角形。最后根据综合评分法得出了PLA材料3D打印成型试验件的最优工艺参数为层厚0.15 mm, 填充率100%, 打印速度80 mm/s, 填充图案三角形, 并根据最优工艺参数进行PLA颅骨保护罩样品的增材制造。

关键词: 颅骨损伤; 数字化设计; 田口方法; 拉伸性能; 弯曲性能; 增材制造

中图分类号: R651.1+5; TQ320.66 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2022)10-0053-07

Design and Molding Process Optimization of Polylactic Acid Skull Protective Cover

Peng Chunlei¹, Peng Yanlong¹, Chen Jiangang^{1,2}, Zhang Changming¹, Yang Lifeng³, Shi Huiming⁴

(1. School of Mechanical Engineering, Shaanxi University of Technology, Hanzhong 723001, China; 2. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 3. Department of Orthopedics, Affiliated 3201 Hospital, Xi'an Jiaotong University, Hanzhong 723001, China; 4. Hanzhong Central Hospital, Hanzhong 723001, China)

Abstract : To assist the surgical treatment of patients with skull injury and avoid secondary contact injury, a non-invasive polylactic acid (PLA) skull protective cover was designed based on the CT scanning data of patients with skulls by using medical imaging, reverse engineering, additive manufacturing, and digital modeling technology. Through four factors and three levels of orthogonal test table and Taguchi method, the tensile test and three-point bending test were carried out with the four process parameters of layer thickness, filling rate, printing speed, and filling pattern as the main research objectives, and the tensile strength and bending modulus as the optimization objectives. The results show that the influence order of processing parameters on the tensile and bending properties of flexible PLA molded parts is: filling rate > layer thickness > printing speed > filling pattern. The optimal process parameters of tensile properties are layer thickness of 0.2 mm, the filling rate of 100%, printing speed of 80 mm/s and filling pattern triangle. The optimal process parameters of bending performance are layer thickness of 0.15 mm, the filling rate of 100%, the printing speed of 60 mm/s and the filling pattern triangle. Finally, according to the comprehensive scoring method, the optimal process parameters of the 3D printing molding test piece of PLA material were obtained as follows: the thickness of the layer is 0.15 mm, the filling rate is 100%, the printing speed is 80 mm/s, the filling pattern is the triangle. According to the optimal process parameters, the additive manufacturing of the PLA skull protective cover sample was carried out.

Keywords : skull injury ; digital design ; taguchi method ; tensile property ; bending property ; additive manufacturing

基金项目: 国家自然科学基金青年基金项目(51505268), 陕西省科技厅一般项目研发计划(2022GY-257), 陕西省教育厅重点科学研究计划项目(20JS020)

通信作者: 彭春雷, 讲师, 主要研究方向为设计与制造、机械CAD、CAM

收稿日期: 2022-08-01

引用格式: 彭春雷, 彭彦龙, 陈建刚, 等. 聚乳酸颅骨保护罩的设计与成型工艺优化[J]. 工程塑料应用, 2022, 50(10): 53-59.

Peng Chunlei, Peng Yanlong, Chen Jiangang, et al. Design and molding process optimization of polylactic acid skull protective cover[J]. Engineering Plastics Application, 2022, 50(10): 53-59.

颅骨缺损患者主要分为先天性和后天性两类。先天性患者是由于出生时颅骨的非正常生长,导致生长发育中发生严重畸形,这类患者一般必须要通过手术来引导颅骨进行正常生长。随着交通工具及现代化的发展,后天性患者所占比例较大,呈逐年增加趋势,这类患者主要是由于交通事故或颅脑疾病引起。

临床上,颅骨缺损小于3 cm时,一般无需进行颅骨修复手术,但颅骨缺损大于3 cm时,会造成患者头颅出现严重畸形,并直接影响颅内压生理性平衡和脑组织安全,可能会引发多种疾病的发生,这类患者一般要进行颅骨修复手术^[1]。临床证实,外伤性的颅骨缺损应在清创手术恢复良好的基础上,3个月后进行颅骨修复手术为宜,期间颅骨缺损部位仅用纱布包裹,为了避免患者头部的二次创伤及感染风险率,需要设计一种颅骨手术保护装置。

针对聚乳酸(PLA)材料的颅骨手术保护装置,目前研究资料较少,PLA作为一种生物可降解材料,其可分为左旋PLA(PLLA)、右旋PLA(PDLA)和外旋PLA(PDLLA),其中医学上 PLLA 用途最为广泛,主要应用于手术缝合线、组织修复等^[2-3]。针对 PLA 材料在生物医学领域上的应用,胡声雨^[4]联合超声辅助技术和静电纺丝技术制备了一种 PLA/羟基磷灰石-聚多巴胺复合纳米纤维支架,并研究了其加工工艺-微观结构-宏观性能之间的关系,结果表明,该复合纳米纤维支架在骨组织工程领域中具有巨大的应用潜力。Liu等^[5]使用3D打印技术制备了一种埃洛石纳米管/表面接枝 MgO/PLLA 晶须多孔骨支架,通过研究复合骨支架的力学性能、亲水性能和降解性能发现,其有利于细胞黏附、迁移、增殖和分化。贾李涵等^[6]采用3D打印技术,对不同打印路径及不同层厚、直径的 PLA 血管支架和纤维素纳米纤维/PLA 复合材料支架进行体外力学性能测试,结果表明复合材料型血管支架性能更好,壁厚对支架体外力学性能影响最大。范泽文等^[7]通过熔融沉积成型(FDM)技术以 PLA/聚乙二醇/羟基磷灰石为丝材打印了生物多孔支架,结果表明,添加 PEG 能够提高了 PLA 的韧性,降低 PLA 的熔点,同时该复合支架还具有良好的生物相容性和力学性能。张晓芳^[8]通过乳液涂层的方式,制备了载药的 PLA 手术缝合线,并对聚己内酯、聚谷氨酸作为药物载体实现药物的释药可控方面进行了研究,具有一定的

参考价值。李均荣^[9]对羟基磷灰石/PLA-聚羟乙酸/2型骨形态发生蛋白(HA-PLGA-BMP-2)颅骨修复材料的组织相容性及成骨性进行研究,试验发现 HA-PLGA-BMP-2 颅骨修复材料在新西兰兔体内具有良好的生物相容性及成骨性,是一种具有良好应用前景的颅骨缺损修复替代材料。

针对颅骨修复手术前保护装置的研究,李玉娟^[10]发明了一种颅脑术后恢复用头部保护装置,该装置形状为锥形结构,共有四层,其下端设有松紧固定带,便于患者进行佩戴固定。周妍等^[11]发明了一种设有附加层的颅脑保护头盔,该头盔外壳材料采用碳纤维、钛合金、聚乙烯或医用塑料中的一种,其表面设有透气孔,便于将引流管或监测探头从孔内穿出,该装置的设计有利于医生对患者受伤部位病情的实时监测。

综上所述,国内外学者主要对 PLA 材料的医用领域、加工工艺、力学性能、亲水性及生物相容性等进行研究。对于颅骨修复手术前保护装置的设计与研究,目前,医院所使用的材料主要为树脂、碳纤维及 PE 等,主流制造方法依然是传统制造工艺,需要提前制作模具,生产周期较长,所生产的保护装置结构为锥型,头盔形等,佩戴的舒适性、灵活性和透气性较差。针对这一现状,笔者采用柔性 PLA 丝材,使用医学影像处理技术及 CAD 反求技术^[12]对颅骨缺损部位进行曲面重构,并对保护罩的结构进行设计、工艺参数优化及增材成型,期望为个性化医疗器械的发展提供一种新思路和新方法。

1 颅骨保护罩的设计

1.1 颅骨原型的三维曲面重构

首先利用扫描参数为 120 kV, 240 ~ 300 mA, 层厚 1.25 mm, 螺距 1.375:1, 间隔 0.625 mm 的 16 层螺旋 CT 机, 扫描出 157 张 CT 图像, 并以医学数字成像和通信标准(DICOM)格式导出颅骨原型数据。然后使用交互式医学影像控制系统(Mimics)通过图像分割、区域增长算法、三维插值、去噪处理等对颅骨的三维数字化模型进行曲面重构,如图1所示。其中颅骨的灰度阈值设置为 226 ~ 1 913 Hu, 额骨左侧缺口尺寸:长 65 mm, 宽 59 mm, 额骨右侧缺口尺寸:长 75 mm, 宽 76 mm, 两缺口之间相隔 30 mm。

1.2 修复体曲面的构建

曲面造型的方法有很多种,如:Bezier 曲面、B 样条曲面、非均匀有理 B 样条(NURBS)曲面等^[13]。

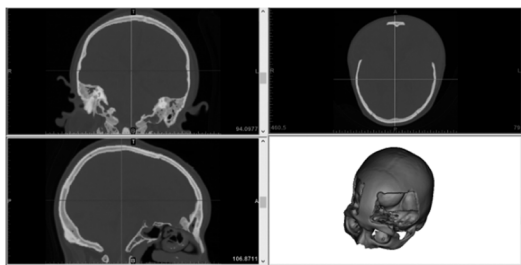


图1 颅骨CT断层扫描数据三维曲面重构

相比较于其他两种曲面造型方法,NURBS采用几何模型来描述形体,曲面上任一点都有对应的 x,y,z 坐标,具有高度精确性,所以采用NURBS曲面造型方法,使用逆向工程软件Geomagic从颅骨原型点云数据中创建多边形网格模型,并将其转换为参数化的NURBS曲面。

由于直接在颅骨缺损STL模型中对缺损部位进行提取,不利于设计成型,所以要对颅骨原型点云数据进行处理,提取兴趣区域,并利用平面交线将处理好的点云分割成层,如图2所示。将分割成层的兴趣区域点云数据进行封装处理后,首先提取并剔除掉颅骨创口曲率畸变断面区域,在每层上绘制相交线。然后通过内插控制点绘制桥接曲线,用外形分析工具检查曲线的曲率,调整曲线上的控制点使拟合曲线与未缺损区域曲率尽可能保持一致,通过桥接曲线修复缺损区域曲面,如图2b所示,最后利用平移曲面,依据边界修剪曲面、封闭曲面创建修复实体。由于修复体曲面是由大量三角面片组成,所以需要利用Geomagic软件对离散的小块三角面片进行整合,构成NURBS曲面,并将修复体曲面以IGES格式导出,用于后续保护罩的设计。

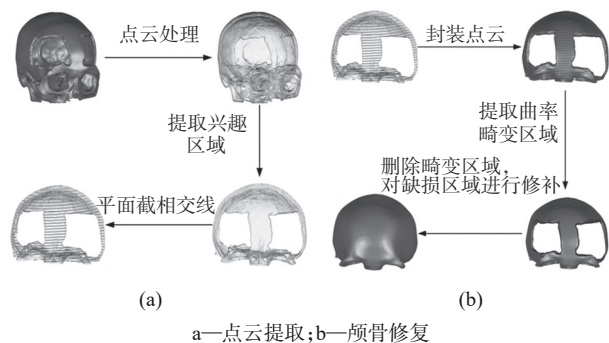


图2 点云数据提取与颅骨缺损区域逆向修复

1.3 保护罩结构设计

(1) 设计要求。

①功能性原则:所设计的保护罩结构应该合理,适合佩戴,不会对人体造成伤害,保护罩应具有

一定的抵抗外力冲击的能力、透气性及延展性,能够达到保护患者头部的基本功能要求。

②安全性原则:所设计的结构,加工工艺等,一定要考虑周到,避免产生因保护罩内壳体与人体头颅接触处的光滑度不够而引起患者不适。

③可行性原则:所设计的结构要合理,符合加工的要求,加工简便,易于操作。

④经济性原则:应该在尽量降低成本的同时优化保护罩的结构。

所设计的保护罩采用覆盖法进行固定,曲面积大于创口面积,且与颅骨表面严密贴合。保护罩外围边缘与颅骨覆盖重合距离约为10 mm,修复体厚度3 mm。

(2) 结构设计。

采用CAD软件对修复体模型进行倒圆角处理,修复体模型表面覆盖一层随曲面交错分布,高度为2 mm的加强筋。保护罩的表面均匀分布直径为6 mm的透气孔,下方有一个长60 mm,宽20 mm的腰形孔,上方分布4个直径为15 mm的圆孔,外侧边缘分布一圈直径为3 mm的缝制孔,两侧分别有长16 mm,宽4 mm的矩形带安装孔,如图3所示。其中,保护罩中圆孔、透气孔及矩形孔的作用在于,有利于提高保护罩的透气度和轻质性,保护罩表面交叉分布的筋条,有利于提高保护罩的结构强度。

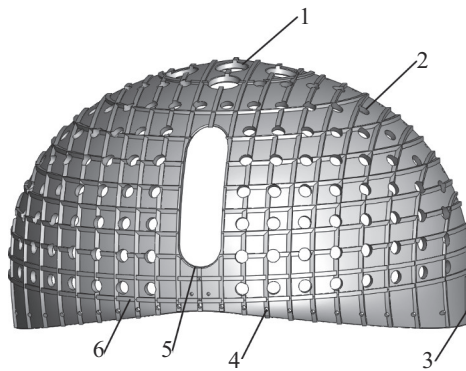


图3 保护罩模型

2 PLA的力学性能分析及保护罩的增材成型

2.1 试验件的制备及正交试验设计

(1) 试验件制备。

笔者采用 (1.75 ± 0.05) mm 兰博打印耗材有限公司生产的白色柔性PLA丝材作为3D打印的原材料。由于PLA为热塑性塑料,所以拉伸试样采用的标准为GB/T 1040.2-2018,试样尺寸如图4所示。其中,窄截面长度 $L_1=80$ mm,宽截面之间的距离 $L_2=$

110 mm,总长 $L_3=170$ mm,宽截面与窄截面的过渡半径 $R=24$ mm,窄截面宽度 $b_1=10$ mm,宽截面宽度 $b_2=20$ mm,厚度 $h=4$ mm,夹距为115 mm,测试速度为1 mm/min。

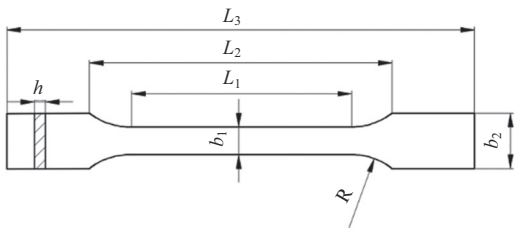


图4 拉伸试样几何尺寸

按照国家标准 GB/T 9341-2008 对试样进行三点弯曲试验测试,样品尺寸长度 $l=(80\pm 2)$ mm,宽度 $b=(10\pm 0.2)$ mm,高度 $h=(4.0\pm 0.2)$ mm,跨距为40 mm,测试速度为2 mm/min。

(2) 试验设备。

①3D打印设备:西安非凡士机器人科技有限公司生产的Z⁺⁺-copy型3D打印机;

②拉伸试验设备:上海华龙测试仪器有限公司生产的复合材料试验机,型号为WDW-100,室温下对试样进行单向静拉伸试验;

③三点弯曲试验设备:日本的岛津电子式万能试验机,型号为AGS-X-10KN,精确度等级0.5,最大试验力10 kN,频率50 Hz/60 Hz,功率850 W。

(3) 正交试验表设计。

正交试验是日本统计学家田口玄一提出的一种利用正交表以部分试验代替全部试验进行多因素分析的方法,具有均衡分散和整齐可比的特点^[14]。本次试验采用四因素三水平 $L_9(3^4)$ 正交试验表进行PLA试验件工艺参数的力学性能分析,正交试验表见表1,打印工艺简图如图5所示。

表1 正交试验表

试验号	试验因素			
	层厚(A)/ mm	填充率(B)/ %	打印速度(C)/ (mm·s ⁻¹)	填充图案 (D)
1 [#]	0.1	70	60	网格
2 [#]	0.1	85	70	蜂窝
3 [#]	0.1	100	80	三角形
4 [#]	0.15	70	70	三角形
5 [#]	0.15	85	80	网格
6 [#]	0.15	100	60	蜂窝
7 [#]	0.2	70	80	蜂窝
8 [#]	0.2	85	60	三角形
9 [#]	0.2	100	70	网格

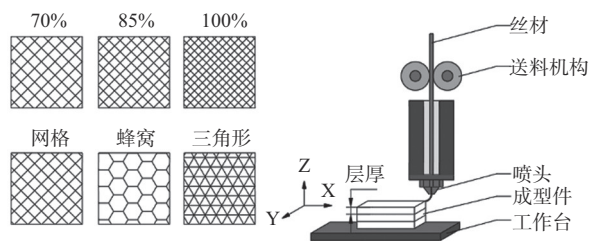


图5 FDM打印工艺参数

2.2 力学性能分析

(1) 拉伸试验。

通过对试样模型切片处理后生成G代码,并运行G代码进行样件的3D打印成型。表2为不同工艺参数打印试样拉伸试验结果,图6为不同工艺参数下的PLA材料的拉伸强度变化状况。通过计算分析可得,9[#]试验件拉伸强度最高,为19.35 MPa,1[#]试验件拉伸强度最低,为9.35 MPa,两者相差10 MPa。

表2 拉伸试验参数测量计算结果

试验号	试验因素				拉伸强度(σ_m)/ MPa
	A/mm	B/%	C/(mm·s ⁻¹)	D	
1 [#]	0.1	70	60	网格	9.35
2 [#]	0.1	85	70	蜂窝	9.95
3 [#]	0.1	100	80	三角形	18.7
4 [#]	0.15	70	70	三角形	12.6
5 [#]	0.15	85	80	网格	16.75
6 [#]	0.15	100	60	蜂窝	18.05
7 [#]	0.2	70	80	蜂窝	14.75
8 [#]	0.2	85	60	三角形	14.85
9 [#]	0.2	100	70	网格	19.35

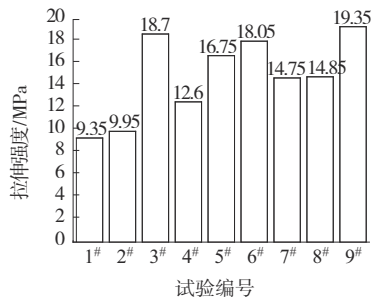


图6 不同工艺参数下的PLA材料拉伸强度

通过田口法的信噪比极差分析结果可以确定PLA试样拉伸强度指标的影响次序, R 值越大,该工艺因素对指标的影响越显著,为主要因素,反之则为次要因素。表3和图7为拉伸强度信噪比响应表及其响应图,因期望获得较大的拉伸强度,所以数据分析时选择望大特性。由表3分析可知,打印速度和填充图案对拉伸强度的影响较小,层厚和填充率

对拉伸强度影响较大。望大特性计算公式为:

$$S/N = -10 \lg \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n \frac{1}{y_i^2} \quad (1)$$

表3 拉伸强度信噪比(S/N)响应表

水平	A/mm	B/%	C/(mm·s ⁻¹)	D
K1	21.60	21.60	22.66	23.21
K2	23.87	22.62	22.57	22.82
K3	24.18	25.43	24.43	23.63
秩R	2.58	3.83	1.87	0.81
主次方案	2	1	3	4

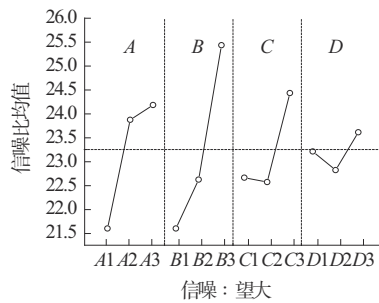


图7 拉伸强度信噪比(S/N)响应图

由表3及图6、图7分析可得,工艺因素对拉伸强度的影响主次顺序为:填充率>层厚>打印速度>填充图案,对应的最优参数组合为A3B3C3D3,即层厚0.2 mm,填充率100%,打印速度80 mm/s,填充图案为三角形。

(2) 三点弯曲试验。

表4为不同工艺参数下打印试样三点弯曲试验结果,其中弯曲弹性模量为弯曲应力与弯曲所产生的应变之比,通过计算可得,6[#]试件的弯曲弹性模量最高,为1.566 GPa,7[#]试件的弯曲弹性模量最低,为0.851 GPa,两者相差0.715 GPa。

不同工艺参数下样件的弯曲弹性模量变化状况如图8所示,笔者采用3D打印丝材为柔性PLA,该耗材韧性较好,存在较大的应变区域,其断裂特征并非脆性断裂,而是逐层产生断裂。

弯曲弹性模量是衡量一种材料在弹性极限内抵抗弯曲变形的能力,弯曲弹性模量越大,材料发生弹性变形越小。因期望获得较大的弯曲弹性模量,所以数据分析时选择望大特性^[15],弯曲弹性模量

表4 弯曲试验参数测量计算结果

试验号	试验因素				弯曲弹性模量/ GPa
	A/mm	B/%	C/(mm·s ⁻¹)	D	
1 [#]	0.1	70	60	网格	0.853
2 [#]	0.1	85	70	蜂窝	0.919
3 [#]	0.1	100	80	三角形	1.187
4 [#]	0.15	70	70	三角形	0.912
5 [#]	0.15	85	80	网格	1.417
6 [#]	0.15	100	60	蜂窝	1.566
7 [#]	0.2	70	80	蜂窝	0.851
8 [#]	0.2	85	60	三角形	1.212
9 [#]	0.2	100	70	网格	1.063

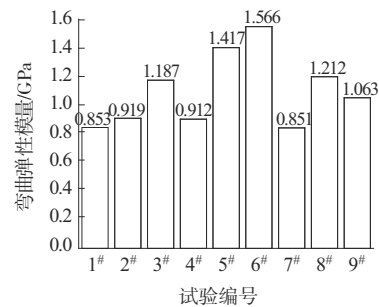


图8 不同工艺参数下的PLA材料弯曲弹性模量

信噪比响应表及其响应图见图9和表5。由表5和图8、图9分析可知,工艺参数对弯曲弹性模量的影响主次顺序为:填充率>层厚>打印速度>填充图案,其最优参数组合为A2B3C1D3即层厚0.15 mm、填充率100%、打印速度60 mm/s、填充图案为三角形。

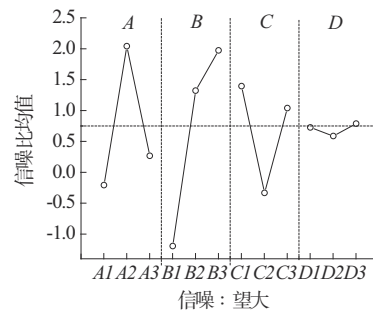


图9 弯曲弹性模量信噪比(S/N)响应图

(3) 综合评分法分析。

综合评分法是一种处理多指标问题的分析方法,该方法是根据问题的重要程度及具体情况进行

表5 弯曲弹性模量信噪比(S/N)响应表

水平	A/mm	B/%	C/(mm·s ⁻¹)	D
K1	-0.208 6	-1.194 2	1.395 0	0.725 7
K2	2.041 0	1.321 3	-0.334 4	0.586 9
K3	0.266 4	1.971 8	1.038 3	0.786 3
秩R	2.249 6	3.166 0	1.729 3	0.199 4
主次方案	2	1	3	4

评分,将多指标问题转变为单指标问题进行处理分析。由于拉伸强度和弯曲弹性模量所采用的量纲不同,需要通过计算隶属度来进行量纲的统一^[16],其中隶属度与总分的计算公式如下:

$$\begin{cases} Z = 0.6 \times F_v + 0.4 \times W_v \\ V = \frac{X - X_{\min}}{X_{\max} - X_{\min}} \end{cases} \quad (2)$$

式中: Z —综合分; F_v —弯曲弹性模量的指标隶属度; W_v —拉伸强度的隶属度; V —指标隶属度; X —试验测量值。

信噪比(S/N)响应图如图 10 所示,综合评比法计算结果见表 6。通过对表 6 和图 10 的结果分析可

得,试验件力学性能最优的打印的方案为: $A2B3C3D3$,即层厚 0.15 mm,填充率为 100%,打印速度 80 mm/s,填充图案为三角形。

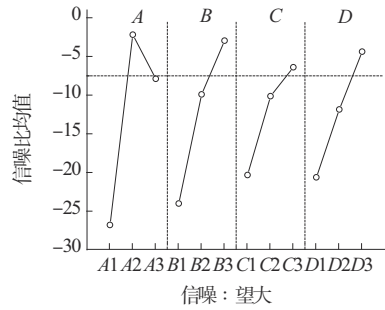


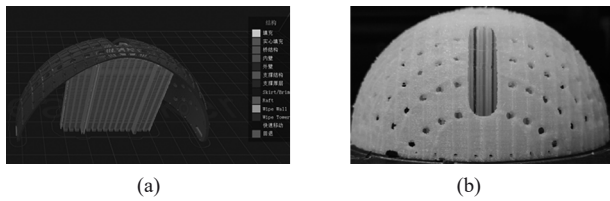
图 10 综合评比法信噪比(S/N)响应图

表 6 综合评比法计算结果

试验号	因素				隶属度		综合分 Z
	A	B	C	D	弯曲弹性模量 F_v	拉伸强度 W_v	
1 [#]	0.1	70	60	网格	0.003	0	0.001 8
2 [#]	0.1	85	70	蜂窝	0.095	0.060	0.081 0
3 [#]	0.1	100	80	三角形	0.470	0.935	0.656 0
4 [#]	0.15	70	70	三角形	0.853	0.325	0.641 8
5 [#]	0.15	85	80	网格	0.792	0.740	0.771 2
6 [#]	0.15	100	60	蜂窝	1	0.870	0.948 0
7 [#]	0.2	70	80	蜂窝	0	0.540	0.216 0
8 [#]	0.2	85	60	三角形	0.505	0.550	0.523 0
9 [#]	0.2	100	70	网格	0.297	1.000	0.578 2
K1	-26.796	-24.019	-20.329	-20.637			
K2	-2.191	-9.906	-10.147	-11.868			
K3	-7.900	-2.961	-6.410	-4.381			
秩 R	24.605	21.058	13.920	16.255			
主次方案	1	2	4	3			

2.3 保护罩样品制备

采用工艺参数为:层厚 0.15 mm,填充率 100%,打印速度 80 mm/s,填充图案为三角形,缩放比例 40%,打印温度 210~215℃,对保护罩样品模型进行 3D 打印成型,其中保护罩主体结构的 3D 打印切片预览如图 11a 所示,成型试样如图 11b 所示。



a—3D 打印切片预览;b—成型试样

图 11 保护罩样品增材成型

所设计的保护罩,其内侧采用医用海绵等填充物作为保护罩与患者头部之间的缓冲物,其中缝制孔与内侧海绵进行缝合连接。保护罩的佩戴方式为:通过纱布或松紧带穿过固定带安装孔将保护罩固定在患者的颅骨缺损部位,该保护罩的设计不仅

有利于保护缺损部位,而且所使用壳体材料绿色无污染,不会对患者的生活造成显著影响。

3 结论

(1) 使用医学影像处理软件及 CAD 反求软件根据医院提供的 CT 断层扫描数据进行修复体三维曲面的重构,并根据修复体对颅骨保护罩的结构进行设计。

(2) 根据四因素三水平正交试验表,选取影响 FDM 力学性能的不同打印参数,即层厚、填充率、打印速度和填充图案,通过田口方法、极差法对拉伸试验和三点弯曲试验数据进行处理。试验结果表明,影响柔性 PLA 成型件拉伸性能和弯曲性能顺序从大到小为:填充率>层厚>打印速度>填充图案。拉伸性能的最优工艺参数为层厚 0.2 mm,填充率 100%,打印速度 80 mm/s,填充图案三角形。弯曲性能的最优工艺参数为层厚 0.15 mm,填充率 100%,打印速度 60 mm/s,填充图案三角形。使用综

合评分法最终得到了柔性PLA成型件拉伸性能和弯曲性能的最优参数组合为层厚0.15 mm,填充率100%,打印速度80 mm/s,填充图案三角形。

(3) 使用Z⁺⁺-copy型3D打印机对保护罩模型采用最优工艺参数进行增材成型。

参考文献

- [1] 王培. 颅骨修复体设计、制造工艺研究及有限元分析[D]. 武汉: 华中科技大学, 2009.
Wang Pei. The research of cranial prosthesis design and manufacturing processes & finite element analysis[D]. Wu Han: Huazhong University of Science and Technology, 2009.
- [2] 陈盛贵, 孙振忠. 基于生物相容性材料的3D打印骨骼修复技术的研究与应用[J]. 塑料工业, 2017, 45(3):165-167, 137.
Chen Shenggui, Sun Zhenzhong. Research and application of the 3D printing bone repair technology based on biocompatibility material[J]. China Plastic Industry, 2017, 45(3):165-167, 137.
- [3] 滕琴. 基于生物相容性的3D打印用高分子材料研究[J]. 现代盐化工, 2017, 44(5):29-30.
Teng Qin. Research on polymer materials for 3D printing based on biocompatibility[J]. Modern Salt and Chemical Industry, 2017, 44(5):29-30.
- [4] 胡声雨. PLA/HA-PDA复合纳米纤维支架的制备及性能研究[D]. 福州: 福建工程学院, 2020.
Hu Shengyu. Fabrication and characterization of PLA/HA-PDA composite nanofiber scaffold[D]. Fu Zhou: Fujian University of Technology, 2020.
- [5] Liu Kun, Li Wenyan, Chen Shitian, et al. The design, fabrication and evaluation of 3D printed gHNTs/gMgO whiskers/PLLA composite scaffold with honeycomb microstructure for bone tissue engineering[J]. Composites Part B: Engineering, 2020, 19(2):108-121.
- [6] 贾李涵, 李岩. 3D打印纳米纤维素增强聚乳酸血管支架的体外力学性能研究[J]. 复合材料科学与工程, 2021(5):61-67.
Jia Lihan, Li Yan. In vitro experimental study on the mechanical properties of vascularstents prepared by 3D printing nanocellulose/poly (lactic acid) nanocomposites[J]. Composites Science and Engineering, 2021(5):61-67.
- [7] 范泽文, 赵新宇, 邱帅, 等. 聚乳酸/聚乙二醇/羟基磷灰石多孔骨支架的3D打印制备及其生物相容性[J]. 材料工程, 2021, 49(4):135-141.
Fan Zewen, Zhao Xinyu, Qiu Shuai, et al. 3D printing of polylactic acid/poly ethylene glycol/hydroxyapatite porous bone scaffoldsand their biocompatibility[J]. Journal of Materials Engineering, 2021, 49(4):135-141.
- [8] 张晓芳. 释药可控聚乳酸手术缝合线的制备及其性能研究[D]. 太原: 太原理工大学, 2018.
Zhang Xiaofang. Preparation and properties of polylactic acid surgical sutures with controlled drug release[D]. Tai Yuan: Taiyuan University of Technology, 2018.
- [9] 李均荣. 羟基磷灰石/聚乳酸-聚羟乙酸/2型骨形态发生蛋白(HA-PLGA-BMP-2)颅骨修复材料的组织相容性及成骨性研究[D]. 张家口: 河北北方学院, 2013.
Li Junrong. Study on histocompatibility and osteogenesis of (HA-PLGA-BMP-2) as skull repairing material[D]. Zhang Jiakou: Hebei North University, 2013.
- [10] 李玉娟. 颅脑术后恢复用头部保护装置: CN204655206U[P]. 2015-09-23.
Li Yujuan. Head protection device for recovery after craniocerebral operation: CN204655206U[P]. 2015-09-23.
- [11] 周妍, 赵元立, 胡锦. 一种设有附加层的颅脑保护头盔: CN205456340U[P]. 2016-08-17.
Zhou Yan, Zhao Yuanli, Hu Jin. A head protective helmet with additional layer: CN205456340U[P]. 2016-08-17.
- [12] 李际军. 反求工程CAD建模关键技术研究[D]. 杭州: 浙江大学, 1997.
Li Jijun. Research on key technology of reverse engineering CAD modeling[D]. Hang Zhou: Zhejiang University, 1997.
- [13] 郑硕, 查光成, 蒋哲东, 等. 基于渐进成形技术的颅骨修复体数字化设计与成形研究[J]. 塑性工程学报, 2020, 27(3):34-42.
Zheng Shuo, Zha Guangcheng, Jiang Zhedong, et al. Research on digital design and forming of skull prosthesis based on incremental sheet forming[J]. Journal of Plasticity Engineering, 2020, 27(3):34-42.
- [14] 杨露, 孟家光, 薛涛. 3D打印工艺参数对PLA试件拉伸强度的影响[J]. 塑料工业, 2021, 49(5):73-77, 142.
Yang Lu, Meng Jiaguang, Xue Tao. The effect of 3D printing process parameters on the tensile strength of PLA specimens[J]. China Plastics Industry, 2021, 49(5):73-77, 142.
- [15] 文周. 3D打印工艺参数对PLA制品弯曲性能的影响[J]. 塑料工业, 2020, 48(11):79-83.
Wen Zhou. The influence of 3D printing process parameters on the bending performance of PLA products[J]. China Plastics Industry, 2020, 48(11):79-83.
- [16] 郑玲, 邓鑫, 焦晓岚, 等. 基于正交试验优化PLA的3D打印工艺参数[J]. 工程塑料应用, 2021, 49(10):68-72, 80.
Zheng Ling, Deng Xin, Jiao Xiaolan, et al. Optimization of 3D printing process parameters for PLA based on orthogonal experiment[J]. Engineering Plastics Application, 2021, 49(10):68-72, 80.