

# 3D 打印连续纤维复合假肢接受腔 Z 向强化制造策略\*

刘腾达<sup>1,2</sup> 汤磊<sup>1,2</sup> 孙畅宁<sup>1,2</sup> 单存清<sup>1,2</sup> 李涤尘<sup>1,2</sup>  
田小永<sup>1</sup> 刘朝宗<sup>3</sup> 王玲<sup>1,2</sup>

1. 西安交通大学机械工程学院机械制造系统工程国家重点实验室 西安 710049;
2. 国家药品监督管理局医用增材制造器械研究与评价重点实验室 西安 710054;
3. 伦敦大学学院皇家骨科医院整形外科与骨肌科学研究所 伦敦 HA7 4LP 英国)

**摘要:** 假肢是截肢者恢复行动能力所必须的康复辅具, 假肢接受腔作为连接残肢与假肢系统之间重要的生机界面, 具有包容残肢、支撑体重、传递运动载荷的重要作用。与传统工艺制备的假肢接受腔相比, MEX(Material Extrusion, 材料挤出成形)3D 打印接受腔具有加工周期短, 成本低等优势, 能够满足接受腔快速低成本制造的需求, 但该工艺制备的接受腔以 Z 向力学性能较差为突出劣势, 应用也因此受到限制。之前的研究针对该问题提出了一系列的策略对 MEX 打印工艺的 Z 向力学性能进行提升, 但受到材料与工艺限制, 优化后的打印策略制备接受腔的 Z 向力学性能依然不足。为解决该问题, 本研究首先基于假肢接受腔的打印需求, 自主研发了可控制挤出头姿态变换的多自由度 MEX 打印设备。随后, 本研究系统地研究了多自由度打印工况下纤维方向和打印层厚对芳纶纤维增强复合材料打印件 Z 向力学性能的影响。最后, 本研究根据多步态下假肢接受腔的力学分析结果, 将纤维方向和接受腔厚度等参数和接受腔受力状态进行关联, 提出了接受腔 Z 向强化打印策略。结果表明, 与传统 3D 打印工艺相比, Z 向强化制造策略可显著提升接受腔的力学性能, 所制备的假肢接受腔可满足穿戴疲劳要求。

**关键词:** 材料挤出成形; 假肢接受腔; Z 向增强; 连续纤维; 力学性能

中图分类号: TD406

## Z-direction Enhancing Manufacturing Strategy for 3D Printing Prosthetic Socket of Continuous Fiber Composite

LIU Tengda<sup>1,2</sup> T ANG Lei<sup>1,2</sup> SU N Changning<sup>1,2</sup> SHAN Cunqing<sup>1,2</sup> LI Dichen<sup>1,2</sup>  
TIAN Xiaoyong<sup>1</sup> LIU Chaozong<sup>3</sup> W ANG Ling<sup>1,2</sup>

(1. State Key Laboratory for Manufacturing System Engineering, School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049;

2. NMPA Key Laboratory for Research and Evaluation of Additive Manufacturing Medical Devices, Xi'an 710054;

3. Institute of Orthopaedic & Musculoskeletal, Royal National Orthopaedic Hospital, University College London, London HA7 4LP, UK)

**Abstract:** The prosthetic socket is a necessary rehabilitation-aid equipment for lower limb amputees. As an important kind of human-machine interface between the residual limb and the prosthesis, the prosthetic socket plays an important role in containing the residual limb, supporting the body weight and transmitting the motion load. Compared with the prosthetic socket by conventional process, MEX-printing(material extrusion) prosthetic socket has the advantages of short processing period and low cost, which can

\* 国家重点研发计划(2018YFE0207900)、广东省重点领域研发计划(2018B090906001)、国家重点研发计划(2018YFB1107000)、陕西省自然科学基金基础研究计划项目(2022JQ-378)、中国博士后科学基金项目(2020M683458)、英国工程和自然科学研究委员会(EPSRC)(No.EP/T517793/1)、中央高校基本科研业务费和陕西高校青年创新团队资助项目。20210910 收到初稿, 20220216 收到修改稿

meet the needs of rapid and low-cost manufacturing of prosthetic socket. However, the socket prepared by this process has a prominent disadvantage of poor Z-direction mechanical performance, which limited its application. To solve this problem, a series of strategies are proposed by previous studies to improve the Z-direction mechanical performance of MEX-printing process. Due to the limitations of materials and processes, the Z-direction mechanical performance of the sample prepared by the optimized printing strategy is still insufficient. In order to solve this problem, a multi-axial MEX printing equipment which can change the angle of extrusion head is developed based on the print requirements of the prosthetic socket. Then, the effect of fiber orthogonal-laying direction and the printing layer height on Z-direction mechanical properties of aramid fiber reinforced composites are systemically studied. Finally, parameters such as fiber direction and the thickness are correlated with the stress conditions of the prosthetic socket based on the mechanical analysis results of prosthetic socket during multi gait, then the Z-direction enhanced printing strategy of the prosthetic socket is proposed. The results showed that compared with the traditional 3D printing process, the Z-direction enhancing manufacturing strategy can significantly improve the mechanical properties of the prosthetic socket, which can meet the requirements of wearing fatigue property.

**Key words:** material extrusion; prosthetic socket; Z-direction enhancement; continuous fiber; mechanical property

## 0 前言

下肢假肢是一种帮助下肢截肢患者恢复行动能力的辅助设备,包括接受腔,关节,连接杆等部件,其中接受腔是假肢中直接与皮肤界面接触的部件,起到包容残肢、支撑体重和传递运动载荷的作用。因此接受腔的形状和材料特性直接决定了患者穿戴假肢的舒适度<sup>[1-3]</sup>,通常需要根据患者的残肢形状进行个性化定制,传统接受腔制造工艺是使用手工石膏成型技术,劳动强度大,生产周期长。近些年来,增材制造技术已经用于接受腔的制造中<sup>[4-7]</sup>,增材制造在生产个性化产品方面有很广泛的应用前景。材料挤出成形(Material Extrusion, MEX)技术因其设备灵活性,低成本和较快的制造速度等原因成为了最普及的 3D 打印技术之一。

在常规的 MEX 工艺中,通过挤出头在 X-Y 平面上的移动沉积熔融热塑性树脂来逐层制造构件,由于热塑性树脂的固有机理特性和 MEX 固有工艺特性,使用 MEX 技术制造的接受腔容易发生分层破坏。另一方面,为了使接受腔具备足够的强度,使用 MEX 制造的接受腔通常厚度较大,导致其刚性较大,无法充分释放残肢的压力,穿戴舒适度还有待提高。最近,研究人员发现在 MEX 工艺中使用连续纤维复合材料和短切纤维增强复合材料可以获得更高的力学性能<sup>[8-9]</sup>,且前者在强度增强方面表现出更大的潜力。如图 1 所示,田小永等<sup>[8]</sup>以 PLA 和连续碳纤维为原材料制造了连续纤维增强复合材料样件,研究结果表明,当纤维含量为 27% 时,其纤维方向的最大弯曲强度相较 PLA 提升了约 670% 达到了 335 MPa。DICKSON 等<sup>[10]</sup>研究了不同纤维

类型对纤维增强复合材料拉伸性能和弯曲性能的影响,结果表明,碳纤维增强热塑性塑料的拉伸性能和弯曲性能最高,可以与某些金属合金相媲美。

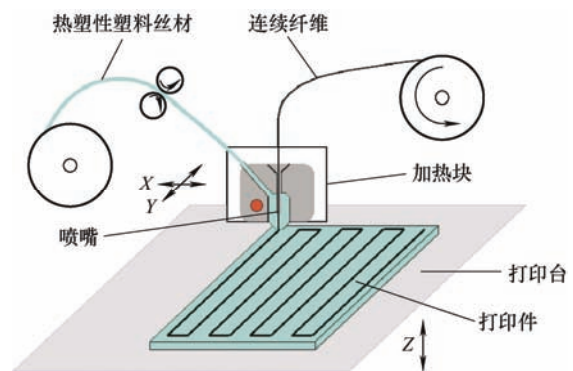


图 1 连续纤维增强复合材料 MEX 工艺原理图

与热塑性塑料相比,3D 打印连续纤维增强复合材料在纤维方向的性能得到显著提升,然而由于连续纤维和热塑性塑料的不良结合界面,该工艺成型的零件具有显著的各向异性,这通常表现为层间和线间的弱结合力,极大地限制了该技术的进一步发展与应用。许多学者已经就复合材料的层间和线间增强工艺做了许多研究工作,具体如表 1 所示。目前连续纤维增强复合材料的层间和线间性能增强工艺可分为纤维丝的预处理、打印过程中的原位增强以及后处理三种。预处理工艺成型强度高,其力学性能可满足接受腔的需求,但是预处理工艺成本均较高,不满足接受腔制备的低成本的需求。而原位增强工艺无法应用于具有薄壁结构的接受腔结构制备。热压后处理工艺具备成型强度高和工艺成本低等优势,但是热压处理方法通常会对复合材料的形状和精度产生不利影响,尤其是在处理大型零件时,压力容易被耗散,

导致压力在零件内部分散不均匀，且无法对接受腔 Z 向形成有效压力(对于采用平面逐层叠加的常规材料挤出成形工艺，Z 轴方向指层和打印台的法向，具体即指接受腔腔体轴向)。在制件 Z 向

打印连续纤维可显著增强样件的 Z 向力学性能，且该工艺可应用于具有薄壁特征的接受腔制备中，但目前缺乏针对多向交叉铺设 3D 打印连续纤维增强复合材料的综合性能的研究。

表 1 国内外复合材料层间和线间性能增强研究

工艺	文献编号	材料	增强效果
螺旋推杆热压预处理	[11] CF/PA12		层间剪切强度: 46.4 MPa, 线间拉伸强度: 47.4 MPa
激光原位增强处理	[12] CF/PEEK		层间剪切强度: 35 MPa
等离子预处理&激光原位增强处理	[13] CF/PEEK		层间剪切强度: 39.1 MPa
面内正弦路径增强	[14] CF/PLA		线间拉伸强度: 35.8 MPa
激光原位处理&滚压	[15]	CF 预浸带	层间剪切强度: 9.87 MPa
热压后处理	[16] CF/PA6		线间拉伸强度: 45.6 MPa
热压后处理	[17] CF/PA		未热压弯曲强度: 583 MPa, 热压后弯曲强度: 950 MPa
Z 向纤维铺设	[18] CF/PLA		Z 向拉伸强度: 55.7 MPa

针对 MEX 制备的接受腔 Z 向力学性能不足的问题，本研究提出一种 MEX 接受腔 Z 向强化制造策略。为确定接受腔制备的纤维方向和打印层厚，本文首先系统地研究了不同纤维正交方向和打印层厚的连续纤维增强复合材料样件的拉伸性能和弯曲性能；随后，为满足接受腔的力学性能需求，基于残肢-接受腔系统的在体生物力学分析结果和力学性能测试结果，建立了接受腔主应力状态与所需的复合材料厚度的对应关系，提出了 3D 打印大腿假肢接受腔的 Z 向强化打印策略。

## 1 实验方法

### 1.1 多自由度复合材料打印系统

为了实现接受腔的全方位 Z 向增强，一个基于 MEX 工艺的复合材料挤出模块被集成到一个工业机器人系统中，如图 2 所示。



图 2 多自由度 MEX 打印系统

该打印系统采用 6 轴机械臂(安川 MOTOMAN-GP7/AR900)作为主运动机构，以机械臂为末端执行器，在机械臂末端安装 1.5 m 挤出头，该机械臂的有效载荷能力为 7 kg，最大臂展为 927 mm，姿态重复定位精度为  $\pm 0.02$  mm。此外，为调整打印部件相对机械臂的方位，在打印平台上安装了回转与翻转机构，设计并组装了基于材料挤出成形技术的 3D 打印系统。

### 1.2 样件制备与测试

本文实验分别选用聚乳酸(PLA)和 600D 连续芳纶纤维(Kelvar fiber)作为基体材料与增强材料。为了研究纤维铺设方向对复合材料的力学性能的影响，分别制备了  $0^\circ/90^\circ$ ， $15^\circ/-75^\circ$ ， $30^\circ/-60^\circ$ ， $45^\circ/-45^\circ$  四种正交铺设力学样件，纤维方向示意如图 3a 所示，并为了进一步研究打印层厚对复合材料的力学性能的影响，在该实验结果基础上，制备了不同打印层厚的力学样件。此外，影响打印件机械性能的参数有很多，包括挤出头直径，扫描线宽，打印速度，挤出头温度，打印平台温度等，为了避免以上基础工艺参数对实验结果产生影响，选用的基础工艺参数如表 2 所示。

表 2 基础工艺参数表

工艺参数	数值
挤出头直径/mm	1.5
扫描线宽/mm	1.5
打印速度/(mm/min)	180
挤出头温度/ $^\circ\text{C}$	230
打印台温度/ $^\circ\text{C}$	60

拉伸样件和弯曲样件尺寸分别为  $210\text{ mm} \times 21\text{ mm} \times 2.5\text{ mm}$  和  $100\text{ mm} \times 10\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ 。在打印往返路径时,由于纤维丝的拉扯效应,在拐角处出现纯树脂区。如图3所示,为了避免纯树脂区与转角处的纤维对实验结果产生影响,实际打印中首先打印一个复合材料平板,然后使用水切割工艺从平板上切割出5个标准力学样件。

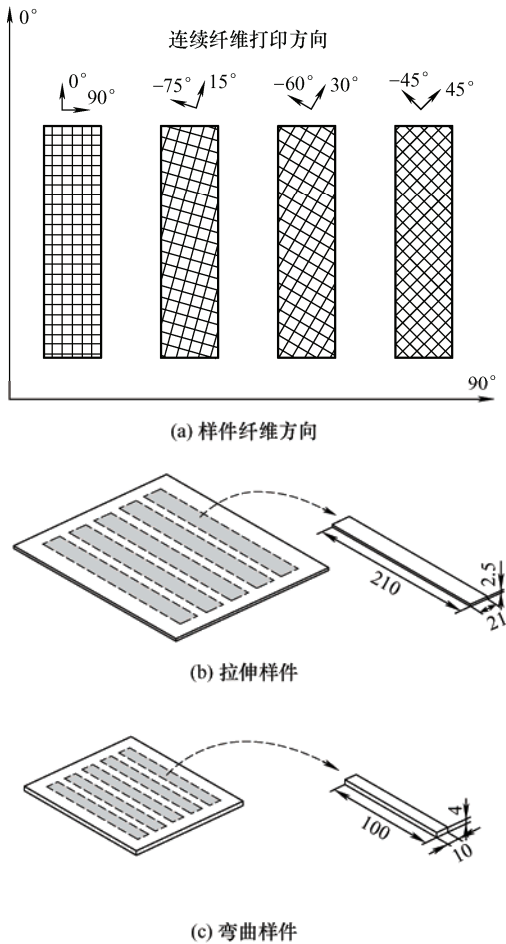


图3 样件切割图与样件尺寸(单位: mm)

根据 ASTM D3039 标准,拉伸试验在万能试验机上进行,加载速度为  $2\text{ mm/min}$ 。根据 ASTM D790 标准,三点弯曲试验在万能力学试验机上进行,加载速度为  $5\text{ mm/min}$ ,跨距为  $64\text{ mm}$ 。

### 1.3 假肢接受腔的力学性能需求分析

本研究通过截肢患者残肢的医学影像数据重建残肢与接受腔的三维几何模型,对各模型进行网格划分与材料属性赋予,构建残肢-接受腔生物力学模型,分析日常活动条件下体重载荷与运动载荷对接受腔力学性能的需求。

设置模型边界条件,将股骨头-髌臼和残肢-接受腔接触对设置为摩擦接触,其余骨骼与软组织之

间为绑定接触。软组织与盆骨的上截面和内截面固定,通过在接受腔的底部施加相应的载荷去模拟残肢-接受腔系统在日常活动中所受到的真实载荷。

研究表明,当患者侧肢脚后跟刚着地时,接受腔受到的应力最大,该步态下的加载如图4a所示<sup>[19]</sup>。分析结果表明,当接受腔厚度为  $4\text{ mm}$  时,假肢接受腔应力大小与方向如图4b所示。分析表明接受腔的中间段区域承受的应力较小,均在  $1.93\text{ MPa}$  以下,较大的应力只分布在接受腔边缘位置,且主要分布在大腿内侧附近,外侧边缘承担的应力较小。其中坐骨平台底部位置承受较大的弯曲应力,分析结果于实际情况相吻合,应力集中分布于大腿内侧开口与坐骨平台相接位置,最大主应力为  $14.63\text{ MPa}$ 。

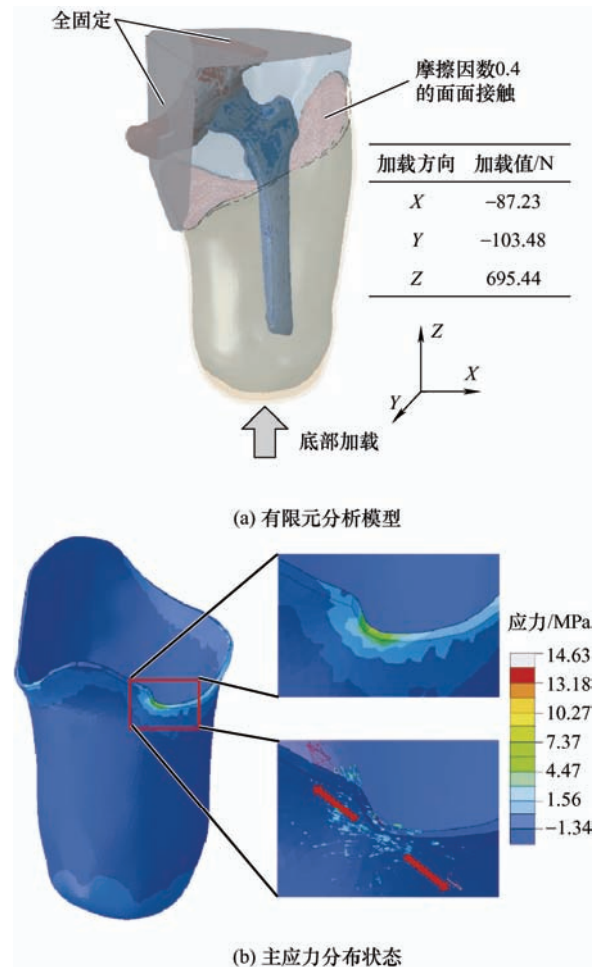


图4 行走步态下患者侧肢脚后跟刚着地时接受腔加载状态及材料应力分布状态

由于纤维增强复合材料 MEX 制件的力学性能具有显著的各向异性,因此在接受腔的制造过程中



需要根据不同区域的应力状态与材料实际力学性能提出个性化的制造策略,以保证制备的接受腔在满足使用功能的前提下,降低接受腔的材料使用与成型时间,实现个性化 3D 打印接受腔的快速低成本制造。

## 2 纤维铺向对力学性能的影响

### 2.1 纤维铺向对拉伸性能的影响

拉伸试验测量结果如图 5 所示,可以看出,纤维铺设方向对复合材料的拉伸性能有显著影响,随着纤维铺设方向的变化,3D 打印连续芳纶纤维/PLA 复合材料的拉伸模量逐渐增加,而拉伸强度呈先下降后上升的趋势。其中 0°/90°复合材料的拉伸强度和拉伸模量都最高,分别达到了 169.28 MPa 和 3.92 GPa, 15°/-75°复合材料的拉伸模量与 0°/90°复合材料相当,为 3.83 GPa。而 30°/-60°复合材料的拉伸强度最低,仅达到 0°/90°复合材料的 53.2%, 45°/-45°复合材料的拉伸模量最低,是 0°/90°复合材料的 72.2%。这种现象可以解释当复合材料在承受拉伸载荷时,主要表现为分别在样品中承受的沿其长度方向的拉伸载荷,由于复合材料具有显著的各向异性,其在沿纤维方向的强度和刚度通常为垂直于纤维方向的数倍,因此,连续纤维方向与拉力方向的夹角越小,样品可承受的拉伸载荷越大,拉伸强度和拉伸模量越高。

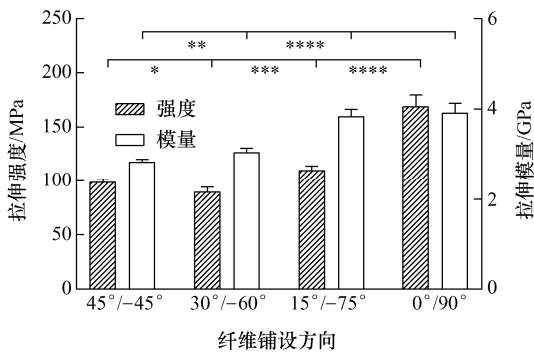


图 5 不同铺设方向的复合材料的拉伸性能

拉伸试验的应力应变曲线和断裂后的样品图如图 6 和 7 所示,图 7 中,从左至右依次为 0°/90°, 15°/-75°, 30°/-60°, 45°/-45°。在拉伸载荷下,0°/90°样品断裂延伸率小,拉伸时发生了整体脆性断裂,而 15°/-75°, 30°/-60°和 45°/-45°的样品在应力应变曲线上都可以看到曲线斜率的变化,这表明样品在拉伸过程中某一角度的复合材料层或局部 PLA 基

体首先发生断裂破坏,导致样品的整体刚度有所降低,之后随着载荷的增加,样品的其余层发生断裂破坏,此时样品发生整体断裂。

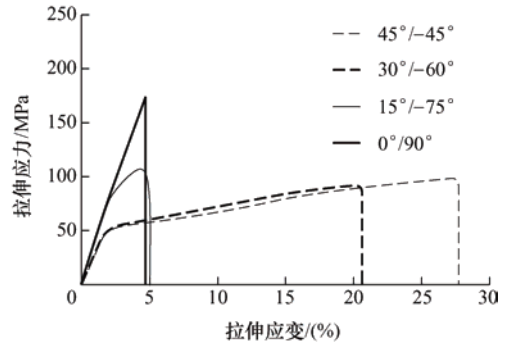


图 6 拉伸试验应力应变曲线



图 7 拉伸试验断裂样品图

### 2.2 纤维铺向对弯曲性能的影响

弯曲试验测量结果如图 8 所示,纤维铺设方向对复合材料的弯曲性能的影响趋势与拉伸性能不同,当纤维铺设方向由 45°/-45°逐渐变化至 0°/90°时,3D 打印连续芳纶纤维/PLA 复合材料的拉伸强度和拉伸模量都逐渐增加。当纤维铺设方向为 0°/90°时,复合材料弯曲强度和弯曲模量都最高,分别达到 168.68 MPa 和 4.81 GPa,当纤维铺设方向为 45°/-45°时,复合材料拉伸强度和拉伸模量最低,分别为 81.99 MPa 和 2.61 GPa,只有 0°/90°复合材料的 48.6%和 54.3%。和拉伸性能结果类似,连续纤维方向与样品方向的夹角越小,样品可承受的弯

曲载荷越大，弯曲强度和弯曲模量越高。

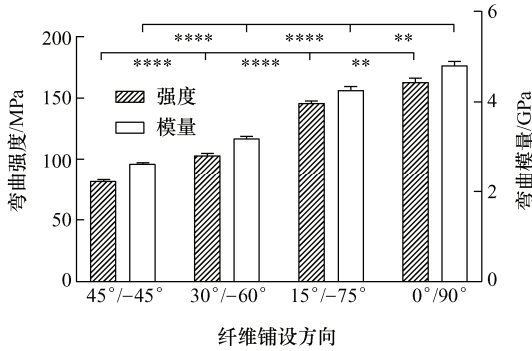


图 8 不同铺设方式的复合材料的弯曲性能

从图 9 的应力应变曲线和图 10 断裂后的样件图可以看出，断裂模式也随纤维的打印方向而变化，在弯曲载荷下，30°/-60°和 45°/-45°复合材料在弯曲试验中样件最终并未发生样件断裂，样件中出现 PLA 的塑性弯曲形变，并未观察到连续纤维的断裂。而 0°/90°和 15°/75°样件最终都发生了脆性断裂。

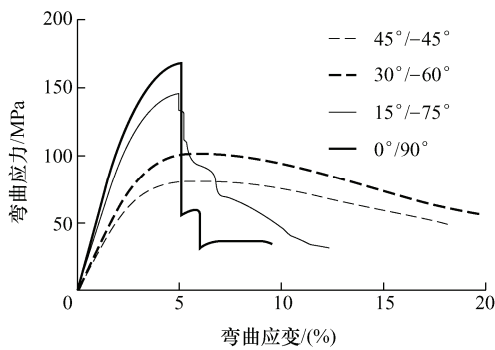


图 9 弯曲试验应力应变曲线



图 10 弯曲试验断裂样件图

(依次为 0°/90°，15°/-75°，30°/-60°，45°/-45°)

### 3 层厚对力学性能的影响

由以上试验结果可知，当纤维铺向为 0°/90°时，复合材料的拉伸性能和弯曲性能都更高，因此本节分别对四种不同层厚的 0°/90°力学测试样件进行了测试。

#### 3.1 层厚对拉伸性能的影响

拉伸试验测量结果如图 11 所示，从图 11 中可以看出，当层厚由 0.1 mm 增加至 0.3 mm 时，复合材料的纤维含量由 32.4%降低至 12.2%，导致复合材料的拉伸强度和拉伸模量都降低<sup>[20]</sup>，当层厚为 0.1 mm 时，复合材料的拉伸强度和拉伸模量都达到最大，分别为 311.82 MPa 和 4.57 GPa。

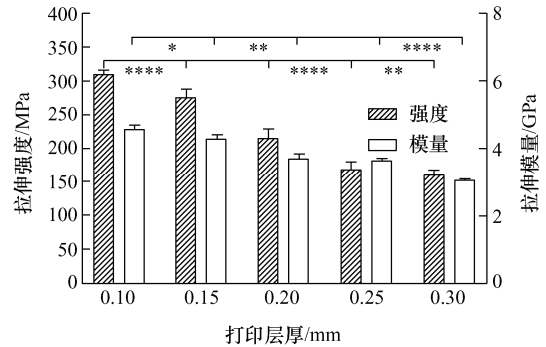


图 11 不同层厚的复合材料的拉伸性能

#### 3.2 层厚对弯曲性能的影响

弯曲测试结果如图 12 所示，随着层厚的增加，复合材料的弯曲强度呈现先增加后下降的趋势，当层厚为 0.2 mm 时，复合材料的弯曲强度最大，达到了 191.96 MPa，当层厚为 0.15 mm 时，复合材料的弯曲强度与 0.2 mm 层厚时相当，为 187.79 MPa。弯曲模量随着层厚的增加呈现降低的趋势，当层厚为 0.1 mm 时最大，弯曲模量达到了 6.07 GPa。当层厚为 0.1 mm 时，复合材料的弯曲强度最低，为 83.84 MPa。当层厚为 0.3 mm 时，复合材料的弯曲模量最低，为 4.38 GPa。这是因为当层厚降低时，虽然复合材料的纤维含量增加，沿连续纤维方向的拉伸强度和拉伸模量增加，但复合材料内部的孔隙率增加，导致复合材料层间强度与抗压强度降低。因此当打印层厚进一步降低时，复合材料的弯曲模量继续增加，而其破坏模式由受拉应力侧的断裂破坏转为层间分层破坏，最终导致复合材料的弯曲强度呈现先增加后降低的趋势。

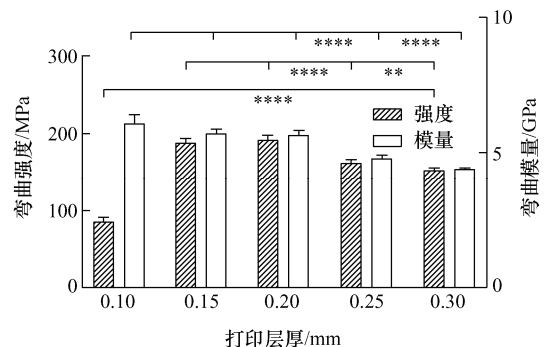


图 12 不同层厚的复合材料的弯曲性能

## 4 假肢接受腔打印工艺优化

### 4.1 接受腔打印参数分析

根据本文的力学性能分析结果可知,当纤维打印方向为  $0^\circ/90^\circ$ ,复合材料的拉伸强度和弯曲强度最大,而当层厚为  $0.10\text{ mm}$  时,复合材料的拉伸强度最大,当层厚为  $0.2\text{ mm}$  时,复合材料的弯曲强度最大,当层厚为  $0.15\text{ mm}$  时,复合材料的弯曲强度与  $0.2\text{ mm}$  层厚时相当。

根据假肢接受腔应力分析结果,其最大应力主要为坐骨平台附近的弯曲应力,为保证接受腔具备足够的强度且具备较高的成型效率,确定使用  $0^\circ/90^\circ$  的铺设方向与  $0.2\text{ mm}$  层厚制备假肢接受腔,此工艺条件下复合材料的拉伸强度和弯曲强度分别为  $216.11\text{ MPa}$  和  $191.96\text{ MPa}$ ,其拉伸强度相较于传统 3D 打印工艺提高 6 倍<sup>[19]</sup>。

### 4.2 接受腔打印流程

基于本文面内力学性能试验结果,提出接受腔 Z 向强化制备工艺。该工艺通过在接受腔 Z 向方向铺设纤维来增强 Z 向力学性能。

由有限元分析结果可知,接受腔最大应力处所受的力为弯曲应力,由于 MEX 工艺打印的复合材料具有各向异性,但由于接受腔为薄壳结构,其厚度与周向直径比小于  $1/50$ ,由各向异性导致沿壳厚方向的影响可以忽略不计,且本研究中纤维方向为双向交错分布,因此本模型将接受腔视为等效各向同性材料。由图 5 可知,接受腔最大应力为  $14.63\text{ MPa}$ ,根据最大弯曲应力公式和接受腔使用的强度需求,计算得出接受腔所受应力大小与最小厚度关系如表 3 所示(根据 MEX 工艺可靠性和接受腔受力模式,取安全系数为 4),由于纤维打印层最小重复厚度单元为  $0.4\text{ mm}$ ,因此接受腔的厚度均取  $0.4\text{ mm}$  的整数倍,综合下表和接受腔应力分布状态,可确定接受不同区域复合材料的纤维方向和层数,复合材料  $0^\circ$  方向与接受腔所受主应力方向一致。

表 3 接受腔应力与厚度关系表

主应力大小/MPa	厚度/mm
$13.51 \leq \sigma < 19.45$	2.4
$8.64 \leq \sigma < 13.51$	2.0
$4.86 \leq \sigma < 8.64$	1.6
$2.16 \leq \sigma < 4.86$	1.2
$\sigma < 2.16$	0.8

根据接受腔应力分布与表 3 可得如下接受腔 Z 向强化打印策略如下。

(1) 打印接受基底:应用平面叠层 MEX 工艺打印下部为接受腔实体,上部为薄壳支撑的接受腔模型,如图 13a 所示。

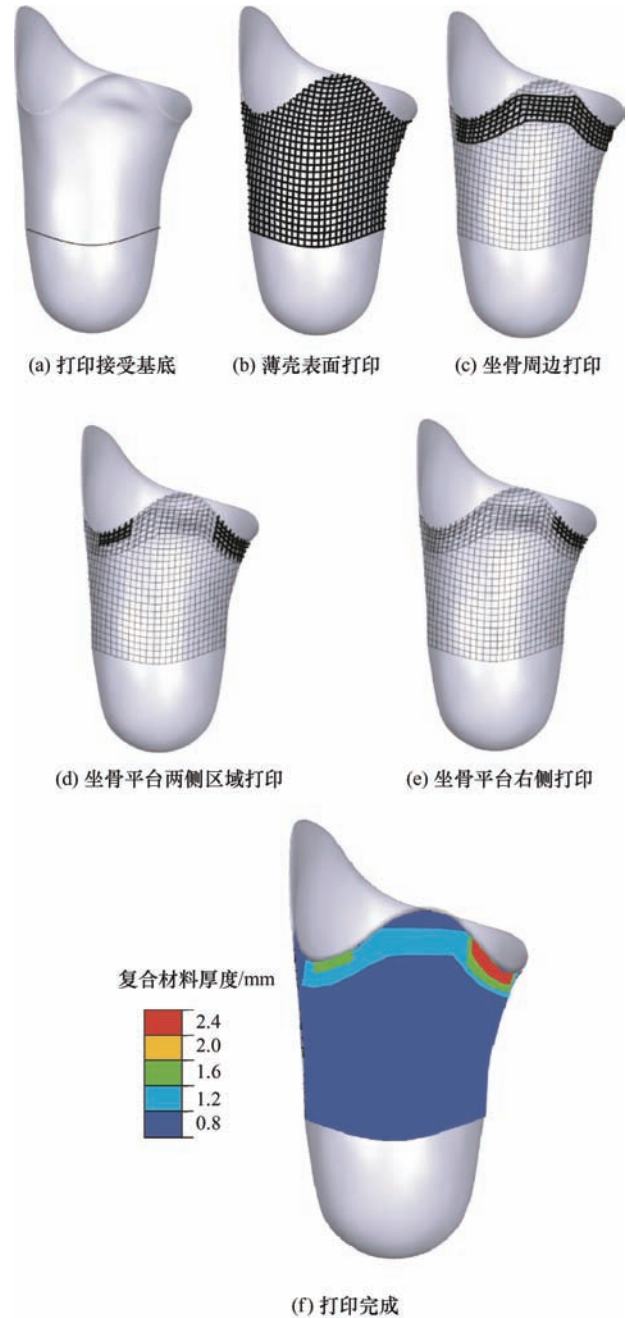


图 13 接受腔 Z 向强化打印策略

(2) 打印连续纤维增强复合材料:根据接受腔所受应力,利用多自由度 MEX 打印机控制打印头垂直于接受腔薄壳在薄壳表面打印不同层数的复合材料,复合材料纤维方向为  $0^\circ/90^\circ$ (其中  $0^\circ$  方向为接受腔所受主应力方向)。在接受薄壳表面打印 4 层  $0.2\text{ mm}$  的复合材料,如图 13b 所示;在坐骨周边区域打印 2 层  $0.2\text{ mm}$  的复合材料,如图 13c 所示;在坐骨平台两侧区域打印 2 层  $0.2\text{ mm}$  的复合材料,如图 13d 所示;在坐骨平台右侧打印 4 层  $0.2\text{ mm}$  的复



合材料,如图 13e 所示。

(3) 打印完成后的接受腔复合材料的厚度如图 13f 所示。

### 4.3 接受腔力学性能测试

为验证 3D 打印接受腔的力学性能,本研究将不同制造策略制造的假肢接受腔与假肢其他部件连接装配,并在接受腔内部灌注与人体软组织机械性能接近的硅胶,待硅胶固化后将其固定在疲劳试验机上,通过在试验机上施加等效载荷来测试假肢接受腔的疲劳性能,如图 14a 所示。

在测试过程中,为模拟患者穿戴假肢行走过程,用一个沿人体中心线的单向试验力产生复合试验载荷,如图 14b 所示,测试施加载荷峰值为 1 320 N,加载频率设置为 2 Hz,通过检测的标准为 300 万次。

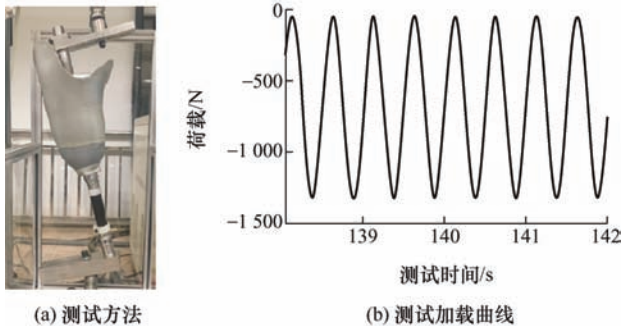


图 14 假肢接受腔疲劳性能测试方法和加载曲线

不同接受腔的疲劳性能测试结果如表 4 所示,使用传统 3D 打印工艺制备的假肢接受腔仅在约 180 万次发生层间断裂破坏,而根据本研究 Z 向强化打印策略制备的接受腔完成了 300 万次疲劳测试,满足假肢接受腔的使用需求,由此可知,本研究中 Z 向强化打印策略可显著增强假肢接受腔的 Z 向力学性能。

表 4 假肢接受腔疲劳性能

接受腔型号	加载循环次数
传统 3D 打印接受腔 18	0 万
Z 向增强 3D 打印接受腔 >	300 万

## 5 结论

(1) 针对 MEX 假肢接受腔 Z 向力学性能不足的问题,对 MEX 假肢接受腔制备工艺进行了优化。根据接受腔打印需求,研发了基于机械臂的多自由度复合材料打印系统。

(2) 根据标准 ASTM D3039 和 ASTM D790,分别研究了纤维正交铺设方向和打印层厚对复合材料

弯曲强度与拉伸强度的影响;根据实验结果和假肢接受腔的应力状态确定使用  $0^{\circ}/90^{\circ}$  的正交铺设方向和 0.2 mm 的层厚制备接受腔来增强其 Z 向力学性能,此工艺参数下复合材料的拉伸强度和弯曲强度分别达到了 216.11 MPa 和 191.96 MPa,相较 PLA 分别提升约 6 倍和 4 倍,可满足接受腔使用需求。

(3) 本文根据面内力学试验结果和接受腔力学性能需求,建立了接受腔所受应力与所需厚度的对应关系,提出了在假肢接受腔 Z 向铺设纤维的变厚度接受腔 Z 向强化打印策略,显著提高了 3D 打印假肢接受腔的力学性能,且在类圆柱壳体零件的高性能 3D 打印中有很大的应用潜力。

## 致谢

感谢陕西斐帛科技发展有限公司在复合材料打印设备和工艺的技术支持,感谢陕西省西安市碑林区残疾人联合会在假肢接受腔制造工艺方面的技术支持,感谢国家康复辅具研究中心在假肢力学性能测试方面的技术支持。

## 参 考 文 献

- [1] FATONE S, JOHNSON W B, TRAN L, et al. Quantification of re-ctifications for the Nort hwestern University fl exible sub-isch ial v acuuum s ocket[J]. Prosthetics and Ortho tics Int ernational, 2017, 41(3): 251-257.
- [2] AYDIN A, OKUR S C. Effects of test socket on pain, prosthesis satisfaction, and functionality in pa tients with transfemoral a nd transtibial amputations[J]. Medical Science Monitor, 2018, 24(4031-7).
- [3] MITTON K, KULKARNI J, DUNN K W, et al. Fluctuating residual limb v olume a ccommodated with an adjustable, modular socket design: A novel case report[J]. Prosthetics and Ortho tics Int ernational, 2017, 41(5): 527-31.
- [4] 邹瞿超, 金锦江, 黄天海, 等. 3D 打印技术在医疗领域的研究进展[J]. 中国医疗器械杂志, 2019, 43(04): 279-81+93.
- ZOU Quchao, JIN Jinjia ng, HUANG T ianhai, et al. Research progress of 3D printing technology in medical field[J]. Chin ese J ournal o f M edical Ins trumentation, 2019, 043(004): 279-281, 293.
- [5] ROGERS B, BOSKER G W, CRAWFORD R H, et al. Advanced trans-tibial sock et f abrication us ing selective



- laser sintering[J]. *Prosthetics and Orthotics International*, 2007, 31(1): 88-100.
- [6] COMOTTI C, REGAZZONI D, RIZZI C, et al. Multi-material design and 3D printing method of lower limb prosthetic sockets [C] //Proceedings of the ACM International Conference Proceeding Series, F, 2015.
- [7] DOUBROVSKI E L, TSAI E Y, DIKOVSKY D, et al. Voxel-based fabrication through material property mapping: A design method for bi-manufacturing[J]. *Computer Aided Design*, 2015, 60: 3-13.
- [8] TIAN X, LIU T, YANG C, et al. Interface and performance of 3D printed continuous carbon fiber reinforced PLA composites[J]. *Compos. Pt. A- Appl. Sci. Manuf.*, 2016, 88: 198-205.
- [9] LIAO G, LI Z, CHENG Y, et al. Properties of oriented carbon fiber/polyamide 12 composite parts fabricated by fused deposition modeling[J]. *Materials & Design*, 2018, 139: 283-292.
- [10] DICKSON A N, BARRY J N, MCDONNELL K A, et al. Fabrication of continuous carbon, glass and Kevlar fibre reinforced polymer composites using additive manufacturing[J]. *Additive Manufacturing*, 2017, 16: 146-152.
- [11] LIU T, TIAN X, ZHANG Y, et al. High-pressure interfacial impregnation by micro-screw in-situ extrusion for 3D printed continuous carbon fiber reinforced nylon composites[J]. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 2020, 130: 105770.
- [12] LUO M, TIAN X, SHANG J, et al. Impregnation and interlayer bonding behaviors of 3D-printed continuous carbon-fiber-reinforced poly-ether-ether-ketone composites[J]. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 2019, 121: 130-138.
- [13] LUO M, TIAN X Y, SHANG J F, et al. Bi-scale interfacial bond behaviors of CCF/PEEK composites by plasma-laser cooperatively assisted 3D printing process[J]. *Compos. Pt. A-App. Sci. Manuf.*, 2020, 131: 105812.
- [14] SHANG J F, TIAN X Y, LUO M, et al. Controllable inter-line bonding performance and fracture patterns of continuous fiber reinforced composites by sinusoidal-path 3D printing[J]. *Composites Science and Technology*, 2020, 192: 10.
- [15] PARANDOUSH P, TUCKER L, ZHOU C, et al. Laser assisted additive manufacturing of continuous fiber reinforced thermoplastic composites[J]. *Materials & Design*, 2017, 131: 186-95.
- [16] HE Q, WANG H, FU K, et al. 3D printed continuous CF/PA6 composites: Effect of microscopic voids on mechanical performance[J]. *Composites Science and Technology*, 2020, 191: 108077.
- [17] UEDA M, KISHIMOTO S, YAMAWAKI M, et al. 3D compaction printing of a continuous carbon fiber reinforced thermoplastic[J]. *Compos. Pt. A-App. Sci. Manuf.*, 2020, 137: 105985.
- [18] ZHANG Ka, ZHANG Wuxiang, DING Xilun. Multi-axis additive manufacturing process for continuous fiber reinforced composite parts[J]. *Procedia CIRP*, 2019, 85: 114-120.
- [19] 单存清. 假肢接受腔的3D打印制备与应用评价[D]. 西安: 西安交通大学, 2019.
- SHAN Cunqing. 3D printing manufacturing and application evaluation of prosthetic socket [D]. Xi'an: Xi'an Jiaotong University, 2019.
- [20] CHACON J M, CAMINERO M A, NUNEZ P J, et al. Additive manufacturing of continuous fibre reinforced thermoplastic composites using fused deposition modelling: Effect of process parameters on mechanical properties[J]. *Composites Science and Technology*, 2019, 181: 107688.

作者简介: 刘腾达, 男, 1999 年出生。主要研究方向为复合材料康复辅具的制造。

E-mail: liutengda@aliyun.com

王玲(通信作者), 女, 1979 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为增材制造(3D 打印), 生物力学与生物仿生制造。

E-mail: menlwang@xjtu.edu.cn