DOI: 10.3901/JME.2014.21.140

激光选区熔化技术及其在个性化医学中的应用*

杨永强^{1,2} 宋长辉^{1,2} 王 迪¹

(1. 华南理工大学机械与汽车工程学院 广州 510640;

2. 华南理工大学国家人体组织功能重建工程技术研究中心 广州 510006)

摘要: 激光选区熔化是一种精密金属增材制造技术,可以成形任意复杂的功能零件。个性化医学用品需要具有个性化的几何外形和良好的生物性能,为了探究激光选区熔化在个性化医学用品中的应用,采用 DiMetal 系列激光选区熔化设备成形医用金属材料如 316L 不锈钢、CoCrMo 合金、Ti6Al4V,并对医用金属材料成形致密度、成形力学性能和几何结构成形性进行了研究。通过个性化设计和 DiMetal 系列激光选区熔化设备,设计与制造了个性化牙冠、舌侧正畸托槽、手术模板、全膝置换股骨远端假体、股骨近端假体、颅骨修复体等医学用品。研究证明 DiMetal 系列激光选区熔化装备、工艺可用于个性化医学用品的快速制造,这为个性化医学用品的快速响应设计与制造提供了一种新的手段。

关键词: 增材制造; 激光选区熔化; 医学用品; 个性化设计; 医用金属材料

中图分类号: R687; TH164

Selective Laser Melting and Its Applications on Personalized Medical Parts

YANG Yongqiang^{1,2} SONG Changhui^{1,2} WANG Di¹

(1. School of Mechanical and Automotive Engineering, South China University of Technology,
Guangzhou 510640;

2. National Engineering Research Center for Tissue Restoration and Reconstruction,
South China University of Technology, Guangzhou 510006)

Abstract: Selective laser melting, as an additive manufacturing technology for direct manufacturing of precise metal parts, can make complex functional parts directly. In order to meet the requirement of personalized medical parts for individual geometry and good biological performance, the selective laser melting (SLM) equipments, DiMetal series, are used to develop its applications by biomedical metallic materials, such as 316L stainless steel, CoCrMo, Ti6Al4V. Moreover, the fabricating density, the fabricating mechanical properties of related materials, and the processability of geometry during SLM process are studied. Personalized dental crown, lingual orthodontic brackets, surgical guides, total knee replacement femur prosthesis, proximal femoral prosthesis, and repair skull body are customized designed and manufactured by the DiMetal series equipments. The research and results demonstrate that the Dimetal series SLM equipments and additive manufacturing process for above materials could be applied in rapid manufacturing of personalized medical parts, which provides a new way for rapid responding to personalized medical parts' design and manufacture.

Key words: additive manufacturing; selective laser melting; medical parts; personalized design; metal biomaterial

0 前言

增材制造技术是通过 CAD 数据采用材料逐层累加的方法制造实体零件的技术,是一种自下而上材料累加的制造方法。通过一层层的逐层制造,可以完成几乎任意几何形状几何体的制造。自上世纪 80 年代末增材制造技术逐步发展,该技术也先后被定义为快速原型(Rapid prototyping, RP)、分层制造

(Layered manufacturing, LM)、实体自由制造(Solid free-form fabrication, SFFF)、3D 打印(3D printing)、增材制造(Additive manufacturing, AM)等^[1-2]。

AM 可根据医学影像数据如医学数字成像和通信(Digital imaging and communications in medicine, DICOM)数据,直接成形医用模型,方便医生直接病理分析和手术术前规划。如光固化成形(Stereolithography apparatus, SLA)、熔融沉积制造(Fused deposition manufacturing, FDM)、激光选区烧结(Selective laser sintering, SLS)、叠层实体制造法(Laminated object manufacturing, LOM)、三维打印

* 国家自然科学基金资助项目(51275179, 81327001)。20140331 收到初稿, 20140717 收到修改稿

(Three-dimensional printing, 3DP)等增材制造技术, 用于快速成形人体的骨骼(如颞骨、颅骨、脊椎等)模型、软组织(胃、膀胱等)模型以及手术定位导航模板等, 协助医生进行病情诊断以及治疗^[3-6]。然而这些研究仅停留在快速原型制作上, 很少作为真正的功能件直接用于人体植入, 其主要原因成形精度、成形力学性能、以及生物兼容性尚无法保证。然而这些研究大多是快速原型制作以及非承力植入体。

近几年, 用于医用金属材料的增材制造技术逐步发展成熟, 如激光选区熔化(Selective laser melting, SLM)^[7-9]、激光选区烧结(Selective laser sintering, SLS)^[10-11]、电子束选区熔化(Electron beam selective melting, EBSM)^[12-13]、激光近净成形(Laser engineered net shaping, LENS)^[14-15]和电子束熔丝沉积(Electron beam direct manufacturing, EBDM)^[16]等, 这些技术从而为金属医学用品提供了一种“因人而异”的个性化快速制造方式。相比较而言 SLS 成形件的致密度、力学性能较差; EBSM、EBDM 和 LENS 难以获得较高尺寸精度的零件, SLM 技术可以获得冶金结合、组织致密、尺寸精度高和力学性能良好的成形件, 是近年来增材制造技术的主要研究热点和发展趋势^[17]。

目前主要的应用研究集中在医学、模具、航空航天、汽车等领域, 特别是个性化医学用品。WEHMÖLLER^[18]提出了 SLM 可成形 100%致密度的不锈钢和钛合金, 可用在医学上。VANDENBROUCKE 等^[19]研究证实钛合金 SLM 成形致密度可达到 99.98%, 强度、刚度、腐蚀性行为以及成形精度均满足牙科用品要求, 但表面粗糙度在一定程度上制约了其直接使用, 在研究中, 通过 SLM 方式高效高精度制造了牙桥。HAO 等^[20]研究证实 SLM 可直接制造金属材料的医学用品, 并在研究中尝试羟基磷灰石(HA)和 316L 不锈钢混合成形, 在优化的工艺参数下, 成形零件的强度与承力骨近似。WARNKE 等^[21]采用 SLM 技术成形可供骨组织渗透生长的可控多孔植入体。WILD 等^[22]采用 SLM 技术成形了可促进骨再生的多孔钛种植体, HABIJAN 等^[23]研究了 Ni-Ti 形状记忆合金 SLM 成形后, 其生物兼容性是否与成形密度相关, 研究证实, 致密和多孔的 Ni-Ti 形状记忆合金都与人体充质干细胞兼容。此外 SLM 成形 316L 不锈钢、钛合金、钴铬合金等医用金属材料, 在人工膝关节、人工髋关节、人工骨、颅骨修复体、脊椎融合器和种植牙等方面都有相关的应用研究。

本文结合华南理工大学在个性化设计与 SLM 制造方面的相关研究, 对个性化牙冠牙桥、舌侧正

畸托槽、手术导板、全膝置换股骨远端假体、股骨近端植入体、颅骨修复体的相关设计与 SLM 直接制造进行了研究, 探讨了个性化医学用品的快速响应设计与制造新方法。

1 DiMetal 系列 SLM 装备及试验材料

激光选区熔化的概念在 20 世纪 90 年代由德国 Fraunhofer 激光技术研究所首次提出^[24]。目前 SLM 装备研发机构主要有德国 SLM Solutions、ConceptLaser、EOS、英国 Renishaw、国内华南理工大学、华中科技大学等, 成形原理如下: 在成形之初, 利用专用软件对零件的数字化模型进行切片分层处理, 并生成截面扫描数据; 铺粉刮板将预置于料缸的粉末推送并平铺到成形缸; 根据截面扫描数据, 计算机控制扫描振镜摆动, 使激光束选择性地熔化成形缸中的粉末; 选区熔化后, 成形缸下降一个切片厚度, 料缸上升一定高度, 将一定体积粉末再次预置于铺粉刮板前端; 铺粉刮板重新进行铺粉动作; 如此重复以上动作, 逐层加工, 直到完成零件加工, 如图 1 所示。

图 1 SLM 成形原理示意图

本文采用 SLM 成形装备为华南理工大学自主研发的 DiMetal 系列装备, 表 1 为 DiMetal 系列装备中 DiMetal-280 和 DiMetal-100 两款装备主要参数。

表 1 DiMetal-280 和 DiMetal-100 主要参数

主要参数	DiMetal-280	DiMetal-100
光纤激光器波长/mm	1 075	1 075
最大激光功率/W	200	200
光束质量	≤1.1	≤1.1
聚焦光斑直径/μm	50~70	30~50
焦距/mm	163	163
成形尺寸/mm ³	280×280×250	100×100×150
扫描速度/(mm/s)	50~7 000	50~2 000
层厚/μm	20~100	20~50

控制软件中包括基本运动控制以及扫描控制,其中扫描控制中,包含 x/y 、层错、螺旋、轮廓偏移、分区等几种基本扫描方式,几种基本扫描方式可以相互结合,如 x/y 与层错结合可以生成正交层错扫描方式,如图 2、3 所示。

图 2 基本扫描控制方式

图 3 正交层错扫描方式

316L 不锈钢、钴铬合金、钛合金是医学上常用的生物相容性材料。316L 不锈钢目前是应用最广泛的植入体材料,具有良好的加工性能、足够的机械强度和尚可的生物相容性。钴铬合金用作植入体材料始于口腔用铸造合金,且人体适应性研究报告表明,钴铬合金生物相容性、耐腐蚀性、耐磨性均好于 316L 不锈钢。钛和钛合金生物相容性、抗疲劳性均优于不锈钢和钴铬合金,且其弹性模型与皮质骨更接近,但是钛合金的耐磨性以及耐腐蚀性比钴铬合金稍差,且在医学应用中 80% 以上是 Ti6Al4V 合金。本文中所用的 316L 不锈钢粉末,气雾化制备,球

形形貌,平均粒径 $17\ \mu\text{m}$,成分符合 ASTM F138 标准, CoCrMo 合金粉末,气雾化制备,球形形貌,平均粒径 $22\ \mu\text{m}$,成分符合 ASTM F75 标准, Ti6Al4V 粉末,无接触电极气雾化制备,球形形貌,平均粒径 $27\ \mu\text{m}$,成分符合 ASTM F136 标准。图 4 为在扫描电镜下观察的 Ti6Al4V 粉末形貌。

图 4 Ti6Al4V 粉末形貌

2 SLM 成形工艺

国外研究工作者总结发现,影响 SLM 成形效果的影响因素达到 130 个之多^[25]。

本文将影响 SLM 成形质量的因素分为六大类,如图 5 所示,并以成形效率、可重复性、稳定性、成形性能和微观组织作为 SLM 成形评价指标。以下重点对 SLM 成形能量输入对致密度的影响、几何结构成形性以及成形力学性能进行了探讨。

图 5 SLM 成形影响与评价指标

2.1 能量输入对致密度的影响

许多研究工作者将成形过程中的工艺参数统一与能量密度来表述,而各个研究人员对能量密度的定义方法也不同,如表 2 所示^[26-28],表 2 中 P 为

激光功率, v 为扫描速度, s 为扫描间距, h 为扫描层厚, d 为光斑直径, d_m 为熔池大小。

表 2 能量输入模型

文献序号	模型定义	对模型定义的说明
文献[27]	$\psi_1 = \frac{4P}{\pi v s}$	单位时间内单位面积的能量输入大小
文献[26]	$\psi_2 = \frac{P}{vdh}$	单位时间内单位体积的能量输入大小
	$\psi_3 = \frac{P}{vsh}$	单位时间内单位体积的能量输入大小
文献[25]	$\psi_4 = \frac{P}{v}$	单位时间内能量输入大小
文献[28]	$\psi_5 = \frac{P}{vdh} \times \left(\frac{2d_m}{s} - 1 \right)$	单位时间内单位体积的能量输入大小

虽然各研究工作者对能量输入的定义都不一样,但联系到模型定义条件与讨论对象时可以发现, P/v 线能量输入主要应用于单道扫描线的形态讨论、而 P/vs 、 P/vsh 等主要应用于多道搭接、多层叠加时致密度的变化趋势讨论。这些模型在宏观趋势角度对 SLM 成形工艺具有较好的指导意义。在实际应用要结合具体情况进行讨论,如研究激光功率、扫描速度为成形致密度的影响,将 s 、 h 固定,将 P/v 作为变量,研究其对致密度影响变化趋势。

如图 6 为 316L 不锈钢、CoCrMo 合金、Ti6Al4V 合金 P/v 与致密度之间关系,其趋势为 P/v 在一定值时,致密度达到最大,低于该值时,随着 P/v 输入增加,致密度提高,超高该值时,由于材料气化以及能量冲击过大将熔池周边粉末吹走,熔池形成后周围无粉末吸入,熔池不饱和,导致致密下降。但是值得注意的,高功率高扫描度和低功率低扫描速度 P/v 值可能相同,但是成形效果仍存在差异。因此需要合理搭配激光功率和扫描速度。

图 6 能量输入 P/v 与致密度之间的关系

2.2 几何结构成形性

SLM 技术理论上可以成形任意复杂形状的金属零件,但不能完美地成形所有的几何特征。特别

是在激光光斑和分层阶梯效应影响下,精细结构成形受到约束。

如图 7 所示,SLM 成形通过激光聚焦光斑在铺粉平面上选区扫描,此时在聚焦光斑作用下成形的熔池的宽度决定了成形几何极限,从几何关系上看,当设计的几何特征小于熔池宽度时,最终成形零件尺寸会大于设计的尺寸。而熔池宽度不会小于激光聚焦光斑直径,因此激光聚焦光斑直径限制了 SLM 成形最小尺寸特征,这在薄壁、尖角等微细结构设计时必须考虑 SLM 实际成形能力。

图 7 几何结构成形约束性

与其他增材制造技术一样,SLM 是基于离散/添加原理,采用层堆积方式累积成形,这一过程中,根据零件 STL 模型沿着高度 Z 方向离散成具有一定厚度的切片层,只保留了每一层切片层轮廓以及对应的实体,而连续表面信息被切片层的外轮廓包围面取代,也即台阶效应^[29],如图所示。弧形表面被阶梯分布的外轮廓所取代。一般情况下,分层厚度越大,丢失信息越多,成形误差也越大,这种原理性误差只能通过减少层厚的方式来降低,但是无法根本性消除。

此外 SLM 成形过程中工艺因素以及内应力作用会对悬垂面成形影响,如图 8 为在内应力作用下,边缘翘曲示意图,在实际过程中,由于熔池自重力的作用力,悬垂部分将粘附熔池下方粉末,形成挂渣,一般采用为悬垂部分添加支撑的方法尽量避免翘曲、挂渣的产生。在零件设计时,一般认为当 N 层比 $N-1$ 层悬垂部分超出一个熔池大小时,此时需要考虑添加支撑,因此在理论上,需要添加支撑的极限成形角度为

图 8 悬垂面成形性

$$\theta = \arctan \frac{d_m}{n} \quad (1)$$

式中, θ 为无支撑极限成形角度, d_m 为熔池大小, h 为层厚。出现悬垂结构时, 需要添加支撑时, 不得不考虑支撑的影响, 比如添加的支撑是否容易去除。

2.3 成形力学性能

在许多场合, SLM 成形的零件直接作为终端功能零件, 其力学性能很重要。为了测试 SLM 成形件的力学性能, 形状和尺寸按照 GB/T 228-2002 设计拉伸试样。

将 SLM 成形的拉伸试样直接进行拉伸实验测试, 316L 不锈钢、CoCrMo 合金和 Ti6Al4V 合金测试结果跟铸造方式以及 ASTM 标准比较^[30-32], 如表 3 所示, SLM 成形件的, 316L 不锈钢、CoCrMo 合金和 Ti6Al4V 合金抗拉强度、屈服强度均高于铸造件, 但延伸率相对降低。

表 3 SLM 成形性能与 ASTM 和铸造标准对比

		屈服强度/MPa	拉伸强度/MPa	延伸率(%)	弹性模量/GPa	洛氏硬度/HRC
316L 不锈钢	ASTM F138	190	490	40.0	210	22.2
	铸造	≥480	≥175	40.0	195	19.0
	SLM 制造	480	600	30.0	200	23.0
CoCrMo 合金	ASTM F75	450	655	>8.0	240	25.0
	铸造	620	845	10.0	220	33.0
	SLM 制造	689	970	3.1	230	40.0
	SLM 热处理	568	815	10.2	220	37.0
Ti6Al4V	ASTM F136	860	795	10.0	110	—
	铸造	976	847	5.1	114	—
	SLM 制造	1 125	1 250	6.0	94	41.0
	SLM 热处理	950	1 005	12.0	115	37.0

这主要是跟 SLM 成形过程中的快速凝固现象有关。在金属粉末快速熔化并且快速凝固的过程中, 金属晶粒尚未长大便受到周围晶粒的限制而形成细小均匀的组织结构, 晶粒尺寸细小晶界数目增加便阻碍了位错运动, 使屈服强度增高。按照 Hall-Petch 公式^[33], 晶粒越细小, 屈服强度会大幅度提高, 但也造成了拉伸过程塑性增加缓慢。SLM 成形件的显微硬度平均值均高于铸造件, 同样与晶粒细小有关。

相比 ASTM 标准, CoCrMo 合金和 Ti6Al4V 合金的延伸率较低, 不符合医学应用标准。为了提高延伸率, 采用传统热处理方式, 对 CoCrMo 合金来

说, 在真空或氩气环境中, 以 400 °C/h 加热速率, 将温度加热到 1 150 °C, 并维持 1.0 h, 再随炉冷到 300 °C, 对于 Ti6Al4V 合金, 在真空或氩气环境中, 以 200 °C/h 加热速率, 升温到 820 °C, 并维持 1.5 h, 再随炉冷却到 500 °C。经过热处理后在对其进行拉伸测试, 测试结果发现其抗拉强度、屈服强度降低, 但相比 ASTM 标准仍超出较多, 而延伸率也出现明显提升, 基本达到 ASTM 延伸率要求。

3 DiMetal 系列 SLM 应用在个性化医学用品

图 9 所示为个性化医学用品设计和 SLM 制造流程。首先对患者病患部分进行 CT 扫描, 将扫描数据以 DICOM 格式到处, 采用 Mimics 等类似软件对图像进行掩膜、区域增长、3D 计算等处理后获得 3D 数字化模型, 将 3D 数字化模型以 STL 格式导出。根据数字化模型, 医生制定手术修复方案, 并设计出相对应的个性化假体 CAD 模型。目前增材制造设备常用的文件格式为 STL 格式, 所以将设计的 CAD 模型以 STL 格式导入增材制造设备中。基于 CT 影像的 3D 重建技术以及增材制造技术实现了个性化医学用品的数字化重建与定制化制造。数字化 3D 模型作为交流信息, 实现了诊断、设计、制造之间零障碍沟通。

图 9 个性化医学用品设计与 SLM 制造流程图

本文中, CT 数据获取采用西门子 sensation16 排螺旋 CT, 在电压 120 kV, 电流 10 mA、扫描厚度 1 mm 和分辨率 512 像素×512 像素情况获得 CT

影像。采用 Mimics 软件重建 3D 模型, 采用商业化 CAD 软件 Pro/E 进行个性化设计。设计的个性化医学用品导入华南理工大学自主研发的 DiMetal 系列激光选区熔化装备中进行成形。

3.1 个性化几何外形的设计与制造

面向个性化医学用品的几何形状设计(Design for customized geometry, DFCG), 是以患者的需求为目的, 当宿主骨出现病症或者缺损需要替换修复时, 以宿主骨形态为设计源, 获得与宿主骨最贴近的植入体几何形貌。该设计方法非常适用于牙冠牙桥、舌侧正畸、手术导板、全膝置换股骨假体等医学用品。

3.1.1 牙冠牙桥

牙冠牙桥是缺损、缺失的牙齿和口腔软硬组织的替代品, 必须与机体相互适应才能发挥其恢复形态和生理功能的作用。随着社会经济的发展, 失牙患者对义齿修复要求越来越高, 修复体制作的质量管理已引起了口腔医师和技师的高度重视。当牙齿损坏后且难于通过补牙的方式修复时, 常用的牙体修复方法是采用牙冠(即牙套)套在改小了的天然牙冠上。

传统牙体修复体制造方法一般是先用印模材料从口中翻出牙齿阴模, 再用石膏得到阳模, 根据阳模制作蜡型, 包埋并安装常规铸道, 采用离心铸造熔模铸造获得金属基冠, 切除铸道后经过打磨、超声清洗后烤瓷。该流程复杂, 且在制造过程中由于人工操作质量不一致性, 破坏铸造氧化膜层产生筑巢砂眼、长桥后续焊接时发生形变、人工滴蜡造成边缘不到位等问题。

个性化牙冠牙桥设计时, 通过逆向工程直接获取患者牙齿的三维数据, 分割牙颌中各个牙齿, 去除待修复牙齿; 根据去除牙齿后的空隙大小以及牙弓牙列情况设计牙桥牙冠, 调整牙尖斜面高度、发育沟、加强带等特征, 使所设计的牙桥牙冠尽量恢复牙颌原始形态。

若采用常规造型软件设计口腔修复体, 由于牙齿解剖形态复杂、牙面为不规则曲面, 此时设计复杂, 以 Pro/E 为例, 需要在扫描模型拾取若干点, 由点创建若干曲线, 再由曲线生成与牙齿解剖形态相近的曲面, 由曲面创建出一定厚度的口腔修复体。此外设计方法必须以原始牙齿作为原始数据, 当原始牙齿缺失或特征不全时, 就不得不以其他解剖形态相近的牙齿作为原始数据。

目前牙科专业设计软件已经比较成熟, 如 Laserdenta 配套的供牙科建模的 CAD 软件, 英国 Delcam 公司提供的 DentCAD 软件, 丹麦 3Shape

公司的 Dental system 等, 这些软件可以根据顾客需求和牙科医生的诊断方案, 快速编辑牙冠高度、大小、厚度、牙桥宽度、加强带等设计参量, 并有多种材料供选择, 将设计与制造紧密结合起来^[34]。

牙桥牙冠的 SLM 成形步骤与一般零件的成形步骤一样。需要特别注意的是牙桥牙冠属于薄壁复杂曲面零件, 并且尺寸较小。为了保证修复效果, 要求牙桥牙冠的成形精度和表面质量较高, 因此成形过程要控制好激光功率、扫描速度、铺粉厚度、扫描间距等工艺参数。

如图 10 将扫描后的牙模, 分牙, 通过牙科专用软件设计牙冠牙桥, 牙冠牙桥达到一定数量后, 将牙冠牙桥导入 Magic 里面添加支撑, 切片。采用 SLM 成形装备 DiMetal-100, 成形工艺参数采用扫描间距 0.06 mm, 层厚 20 μm , 激光功率 170 W, 扫描速度 400 mm/s。成形后的口腔修复体仍需要去除支撑、表面抛光、后续烤瓷等工序。该方法的优势: 逆向工程与牙科专业设计软件获得修复体边缘性精准、密合度高, SLM 制造的修复体内部致密、成形尺寸精度高, 为粘结剂留下均匀一致的间隙, 长桥制作时也可以一次成形, 无需后续焊接等。

图 10 个性化牙冠牙桥 SLM 制造

3.1.2 舌侧正畸托槽

牙齿正畸是指将托槽粘接在牙齿表面上, 采用弹性弓丝穿过托槽的槽沟并传递矫正力, 逐渐将不整齐的牙齿排列整齐。

传统牙齿正畸中, 所用托槽多是标准化设计和生产的通用托槽, 即托槽的底板是平面的, 托槽槽

沟的转矩和转轴角也是沿用一系列的数据进行设计。但是, 人体牙齿的个体差异性比较大, 采用通用托槽, 在将托槽粘接到牙面上时, 医生难以定位, 影响矫正效果, 也增加了患者的椅旁时间。另外人体牙齿的牙面是不规则的曲面, 采用通用托槽时, 往往需要在托槽底板与牙面之间填补较多的粘接剂, 以保证托槽与牙齿的贴合, 这就导致托槽远离牙面, 影响矫正效果并且使患者的口腔异物感变严重, 如图 11a 所示。

个性化托槽针对不同患者牙齿结构形态特点而设计和制造, 托槽的底板、槽沟等都依据患者牙齿的个性化形态而设计, 如图 11b 所示^[35]。

(a) 通用托槽 (b) 个性化托槽

图 11 通用托槽与个性化托槽的对比

个性化托槽设计中, 个性化体现在个性化底板和个性化槽沟, 其中个性化底板是提取牙齿舌侧面曲面, 将曲面复制偏移并实体化, 获得个性化底板, 个性化底板的厚度由偏移量决定。结扎翼和结扎沟作为常规几何形态, 可通过调用特征库选取对应的尺寸, 槽沟依靠所创建的实体与弓丝进行布尔减运算而得到, 这样所有托槽的槽沟均位于弓丝平面上, 保证了矫正效果。弓丝的形状设计很关键, 在牙齿正畸中, 通常以 Andrews 平面作为弓丝平面, 以确保矫正后所有牙齿的牙冠中心处于同一平面^[36]。弓丝应尽量靠近牙面, 并且托槽的高度不致过高, 但同时也要兼顾弓丝的整体形状, 不能过于弯曲。以本文所针对的个性化舌侧托槽为例, 采用蘑菇型弓丝形状^[37]。

采用 SLM 成形设备 DiMetal-280; 材料为 25 μm (500 目)316L 不锈钢球形粉末; 激光功率为 150 W, 扫描速度为 300 mm/s, 扫描间距为 0.08 mm, 铺粉层厚为 0.035 mm。SLM 成形后, 利用线切割将托槽剥离基板, 手工去除支撑; 采用医用专业打磨工具对托槽表面进行打磨。由于托槽使用时, 底板要涂粘接剂, 底板表面太光滑反而影响粘接效果, 因此托槽的底板表面未打磨, 只粗略摩擦以去除黏附在上面的粉末。最后将所有托槽结扎在弓丝上, 整个过程如图 12 所示。

托槽摆放添加支撑、SLM 成形 弓丝后满口舌侧正畸

图 12 舌侧正畸托槽的个性化设计与 SLM 制造

3.1.3 手术导板

外科手术设计、手工技能经过外科医生数百年的努力已经很完善, 但是人体感官功能、肢体功能的发挥是有限的, 只有借助现代科学技术的发展, 延伸人体的功能, 才能推动现代外科手术的发展。传统骨科截骨手术操作都是由医生在术中凭个人经验决定, 切除过程中骨钻、骨刀等手术器械难以准确定位切除, 这增加了手术时间和结果的不确定性, 给患者带来更大的痛苦和健康隐患, 为了克服传统手术操作复杂、准确性差、个体差异性大等问题, 个性化手术导板的使用是非常的必要。个性化手术模板针对患者损伤的具体情况个性化定制, 可实现良好定位和对病变部分的准确切除。

以肿瘤切除为例, 软组织切除范围为反应区外 20~30 mm, 对化疗敏感的肿瘤科减少至 10 mm。骨肿瘤切标准尚未统一, 创痛标准距离肿瘤边缘 50 mm, 但也有研究认为 20~30 mm 作为截骨平面是安全的, 截骨过少可导致肿瘤切除不彻底, 过多则影响假体稳定以及增加松动等并发症^[36]。为准确切除肿瘤, 以股骨肿瘤为例, 先将患者 CT 数据经过 Mimics10.01 处理, 根据骨瘤与正常骨之间阈值差异, 利用阈值分割, 可在重建的股骨 3D 模型中标识出肿瘤区域如图 13a 所示, 将 3D 模型以 STL 格式导入 Pro/E 中, 根据手术切除范围和固定方式等方式, 构建手术模板曲面, 偏移、合并及实体化, 在此基础上再添加导筒、固定孔等特征, 见图 13b。

采用 SLM 成形设备 DiMetal-280; 材料为 25 μm (500 目)316L 不锈钢球形粉末; 激光功率为 150 W, 扫描速度为 300 mm/s, 扫描间距为 0.08 mm, 铺粉层厚为 0.035 mm。成形后利用线切割将托槽剥离基板, 手工去除支撑, 超声波清洗。在临床应用

前, 先试装模拟, 保证其切骨效果。图 13c、13d 为个性化模板手术前模拟以及术中使用。

图 13 个性化模板的设计、制造与应用

3.1.4 全膝置换股骨假体

传统全膝置换假体的设计与制造往往依据统计学分析, 以标准化, 系列化为主, 采用大规模铸造及后续机加工方式完成。然而由于每位患者的膝关节尺寸和形态都是不一样的, 这直接会造成个体适配性差, 带来术中假体和股骨远端切骨面的覆盖不全或过度覆盖, 或术后髌股关节和胫股关节的活动轨迹和受力异常, 最终会导致假体磨损和假体松动的风险增大, 从而导致术后病人承受痛苦的比例和翻修率的增加^[37-38]。为解决个体适配性差而带来一些列问题, 最好的方法就是为患者制定个性化治疗方案, 提供个性化适配假体。

个性化股骨设计过程先将患者 CT 数据经过 Mimics10.01 处理, 根据骨阈值遮膜、区域增长、3D 计算等获得膝关节 3D 模型, 见图 14a, 将 3D 模型以 STL 格式导出, 经过 Geomagic Studio 提出股骨远端曲面, 并实体化, 如图 14b 所示, 根据医生手术规划, 虚拟截骨, 获得截骨后患者的关键解剖数据, 本文中定义的关键解剖数据为股骨假体的内外径(Medial-lateral, ML)、前后径(Anterior-posterior, AP)、髌前斜面宽(Anterior-oblique width of femoral condyle, AOWFC)、髌前宽(Anterior width of femoral condyle, AWFC)、髌前高度(Anterior condyle height, ACH)、后髌高度(Posterior femoral condyle, PFC)、远端高度(Distal femoral condyle, DFC), 如图 14c 所示。根据提取的个性化曲面、患者个人的关键解剖数据

以及常规的固定特征设计个性化出股骨假体, 见图 14d。

图 14 个性化全膝置换股骨假体设计

采用 SLM 成形装备 DiMetal-100; 材料为 $38\text{ }\mu\text{m}$ (400 目)CoCrMo 粉末; 激光功率为 170 W, 扫描速度为 500 mm/s, 扫描间距为 0.08 mm, 铺粉层厚为 0.03 mm。直接制造的个性化膝关节股骨假体如图 14e 所示。利用线切割将托槽割离基板, 手工去除支撑, 将外侧曲面抛光如图 14f 所示, 超声波清洗以及高温消毒后即可用在临床中。

3.2 多孔植入体设计与 SLM 制造

目前几乎所有的金属医学用品都是实心, 这对植入体来说有明显的不足: 其重量是人体骨组织的数十倍, 给患者带来不适; 其刚度远大于骨组织的本身性能, 会引起应力遮挡效应^[39], 应力遮挡导致植入体周围骨组织应力分流, 不能很好刺激周边骨组织的生长; 其与宿主之间不能长期互相咬和固定, 容易松动, 导致植入体寿命减少。

近些年来, 多孔结构在医学植入体上得到广泛的应用, 为了保证多孔植入体的性能, 多孔结构一般都需要满足: ① 多孔结构有足够的强度和刚度, 保证植入体植入后不发生变形破坏, 能有效避免应力屏蔽; ② 结构参数适合细胞渗透生长, 生物性能良好; ③ 与宿主骨较好的咬和, 避免微运动的仿生, 防止植入体移位和滑落。

传统的多孔植入体制造方法有珍珠面熔结、金属细丝编织、粉末喷涂等, 但产品孔隙率低, 弹性模量不匹配, 多孔不可控等诸多问题。随着增材制

造技术发展,特别是激光选区熔化和电子束选区熔化技术的发展,具有特定结构功能的可控多孔金属植入体制造越来越容易。表 4 为人体骨与医用金属材料的弹性模量、泊松比值,医用金属材料的弹性模量远高于皮质骨和松质骨^[40-44]。

表 4 人体骨与医用金属材料弹性模量与泊松比

材料	弹性模量/GPa	泊松比
松质骨	0.4~1.0	0.30
皮质骨	15~20	0.46
CoCr 合金	220	0.30
Ti6Al4V	114	0.32
316L 不锈钢	210	0.29

在医学上,考虑到细胞渗透生长的需要,植入体大多采用开口多孔材料,对开口多孔材料而言,其弹性模量与孔隙率存在一定的关系。其中,开口多孔材料的弹性模量为^[45]

$$\frac{E^*}{E_s} = C_1 \left(\frac{\rho^*}{\rho_s} \right)^2 \quad (2)$$

式中, E_s 、 E^* 分别为多孔材料和实体的弹性模量, ρ^*/ρ_s 为相对密度, C_1 包括所有的几何比例常数,约等于 1。

3.2.1 基于布尔运算的多孔股骨近端修复体

目前常用的多孔结构植入体构建方法,先通过构造实体几何(Constructive solid geometry, CSG)法,构建多孔结构体,然后将构建的多孔结构体与植入体外部轮廓模型进行布尔运算,其流程如图所示。CSG 是一种传统 CAD 技术,在构建几何实体时,基于基本特征组合建模方式,目前常用的商业 CAD 软件如 UG、SolidWorks、Pro/E、CATIA 等都支持该技术。为了提高该方法设计效率,许多研究者^[46-47]在设计时,利用 CSG 建立多孔单元库,通过选调单元库内多孔单元结构进行组合。

以股骨近端假体为例,我国每年都有大量的股骨肿瘤患者需要进行人工股骨置换,除了少量采用异体骨外,大部分采用金属植入体,为制造出满足患者个性化要求以及与人体弹性模量匹配的股骨植入体,通过 CGS 构建单元多孔的三维阵列以及 CT 逆向反求的外形模型,将两者布尔交运算获得股骨植入体。

根据开孔结构的弹性模量计算公式,将 316L 不锈钢的弹性模量 210 GPa 降到 15 GPa,此时根据式(2),计算出 316L 不锈钢多孔单元密度为 32%时,达到与股骨弹性模量匹配的要求,此时重量上相对比实体模型减轻了 68%。

股骨假体的外形结构通过 Mimics10.01,利用

阈值分割、3D 计算方式获得股骨 3D 外观模型,利用 Pro/E 计算出相对密度 32%的单元多孔结构,并在 xyz 三个方向空间阵列,将股骨 3D 模型与多孔结构布尔交运算获得多孔股骨假体模型。如图 15 所示,对股骨中部保留实体,上下与多孔结构布尔运算获得 3D 模型。采用 SLM 成形装备 DiMetal-280,激光功率 180 W,扫描速度 500 mm/s,扫描间距 0.06 mm,扫描层厚 50 μ m 下,获得股骨假体。

图 15 布尔运算获取多孔植入体流程图及股骨应用

3.2.2 基于形控单元函数映射的多孔颅骨修复体

将规则的多孔单元在 xyz 三个方向按照一定规律进行空间域扩展,再与植入体外形轮廓布尔运算,在实际应用中容易产生一些类似“阶梯”的外表面^[48],为了更好地拟合植入体的外形曲面,有必要对多孔基本单元进行必要的变换,如放大、缩小、平移、旋转、扭曲等。

如图 16 所示,将植入体划分为网格单元结构并建立节点信息,将多孔基本单元映射到每个网格单元结构中。映射的过程中,单元多孔结构轮廓节点根据划分的网格节点信息进行笛卡尔坐标系变化,获得与划分网格单元等同的子单元,将空间域所有子单元再重新进行合并,获得连通的多孔植入体模型。

图 16 形控单元映射获取多孔植入体方法

以颅骨为例, 颅骨损失是整形外科手术中常见的手术, 早期临床多采用钛合金板等, 由于钛板等实体金属材料的强度与弹性模量明显高于颅骨, 所以逐渐被钛网取代。医生根据患者 CT 或者 MRI 数据预先对手工裁剪钛网修复体, 手术中还要根据患者的具体情况再次手工修正, 医生工作量大, 且修补后与正常颅骨的吻合性取决于医生的经验和技术水平。钛网应用在解剖区域复杂或者大面积缺损时, 其外形也难以控制, 且钛网受到冲击时容易产生塑性变形, 引起翘曲褶皱等。

采用个性化颅骨修复设计与 SLM 制造时, 首先将患者 CT 或者 MRI 数据导入 Mimics, 通过左右镜像方式对缺损部位进行三维重建, 获得颅骨缺损部位匹配的颅骨修复体外形。对重建的缺损部位的三维模型在 Hypermesh 中进行六面体网格划分, 设定单元体大小, 然后将划分单元导入 ANSYS 软件获得节点信息, 根据形函数控制方法将孔隙率的 30%~50% 的单元多孔结构映射到整个区域, 构建出多孔颅骨修复体的模型。采用 SLM 成形装备 DiMetal-100, 38 μm (400 目) 的 Ti6Al4V 材料, 在激光功率 150W, 扫描速度 400 mm/s, 扫描间距 0.06 mm, 层厚 0.030 mm 的工艺参数对颅骨修复体进行加工, 获得颅骨修复体, 将颅骨修复体从基板切下, 进行喷砂、超声波清洗、高温消毒后即可用于临床, 整个过程如图 17 所示。

图 17 颅骨多孔修复体设计与 SLM 制造

4 结论与展望

本文使用 Dimetal 系列 SLM 设备直接制造个性

化医学用品。结果表明, SLM 可对个性化医学用品快速响应制造。在对个性化医学用品设计时, 根据患者解剖数据可设计出与患者解剖外形相符的个性化医学用品, 通过多孔结构与个性化医学用品几何外形布尔运算或者将形控函数控制的多孔单元结构映射到个性化医学用品划分的网格单元中, 获得具有良好生物力学性能的功能结构体, 并采用 DiMetal 系列 SLM 装备与优化的 SLM 工艺可对个性化金属医学用品直接制造, 这为个性化医学用品的快速制造提供了一个新的手段, 本文的研究结果对个性化医学用品的设计和直接制造均具有极强的指导意义和参考价值。

华南理工大学目前正在进一步开展面向植入体内部结构的设计和制造技术研究, 包括基于自然结构的逆向设计和基于隐式函数的参数化正向设计。如基于人体 CT/MRI 以及自然界生物体的一些特殊结构来重构医学用品的内部结构; 以隐函数表示隐式曲面构建多孔材料方法, 从而可对多孔单元的形状、孔隙率、孔径以及比表面积等参数控制来适应植入体生物和力学功能。

此外以功能件的性能为目标, 采用 SLM 技术, 以数字化材料、数字化结构和数字化组装相结合的方式, 实现材料组织、几何结构和零件性能最佳组合。21 世纪, 随着数字化和信息化技术的进一步发展, SLM 将面向非均质材料、二维或三维梯度功能材料、微细机械等结构材料的设计和制造, 推动设计和制造技术向着全面数字化、并行化、集成化方向发展, 进而形成崭新的数字化设计制造技术体系。

参 考 文 献

- [1] 黄树槐, 肖跃加, 莫建华, 等. 快速成形技术的展望[J]. 中国机械工程, 2000, 11(1-2): 195-200.
HUANG Shuhuai, XIAO Yuejia, MO Jianhua, et al. Prospect of rapid prototyping technology [J]. China Mechanical Engineering, 2000, 11(1-2): 195-200.
- [2] WOHLERS T. Wohlers report 2012[M]. New York: Wohlers Associates, Inc, 2012.
- [3] LETHAUS B, POORT L, BÖCKMANN R, et al. Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients[J]. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2012, 40(1): 43-46.
- [4] ZHANG Ran, ZHANG Ziqun, SONG Zhijian. The repair of skull defect applying rapid prototyping based on level set[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2013, 32(3): 373-377.
- [5] SALMI M, PALOHEIMO K S, TUOMI J, et al. Accuracy

- of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing)[J]. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2013, 41(7): 603-609.
- [6] HU Yong, YUAN Zhenshan, XIE Hui, et al. A novel computer-assisted drill template for atlantoaxial pedicle screw placement: A cadaveric experimental study[J]. *Chinese Medical Journal*, 2013, 93(33): 2659-2663.
- [7] KRUTH J P, FROYEN L, VAN V J, et al. Selective laser melting of iron-based powder [J]. *Journal of Materials Processing Technology*, 2004, 149(1): 616-622.
- [8] SCHLEIFENBAUM H, MEINRES W, WISSENBAACH K, et al. Individualized production by means of high power selective laser melting[J]. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*, 2010, 2(3): 161-169.
- [9] 吴伟辉, 杨永强. 选区激光熔化快速成形系统的关键技术[J]. *机械工程学报*, 2007, 43(8): 175-180.
WU Weihui, YANG Yongqiang. Key techniques of selective laser melting rapid prototyping system[J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2007, 43(8): 175-180.
- [10] AGARWALA M, BOURELL D, BEAMAN J, et al. Direct selective laser sintering of metals[J]. *Rapid Prototyping Journal*, 1995, 1(1): 26-36.
- [11] 史玉升, 钟庆. 选择性激光烧结新型扫描方式的研究及实现[J]. *机械工程学报*, 2002, 38(2): 35-39.
SHI Yusheng, ZHONG Qing. Research and implement of a new kind of scanning mode for selective laser sintering[J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2002, 38(2): 35-39.
- [12] CHIBA A, KUROSU S, KOIZUMI Y. Mechanical properties and microstructures of biomedical grade Co-Cr-Mo alloy produced by additive manufacturing technique using EBM method [J]. *Bone & Joint Journal Orthopaedic Proceedings Supplement*, 2013, 95(15): 146-146.
- [13] HEINL P, MÜLLER L, KÖRNER C, et al. Cellular Ti-6Al-4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting[J]. *Acta Biomaterialia*, 2008, 4(5): 1536-1544.
- [14] QI Haibo, YAN Yongnian, LIN Feng, et al. Direct metal part forming of 316L stainless steel powder by electron beam selective melting[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, 2006, 220(11): 1845-1853.
- [15] ATWOOD C, ENSZ M, GREENE D, et al. Laser engineered net shaping (LENS (TM)): A tool for direct fabrication of metal parts[C]// 17th International Congress on Applications of Lasers and Elector-Optics, November 16-19, 1998: E-1.
- [16] LIU Weiping, DUPONT J N. Fabrication of functionally graded TiC/Ti composites by laser engineered net shaping [J]. *Scripta Materialia*, 2003, 48(9): 1337-1342.
- [17] 杨永强, 黄常帅. 金属构件选区激光熔化成形技术[J]. *航空制造技术*, 2004(增): 89-92.
YANG Yongqiang, HUANG Changshuai. Direct manufacturing technology of metal parts by selective laser melting[J]. *Aeronautical Manufacturing Technology*, 2004(Suppl.): 89-92.
- [18] WEHMÖLLER M, WARNKE P H, ZILIAN C, et al. Implant design and production—a new approach by selective laser melting[J]. *International Congress Series*, 2005, 1281: 690-695.
- [19] VANDENBROUCKE B, KRUTH J P. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts[J]. *Rapid Prototyping Journal*, 2007, 13(4): 196-203.
- [20] HAO L, DADBAKSH S, SEAMAN O, et al. Selective laser melting of a stainless steel and hydroxyapatite composite for load-bearing implant development[J]. *Journal of Materials Processing Technology*, 2009, 209(17): 5793-5801.
- [21] WARNKE P H, DOUGLAS T, WOLLNY P, et al. Prototyping: Porous titanium alloy scaffolds produced by selective laser melting for bone tissue engineering [J]. *Tissue Engineering Part C: Methods*, 2008, 15(2): 115-124.
- [22] DE WILD M, SCHUMACHER R, MAYER K, et al. Bone regeneration by the osteoconductivity of porous titanium implants manufactured by selective laser melting: A histological and micro computed tomography study in the rabbit [J]. *Tissue Engineering Part A*, 2013, 19(23-24): 2645-2654.
- [23] HABIJAN T, HABERLAND C, MEIER H, et al. The biocompatibility of dense and porous nickel-titanium produced by selective laser melting [J]. *Materials Science and Engineering: C*, 2013, 33(1): 419-426.
- [24] OVER C, MEINERS W, WISSENBAACH K, et al. Selective laser melting: A new approach for the direct manufacturing of metal parts and tools[C]// 1st International Conference on Laser Assisted Net Shape Engineering. Germany: Frankfurt, 2001: 22-35.
- [25] REHME O, EMMELMANN C. Reproducibility for properties of selective laser melting products [C]// Proceedings of the Third International WLT-Conference on Lasers in Manufacturing, Munich, 2005: 1-6.
- [26] SANZ-GUERRERO J, RAMOS-GREZ J. Effect of total applied energy density on the densification of copper-titanium slabs produced by a DMLF process [J]. *Journal of Materials Processing Technology*, 2008, 202(1): 339-346.
- [27] MORGAN R, SUTCLIFFE C J, O'NEILL W. Density analysis of direct metal laser re-melted 316L stainless steel cubic primitives [J]. *Journal of Materials Science*,

- 2004, 39(4): 1195-1205.
- [28] 王迪. 选区激光熔化成形不锈钢零件特性与工艺研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2011.
- WANG Di. Study on the fabrication properties and process of stainless steel parts by selective laser melting [D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2011.
- [29] 王雷, 钦兰云, 佟明, 等. 快速成形制造台阶效应及误差评价方法[J]. 沈阳工业大学学报, 2008, 30(2): 318-321.
- WANG Lei, QIN Lanyun, TONG Ming, et al. Multistep-like behavior and error evaluation method in rapid prototyping manufacturing[J]. Journal of Shenyang University of Technology, 2008, 30(2): 318-321.
- [30] Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673)[S]. West Conshohocken: American Society for Testing Materials(ASTM), 2008.
- [31] Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants (UNS R30075)[S]. West Conshohocken: American Society for Testing Materials(ASTM), 2008.
- [32] Standard Specification for Wrought 18Chromium – 14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673)[S]. West Conshohocken: American Society for Testing Materials(ASTM), 2008.
- [33] 马轩祥, 赵铤民. 口腔修复学[M]. 5 版. 北京: 人民卫生出版社, 2005.
- MA Xuanxiang, ZHAO Yimin. Oral prosthetics[M]. 5th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2005.
- [34] CHANG C, LEE M, KU Y. Digital custom denture design with new abrasive computer tomography and rapid prototyping technologies[J]. Biomedical Engineering Applications, Basis & Communication, 2003, 15(3): 115-123.
- [35] WIECHMANN D, RUMMEL V, THALHEIM A, et al. Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment [J]. Am. J. Orthod Dentofacial Orthop, 2003, 124: 593-593.
- [36] 陈琳, 高雪梅, 曾详龙. 基于正常颌中国人牙齿特征的直丝弓矫治器的设计开发[J]. 实用口腔医学杂志, 2007, 23(6): 826-830.
- CHEN Lin, GAO Xuemei, ZENG Xianglong. Design and development based on the characteristics of normal jaws Chinese teeth straight silk bow and correcting device[J]. Journal of Practical Stomatology, 2007, 23(6): 826-830.
- [37] MA Limin, ZHANG Yu, ZHOU Ye, et al. Application of 3D printing technology in the treatment of distal femur bone tumor[J]. China Digital Medicine ISTIC, 2013, 21(8): 70-72.
- [38] YANG Bo, YU Jiakuo, GONG Xi, et al. Ma.sex, age, and annual incidence of primary total knee arthroplasty: A university affiliated hospitalsurvey of 3118 Chinese patients[J]. Chinese Medical Journal, 2012, 125(22): 3952-3955.
- [39] 刘昌兴, 卢通成. 消除人工髋关节应力遮挡等问题的理论分析与研究 [J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(39): 6875-6880.
- LIU Changxing, LU Tongcheng. Theory analysis and research on the dispelled stress shielding on artificial hip joint[J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2013, 17(39): 6875-6880.
- [40] DONAHUE T L H, HULL M L, RASHID M M, et al. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2002, 124(3): 273-280.
- [41] Acram EBM system: Ti6Al4V ELI Titanium alloy [EB/OL] [2012-09-01] <http://www.arcam.com/wp-content>.
- [42] KWAK D S, SLIVKA M. Biomechanical characterization of cobalt-chromium alloy spinal rods[M]. Raynham: DePuy Spine, 2009.
- [43] RATNER B D, HOFFMAN A S, SCHOEN F I, et al. Biomaterials science: An introduction to materials in medicine[M]. San Diego, California: Academic Press Inc, 2004.
- [44] HODGSKINSON R, CURREY J D. Young's modulus, density and material properties in cancellous bone over a large density range [J]. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 1992, 3(5): 377-381.
- [45] GIBSON L J, ASHBY M F. Cellular solids: Structure and properties [M]. 2nd ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1999.
- [46] SUN W, STARLY B, NAM J, et al. Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering [J]. Computer-Aided Design, 2009, 37(11): 1097-1114.
- [47] CHEAH C M, CHUA C K, LEONG K F, et al. Development of a tissue engineering scaffold structure library for rapid prototyping. Part 1: Investigation and classification [J]. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2003, 21(4): 291-301.
- [48] 肖冬明. 面向植入体的多孔结构建模及激光选区熔化直接制造研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2013.
- XIAO Dongming. Modeling of porous structure of implants and direct manufacturing by selective laser melting[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2013.

作者简介: 杨永强(通信作者), 男, 1961 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为激光增材制造及焊接技术。

E-mail: meiyqiang@scut.edu.cn

宋长辉, 男, 1986 年出生, 博士研究生。主要研究方向为激光增材制造及其在医学上应用。

E-mail: song_changhui@163.com