

# 三维打印钛种植体性能及临床应用的 研究进展

黄石头 魏洪波 李德华

军事口腔医学国家重点实验室, 口腔疾病国家临床医学研究中心, 陕西省口腔生物工程  
技术研究中心, 第四军医大学口腔医院种植科, 西安 710032

通信作者: 李德华, Email: lidehua@fmmu.edu.cn



李德华

**【摘要】** 种植牙是目前临床应用较为广泛的缺牙修复方式。种植体是种植治疗过程中的关键材料之一, 以机械减材加工为主要生产方式。近年来, 金属三维打印技术的出现和发展为口腔种植体的制造提供了另一种方法, 三维打印钛种植体逐渐成为口腔种植领域的一个研究方向。本文阐述了可用于制备钛合金种植体的三维

打印技术及其优缺点, 并着重论述三维打印钛合金种植体力学、骨结合性能及临床应用的研究进展。

**【关键词】** 三维打印; 钛种植体; 力学性能; 骨结合

**基金项目:** 国家重点研发计划(2017YFB1104100)

**引用著录格式:** 黄石头, 魏洪波, 李德华. 三维打印钛种植体性能及临床应用的研究进展[J/OL]. 中华口腔医学研究杂志(电子版), 2023, 17(1): 1-9.

DOI: 10.3877/cma.j.issn.1674-1366.2023.01.001

## Research progress on mechanical and osseointegration properties of three-dimensional printed titanium implants

Huang Shitou, Wei Hongbo, Li Dehua

State Key Laboratory of Military Stomatology & National Clinical Research Center for Oral Diseases & Shaanxi Engineering Research Center for Dental Materials and Advanced Manufacture, Department of Implantology, School of Stomatology, the Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China

Corresponding author: Li Dehua, Email: lidehua@fmmu.edu.cn

**【Abstract】** Implant is one of the key materials in the implant treatment process. Subtractive manufacturing is the main mode of production for implants. In recent years, the emergence and development of metal three-dimensional (3D) printing technology have provided an alternative method for the

manufacturing of dental implants. Powder bed melting is one of the metal 3D printing technologies and most widely used in the biomedical field. Among them, selective laser melting (SLM) is the mainstream process of powder bed melting, which has strong comprehensive properties and broad application prospects. It has been found that 3D printing titanium implants have better mechanical properties than castings and are close to forgings, but there is a problem with mechanical properties anisotropy that needs to be optimized to meet the requirements of dental implant materials. In terms of biological characteristics, it has been proved that 3D printing technology does not affect the biocompatibility of titanium materials. Researchers demonstrated that 3D printed titanium implants have similar or even better osseointegration properties than the conventional titanium implants in three aspects: healthy animals, disease animal models and human experiments. Finally, the problems existing in 3D printed titanium implants are summarized and further research is envisioned.

**【Key words】** 3D printing; Titanium implant; Mechanical properties; Osseointegration

**Fund program:** National Key R & D Program of China (2017YFB1104100)

DOI: 10.3877/cma.j.issn.1674-1366.2023.01.001

一直以来, 钛种植体加工成型主要依靠铣、车削等减材加工来完成, 过程中材料被严重浪费。三维打印技术依托于数字模型, 通过离散、堆积的原理来成型物理对象, 相较于传统减材制造技术, 它的材料利用率很高, 并且拥有“无限成型”的能力<sup>[1]</sup>。模拟天然牙根的个性化种植体的概念提出得很早, 但它的制备是一个难题, 而凭借快速原型复制和高精度的优势, 三维打印基本解决了个性化根形种植体难以制备的问题<sup>[2]</sup>。此外, 利用三维打印技术能够生产出表面具有微米级多孔结构的钛种植体, 并

可对孔的几何形状、尺寸和间距实现精确控制。表面多孔结构不仅增加了种植体与骨组织之间的接触面积,还有效降低了种植体的弹性模量,使之与颌骨结构的弹性模量更加匹配<sup>[3]</sup>。为满足临床使用需求,三维打印钛种植体的力学性能必须满足牙种植体材料的国家标准,并且具有出色的骨结合性能。因此,本文将重点针对钛种植体的三维打印技术、力学、骨结合性能和临床应用方面的研究进展作一论述。

### 一、制备钛种植体的三维打印技术

三维打印技术的原理是依靠计算机辅助设计(CAD)三维模型或通过逆向工程获得的模型,将复杂的三维模型结构按照预设的厚度进行分层切片,从而转变为简单的二维模型,然后逐层加工,叠加成形。金属材料的三维打印工艺繁杂,其中粉末床熔融工艺非常适合小型钛金属零件的直接成型,在生物医疗领域的应用占据很大比例<sup>[4]</sup>。

牙种植体对尺寸精度和机械强度具有较高的要求<sup>[5]</sup>。粉末床熔融三维打印技术具有精准复制原虚拟设计模型的能力,成型件具有良好的机械性能,是制备钛种植体常用的一类三维打印技术,其原材料通常是Ti6Al4V合金粉末,具体分为直接金属激光烧结(direct metal laser sintering, DMLS)、选择性激光熔化(selective laser melting, SLM)和电子束熔化(electron beam melting, EBM)等技术类型<sup>[1]</sup>。其中,DMLS和SLM是目前文献报道中应用较多的种植体打印工艺<sup>[4]</sup>。

DMLS和SLM两种技术均采用激光束为热源。DMLS是利用烧结的方式固化金属粉末,进而形成实体零件,SLM使用能量密度更高的激光束,通常大于 $106\text{ W/cm}^2$ ,金属粉末原料在激光的热作用下完全熔化,后经冷却凝固而成型。激光能够聚焦出细小的光斑,因此成型件具有较高的成型精度( $20\sim 35\ \mu\text{m}$ )及相对低的表面粗糙度( $R_a=5\sim 20\ \mu\text{m}$ )<sup>[1,6]</sup>。尽管,DMLS技术是基于烧结的工艺,但在实际成型过程

中,大多情况下金属粉末被完全熔化。因此,DMLS与SLM两种技术并没有十分严格意义上的区别<sup>[7-8]</sup>,从两者所得制件的拉伸性能对比来看,DMLS和SLM钛合金的屈服和抗拉强度均可达 $1\ 100\ \text{MPa}$ 以上,但同时都具有低延伸率的特点<sup>[9]</sup>。

不同于上述两种技术,EBM采用穿透力更强,熔融效率更高的电子束,按照预先设置的路径轰击金属粉末原料,然后逐层成型。EBM通常需要在每层熔化前利用电子束将粉末预热,使得成型过程中,粉末床一直保持在较高的温度。与通常不进行预热的SLM相比,EBM成型件在完工条件下残余应力更低。但是,电子束难以像激光束一样聚焦出细微的光斑,并且EBM通常使用更大粒径的粉末和较高的层厚,因此EBM钛合金的表面粗糙度( $R_a=20\sim 50\ \mu\text{m}$ )普遍高于SLM钛合金,成型精度( $40\sim 50\ \mu\text{m}$ )不及SLM<sup>[1,10-11]</sup>。3种常用技术的优缺点见表1。

### 二、三维打印钛种植体力学性能的研究

牙种植体材料具有优异的力学性能是临床应用的前提,尤其是拉伸和疲劳性能<sup>[12]</sup>。

1. 拉伸性能:在行使功能时,牙种植体会受到拉力、压力和剪切力等外力的破坏。因此,在种植体制造过程中,一个很重要的力学性能指标就是它的拉伸性能。拉伸性能可通过拉伸试验测得,主要包括各项强度指标(抗拉和屈服强度)及塑性指标(断后延伸率等),国标GB/T 13810-2017明确给出了钛种植体锻件拉伸性能的最低要求。以激光为热源的SLM和DMLS技术所制备的钛合金成型态的强度远高于锻件,但延伸率却达不到锻件的最低要求( $\geq 10\%$ ),而以电子束为热源的EBM技术,其制备的钛合金在成型态下就表现出较高的强度和延伸率(表2)。

这与三维打印的工艺相关,成型过程中,材料在很短的时间内进行熔化、凝固和冷却,且熔覆时由于熔池内温度梯度大、基底温度较高,逐层铺覆时,已沉积层在熔池作用下再熔,并与新熔池组成一体,很容易导致钛合金内产生沿沉积方向外衍生

表1 加工钛合金种植体的三维打印技术<sup>[1,6,10]</sup>

技术类别	成型精度( $\mu\text{m}$ )	优点	缺点
DMLS	20~35	成型件尺寸精度高,机械性能强。	成型件内部孔隙率相对高,需要昂贵复杂的后处理。
SLM	20~35	成型件尺寸精度高,表面质量佳,致密度高,力学性能好,加工余量小。	需要支撑结构,成形过程中,容易出现球化和翘曲,成型件内部残余应力大,必须进行去应力退火,打印速度偏慢。
EBM	40~50	成型件残余应力低,较高的零件密度、强度,成型速度更快,翘曲、变形的风险较低。	精度偏低,表面粗糙度过高,加工余量大。

注:DMLS为直接金属激光烧结;SLM为选择性激光熔化;EBM为电子束熔化。

表2 不同工艺所制备钛合金的拉伸性能<sup>[9,13-14]</sup>

工艺类别	状态	屈服强度(MPa)	抗拉强度(MPa)	延伸率(%)
SLM	成型态	1 065	1 241	6
DMLS	成型态	1 122	1 158	2.1~5.5
EBM	成型态	992±8	890±12	16±0.8
钛合金锻件(GB/T 13810-2017)	退火态	≥860	≥960	≥10

注:SLM为选择性激光熔化;DMLS为直接金属激光烧结;EBM为电子束熔化。

长的粗大柱状 $\beta$ 晶粒,而粗大晶粒内部组织,因不同技术之间不同的冷却速度而呈现较大差异,如SLM因高冷却速率形成了细小片层或针状 $\alpha'$ 马氏体组织,该组织的主要特征是高强度和高硬度,但延展性和韧性不足<sup>[15]</sup>,而EBM相对缓和的冷却速率使EBM钛合金晶内组织基本为针状或网篮状 $\alpha$ 相,虽同样存在力学性能的各向异性,但与SLM相比,程度较小。此外,EBM相对较高的初始粉末床温度,使得在成型过程中,制件相当于完成了退火处理,因此具有较高的强度和延伸率<sup>[4,10]</sup>。

金属材料的显微组织决定其力学性能,而三维打印钛合金显微组织的演变与选择的工艺参数和后续热处理制度密切相关。因此,针对针状 $\alpha'$ 马氏体组织需要被消除,并希望转变为更有利的显微组织这一科学问题,目前主要采取工艺控制和后续热处理寻求解决<sup>[16-17]</sup>。

(1)工艺参数对拉伸性能的影响:金属三维打印实际上就是激光或电子束与原料粉末之间相互作用的过程,该过程复杂之处在于涉及许多制造参数,如激光功率、光斑大小、扫描速度、扫描间距和层厚等。以上变量结合在一起可以改变输入到原材料中的能量,从而影响凝固和冷却过程,最终结果是改变材料的显微组织,对其力学性能产生影响<sup>[16]</sup>。Xu等<sup>[16]</sup>发现,通过改变能量密度和调整激光焦距可有效控制钛合金组织中的马氏体含量,并在激光功率375 W、层厚60  $\mu\text{m}$ 、扫描速度1 029 mm/s、扫描间距0.12 mm、能量密度50.62 J/mm<sup>3</sup>和焦距2 mm的工艺参数搭配下实现马氏体原位分解,得到韧性较佳的超细层状( $\alpha+\beta$ )双相组织,该显微组织的变化使得SLM钛合金具有大于1 100 MPa屈服强度的同时,断裂延伸率可达11.4%,满足了牙种植体延伸率的要求。

除了影响金属显微组织外,一些成形过程中产生的缺陷也与工艺参数选择不当有关,比如成型件内部的小孔和熔合不良等。对于DMLS技术, Kim等<sup>[18]</sup>认为小孔缺陷的产生,主要与不合适的激光扫描间距有关。通过调整激光扫描间距来控制DMLS

钛合金的内孔数量,结果发现较小的激光间距(30~40  $\mu\text{m}$ )生产的试样内部缺陷较少,弯曲强度可达1 600 MPa以上。

扫描速度是EBM技术的关键参数之一,EBM相对较快的构建速度依赖于它快速的扫描速度,但研究发现,加快扫描速度使得成型件的冷却速度也变快,导致EBM钛合金晶相组织内出现大量类似于SLM钛合金成型态的 $\alpha'$ 马氏体,反而加重了力学性能的各向异性<sup>[19]</sup>。

因此,通过合理的工艺参数设置来控制成型件的微观组织和缺陷,是制备高性能三维打印钛种植体的关键<sup>[16]</sup>。目前,每种设备所采用的工艺参数通常是由厂家推荐,但根据打印件应用的目的不同,最佳工艺参数的选择也不同,尚需更加系统且深入地研究。

(2)热处理对拉伸性能的影响:为改善三维打印钛种植体的性能,除上述采用合理的工艺参数外,还需要后续热处理的配合才能实现。热处理是一种金属的热加工工艺,它的种类多样,但三维打印钛合金成型态所经历的热处理主要是退火处理,目的在于消除热应力、稳定显微组织和提高钛合金的塑性<sup>[13]</sup>。

不同的热处理制度在改变三维打印钛合金性能方面的作用不同,800  $^{\circ}\text{C}$ 以下通常是单纯的去应力,塑性提升仅为1%~2%。为使塑性显著提高( $\geq 10\%$ ),热处理温度要达到800  $^{\circ}\text{C}$ 以上<sup>[17]</sup>。Vrancken等<sup>[20]</sup>在850  $^{\circ}\text{C}$ 下对SLM钛合金进行了退火热处理,时间为2 h,之后随炉冷却。经测试,热处理试样的屈服强度和抗拉强度虽有所下降,分别为(955±6)、(1 004±6) MPa,但依然满足钛种植体材料对强度的要求,并且断后延伸率相较于未处理试样增至12.84%±1.36%。Liang等<sup>[21]</sup>对比了不同热处理制度后也发现,在800  $^{\circ}\text{C}$ 和850  $^{\circ}\text{C}$ 下热处理4 h,随后空气冷却,SLM钛合金试样中含有最多的 $\beta$ 和最细小的片层 $\alpha$ 结构,使其具有较好的塑性(12.2%~12.4%)和极限抗拉强度(1 033~1 069 MPa)。对热处理后的SLM钛



合金断口形貌进行分析发现,在拉伸断口内,有许多较深的凹坑均匀分布,证实了韧性断裂的发生<sup>[22]</sup>。

上述可见,三维打印钛合金种植体具有堪比钛合金锻件的强度,但塑性不足,存在力学性能的各向异性。为满足牙种植体材料综合力学性能的要求,需要采取双重优化。首先,优化初始工艺参数以最大限度地减少固有缺陷;其次,利用后续热处理来减少内应力和调整微观组织以消除力学性能各向异性。值得注意的是,目前应用于三维打印钛合金的热处理制度多沿用传统钛合金锻件的热处理工艺,但三维打印独特的成型过程使得传统热处理工艺并不完全适用,因此有必要对三维打印钛合金专用的热处理制度进行研究,以最大限度地发挥出其力学性能的优势。

2. 疲劳性能:现有研究表明,三维打印钛合金种植体成型态的动态疲劳性能还不能达到锻件的水平<sup>[23-24]</sup>,这主要是由于三维打印成型过程中产生的冶金缺陷,如较大的残余应力、内部孔隙、表面裂纹和层与层之间融合不良等。较大的残余应力极易造成种植体在使用过程中过早发生疲劳断裂,而内部微孔或表面裂纹等,也常常是应力集中和疲劳裂纹萌生的场所<sup>[25]</sup>。为降低这些冶金缺陷对成型件疲劳性能的影响,目前普遍结合后续热等静压(hot isostatic pressing, HIP)来改善三维打印钛合金的整体质量,提高其疲劳强度。大量研究证实, HIP处理后,三维打印钛合金成型件内部孔隙等缺陷得到了有效消除,疲劳强度提高,获得了与锻件相当的水平<sup>[26-27]</sup>。

此外,三维打印钛种植体的疲劳性能还受到其表面多孔结构的影响。表面多孔结构可以有效降低种植体的刚度,弱化种植体与颌骨之间弹性模量的差异<sup>[28]</sup>。然而,弹性模量下降的同时,以牺牲种植体的机械性能为代价,这被 Kelly 等<sup>[29]</sup>的研究证实,该实验利用 SLM 制备了全致密、致密核心加表面多孔和全多孔三种试样,在弹性模量下降的同时,三种试样的极限抗拉强度也依次减小,分别为 $(937.5 \pm 1.3)$ 、 $(661.1 \pm 3.3)$ 、 $(194.9 \pm 1.9)$  MPa。针对表面多孔结构不利于种植体机械性能的问题,有学者尝试利用 SLM 构建具有高外表面孔隙率和高密度内核的双层功能梯度结构种植体,外表面较高的孔隙率可降低种植体外表面的弹性模量,而高密度的种植体内核可以更好地承载负荷。在力学性能测试中,证实了该结构可以在不过度牺牲孔隙率

情况下有效提高种植体屈服强度,并且可以通过增加致密核心的直径来调节力学强度。疲劳强度测试结果显示,在 $1 \times 10^6$ 次循环载荷下,致密核心直径为 1.8 mm 的试样可以承受 $0.8 \sigma_y$ 的应力水平而不发生失效,基本满足了牙种植体疲劳强度的要求<sup>[12]</sup>。

### 三、三维打印钛种植体骨结合性能的研究

骨结合受到种植体表面形貌、亲水性和化学成分等因素的高度影响,主要体现在骨结合强度和速度上的差异<sup>[30]</sup>。

电子显微镜下观察三维打印钛合金种植体成型态的表面,以大量近似球形的颗粒附着和均匀的微米级孔洞为主要特征,这些半球形结构的存在使得三维打印钛种植体表面呈现出磨砂样的粗糙外观,它的 Ra 值比传统喷砂酸蚀表面种植体要高出 5~10 倍<sup>[31]</sup>。Shaoki 等<sup>[32]</sup>比较了 SLM、光滑表面和阳极氧化表面钛种植体植入健康比格犬体内后的骨结合性能,组织学分析显示,在种植体-骨接触率(bone-implant contact, BIC)方面, SLM 种植体为 35.98%,与两种对照组种植体差异无统计学意义( $P > 0.05$ )。而旋出扭矩结果显示, SLM 种植体的平均旋出扭矩为 $45.41 \text{ N} \cdot \text{cm}$ ,高于光滑表面钛种植体,但低于阳极氧化表面种植体。在另一项研究中, Chang Tu 等<sup>[33]</sup>以新西兰兔为实验动物模型,通过组织形态计量学和 Micro CT 分析发现,三维打印多孔钛种植体周围的新骨形成在术后 4、8、12 周 3 个时间点均优于对照组阳极氧化表面种植体。此外,在 12 周时,载荷变形曲线显示, 3D 组最大压缩载荷为 $(335.7 \pm 17.0) \text{ N}$ ,而对照组仅为 $(176.1 \pm 1.9) \text{ N}$ ,说明在愈合期, 3D 组的骨组织长入、矿化和成熟程度更高。

在健康动物模型上观察到三维打印钛种植体良好的骨结合效果后,又有学者进一步研究了其在 2 型糖尿病大鼠模型体内的骨结合情况,该研究以 SLM 钛合金种植体为实验组,喷砂酸蚀表面种植体为对照组。Micro CT 重建图像表明, SLM 种植体周围的骨体积和骨小梁厚度都明显高于对照组,骨小梁数则较低,说明 SLM 种植体周围的骨质结构更加致密。组织学结果表明,愈合 4 周后, SLM 组的 BIC 高于对照组,但 8 周后两组差异无统计学意义,说明三维打印钛种植体在早期获得了更优的骨结合效果<sup>[34]</sup>。在一项人体研究中, Mangano 等<sup>[35]</sup>取出了 2 颗功能负载 5 年后折断的 DMLS 种植体并进行了组织学评估,发现成熟的板层骨与 DMLS 种植体表面紧密接触,平均 BIC 可达 $66.1\% \pm 4.5\%$ ,表现出较高的

骨结合程度。

除固有的表面粗糙度外,三维打印钛种植体表面还存在微米级孔洞。首先,这种孔洞的孔径、孔形和厚度都可以在种植体生产过程中的计算机设计阶段自主调节,从而可以得到具有从内核到外表面孔隙率梯度的种植体,种植体外表面的弹性模量更接近于颌骨,这引入了“等弹性牙种植体”的概念<sup>[36]</sup>。另外,这种多孔表面是促进骨再生的重要结构特征,它不仅增加了种植体-骨接触面积,还提供了血管和新生骨向内长入的空间<sup>[37]</sup>。这与固体表面种植体不同,骨组织只能附着于表面而不能长入。此外,在种植体植入过程中,其表面微孔结构可以收集新鲜的骨碎屑,进而成为促进接触性成骨的自然来源<sup>[38]</sup>。有研究表明,在设计这种孔隙结构时,孔径是一个非常关键的参数,理想的孔径不但要为细胞提供氧和物质营养交换,而且,也要允许细胞和骨组织能够进入及生长。通常认为,允许细胞长入的最小孔径为100 μm,而为了减少对力学性能的影响,最大孔径应限制在1 000 μm,对孔径的研究多集中于这一区间范围<sup>[39]</sup>。而在此范围内,最适合诱导成骨参数尚未达成共识。有研究发现,200~600 μm孔径似乎更有利于体外细胞生长和体内成骨<sup>[40]</sup>。

尽管,三维打印钛种植体本身的表面特征可以提高成骨细胞黏附增殖的能力,但仍有学者认为三

维打印钛种植体同样需要进行以促进成骨为目的的表面处理<sup>[41-42]</sup>。原因在于:(1)影响骨结合的表面参数有很多,表面粗糙度仅是一方面,并且过于粗糙的表面(>10 μm)可能并不是促进骨结合的理想表面,而三维打印钛合金的表面粗糙度通常高于这一数值。Liang等<sup>[43]</sup>通过激光抛光来降低SLM钛合金的表面粗糙度,经抛光后,试样相较于原成型态,Ra值下降约5倍,同时接触角也由原来的118.2°±4°下降至68.5°±2°,转变为亲水性表面,在体外实验中,MC3T3-E1细胞在抛光试样上的黏附与增殖明显高于原始样品。(2)表面亲水性对骨结合性能的影响同样重要,它有利于稳定血凝块,促进早期血管化及细胞与蛋白的黏附。但通过测量发现,三维打印钛种植体表面接触角的角度通常超过100°,是疏水性表面<sup>[44]</sup>。(3)未经表面改性的钛金属缺乏诱导成骨特性,虽然多孔结构具有良好的骨传导能力,也只能被动地形成骨结合。因此,许多学者建议,借鉴传统钛种植体的发展经验,为三维打印钛种植体进行表面处理以构建亲水性和具有生物活性的特殊表面以进一步促进骨结合<sup>[42,45]</sup>。

微纳米复合形貌可以提高种植体表面的亲水性,增强表面对细胞和蛋白质的亲和力,从而有利于细胞迁移、黏附和分化。已开发出多种方法来构建三维打印钛种植体表面的微纳米复合形貌,见表3。

表3 构建三维打印钛种植体表面微纳米复合形貌的方法

作者	年份	构建方法	主要结果
Maher等 <sup>[41]</sup>	2021	对选择性激光熔化(SLM)钛种植体进行阳极氧化后,将试样浸入50 mL NaOH(1 mol/L)中,然后置于160 ℃的烤炉中,时间0.5~6 h。随后,冷却至室温,并用超纯水冲洗3次。再将样品在0.6 mol/L盐酸溶液中浸泡1 h,然后在300 ℃的管式炉中常压下焙烧3 h。	电子显微镜下观察种植体具有独特的双重微纳形貌,由微米级球形特征和垂直排列的纳米级柱状结构组成。种植体表面转变为超亲水表面,已测不出接触角。与对照组相比,处理后的种植体增加了模拟体液(SBF)中的羟基磷灰石类矿物沉积,此外,人成骨样细胞(NHBC)在纳米/微结构上表现出很强的黏附性,并表现出更大的矿化倾向。
Shu等 <sup>[46]</sup>	2021	在室温下,用φ=30%双氧水和φ=30%盐酸(体积比1:2.5)对SLM种植体进行纳米化处理36 h,然后用蒸馏水彻底冲洗。	纳米化处理的SLM种植体的接触角小于5°,显示出较高的亲水性能。细胞实验显示,在5 d时纳米修饰种植体有丝分裂相关基因( <i>PINK1</i> 、 <i>Parkin</i> 、 <i>LC3B</i> 、 <i>LAMP1</i> )表达增强,14 d时成骨相关基因( <i>Runx2</i> 、 <i>Ocn</i> )表达增强。在骨形成的早期阶段,纳米修饰的SLM种植体表现出比对照组更高的骨与种植体接触。
Le等 <sup>[47]</sup>	2021	SLM种植体在70 ℃的φ=66.3%硫酸和φ=10.3%盐酸的混合物中浸泡1 h,然后在600 ℃的电炉中加热1 h,自然冷却。	酸热混合处理提高了SLM种植体的亲水性,接触角仅为1°。在模拟体液中浸泡样品时,只有酸热混合处理SLM钛种植体在其表面完全形成球状沉淀,而其他样品没有任何沉积。RT-PCR定量检测成骨相关基因的结果表明,酸热混合处理表面的MC3T3-E1细胞通过 <i>ALP</i> 、 <i>OCN</i> 、 <i>Runx2</i> 和 <i>OPN</i> 的表达显著增加,在基因水平上表现出更强的成骨分化倾向。
Xu等 <sup>[48]</sup>	2018	对SLM种植体进行阳极氧化处理,形成了二氧化钛纳米管阵列,然后通过电化学沉积将磷酸钙纳米颗粒嵌入到纳米管或纳米管之间。	牙龈上皮细胞和牙龈成纤维细胞在阳极氧化和电化学沉积组的黏附、增殖及黏附相关基因表达显著高于对照组(仅阳极氧化组和未处理组)差异有统计学意义。



综上,三维打印钛种植体固有的粗糙表面及表面微米级多孔结构为成骨细胞的黏附增殖提供了天然的优势表面,但表面疏水性及缺乏生物活性使其在进一步加快,增强骨结合方面的能力有限,未来可借鉴传统钛种植体表面处理的发展经验来弥补这一缺陷。

#### 四、三维打印钛种植体的临床应用

目前,临床上常用的三维打印钛种植体的类型可分为两种:个性化种植体和常规形态种植体<sup>[4]</sup>。

1. 个性化种植体:主要指按照仿生学原理,模拟患者天然牙根的个性化种植体。三维打印技术个性化定制和“自由成型”的优势很大程度上推动了个性化根形种植体的发展。借助于CAD模型,三维打印无须使用模具或刀具,仅利用其逐层加法的制造原理即可一次成型个性化根形种植体,并满足材料利用率高、产品制作周期短等生产效益<sup>[2,49]</sup>。有研究表明,通过优化设计和生产过程,三维打印个性化根形种植体具有足够的精度可以与拔牙窝吻合,具有较好的初期稳定性<sup>[50]</sup>。黄硕等<sup>[51]</sup>评价了在下颌磨牙区即刻种植中应用三维打印个性化根形钛种植体的临床效果。该研究在种植体设计时,体现了目前个性化根形种植体设计的一般原则<sup>[2]</sup>:如消除由于根分叉过大或牙根弯曲等因素而不利于种植体就位的情况;为避免对颊侧牙槽嵴造成较大的压力而导致骨吸收,对种植体颈部颊侧部分进行减径;为应对术中难以预测的情况发生,共设计了3种型号(原形、增径0.1 mm和增径0.3 mm)的种植体供术中备用;种植体骨内段设计为多孔结构表面,而颈部穿龈部分设计为光滑表面。该试验为12例患者成功进行了个性化种植体植入术,愈合3个月后所有受试者均进行了全瓷冠修复,术后1年种植体成功率达到100%,未发现任何并发症。

三维打印个性化根形种植体应用于即刻种植,减少了手术次数和创伤,缩短了治疗时间,因其运用了仿生学的原理也使患者更易接受。但是,在临床实际应用中,从修复的角度看,由于该类型种植体均为一段式种植体,修复体只能粘接固位,临床应用较为受限。在适应证方面,患者既要满足即刻种植的一般适应证外,还要符合个性化根形种植体应用的一些条件,如天然牙根不能过于弯曲等。此外,文献报道以个案报道居多。因此,该类型种植体很难被临床广泛应用。在三维打印定制式种植体的应用中,除上述根形种植体外,Mangano等<sup>[52]</sup>为

牙槽骨宽度不足的患者定制了窄径种植体,以在避免植骨手术的情况下,实现种植治疗,同样体现了三维打印个性化定制的优势,在临床应用,为16例受试者植入37颗种植体,两年存活率达到了100%。

2. 常规形态种植体:类似于传统螺纹状种植体系统,该类型种植体具有多种长度、直径可供选择。以意大利Leader公司研发的“钛骨”(Tixos)种植体为代表,目前它是世界上唯一一款在国外上市的三维打印口腔钛种植体产品,其通过镜光纤激光系统制备,基本参数为激光功率200 W、波长1 054 nm、扫描速度7 m/s和光斑直径0.1 mm。“钛骨”种植体的表面特征是经氢氟酸和有机酸处理后形成了交错互通的槽沟,可使新生骨嵌入其中。它的另外一个特点是表面弹性模量低至 $(77 \pm 3.5)$  GPa,更接近于牙槽骨,使应力有效地从种植体向牙槽骨传递<sup>[53]</sup>。Tunchel等<sup>[54]</sup>于2016年报道的随访期为3年的前瞻性临床研究,该研究共纳入82例患者,共植入110颗种植体(上颌65颗、下颌45颗),其中75颗为延期植入、35颗为即刻种植。负载3年后,共6颗种植体失败(其中4颗因骨结合不良发生早期失败,另外2颗是由于持续的种植体周围感染和种植体折断),4颗失败的种植体是植入于愈合后的牙槽骨,而另外的2颗是植入于拔牙窝中,总种植体存活率为94.5%。经过1年和3年负载之后,种植体平台与第一次可见骨-种植体接触的平均距离分别为 $(0.75 \pm 0.32)$  mm和 $(0.89 \pm 0.45)$  mm。在Tunchel等<sup>[54]</sup>的研究中,种植体均为单冠修复,在更早期的研究中,有学者将三维打印钛种植体用于支持上下无牙颌覆盖义齿同样获得了不错的临床结果<sup>[53,55]</sup>。但上述临床研究均是短期随访的结果,此外,关于三维打印钛种植体的临床研究并未大量开展,还未见有5年以上随访期的临床研究被报道,因此还不能形成可靠的循证医学证据。

#### 五、总结与展望

在工艺方面,三维打印具有近净成型、制造过程步骤少和材料利用率高等优势,其产品研发生产周期短的特点,也有利于新型种植体产品的验证。对于种植体本身,三维打印可以实现种植体外形结构、表面特征等参数的自主调控,以适应患者不同的情况,满足个性化医疗的需求。以上优势并不普遍。因此,将三维打印技术应用于制造钛种植体是口腔种植领域的一项重大突破。

尽管理论上三维打印被视为单一制造技术,但

在实际应用中常需要配合各种后续处理才能获得最终产品,这些后续处理的目的是:(1)改善成型质量,提高力学性能;随着对金属三维打印机制研究的深入,目前形成了原材料及设备-工艺参数-热处理三位一体的优化方案,三维打印钛合金成型件的综合力学性能得到了质的飞跃,但显微组织和内部缺陷等带来的机械脆性问题仍是影响三维打印钛种植体广泛应用的一个重要障碍<sup>[56]</sup>。在今后的研究中,首先要从源头出发,提高粉末原材料的质量,改善不同批次粉末质量稳定性差的问题。另外,虽然热等静压等后处理方法能够改善三维打印钛种植体的整体质量,弥补成型过程中一些难以避免的缺陷,但同时可能出现制件收缩,影响其尺寸精度的问题。因此,还需从三维打印工艺本身入手,通过优化工艺参数来提高成型质量,过去主要依靠各位研究者耗时耗力的试错和大量检测分析来进行,至今没有形成系统、可靠的优化参数窗口。未来或许可以通过计算机模拟或数值模拟等手段来简化这一过程。如果能够建立工艺参数与金属组织形成之间关系的数据库,那将更有助于预测甚至控制三维打印钛种植体的成型质量。由于同种材料的加工参数因设备不同而不同,建立这样的数据库可以规范三维打印加工过程,提高成型件性能的稳定性。(2)改善表面特征、进一步增强骨结合;由于各位研究者所选用原材料的理化性质、工艺和工艺参数及后处理方法的不同,导致三维打印钛种植体表面粗糙度数值范围波动很大,Ra值最小可低于2  $\mu\text{m}$ ,最高甚至超过70  $\mu\text{m}$ ,而研究认为当种植体的平均Ra值为3~5  $\mu\text{m}$ 时,成骨细胞是最具有活性的<sup>[57]</sup>。因此,不同的表面参数可能是导致各项体内外研究在细胞黏附与增殖、骨结合率等结果表现出差异的原因之一。必须鼓励采用合适的工艺参数并结合后续的表面处理,以获得更加理想的细胞生长表面,进一步加快和增强骨结合。(3)尽管SLM等三维打印技术具有较高的成型精度,但对于成型件的配合面或某些表面粗糙度要求极高的部位,如两段式钛种植体内部的基台连接结构和一段式种植体与牙龈相接触的位置均对表面粗糙度有严格的限制,单一应用三维打印技术无法满足使用要求,仍需要借助于后续机械加工的补充与配合。种植体设计研发人员必须要了解该技术工艺的限制,才能更好地将其应用于口腔种植领域。

综上所述,随着基础问题的突破和工艺链条的

完善,基于三维打印技术的口腔钛种植体有望成为传统减材制造钛种植体潜在的替代方案。近些年,特别是国内相关行业标准的出现,如《增材制造(3D打印)口腔金属种植体》<sup>[58]</sup>和《增材制造(3D打印)个性化牙种植体》<sup>[59]</sup>,其内容涉及尺寸精度、质量要求、力学性能和生物学性能评价等,虽相对于传统种植体系统生产技术评价标准略显粗糙,但这是一个巨大的进步,初步规范了三维打印钛种植体生产和质评环节,意味着未来在国内,三维打印口腔钛种植体产品有望获得市场准入认证。但在此之前,必须开展大量且长期随访的临床试验来验证三维打印钛种植体长期的安全性和有效性,以获得可靠的循证医学证据支持。

**利益冲突** 所有作者均声明不存在利益冲突

### 参 考 文 献

- [1] Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, et al. Dental 3D - printing: Transferring art from the laboratories to the clinics [J]. *Polymers*, 2021, 13(1): 157. DOI: 10.3390/polym13010157.
- [2] Liu M, Wang Y, Zhang S, et al. Success factors of additive manufactured root analogue implants [J]. *ACS Biomater Sci Eng*, 2022, 8(2): 360-378. DOI: 10.1021/acsbomaterials.1c01079.
- [3] Lim H, Ryu M, Woo S, et al. Bone conduction capacity of highly porous 3D - printed titanium scaffolds based on different pore designs [J]. *Materials*, 2021, 14(14): 3892. DOI: 10.3390/ma14143892.
- [4] Revilla León M, Sadeghpour M, Özcan M. A review of the applications of additive manufacturing technologies used to fabricate metals in implant dentistry [J]. *J Prosthodont*, 2020, 29(7): 579-593. DOI: 10.1111/jopr.13212.
- [5] Oliveira TT, Reis AC. Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: A systematic review [J]. *J Prosthet Dent*, 2019, 122(3): 270-274. DOI: 10.1016/j.prosdent.2019.01.018.
- [6] 牛京喆,孙中刚,常辉,等. 3D打印医用钛合金研究进展[J]. *稀有金属材料与工程*, 2019, 48(5): 1697-1706.
- [7] Harun WSW, Manam NS, Kamariah MSIN, et al. A review of powdered additive manufacturing techniques for Ti - 6Al - 4V biomedical applications [J]. *Powder Technology*, 2018, 331: 74-97. DOI: 10.1016/j.powtec.2018.03.010.
- [8] Lowther M, Louth S, Davey A, et al. Clinical, industrial, and research perspectives on powder bed fusion additively manufactured metal implants [J]. *Additive Manufacturing*, 2019, 28: 565-584.
- [9] Mierzejewska ZA, Hudák R, Sidun J. Mechanical properties and microstructure of DMLS Ti6Al4V alloy dedicated to biomedical applications [J]. *Materials (Basel)*, 2019, 12(1): 176. DOI: 10.3390/ma12010176.

- [10] 汪豪杰,杨芳,郭志猛,等. 3D打印钛及钛合金的发展现状及挑战[J]. 稀有金属材料与工程, 2021,50(2):709-716.
- [11] Hamza HM, Deen KM, Haider W. Microstructural examination and corrosion behavior of selective laser melted and conventionally manufactured Ti6Al4V for dental applications[J]. Mater Sci Eng C Biol Appl, 2020, 113:110980. DOI: 10.1016/j.msec.2020.110980.
- [12] Xiong Y, Wang W, Gao R, et al. Fatigue behavior and osseointegration of porous Ti-6Al-4V scaffolds with dense core for dental application [J]. Materials Design, 2020, 195: 108994. DOI:10.1016/j.matdes.2020.108994.
- [13] Yan X, Yin S, Chen C, et al. Effect of heat treatment on the phase transformation and mechanical properties of Ti6Al4V fabricated by selective laser melting [J]. J Alloy Compd, 2018, 764:1056-1071. DOI: 10.1016/j.jallcom.2018.06.076.
- [14] Dharmendra C, Hadadzadeh A, Amirkhiz BS, et al. Deformation mechanisms and fracture of electron beam melted Ti-6Al-4V[J]. Materials Science and Engineering: A, 2020,771:138652. DOI: 10.1016/j.msea.2019.138652.
- [15] Ter Haar GM, Becker TH. Selective laser melting produced Ti-6Al-4V: Post-process heat treatments to achieve superior tensile properties [J]. Materials (Basel), 2018, 11 (1) : 146. DOI: 10.3390/ma11010146
- [16] Xu W, Brandt M, Sun S, et al. Additive manufacturing of strong and ductile Ti - 6Al - 4V by selective laser melting via in situ martensite decomposition [J]. Acta Materialia, 2015, 85: 74-84. DOI:10.1016/j.actamat.2014.11.028.
- [17] Liu S, Shin YC. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review [J]. Materials Design, 2019, 164: 107552. DOI: 10.1016/j.matdes.2018.107552.
- [18] Kim J, Kim M, Knowles JC, et al. Mechanophysical and biological properties of a 3D-printed titanium alloy for dental applications [J]. Dental Materials, 2020, 36 (7) : 945-958. DOI: 10.1016/j.dental.2020.04.027.
- [19] Wysocki B, Maj P, Sitek R, et al. Laser and electron beam additive manufacturing methods of fabricating titanium bone implants [J]. Applied Sciences, 2017, 7(7) : 657. DOI: 10.3390/app7070657.
- [20] Vrancken B, Thijs L, Kruth J, et al. Heat treatment of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting: Microstructure and mechanical properties [J]. J Alloy Compd, 2012, 541: 177-185. DOI:10.1016/j.jallcom.2012.07.022.
- [21] Liang Z, Sun Z, Zhang W, et al. The effect of heat treatment on microstructure evolution and tensile properties of selective laser melted Ti6Al4V alloy [J]. J Alloy Compd, 2019, 782: 1041 - 1048. DOI: 10.1016/j.jallcom.2018.12.051.
- [22] Wang D, Dou W, Yang Y. Research on selective laser melting of Ti6Al4V: Surface morphologies, optimized processing zone, and ductility improvement mechanism [J]. Metals, 2018, 8(7) : 471. DOI:10.3390/met8070471.
- [23] Chern AH, Nandwana P, Yuan T, et al. A review on the fatigue behavior of Ti - 6Al - 4V fabricated by electron beam melting additive manufacturing [J]. Int J Fatigue, 2019, 119: 173-184. DOI:10.1016/j.ijfatigue.2018.09.022.
- [24] Greitemeier D, Palm F, Syassen F, et al. Fatigue performance of additive manufactured TiAl6V4 using electron and laser beam melting [J]. Int J Fatigue, 2017, 94: 211-217. DOI: 10.1016/j.ijfatigue.2016.05.001.
- [25] Chowdhury S, Yadaiah N, Prakash C, et al. Laser powder bed fusion: A state-of-the-art review of the technology, materials, properties & defects, and numerical modelling [J]. J Mater Res Technol, 2022,20:2109-2172.DOI:10.1016/j.jmrt.2022.07.121.
- [26] Kasperovich G, Hausmann J. Improvement of fatigue resistance and ductility of TiAl6V4 processed by selective laser melting [J]. J Mater Process Tech, 2015, 220: 202 - 214. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2015.01.025.
- [27] Ren D, Li S, Wang H, et al. Fatigue behavior of Ti-6Al-4V cellular structures fabricated by additive manufacturing technique [J]. J Mater Sci Technol, 2019,35(2):285-294. DOI:10.1016/j.jmst.2018.09.066.
- [28] Wally ZJ, Haque AM, Feteira A, et al. Selective laser melting processed Ti6Al4V lattices with graded porosities for dental applications [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2019, 90: 20-29. DOI:10.1016/j.jmbbm.2018.08.047.
- [29] Kelly CN, Evans NT, Irvin CW, et al. The effect of surface topography and porosity on the tensile fatigue of 3D printed Ti-6Al-4V fabricated by selective laser melting [J]. Materials Science and Engineering: C, 2019, 98: 726-736. DOI: 10.1016/j.msec.2019.01.024.
- [30] Guglielmotti MB, Olmedo DG, Cabrini RL. Research on implants and osseointegration [J]. Periodontology 2000, 2019, 79(1): 178-189. DOI:10.1111/prd.12254.
- [31] Li J, Hu J, Zhu Y, et al. Surface roughness control of root analogue dental implants fabricated using selective laser melting [J]. Additive Manufacturing, 2020, 34: 101283. DOI: 10.1016/j.addma.2020.101283.
- [32] Shaoki A, Xu JY, Sun H, et al. Osseointegration of three-dimensional designed titanium implants manufactured by selective laser melting [J]. Biofabrication, 2016, 8 (4) : 45014. DOI:10.1088/1758-5090/8/4/045014.
- [33] Chang Tu C, Tsai P, Chen SY, et al. 3D laser-printed porous Ti6Al4V dental implants for compromised bone support [J]. J Formos Med Assoc, 2020, 119 (1) : 420-429. DOI: 10.1016/j.jfma.2019.07.023.
- [34] Duan Y, Liu X, Zhang S, et al. Selective laser melted titanium implants play a positive role in early osseointegration in type 2 diabetes mellitus rats [J]. Dent Mater J, 2020, 39(2) : 214-221. DOI:10.4012/dmj.2018-419.
- [35] Mangano F, Mangano C, Piattelli A, et al. Histological evidence of the osseointegration of fractured direct metal laser sintering implants retrieved after 5 years of function [J]. Biomed Res Int, 2017:1-7. DOI:10.1155/2017/9732136.



- [36] Hindy A, Farahmand F, Pourdanesh F, et al. Synthesis and characterization of 3D - printed functionally graded porous titanium alloy[J]. *J Mater Sci*, 2020,55(21):9082-9094.
- [37] Yu T, Gao H, Liu T, et al. Effects of immediately static loading on osteointegration and osteogenesis around 3D - printed porous implant: A histological and biomechanical study [J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2020, 108: 110406. DOI: 10.1016/j.msec.2019.110406.
- [38] Liu J, Han G, Pan S, et al. Biomineralization stimulated perititanium implants prepared by selective laser melting [J]. *J Materomics*, 2015, 1 (3) : 253 - 261. DOI: 10.1016/j.jmat.2015.07.008.
- [39] Wang H, Su K, Su L, et al. The effect of 3D-printed Ti6Al4V scaffolds with various macropore structures on osteointegration and osteogenesis: A biomechanical evaluation [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2018, 88: 488-496. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.08.049.
- [40] Huang CC, Li M, Tsai P, et al. Novel design of additive manufactured hollow porous implants [J]. *Dent Mater*, 2020, 36 (11): 1437-1451. DOI: 10.1016/j.dental.2020.08.011.
- [41] Maher S, Wijenayaka AR, Lima-Marques L, et al. Advancing of additive-manufactured titanium implants with bioinspired micro-to nanotopographies [J]. *ACS Biomater Sci Eng*, 2021, 7(2): 441-450. DOI: 10.1021/acsbomaterials.0c01210.
- [42] Zhang J, Liu J, Wang C, et al. A comparative study of the osteogenic performance between the hierarchical micro/submicro-textured 3D - printed Ti6Al4V surface and the SLA surface [J]. *Bioact Mater*, 2020, 5(1): 9-16. DOI: 10.1016/j.bioactmat.2019.12.008.
- [43] Liang C, Hu Y, Liu N, et al. Laser polishing of Ti6Al4V fabricated by selective laser melting [J]. *Metals*, 2020, 10(2) : 191. DOI: 10.3390/met10020191.
- [44] da Costa Valente ML, de Oliveira TT, Kreve S, et al. Analysis of the mechanical and physicochemical properties of Ti - 6Al - 4V discs obtained by selective laser melting and subtractive manufacturing method [J]. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2021, 109(3) : 420-427. DOI: 10.1002/jbm.b.34710.
- [45] Sheng X, Wang A, Wang Z, et al. Advanced surface modification for 3D - Printed titanium alloy implant interface functionalization [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2022, 10: 850110. DOI: 10.3389/fbioe.2022.850110.
- [46] Shu T, Zhang Y, Sun G, et al. Enhanced Osseointegration by the hierarchical micro-nano topography on selective laser melting Ti-6Al-4V dental implants [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2021, 8: 621601. DOI: 10.3389/fbioe.2020.621601.
- [47] Le PTM, Shintani SA, Takadama H, et al. Bioactivation treatment with mixed acid and heat on titanium implants fabricated by selective laser melting enhances preosteoblast cell differentiation [J]. *Nanomaterials (Basel)*, 2021, 11(4) : 987. DOI: 10.3390/nano11040987.
- [48] Xu R, Hu X, Yu X, et al. Micro-/nano-topography of selective laser melting titanium enhances adhesion and proliferation and regulates adhesion - related gene expressions of human gingival fibroblasts and human gingival epithelial cells [J]. *Int J Nanomedicine*, 2018, 13: 5045-5057. DOI: 10.2147/IJN.S166661.
- [49] Dantas T, Madeira S, Gasik M, et al. Customized root-analogue implants: A review on outcomes from clinical trials and case reports [J]. *Materials (Basel)*, 2021, 14(9) : 2296. DOI: 10.3390/ma14092296.
- [50] 王宁, 李杰, 王晓龙, 等. 应用3D打印熔融沉积技术制作个性化种植修复体的精确度研究 [J]. *华西口腔医学杂志*, 2015, 33(5) : 509-512. DOI: 10.7518/hxkq.2015.05.015.
- [51] 黄硕, 郭芳, 刘宁, 等. 3D打印个性化根形钛合金种植体在下颌磨牙区即刻种植的临床研究 [J]. *口腔医学研究*, 2021, 37(7) : 602-606. DOI: 10.13701/j.cnki.kqyxj.2021.07.006.
- [52] Mangano F, Pozzi - Taubert S, Zecca PA, et al. Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one - piece narrow - diameter selective laser sintering implants: A 2 - year prospective study in the posterior jaws of 16 patients [J]. *Implant Dent*, 2013, 22(4) : 388 - 393. DOI: 10.1097/ID.0b013e31829afa9d.
- [53] Mangano FG, Caprioglio A, Levrini L, et al. Immediate loading of mandibular overdentures supported by one-piece, direct metal laser sintering mini-implants: A short-term prospective clinical study [J]. *J Periodontol*, 2015, 86(2) : 192 - 200. DOI: 10.1902/jop.2014.140343.
- [54] Tunchel S, Blay A, Kolerman R, et al. 3D printing/additive manufacturing single titanium dental implants: A prospective multicenter study with 3 years of follow-up [J]. *Int J Dent*, 2016: 8590971. DOI: 10.1155/2016/8590971.
- [55] Mangano F, Luongo F, Shibli JA, et al. Maxillary overdentures supported by four splinted direct metal laser sintering implants: A 3-year prospective clinical study [J]. *Int J Dent*, 2014: 252343. DOI: 10.1155/2014/252343
- [56] Selvaraj SK, Prasad SK, Yasin SY, et al. Additive manufacturing of dental material parts via laser melting deposition: A review, technical issues, and future research directions [J]. *J Manuf Process*, 2022, 76: 67-78. DOI: 10.1016/j.jmapro.2022.02.012.
- [57] Aufa AN, Hassan MZ, Ismail Z. Recent advances in Ti-6Al-4V additively manufactured by selective laser melting for biomedical implants: Prospect development [J]. *J Alloy Compd*, 2022, 896: 163072. DOI: 10.1016/j.jallcom.2021.163072.
- [58] 中国医疗器械行业协会3D打印医疗器械专业委员会. T/CAMDI 044-2020 增材制造(3D打印)口腔金属种植体[S]. 2020.
- [59] 中国医疗器械行业协会3D打印医疗器械专业委员会. T/CAMDI 043-2020 增材制造(3D打印)个性化种植体[S]. 2020.

(收稿日期:2022-10-22)

(本文编辑:王嫚)