DOI: 10.3901/JME.2019.15.081

多孔 β -TCP 生物陶瓷 DLP 打印工艺研究*

张 航¹ 许宋锋² 熊胤泽¹ 高芮宁¹ 李 祥¹

(1. 上海交通大学机械系统与振动国家重点实验室 上海 200240;

2. 国家癌症中心\国家肿瘤临床医学研究中心\中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院骨科 北京 100021)

摘要: β -磷酸三钙(β -TCP)具有良好的生物相容性和成骨性,是理想的骨修复材料。以 β -TCP 陶瓷粉末和树脂为原料制备陶瓷浆料,利用面曝光技术制造陶瓷素坯。根据热重和差热测试结果,建立陶瓷素坯脱脂和烧结工艺参数,制备出多孔 β -TCP 陶瓷样件。试验结果表明,成型过程中,光线散射会导致实际成型的素坯尺寸大于设计尺寸;烧结后,在成型的水平方向烧结收缩率为 1%~5%,垂直方向烧结收缩率为 6%~9%,并提出了烧结收缩的补偿模型。多孔陶瓷样件内部孔道结构贯通,具有大孔和微孔相结合的多孔结构,大孔孔径为 400~600 μm ,微孔孔径为 500~1 500 nm。力学测试表明多孔结构的压缩强度随孔隙率的增大而减小,G 单元多孔 β -TCP 生物陶瓷的压缩强度最高可达 16.53 MPa。DLP 光固化生物陶瓷打印技术可以实现复杂多孔生物陶瓷的快速高精度成型,在人体骨组织损伤修复方面有巨大的应用前景。

关键词: 数字光处理; β -磷酸三钙; 陶瓷打印; 多孔结构

中图分类号: TH164

Fabrication of Porous β -TCP Bioceramics Using Digital Light Processing

ZHANG Hang¹ XU Songfeng² XIONG Yinze¹ GAO Ruining¹ LI Xiang¹

(1. State Key Laboratory of Mechanical System and Vibration, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240;

2. National Cancer Center\National Cancer Clinical Medical Research Center\Chinese Academy of Medical Sciences, Peking Union Medical College, Department of Orthopaedics, Beijing 100021)

Abstract: Beta-tricalcium phosphate (β -TCP) is an ideal bone repair material with good biocompatibility and osteogenicity. A DLP-system used in this study creates bioceramic green part by stacking up layers of photocurable tricalcium phosphate-filled slurry with various TCP weight fraction. After a thermal debinding and sintering step, the part turns into a dense ceramic according to the results of thermogravimetric (TG) and differential scanning calorimetry (DSC). Results show that the actual ceramic green part size is larger than the design size because of light scattering. The sintering shrinkage in the horizontal direction is 1%-5%, and the sintering shrinkage in the building direction is 6%-9% after sintering. Thus, a compensation model for sintering shrinkage is proposed to obtain high-precision final TCP parts. The obtained porous TCP parts have both macroporous outer structure and microporous inner structure, the macropore size is 400-600 μm and the micropore size is 500-1 500 nm. The mechanical tests show that the compressive strength of the porous β -TCP bioceramic is up to 16.53 MPa. DLP is a promising technology in human bone tissue damage repair which can rapidly printing porous structure in high-precision.

Key words: digital light processing; β -tricalcium phosphate; ceramic printing; porous structure

0 前言

β -TCP 是临床上常用的生物陶瓷材料,具有良好的生物活性、生物相容性以及成骨性^[1],传统的陶瓷成型方法有压力成型、可塑成型、注射成型等,都需要利用模具实现成型,而模具制造成本高,周

期长,不易于实现骨科植入物的个性化定制^[2]。因此,骨缺损的不规则性对生物陶瓷骨科植入物的成型工艺提出了更高的要求。

3D 打印作为一种新兴的成型技术,也称为增材制造技术,将 3D 打印技术应用在陶瓷材料的成型过程,具有开发周期短、成本低,能实现复杂形状的零件成型优势不需要模具,直接进行实体成型等优点。根据 GB/T 35351-2017,3D 打印技术工艺分为粘结剂喷射(Binder jetting)、定向能沉积(Directed energy deposition)、材料挤出(Material extrusion)、材

* 国家自然科学基金(51475293)、上海张江国家自主创新示范区专项发展资金重点(201701-PD-JQ-C1085-012)和协和青年科研基金(2017320016)资助项目。20181114 收到初稿,20190216 收到修改稿

料喷射(Material jetting)、粉末床熔融(Powder bed fusion)、薄材叠层(Powder bed fusion)、立体光固化(Stereo lithography), 其中, 光固化成型方法成型速度快, 精度高, 无需铺粉、喷丝, 在陶瓷成型方面具有很高的优势^[6]。随着数字光处理技术(Digital light processing, DLP)的发展, 面曝光技术得到了广泛关注。

利用 DLP 打印技术可以方便快捷的完成个性化定制的支架制造。许多学者做了相关的研究, RUTH^[7]和 ZENG^[8]等均利用面曝光光固化打印技术成型生物陶瓷坯体; GERALD^[9]利用开发的 DLP 系统确定了成型陶瓷坯体的光固化方案, 发现光散射会引起打印坯体尺寸的膨胀, 并研究了曝光时间对固化深度的影响, 用于评估烧结裂纹; 西安交通大学的杨飞^[10]研制了陶瓷面曝光快速成型试验系统, 利用该系统对临界曝光强度、透射深度以及曝光时间等工艺参数进行了优化。但对于 β -TCP 生物陶瓷的制备工艺还不够成熟, 除了需要解决普通陶瓷成型的光固化陶瓷浆料配制、素坯烧结工艺等核心问题外^[11-13], 还需要考虑 β -TCP 生物陶瓷成型的特殊性, β -TCP 生物陶瓷需具有相互贯通的微孔和大孔结构, 陶瓷的孔径、气孔率及孔的内部连通性是骨长入方式和数量的决定因素^[14], 但孔隙的增加以及 β -TCP 生物陶瓷本身的脆性导致力学性能大幅降低, 即 β -TCP 生物陶瓷要平衡力学性能与多孔性能(降解与细胞生长)。因此, 相关的工艺还需进一步研究。

本文在现有光固化陶瓷打印方法的基础上对 β -TCP 生物陶瓷 DLP 打印工艺进行了研究, 制备了性质稳定、固化性能良好的陶瓷浆料, 分析了打印素坯与设计模型之间的尺寸误差以及素坯烧结过程中尺寸相对设计模型的收缩情况, 并提出了烧结收缩补偿模型。最后通过检测陶瓷样件的形貌、孔隙率、物相组成以及力学强度等性能对陶瓷样件进行评价。

1 材料和方法

1.1 材料

陶瓷浆料中包括: β -TCP 陶瓷粉体、光敏树脂预混液(树脂单体 PEGDA、粘结剂 3, 3-二甲基丙烯酸、稀释剂聚丙二醇)、光引发剂、分散剂。将粒径为 2~10 μm 的 β -TCP 陶瓷粉末与光敏树脂预混液、光引发剂(2, 4, 6-三甲基苯甲酰基二苯基氧化膦, TPO)和分散剂(DCA-1228)混合, 配制成不同固相比例的光固化陶瓷浆料, 单体和光引发剂的反应基于

自由基聚合, 可以有效地改善陶瓷件的粘合性能和强度。其中, β -TCP 粉末购自昆山华侨科技新材料有限公司, 其余均为购买的分析纯试剂。

表 1 多孔 β -TCP 生物陶瓷制备的主要原料与试剂

原料与试剂	化学名称	质量分数(%)
陶瓷粉末	β -磷酸三钙	55~65
树脂单体	聚乙二醇二丙烯酸酯	12~20
稀释剂	聚丙二醇	15~25
交联剂	3,3-二甲基丙烯酸	2~4
分散剂	DCA-1228	0.3~1

1.2 多孔结构设计

三周期极小曲面(Triply periodic minimal surfaces, TPMS)是一种在三维空间中三个独立方向均呈周期性的极小曲面, 可以制造具有复杂功能梯度的多孔结构, 螺旋曲面(Gyroid, G 单元)为 TPMS 孔隙单元中的一种^[15]。利用 Wolfram Mathematica 9.0 软件进行建模, 设计的 G 单元多孔结构如图 1 所示, 结构外形为圆柱形, 直径 10 mm, 高 12 mm, 将数据导出为 STL 格式, 以便进行进一步的切片处理, 保存到 DLP 打印机中进行成型工艺研究。

图 1 G 单元多孔结构模型

1.3 多孔陶瓷素坯成型

多孔陶瓷素坯的成型使用 3DCR-50 面曝光打印设备(上海数造机电科技有限公司)。将陶瓷浆料倒入光聚合物料槽中, 将 CAD 数据在成型控制软件中加载, 按照光固化成型方法直接成型陶瓷素坯, 成型过程中, 底层曝光时间设置较长, 以使素坯底层与基板粘结紧密, 提高成型成功率, 相关成型参数如表 2 所示。

表 2 成型参数

分层厚度/mm	单层曝光时间/s	底层曝光时间/s	底层层数
0.05	4	6	2

1.4 热分析

为了优化陶瓷素坯的干燥和脱脂方案, 在坯体制造后, 对陶瓷素坯进行热分析, 即热重分析(TG)和差示扫描量热法(DSC), 来获取关于稀释剂蒸发

和其他有机组分热解的更多信息。TG 和 DSC 测试使用的设备为德国 STA449F3 同步热分析仪, 测试条件如下: 采用氮气保护, 气流速率 60 mL/min; 使用氧化铝增锅, 带盖; 升温速率 10°C/min。根据 TG 和 DSC 曲线结果, 对干燥和脱脂工艺进行优化, 确定素坯烧结参数。

1.5 表征与性能检测

1.5.1 形貌检测

利用 Zeiss Ultra Plus 场发射扫描电子显微镜观测多孔结构孔隙特征、表面微观形貌以及内部孔道的联通情况, 并测量孔径的大小。

1.5.2 成分检测

X 射线衍射(XRD)可用于确定材料的组成成分, 并可根据衍射峰的强度或面积, 对照已知的同种标准物质的相应强度进行成分的定量分析。为了进一步验证合成制得的样品的物相和组成情况, 分别对购买的陶瓷粉和烧结后的陶瓷样品进行 X 射线衍射, 扫描角度设定为 10°~70°, 扫描速度设定为 10°/min。

1.5.3 力学性能

将多孔生物陶瓷标准样件($\varnothing 10\text{ mm} \times 12\text{ mm}$)利用微机控制电子万能试验机进行静态压缩力学测试, 压缩加载速度为 0.5 mm/min, 温度为室温。

2 试验结果与讨论

2.1 TG 和 DSC 分析

图 2 为陶瓷素坯的 TG 和 DSC 测试结果曲线。由 TG 曲线可知, 在 300~500 °C 范围内失重变化最明显, 质量减少近 50%。研究温度范围内的放热峰和吸热峰分别表示稀释剂的蒸发(峰值低于 200 °C)和有机基质的热解(峰值高于 300 °C), 结合 DSC 曲线和陶瓷浆料配比可知, 稀释剂在 120 °C 蒸发, 树脂单体在 440 °C 快速热解。

图 2 β -TCP 陶瓷素坯热重分析和差示扫描量热法

根据分析结果, 确定本研究中用于干燥、脱脂和部件最终烧结的热处理温度控制曲线, 如图 3 所示。由 TG 和 DSC 测试确定坯体脱脂过程的热处理

方案: 3°C/min 升温到 120°C, 保温 4 h; 1°C/min 升温到 440°C, 保温 4 h。热处理烧结过程为: 440~750°C 为陶瓷预烧结过程; 750~1 150°C 为陶瓷晶化过程, 烧结的最高温度为 1 150°C。

图 3 素坯热处理温度控制曲线

2.2 素坯成型误差

图 4a 为测量素坯成型误差所用模型, 定义 L_1 为外部轮廓尺寸, L_2 为内部轮廓尺寸, 图 4b、4c 给

(a) 素坯成型误差测量模型

(b) 外部尺寸成型误差

(c) 内部尺寸成型误差

图 4 素坯成型误差

出了陶瓷素坯实际测量尺寸与设计尺寸之间的误差,从而计算出素坯打印外部和内部的尺寸成型误差。测量结果表明,随着陶瓷浆料固相比比例的增大,尺寸增大越明显。对于外部轮廓,光线散射会导致实际长度大于原始长度,随着打印尺寸的增大,成型误差逐渐减小。对于内部结构,光线散射会导致实际尺寸小于设计尺寸甚至会出现孔隙完全闭合的情况,随着打印尺寸的增大,成型误差逐渐增大。

2.3 烧结收缩分析

当粉末颗粒处于烧结中期时,内部的原子积极向颗粒间的结合面发生迁移,使得颗粒间的距离不断缩小,因此陶瓷的烧结收缩是不可避免的,采用圆柱形G单元多孔结构进行烧结收缩测量,陶瓷样品的烧结收缩率用公式(1)计算

$$d\% = \frac{d_0 - d}{d_0} \times 100\% \quad (1)$$

式中, d 为陶瓷样品烧结后的尺寸; d_0 为样品的设计尺寸。

试验发现,陶瓷样品的收缩是各向异性的。图6a、6b分别为在打印的水平方向和垂直方向上的收缩率与设计尺寸之间的关系。可以看出,随着陶瓷浆料固相比比例的提高,样品在水平方向和垂直方向上的收缩率越来越小。另外,对比两图可以看出,垂直方向烧结收缩率的平均值明显大于水平方向的收缩率,随着设计尺寸的增大,水平方向的烧结收缩率逐渐增大,而垂直方向的收缩率则逐渐减小。

为了确保烧结后得到的陶瓷样件的尺寸与预期样件的尺寸一致,提出了烧结收缩补偿模型,即在

(a) 水平方向烧结收缩率

(b) 垂直方向烧结收缩率

图5 陶瓷样件烧结收缩率

设计阶段对结构尺寸进行补偿,若设计的模型在某方向上的尺寸为 L , 经过烧结后测得该尺寸实际值为 L_a , 为得到预期的尺寸, 则用于打印的模型尺寸应设计为 $L_d = L + (L - L_a)$ 。将每个方向的烧结收缩补偿量进行回归分析, 则可得到表3所示的不同固相比比例的陶瓷样件在水平和垂直方向上的烧结收缩补偿关系。

表3 烧结收缩尺寸补偿关系

	固相比 50%	固相比 55%	固相比 60%
水平方向	$L_d = 0.0638L - 0.1639$	$L_d = 0.0539L - 0.1628$	$L_d = 0.0447L - 0.2000$
垂直方向	$L_d = 0.0676L + 0.0936$	$L_d = 0.0597L + 0.1035$	$L_d = 0.0113L + 0.5178$

为了验证补偿关系的正确性,重新打印一批相同尺寸的G单元样件,与之前不同的是,本次打印所用的G单元模型引入烧结收缩补偿,烧结后的样

件尺寸与设计尺寸对比见表4,试验值与预期值之间的误差均在 $\pm 2\%$ 范围内,通过误差补偿可以实现高精度的光固化陶瓷打印。

表4 烧结收缩补偿误差验证

固相比例	水平			垂直		
	预期值	试验值	误差	预期值	试验值	误差
50%	5.5	5.42	-1.44%	7.5	7.64	0.49%
	7.5	7.45	-0.65%	9.5	9.32	-1.89%
	9.5	9.35	-1.61%	11.5	11.68	1.53%
55%	5.5	5.41	-1.56%	7.5	7.61	1.52%
	7.5	7.42	-1.13%	9.5	9.23	-1.81%
	9.5	9.25	-1.63%	11.5	11.76	1.39%
60%	5.5	5.47	-0.51%	7.5	7.67	0.96%
	7.5	7.50	-0.05%	9.5	9.34	-1.69%
	9.5	9.39	-1.13%	11.5	11.38	-1.08%

烧结过程中,除了外形尺寸发生收缩,我们也发现 G 单元结构的孔径也存在烧结收缩现象,孔径定义如图 6a 所示,将 G 单元多孔结构俯视图的孔隙直径作为孔径,图 6b 为在光学显微镜下测量烧结后孔径实际值,根据孔径收缩率公式,计算得到陶瓷浆料固相比例分别为 50%、55%、60% 成型并烧结后孔径的收缩情况如图 6c 所示。可以看出,孔径收缩率远大于外形尺寸的烧结收缩率,而且随着浆料固相比例的提高,孔径收缩率也逐渐减小。

图 6 孔径烧结收缩率测量

2.4 孔隙结构检测

烧结后得到的 β -TCP 多孔生物陶瓷实际形貌如图 7 所示。图 8a 为多孔陶瓷样件的孔隙结构结构,内部孔道是完全贯通的。图 8b、8c 所示为表面微观形貌特征,除了设计的 G 单元孔隙,结构中还存在 β -TCP 材料所特有的微孔,分布均匀,测得烧结后的 G 单元多孔结构孔径为 400~600 μm ,微孔孔径在 500~1 500 nm 之间,这种三维连通、大孔和微孔相结合的生物多孔陶瓷结构,有利于发挥材料

的骨传导性,也有利于细胞粘附生长、细胞外机质沉积、营养和氧气进入以及代谢产物排出^[16]。

图 7 多孔 β -TCP 陶瓷外观形貌

(a) 多孔结构孔隙特征

(b) 多孔结构表面微观形貌低倍(1 000 $\times$) (c) 多孔结构表面微观形貌高倍(10 000 $\times$)图 8 多孔 β -TCP 扫描电镜检测结果

根据有关报道,人体松质骨的孔隙率范围为 50.0%~90.00%,因此多孔支架结构需要具有合适的孔隙率才能诱导组织长入到支架内部^[17],利用阿基米德排水法测量样件的孔隙率,发现样件的孔隙率与设计模型的孔隙率有一定差距,具体数据见表 5,其原因为上文所述的孔径收缩率大于外形尺寸收

缩率导致孔隙率降低,但仍介于人体松质骨孔隙率范围内。

表 5 样件实测孔隙率与设计孔隙率比较

	设计孔隙率(%)	实测孔隙率(%)	误差(%)
样件 1	75	64.79	10.21
样件 2	70	62.08	7.92
样件 3	65	56.42	8.58

2.5 成分检测和力学性能测试

图 9 为本文使用的 β -TCP 陶瓷粉末和烧结后的陶瓷样件粉末的 XRD 图谱。制备浆料所用的 β -TCP 陶瓷粉和烧结后陶瓷样件的陶瓷样件粉末的衍射峰值相吻合,表明烧结得到的陶瓷粉末仍为 β -TCP。

图 9 β -TCP 陶瓷粉末和烧结后陶瓷样件粉末的 XRD 图谱

将样品在垂直方向上进行压缩测试,图 10 为实测孔隙率分别为 56.42%、62.08%和 64.79%的 G 单元结构样件的载荷-位移曲线。根据测得的压缩面积和最大断裂载荷,计算每个样品的压缩强度(见表 6)。可以看出,不同孔隙率的多孔陶瓷样件的压缩强度差异很大,孔隙率为 56.42%和 64.79%时,压缩强度分别为 16.53 MPa 和 10.42 MPa,与人体松质骨的压缩强度(4~12 MPa)相当,压缩强度随着孔隙率的提高而减小。

图 10 不同孔隙率 G 单元压缩强度测试曲线

表 6 G 单元多孔结构压缩强度试验数据

实际孔隙率	压缩面积/mm ²	最大载荷/N	压缩强度/MPa
64.79%	72.59	756.64	10.42
62.08%	71.80	936.37	13.04
56.42%	72.35	1196.18	16.53

3 结论

(1) 以 β -TCP 陶瓷粉末和光敏树脂为原料,制备出既具有光固化的特性,又有良好的流动性和触变性能的生物陶瓷浆料,成型过程中,光线散射会导致实际成型的素坯尺寸大于设计尺寸。

(2) 烧结后,测得水平方向烧结收缩率在 1%~5% 范围内,垂直方向烧结收缩率在 6%~9% 范围内。提出了烧结收缩的补偿模型,可以将尺寸误差控制在 $\pm 2\%$ 范围内,有望实现 β -TCP 生物陶瓷的控形制造。

(3) 多孔 β -TCP 生物陶瓷样件内部孔道结构完全贯通,具有大孔和微孔相结合的多孔结构,大孔孔径为 400~600 μm ,微孔孔径为 500~1 500 nm,孔隙率为 56.42%~64.79%,与人体松质骨孔隙率相当。力学测试表明 G 单元多孔结构最大压缩强度可达 10.42~16.53 MPa,符合人体松质骨的压缩强度。DLP 生物陶瓷打印技术可以直接实现多孔陶瓷以及复杂不规则骨植入物的快速高精度成型,在人体骨组织损伤修复方面有巨大的应用前景。

参 考 文 献

- [1] SHAO H, HE Y, FU J, et al. 3D printing magnesium-doped wollastonite/ β -TCP bioceramics scaffolds with high strength and adjustable degradation[J]. Journal of the European Ceramic Society, 2016, 36(6): 1495-1503.
- [2] GHAZANFARI A, LI W, MING C L, et al. Additive manufacturing and mechanical characterization of high density fully stabilized zirconia[J]. Ceramics International, 2017, 43(8): 6082-6088.
- [3] GMEINER R, MITTERAMSKOGLER G, STAMPFL J, et al. Stereolithographic ceramic manufacturing of high strength bioactive glass[J]. International Journal of Applied Ceramic Technology, 2015, 12(1): 38-45.
- [4] MÜHLER T, GOMES C M, HEINRICH J, et al. Slurry - based additive manufacturing of ceramics[J]. International Journal of Applied Ceramic Technology, 2015, 12(1): 18-25.
- [5] ECKEL Z C, ZHOU C, MARTIN J H, et al. Additive manufacturing of polymer-derived ceramics[J]. Science,

- 2016, 351(6268): 58-62.
- [6] QIN L, YANG F, XIN H, et al. Oxygen-controlled bottom-up mask-projection stereolithography for ceramic 3D printing[J]. *Ceramics International*, 2017, 43(17): 14956-14961.
- [7] FELZMANN R, GRUBER S, MITTERAMSKOGLER G, et al. Lithography - based additive manufacturing of cellular ceramic structures[J]. *Advanced Engineering Materials*, 2012, 14(12): 1052-1058.
- [8] ZENG Y, YAN Y, YAN H, et al. 3D printing of hydroxyapatite scaffolds with good mechanical and biocompatible properties by digital light processing[J]. *Journal of Materials Science*, 2018, 53(9): 6291-6301.
- [9] MITTERAMSKOGLER G, GMEINER R, FELZMANN R, et al. Light curing strategies for lithography-based additive manufacturing of customized ceramics[J]. *Additive Manufacturing*, 2014, s1-4: 110-118.
- [10] 杨飞, 连琴, 武向权, 等. 陶瓷面曝光快速成型工艺研究[J]. *机械工程学报*, 2017, 53(7): 138-144.
- YANG Fei, LIAN Qin, WU Xiangquan, et al. Ceramics fabrication using rapid prototyping of mask projection stereolithography[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2017, 53(7): 138-144.
- [11] PFAFFINGER M, HARTMANN M, SCHWENTENWEIN M, et al. Stabilization of tricalcium phosphate slurries against sedimentation for stereolithographic additive manufacturing and influence on the final mechanical properties[J]. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 2017, 14(4): 12664.
- [12] JAAFAR F, OTHMAN R, MOHD N A F. Effect of pressure and temperature in solid state sintering approach producing porous tricalcium phosphate bioceramics[J]. *Solid State Phenomena*, 2017, 264: 99-102.
- [13] LALA S, SATPATI B, PRADHAN S K. Sintering behavior and growth mechanism of β -TCP in nanocrystalline hydroxyapatite synthesized by mechanical alloying[J]. *Ceramics International*, 2016, 42(11): 13176-13182.
- [14] GARCIA P A, HORNEZ J C, LERICHE A, et al. Influence of porosity on the mechanical behaviour of single phase β -TCP ceramics[J]. *Ceramics International*, 2017, 43(8): 6048-6053.
- [15] ABD W N H, ABD R A F, MOHAMAD L F I, et al. Investigation on the effect of crystal orientation dependence of pulse porous silicon for white light emission[J]. *Key Engineering Materials*, 2016, 701: 164-176.
- [16] 马云海, 尚文博, 范雪莹, 等. 仿骨 β 相磷酸三钙多孔生物陶瓷制备及降解[J]. *吉林大学学报*, 2015, 45(4): 1367-1374.
- MA Yunhai, SHANG Wenbo, FAN Xueying, et al. Preparation and degradation of porous p-tricalcium phosphate bioceramic for bone imitaion [J]. *Journal of Jilin University*, 2015, 45(4): 1367-1374.
- [17] GARCIA P A, HORNEZ J C, LERICHE A, et al. Influence of porosity on the mechanical behaviour of single phase β -TCP ceramics[J]. *Ceramics International*, 2017, 43(8): 6048-6053.

作者简介: 张航, 男, 1994 年出生, 博士研究生。主要研究方向为生物陶瓷 3D 打印。

E-mail: hangzhang@sjtu.edu.cn

许宋锋, 男, 1977 年出生, 博士, 副主任医师。主要研究方向为骨与软组织肿瘤。

E-mail:

李祥(通信作者), 男, 1978 年出生, 博士, 副研究员, 博士研究生导师。主要研究方向为增材制造技术及应用。

E-mail: xiangliwj@sjtu.edu.cn