

DOI: 10.3969/j.issn.1005-8982.2023.04.008  
文章编号: 1005-8982 (2023) 04-0039-07

口腔疾病专题·综述

## 3D打印生物陶瓷材料在口腔修复领域的研究进展\*

李晓雪, 樊世锋, 侯晓薇

(河北医科大学第三医院 口腔内科修复科, 河北 石家庄 050000)

**摘要:** 生物陶瓷材料的传统制造工艺主要有以数控切削成型为代表的减材制造法和以失蜡铸造为代表的等材制造法。近年来, 随着3D打印技术的快速发展, 增材制造技术被用于加工生物陶瓷材料, 逐渐成为口腔修复领域的研究热点。该文从3D打印生物陶瓷的研究进展及其在口腔修复中的应用现状进行综述, 并对未来发展进行展望。

**关键词:** 3D打印; 生物陶瓷材料; 口腔修复

**中图分类号:** R781.2

**文献标识码:** A

## Research advances in the roles of 3D printed bioceramics in prosthodontics\*

Li Xiao-xue, Fan Shi-feng, Hou Xiao-wei

(Department of Prosthodontics, The Third Hospital of Hebei Medical University,  
Shijiazhuang, Hebei 050000, China)

**Abstract:** The traditional manufacturing techniques of bioceramics mainly include the subtractive manufacturing represented by computerized numerical control machining and formative manufacturing represented by lost wax casting. In recent years, with the rapid development of 3D printing technology, additive manufacturing has also been applied to process bioceramics and has gradually become a research hotspot in the field of prosthodontics. In this review, the research advances in 3D printed bioceramics and the application of these materials in prosthodontics were comprehensively discussed, and the future development prospects of 3D printed bioceramics in prosthodontics were analyzed.

**Keywords:** 3D printing; bioceramics; prosthodontics

创伤、肿瘤、炎症等原因均可导致牙体缺损、牙列缺损以及颌面部缺损, 造成患者咀嚼、吞咽、言语、美观等功能受阻, 甚至引起心理疾病<sup>[1]</sup>。近年来, 基于数字化软件的3D打印技术能够满足精确性、微创性、美观性、个性化的修复要求, 逐渐成为了制作口腔修复体的首选加工方式<sup>[2]</sup>。相比于以铸造为代表的等材制造和以数控切削为代表的减材制造等传统成型工艺, 3D打印作为一种

增材制造技术, 不但节省人力、简化加工环节、降低材料浪费率<sup>[3]</sup>, 还能有效避免铣削设备和刀具的磨损问题, 防止出现倒凹和精细结构难以加工的难题。3D打印更适合于制作牙冠、牙桥、种植体、赝复体等具有复杂曲面结构的修复体<sup>[4]</sup>。本文现从3D打印生物陶瓷的研究进展及其在口腔修复中的应用现状进行综述, 并对未来发展进行展望。

收稿日期: 2022-06-02

\* 基金项目: 河北省2018年政府资助专科能力建设和专科带头人培养项目(No:361005)

[通信作者] 樊世锋, E-mail: 1975919818@qq.com; Tel: 15613180638

## 1 3D打印技术的分类

3D打印技术又称为增材制造技术,即利用计算机辅助设计三维模型数据,并驱动3D打印机逐层添加材料,堆叠累积,最后构造三维实体。20世纪90年代初,MARCUS等<sup>[5]</sup>提出了基于陶瓷材料的3D打印技术。目前陶瓷3D打印技术有多种,包括:数字光处理技术(digital light projection, DLP)、选择性激光烧结技术(selective laser sintering, SLS)、直接喷墨打印技术(direct ink-jet printing, DIP)、三维打印成型技术(three dimensional printing, 3DP)、熔融沉积成型技术(fused deposition of ceramics, FDC)、浆料直写成型技术(direct ink writing, DIW)等。

目前DLP是应用最广泛的3D打印技术,其成型速度快、打印精度高<sup>[6]</sup>,可以快速打印氧化锆、氧化铝、羟基磷灰石(hydroxyapatite, HA)等陶瓷材料。SLS技术则主要用于氧化锆、氧化铝、碳化硅等陶瓷粉的加工<sup>[7]</sup>。DIP技术主要用于加工氧化锆基陶瓷浆料,可作为制造氧化锆全瓷修复体的主要技术<sup>[6]</sup>。3DP技术主要以氧化锆、氧化铝、氧化硅等陶瓷粉为原料<sup>[8]</sup>,且基于该技术制造陶瓷模具的方法已经得到良好发展并成功市场化。FDC技术的常用原料通常为热塑性树脂结合剂,同时也可用于加工锆钛酸铅压电陶瓷、磷酸三钙(tricalcium phosphate, TCP)等材料<sup>[9]</sup>。而DIW技术的原材料则包括:氧化锆、氧化铝、TCP、HA等<sup>[8]</sup>。

## 2 3D打印的生物陶瓷材料

生物陶瓷材料具有良好生物相容性、耐腐蚀性、骨诱导与骨传导性,其主要分为陶瓷材料和金属氧化物。根据材料与组织的结合情况,生物陶瓷材料可分为两大类:①生物惰性陶瓷,包括氧化铝、氧化锆等,这类陶瓷材料不与生物系统发生反应,具有良好的力学性能、稳定的化学性能和较佳的耐磨损能力。②生物活性陶瓷,包括表面活性陶瓷和生物吸收性陶瓷,如TCP、HA、生物活性玻璃(bioactive glass, BG)等,这类陶瓷材料对人体无毒、无致癌作用,植入体内后可与宿主骨形成化学键合,同时可发生降解反应并被组织吸收。鉴于此,不少学者开始探索将3D打印技术

应用于生物陶瓷材料领域。

### 2.1 生物惰性陶瓷

**2.1.1 氧化锆陶瓷** 氧化锆陶瓷是一种惰性生物陶瓷,于1789年被首次发现,其耐腐蚀性强,生物相容性好,密度低,抗压强度可达2 000 MPa。在上世纪90年代初期,氧化锆便被用于制作骨内植入物<sup>[10]</sup>。相比于其他陶瓷材料,氧化锆陶瓷的生物相容性良好、光学效果较佳,是牙体缺损修复及关节置换的首选材料<sup>[11]</sup>。JIANG等<sup>[12]</sup>采用3D打印技术制备出了抗弯强度和硬度分别为539.1 MPa和13.02 GPa的氧化锆陶瓷试件,并通过扫描电镜测试发现烧结件表面未见微裂纹,为牙体硬组织的修复提供了良好的思路。郭亮等<sup>[13]</sup>也通过DLP技术,最终制造出了致密度与硬度分别为95%、11.3 GPa的氧化锆陶瓷器件。由于纯氧化锆陶瓷在烧结后易发生应力破碎,因此在加工时应添加一些稳定氧化物。有研究表明,加入氧化钇的四方晶型氧化锆(yttrium stabilized zirconia, YSZ)具有更佳的力学性能及化学稳定性,FERRAGE等<sup>[14]</sup>通过在氧化钇稳定氧化锆中添加不同比例的石墨,最终制造出了相对密度为96.5%的YSZ部件。于德海等<sup>[15]</sup>进行了3D打印氧化锆多孔陶瓷的探索。通过将氧化铝晶须与氧化锆纤维分别加入到多孔YSZ中,并通过DIW技术制备出了多孔YSZ陶瓷材料,结果表明晶须更能显著强化氧化锆陶瓷孔的抗压强度。目前,氧化锆陶瓷凭借其优良的力学性质在医疗行业已得到了广泛应用。

上述研究表明,将3D打印技术用于加工氧化锆陶瓷能够高效制造出力学性能好、空间形态复杂的陶瓷修复体。3D打印可以拓宽氧化锆的应用范围与场景,是临床冠修复与种植患者的良好选择。

**2.1.2 氧化铝陶瓷** 氧化铝陶瓷又被称为特种氧化物陶瓷,因其导热性高、硬度高、耐高温、生物相容性好、较强的抗氧化性,被广泛应用于电子制造领域中。1970年氧化铝被首次应用于口腔修复领域<sup>[10]</sup>。近年来,3D打印技术的出现极大推动了氧化铝陶瓷在医学口腔修复中的应用。

鉴于DLP技术自身的优越性,且已经实现商业化<sup>[16]</sup>,故国内外诸多学者采用该技术作为探索3D打印氧化铝陶瓷的主要手段。目前,针对氧化铝陶瓷的3D打印研究主要集中于如何提高其抗折

强度、抗压强度等方面,LI等<sup>[17]</sup>将DLP技术打印出的氧化铝生坯,分别浸渍在硅溶胶、原硅酸四乙酯、3-(三甲氧基硅基)甲基丙烯酸丙酯3种溶液中。结果表明,3种溶液均能有效地提高氧化铝陶瓷的抗折强度。硅溶胶溶液能够显著强化氧化铝陶瓷在高温1500℃下的抗折强度,使其弯曲强度达到19.2 MPa。孙立君等<sup>[18]</sup>采用DLP打印技术分别制备了呈空心点阵和实心点阵的2种构型的氧化铝陶瓷坯体,并结合微观形貌测试、相组成分析与数值模拟等方法,最终发现实心点阵结构的氧化铝陶瓷具有更高的抗压强度。曾勇等<sup>[19]</sup>首先基于DLP技术制备了氧化铝陶瓷生坯,再分别将其置于空气与氩气中脱脂,最后发现在氩气中脱脂得到的氧化铝陶瓷致密度最高可达96.72%,抗压强度可达761.7 MPa,即材料的力学性质得到了显著强化,这为氧化铝陶瓷在口腔修复领域的应用奠定了良好基础。氧化铝陶瓷不仅具有良好的力学性能,而且还具有高透性。例如,孙颖<sup>[20]</sup>通过DLP技术制备出了具有高透光性和复杂结构的透明氧化铝陶瓷器件,实现了3D打印制备光学功能陶瓷的突破。

以上研究均制备出了具有较强力学性能与优良透光性的氧化铝陶瓷。由此可以推测的是,基于3D打印制造的氧化铝陶瓷材料在未来应当受到更多口腔修复医生及患者的青睐。

## 2.2 生物活性陶瓷

**2.2.1 TCP** TCP具有良好的生物相容性、骨诱导性以及可降解性,主要形式为 $\alpha$ -TCP和 $\beta$ -TCP,其中 $\beta$ -TCP具有更好的骨诱导性和可降解性。在实验研究中常用的TCP陶瓷支架属于 $\beta$ -TCP类型。已有研究表明,将TCP用于临床骨植入物中,能够有助于诱导新骨和血管的形成,并增强骨植入物和宿主组织之间的机械扣锁作用<sup>[21]</sup>。

由于传统方法不能加工出具有复杂内部结构的骨植入物,且 $\beta$ -TCP本身的机械性能较差。因此,国内外学者通过使用3D打印和添加其他元素的方法,以强化 $\beta$ -TCP的力学性能。在制作TCP陶瓷支架中,FDC技术是目前最常用的一种3D打印技术。ZHAO等<sup>[22]</sup>将锂元素添加到 $\beta$ -TCP中,通过FDC技术得到了Ca10Li(PO4)7(CLP)支架。通过分析其相对密度、抗压强度、降解特性等参数,发现含锂元素的CLP支架具有更优的力学性能和良好的生物相容性,在骨组织修复中具有较好

的临床潜力。XU等<sup>[23]</sup>通过在 $\beta$ -TCP中添加聚乳酸-乙醇酸共聚物,利用FDC技术制备出了 $\beta$ -TCP复合支架,并发现该支架比原 $\beta$ -TCP的力学性能更佳。

根据上述国内外研究人员的成果可知,利用3D打印技术获得的TCP复合物支架的力学性能较强,适用于骨修复工程。

**2.2.2 HA** HA是人体骨组织无机物中的最主要成分,具有特殊的化学性能,可以保证骨细胞在材料表面黏附、增殖和矿化,是理想的生物陶瓷材料<sup>[24]</sup>。1991年,RIPAMONTI<sup>[25]</sup>通过在实验动物的非骨部位植入多孔HA后,发现有新骨形成,随后HA的固有骨诱导性逐渐被广泛认可。由于传统技术制作HA多孔支架的工艺流程较为复杂,而基于3D打印技术,便可制备出呈不规则状的HA多孔支架。

考虑到3D打印陶瓷支架的力学强度和骨再生能力会受到孔隙结构的影响,为改善支架的机械和生物学特性,一些学者开始关注一种仿生结构-三重周期最小表面(triply periodic minimum surface, TPMS),并通过DLP技术打印出了抗压强度达4.09 MPa、弯曲强度达92.40 MPa、密度为97.12%的含TPMS结构的HA支架,较好满足了临床中松质骨替代物的需求<sup>[26]</sup>。

以上结果表明,结合3D打印技术的HA支架是促进骨再生理想的生物材料支架,在骨组织修复工程中具有不可忽视的应用潜力。

**2.2.3 BG** HENCH教授团队<sup>[27]</sup>首次开发出了BG,其主要组分为CaO、SiO<sub>2</sub>、P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>与Na<sub>2</sub>O。由于BG在体液中会降解以释放离子,从而生成类骨样磷灰石层,因此得到了医学领域的广泛关注。从1985年起被广泛用于口腔的临床骨组织修复<sup>[28]</sup>。传统工艺不仅无法制备出大尺寸的骨修复体,而且在缺损区域容易产生BG颗粒,进而导致局部炎症。而3D打印技术可以弥补传统工艺存在的技术缺陷。基于此,SHI等<sup>[29]</sup>通过DIW技术制备了BG支架,并植入兔股外侧骨缺损模型中,结果显示该支架能够促进皮质样骨的形成。

然而由于材料自身力学性能的不足,使用3D打印制备BG支架的力学性能较差,从而使其适用性受到了一定限制。因此,近年来另一种生物活性材料——介孔BG引起了研究者的关注。介孔BG含有高度有序的介孔通道结构,与BG相比具有更

为优化的表面积和孔体积。

相关研究表明<sup>[30]</sup>，3D打印介孔BG支架能够显著强化支架的机械强度、孔隙率、磷灰石矿化与药物输送的能力，在骨再生的临床应用中具有巨大潜力。

### 3 3D打印生物陶瓷材料在口腔修复领域的应用

#### 3.1 牙体缺损的修复

外部创伤、龋坏与牙髓炎等导致牙体组织发生大面积缺损，显著弱化剩余牙体组织的抗力，容易出现牙体劈裂等病症。在临床研究中，常利用数控切削技术制作全瓷修复体，一般采用嵌体、高嵌体、全冠、桩核冠等修复体用于延长患牙使用寿命。近年来，随着3D打印技术的快速发展，国内外学者开始关注利用3D打印技术制作全瓷修复体。例如德国的ÖZKOL教授<sup>[31]</sup>获得了固体含量分别为22%和27%的氧化锆陶瓷浆料，以及相对密度为97%的氧化锆单冠。需要说明的是，ÖZKOL并未评价全瓷冠的边缘适合性和力学性能。因此WANG等<sup>[32]</sup>基于3D检测软件的方式，分别对切削和DLP制造的氧化锆全瓷冠的外表面、凹面、边缘区域和凹面咬合面的精度进行比较，发现通过3D打印制作的氧化锆全瓷冠的边缘及各轴面的密合度符合临床医学要求。

由于氧化锆陶瓷具有强度高、半透性差的物理特性，因此其主要适用于后牙。对于口腔的前牙区而言，其美学修复多采用二硅酸锂玻璃陶瓷。例如BAUMGARTNER等<sup>[33]</sup>利用DLP技术制备了二硅酸锂玻璃陶瓷，发现所得到的牙冠修复体密度高，抗折强度可达400 MPa，能够满足口腔修复学的临床需求。

上述研究表明，3D打印的生物陶瓷材料能够充分满足牙体缺损修复对于修复体精度和抗弯强度的基本要求。

#### 3.2 牙列缺损的修复

牙列缺损作为常见的口腔疾病，一般表现为牙齿部分缺失，同时仍余留不同数目的天然牙，使得患者的咀嚼、发音等功能受到不同程度的影响。在临床口腔修复中，对于少数牙缺失造成的牙列缺损一般采用固定桥与种植体。ÖZKOL教授

等<sup>[34]</sup>利用DLP技术制造出了相对密度为96%的氧化锆桥修复体，并根据有限元模拟表明，在实际咬合条件下，氧化锆桥修复体的最大拉伸应力可达340 MPa，符合临床修复的要求。OSMAN等<sup>[35]</sup>制备了个性化的氧化锆种植体，并采用扫描电镜等对种植体的表面形貌、晶体结构以及表面粗糙度进行评估，发现种植体表面存在着0.20~3.30 μm的微裂纹和气孔。

尽管氧化锆种植体具备较佳的力学性能，但该类种植体在术后的碎裂、边缘微渗漏也是限制其广泛应用于临床口腔修复的主要障碍<sup>[36]</sup>。为了避免氧化锆种植体出现这些问题，研究人员开始利用自釉氧化锆制作种植体，其具有类似搪瓷的结构，能够显著避免术后种植体的碎裂<sup>[37]</sup>。HUANG等<sup>[38]</sup>通过将3D打印所得自釉氧化锆种植体应用于牙列严重磨损的患者，结果表明该类种植体不仅未出现边缘微渗漏、咬合干扰的问题，而且术后种植体无需后续大量的咬合调整，便可以实现优良的美学效果。

不同于天然牙，种植体与骨的结合方式为骨结合，为了评价3D打印氧化锆种植体的骨结合性能，倪王成等<sup>[39]</sup>搭建了动物实验模型，分别将3D打印氧化锆、数字化切削种植体和钛种植体植入比格犬的胫骨内，比较了种植体的成功率、骨接触率以及种植体周围骨密度情况，最终发现3D打印氧化锆种植体的骨结合程度可满足医学修复要求，有望成为口腔种植体的首选材料。

需要说明的是，基于3D打印的生物陶瓷材料在牙列缺损修复中，为了改善打印物体的微观形貌结构，如何正确优化3D打印的工艺参数值得深入研究。

#### 3.3 颌骨缺损的修复

口腔颌面部大面积的缺损通常需要使用骨移植或骨替代材料进行修复。考虑到颗粒状或块状的植入物存在不能稳定成型以适应和填充缺损部位的不足。因此，在修复大面积颌骨缺损时，多采用支架植入物。早在30年前，BG便被用于下颌骨的缺损修复<sup>[40]</sup>。近年来，一些学者将3D打印制备的BG陶瓷支架用于动物实验研究中，根据术后4周组织学检查结果，发现该支架的相容性及生物安全性良好<sup>[41]</sup>。

HA和 $\beta$ -TCP属于磷酸钙类陶瓷,是常用的用于骨组织支架的陶瓷材料。例如,CHANG等<sup>[42]</sup>按照一定比例将HA和聚己内酯混合后制备出了一种超塑性生物材料,将3D打印制备的超塑性生物材料支架植入大鼠下颌颌支后,利用CT扫描和组织学评估发现,3D打印的超塑性生物材料支架具有良好的尺寸稳定性和骨再生能力。LOPEZ等<sup>[43]</sup>评估了3D打印 $\beta$ -TCP支架治疗骨缺损(实验兔)的临床效果,根据下颌骨切片量化分析,发现新形成的支架骨的体积占比差异无统计学意义,表明3D打印 $\beta$ -TCP可成功应用于兔下颌骨的关键节段性骨缺损修复,为临床医学应用该种材料提供了良好的科学依据。

这些研究表明,3D打印的生物陶瓷材料具有良好的相容性、生物安全性、骨再生能力,可满足引导骨再生的基本需求。

#### 4 瓶颈与展望

目前,3D打印技术在金属与高分子材料领域逐渐趋向成熟,但在生物陶瓷材料领域的发展仍处于初级阶段<sup>[16]</sup>。这是因为当使用3D打印技术加工生物陶瓷材料时,仍存在以下问题:首先,由于陶瓷材料本身具有熔点高、脆性强的特点,导致其不容易被3D打印技术高效加工。其次,基于3D打印技术的陶瓷坯体需要经过额外的脱脂烧结处理,才能够被使用。在烧结过程中,温度和时间难以精细化控制,致使成型器件易产生变形。再次,在进行有针对性的生物陶瓷材料加工时,目前仍难以实现特定3D打印方法与适当原料配方的精准耦合。例如数字化光处理技术的打印原料为陶瓷浆料,其打印前提是配制出低黏度、高固相含量、均匀稳定的陶瓷光敏树脂浆料<sup>[44]</sup>。然而在固化过程中,较高的固相含量易产生显著的成型应力,从而造成不可逆的成型缺陷问题,这无疑将会提高3D打印生物陶瓷材料的难度。

本文对6种3D打印技术在生物陶瓷材料中的应用进行了系统性综述分析,尽管3D打印技术在加工生物陶瓷中具有一定优势,但其所存在的问题也不容忽视:①对于DLP技术而言,配置其所需的陶瓷浆料存在一定的难度,且制作工艺复杂、生产效率较低<sup>[33]</sup>。②对于SLS技术而言,不仅激光

功率仍难以使陶瓷粉体完全熔化,而且激光作用时间短暂,所产生的温度梯度可能引起陶瓷坯体存在烧结不良、致密度低等问题<sup>[45]</sup>。③对于DIP技术而言,不仅陶瓷墨水的配比参数仍无明确标准,而且墨水的稳定性不佳,导致难以制备出具有多孔结构的陶瓷产品,同时,喷头也易发生堵塞问题<sup>[6]</sup>。④对于3DP技术而言,由于其所成型的陶瓷坯体存在着致密度低、精度差的问题<sup>[46]</sup>。因此,为了提高产品的致密度,需要对坯体进行流程繁琐的热处理。⑤与3DP技术相似的是,FDC技术需要预先设置支撑结构,导致后续的处理流程繁琐,且受材料熔点限制,适用于该技术的成型产品种类较少<sup>[47]</sup>。⑥对于DIW技术而言,该方法采用黏度与固含量较低的陶瓷墨水,导致其难以加工复杂形状的陶瓷材料坯体、且成型精度低<sup>[48]</sup>。针对这些问题,笔者基于已有研究,给出了一些前沿性的解决方案:①提高陶瓷粉体/浆料的质量。粉体材料的形态与质量直接影响着产品的优良,提高粉体质量,能够有效促进SLS、3DP、FDC技术的广泛应用。对于DLP、DIP、DIW技术而言,合理调节浆料组成成分、固相含量、pH值、分散剂等因素,能够有效提高浆料的整体质量,达到满足其均匀性、可打印性的要求。②开发高精度的打印设备。原料和设备之间是协同影响的,若打印设备具有成型精度高、控制灵敏的优点,便能够制备出高精度异形的三维陶瓷结构,从而促进3D打印技术的进一步应用。③优化后续的处理工艺。3D打印所获得的陶瓷坯体需要进行脱脂烧结处理,易引起陶瓷坯体的形变。基于此,一方面可以在氮气或氩气的环境中进行脱脂;另一方面可采取冷烧结等新型烧结工艺,以降低形变的发生。

总体来说,由于3D打印技术具备了传统成型工艺无法比拟的优势,其在未来有望解决已有难题,广泛应用于生物陶瓷材料的加工领域。

#### 5 总结

目前临床上牙体、牙列缺损的修复多采用惰性陶瓷材料氧化锆。因氧化铝、氧化钛材料的技术敏感性、材料本身特性的限制,其多应用于电信制造业。颌骨缺损的修复多采用生物陶瓷材料,例如:磷酸钙类陶瓷和BG,其骨传导性与诱导性

良好、力学性能优异,材料可随新骨的形成发生降解,无需二次手术取出,显著减轻患者痛苦。目前3D打印生物陶瓷材料仍处于初级阶段,相关研究多停留在体外实验,尚未有临床试验的报道。同时全瓷修复体及支架的密度、尺寸、孔隙结构、表面强度等技术问题尚未完全解决。

笔者相信随着医学研究的不断深入,3D打印生物陶瓷材料一定能够突破现有技术瓶颈,有望替代传统的切削制造技术,实现临床的标准应用,推动临床医学修复技术的进步,为更多患者带去福音。

#### 参 考 文 献 :

- [1] 刘一昊,范景赫,张忠提,等.数字化外科技术辅助血管化髂骨瓣修复下颌骨缺损同期行牙种植术1例报告[J].中国实用口腔科杂志,2021,14(6):758-761.
- [2] 李文鹿,乔永明,李锐,等.数字化与3D打印技术辅助腓骨皮瓣修复重建上颌骨缺损八例[J].中华显微外科杂志,2018,41(3):273-275.
- [3] BARAZANCHI A, LI K C, AL-AMLEH B, et al. Additive technology: update on current materials and applications in dentistry[J]. J Prosthodont, 2017, 26(2): 156-163.
- [4] 曹彦泽,魏洪波,董加一,等.基于增材制造的口腔全瓷修复成型工艺研究进展与展望[J].中华口腔医学研究杂志(电子版),2020,14(2):65-70.
- [5] MARCUS H L, BEAMAN J J, BARLOW J W, et al. Solid freeform fabrication. Powder processing[J]. Am Ceram Soc Bull, 1990, 69(6): 1030-1031.
- [6] 赵祯,代康,高勃.3D打印陶瓷技术在口腔医学领域的研究进展[J].中国实用口腔科杂志,2021,14(06):739-744.
- [7] 吴甲民,陈安南,刘梦月,等.激光选区烧结用陶瓷材料的制备及其成型技术[J].中国材料进展,2017,36(7):575-582.
- [8] 李亚运,司云晖,熊信柏,等.陶瓷3D打印技术的研究与进展[J].硅酸盐学报,2017,45(06):793-805.
- [9] 闫傲.聚合物/PZT陶瓷基压电复合材料与器件的制备与3D打印研究[D].南宁:广西大学,2021.
- [10] 陈盛贵,李开武,王立超,等.陶瓷增材制造技术在齿科领域的应用现状[J].机电工程技术,2021,50(8):11-15.
- [11] GAUTAM C, JOYNER J, GAUTAM A, et al. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications[J]. Dalton Trans, 2016, 45(48): 19194-19215.
- [12] JIANG C P, HSU H J, LEE S Y. Development of mask-less projection slurry stereolithography for the fabrication of zirconia dental coping[J]. Int J Precis Eng Manuf, 2014, 15(11): 2413-2419.
- [13] 郭亮,金而立,苏嘉敏,等.氧化锆陶瓷DLP 3D打印技术研究[J].应用激光,2020,40(06):1040-1044.
- [14] FERRAGE L, BERTRAND G, LENORMAND P. Dense yttria-stabilized zirconia obtained by direct selective laser sintering[J]. Addit Manuf, 2018, 21: 472-478.
- [15] 于德海,王飞,王特特,等.晶须/纤维增强的3D打印氧化锆多孔陶瓷制备及性能研究[J].现代技术陶瓷,2022,43(1):39-47.
- [16] MAI H N, LEE K B, LEE D H. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing[J]. J Prosthet Dent, 2017, 118(2): 208-215.
- [17] LI H, LIU Y, COLOMBO P, et al. Enhanced 3D printed alumina ceramic cores via impregnation[J]. J Am Ceram Soc, 2022, 105(1): 181-192.
- [18] 孙立君,董鹏,曾勇,等.3D打印空心点阵结构氧化铝陶瓷及其性能[J].硅酸盐学报,2021,49(9):1853-1860.
- [19] 曾勇,张子佳,孙立君,等.3D打印氧化铝陶瓷的气氛脱脂热处理工艺研究[J].无机材料学报,2022,37(3):333-337.
- [20] 孙颖.3D打印透明氧化铝陶瓷的研究[D].上海:上海应用技术大学,2021.
- [21] KE D X, BOSE S. Effects of pore distribution and chemistry on physical, mechanical, and biological properties of tricalcium phosphate scaffolds by binder-jet 3D printing[J]. Additive Manufacturing, 2018, 22: 111-117.
- [22] ZHAO, C Q, XU X C, LU Y J, et al. Doping lithium element to enhance compressive strength of  $\beta$ -TCP scaffolds manufactured by 3D printing for bone tissue engineering[J]. J Alloy Compd, 2020, 814(1): 152327.
- [23] XU Z, WANG N, LIU P, et al. Poly (Dopamine) coating on 3D-printed poly-lactic-co-glycolic acid/ $\beta$ -tricalcium phosphate scaffolds for bone tissue engineering[J]. Molecules, 2019, 24(23): 4397.
- [24] RAMESH N, MORATTI S C, DIAS G J. Hydroxyapatite-polymer biocomposites for bone regeneration: a review of current trends[J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2018, 106(5): 2046-2057.
- [25] RIPAMONTI U. Bone induction in nonhuman primates. An experimental study on the baboon[J]. Clin Orthop Relat Res, 1991, (269): 284-294.
- [26] KAPFER SC, HYDE ST, MECKE K, et al. Minimal surface scaffold designs for tissue engineering[J]. Biomaterials, 2011, 32(29): 6875-6882.
- [27] HENCH L L, PASCHALL H A. Direct chemical bond of bioactive glass-ceramic materials to bone and muscle[J]. J Biomed Mater Res, 1973, 7(3): 25-42.
- [28] HENCH L L, JONES J R. Bioactive Glasses: Frontiers and Challenges[J]. Front Bioeng Biotechnol. 2015, 30(3): 194.
- [29] SHI X M, NOMMEOTS-NOMM A, TODD N M, et al. Bioactive glass scaffold architectures regulate patterning of bone regeneration in vivo[J]. Applied Materials Today, 2020, 20(5): 1-11.
- [30] WU C, LUO Y, CUNIBERTI G, et al. Three-dimensional printing of hierarchical and tough mesoporous bioactive glass scaffolds with a controllable pore architecture, excellent

- mechanical strength and mineralization ability[J]. *Acta Biomater*, 2011, 7(6): 2644-2650.
- [31] ÖZKOL E. Rheological characterization of aqueous 3Y-TZP inks optimized for direct thermal ink-jet printing of ceramic components[J]. *J Am Ceram Soc*, 2013, 96(4): 1124-1130.
- [32] WANG W, YU H, LIU Y, et al. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing[J]. *J Prosthet Dent*, 2019, 121(2): 285-291.
- [33] BAUMGARTNER S, GMEINER R, SCHÖNHERR J A, et al. Stereolithography-based additive manufacturing of lithium disilicate glass ceramic for dental applications[J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2020, 116: 111180.
- [34] ÖZKOL E, WEN Z, EBERT J, et al. Potentials of the "direct inkjet printing" method for manufacturing 3Y-TZP based dental restorations[J]. *J Eur Ceram Soc*, 2012, 32(10): 2193-2201.
- [35] OSMAN R B, van der VEEN A J, HUIBERTS D, et al. 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 75: 521-528.
- [36] BONFANTE E A, SUZUKI M, LORENZONI FC, et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns[J]. *Dent Mater*, 2015, 31(8): E168-E177.
- [37] SHEN Z, LIU L, XU X, et al. Fractography of self-glazed zirconia with improved reliability[J]. *J Eur Ceram Soc*, 2017, 37(14): 4339-4345.
- [38] HUANG Z, HUANG J Y, LI C X, et al. The application of 3D printed self-glazed zirconia for full-mouth rehabilitation in a patient with severely worn dentition: a case report[J]. *Advances in Applied Ceramics*, 2020, 119(5-6): 305-311.
- [39] 倪王成, 胡琳驰, 张维丹, 等. 3D打印和CAD/CAM氧化锆种植体骨结合性能的动物实验评价[J]. *口腔医学*, 2021, 41(2): 144-148.
- [40] KOKUBO T. Bioactive glass ceramics: properties and applications[J]. *Biomaterials*, 1991, 12(2): 155-163.
- [41] 谭国忠, 涂欣冉, 郭黎洋, 等. 3D打印明胶/海藻酸钠/58S生物玻璃骨缺损修复支架的生物安全性评价[J]. *中国组织工程研究*, 2022, 26(4): 521-527.
- [42] CHANG P C, LUO H T, LIN Z J, et al. Regeneration of critical-sized mandibular defect using a 3D-printed hydroxyapatite-based scaffold: an exploratory study[J]. *J Periodontol*, 2021, 92(3): 428-435.
- [43] LOPEZ C D, DIAZ-SISO J R, WITEK L, et al. Three dimensionally printed bioactive ceramic scaffold osseointegration across critical-sized mandibular defects[J]. *J Surg Res*, 2018, 223: 115-122.
- [44] 郑江涛, 卢晶, 王胜佳, 等. ZTA陶瓷光固化3D打印浆料设计及理化性能研究[J]. *陶瓷学报*, 2022, 43(2): 227-235.
- [45] RATSIMBA A, ZERROUKI A, TESSIER-DOYEN N, et al. Densification behaviour and three-dimensional printing of Y2O3 ceramic powder by selective laser sintering[J]. *Ceram Int*, 2020, 47(6): 7465-7474.
- [46] 麻健丰, 林婷婷, 黄盛斌. 3D打印技术在牙科陶瓷成型领域的研究进展[J]. *口腔医学研究*, 2019, 35(2): 107-112.
- [47] 孙志雨, 崔新鹏, 李建崇, 等. 金属/陶瓷粉末3D打印技术及其应用[J]. *精密成形工程*, 2018, 10(3): 143-148.
- [48] 李伶, 高勇, 王重海, 等. 陶瓷部件3D打印技术的研究进展[J]. *硅酸盐通报*, 2016, 35(9): 2892-2897.

(李科 编辑)

**本文引用格式:** 李晓雪, 樊世锋, 侯晓薇. 3D打印生物陶瓷材料在口腔修复领域的研究进展[J]. *中国现代医学杂志*, 2023, 33(4): 39-45.

**Cite this article as:** LI X X, FAN S F, HOU X W. Research advances in the roles of 3D printed bioceramics in prosthodontics[J]. *China Journal of Modern Medicine*, 2023, 33(4): 39-45.