

3D printing methods for medical and dental applications; A review article

Mohammad Khodaei^{1*}, Ali Asghar Haghighi²

1- Associate Professor, Department of Material Engineering, Golpayegan College of Engineering, Isfahan University of Technology, Golpayegan, Iran

2- Assistant Professor, Department of Electrical and Computer Engineering, Golpayegan College of Engineering, Isfahan University of Technology, Golpayegan, Iran

Article Info

Article type:
Review Article

Article History:
Received: 24 May 2026
Accepted: 2 Oct 2026
Published: 6 Oct 2026

*Corresponding Author:
Mohammad Khodaei

Associate Professor in Material
Engineering Group, Golpayegan
College of Engineering, Isfahan
University of Technology, Golpayegan,
Iran

(Email: m.khodaei@iut.ac.ir)

Abstract

Grafts, scaffolds, and implants are therapeutic devices that are widely used today to accelerate the healing of damaged tissues and teeth. Several methods have been proposed for the fabrication of porous grafts and scaffolds in the traditional way, but in recent years, 3D printing and rapid prototyping methods have been widely used.

In this review study, a complete search of reputable databases such as Elsevier and Springer and international highly cited and related articles in the range of 2005-2026 were conducted using the specific keywords; 3D printing, dentistry, implants, and finally, reputable and new articles on the use of new 3D printing technology in dentistry were collected.

Parts made with 3D printing methods have high dimensional accuracy, geometrically regular cavities, interconnected cavities, good repeatability, no need for mold making and high initial cost. These advantages have led to the rapid expansion of this technology. Also, customized manufacturing (according to the dimensions and conditions specific to each patient), fast manufacturing, no geometric restrictions, low restrictions on the variety of materials used, small space required, and the ability to be transported into a clean room are other features of this technology. Researchers have predicted that integration with tools such as artificial intelligence will further develop 3D printing technology and, as a result, improve the performance of modern treatment methods and will expand the use cases of 3D printing in the fields of medicine and dentistry.

The use of new technologies in the field of manufacturing dental instruments and components can improve the quality of the component, ability to customize it, absence of geometric restrictions, and speed of production. These features can reduce the treatment period and reduce patient pain. 3D printing processes have also improved treatment conditions by producing high-quality dental components.

Keywords: 3D printing, Porous graft, Medical engineering, Tissue engineering, Digital dentistry

Cite this article as: Khodaei M, Haghighi AA. 3D printing methods for medical and dental applications; A review article. J Dent Med-TUMS. 2026;39:38. [Persian]



روش‌های چاپ سه بعدی برای کاربردهای پزشکی و دندانپزشکی؛ یک مقاله مروری

محمد خدائی^{۱*}، علی اصغر حقیقی^۲

۱- دانشیار، گروه مهندسی مواد، دانشکده فنی مهندسی گلپایگان، دانشگاه صنعتی اصفهان، گلپایگان، ایران
۲- استادیار، گروه مهندسی برق و کامپیوتر، دانشکده فنی مهندسی گلپایگان، دانشگاه صنعتی اصفهان، گلپایگان، ایران

اطلاعات مقاله	چکیده
نوع مقاله: مقاله مروری دریافت: ۱۴۰۵/۰۳/۰۳ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۷/۱۰ انتشار: ۱۴۰۵/۰۷/۱۴	گرافت‌ها، داربست‌ها و کاشتنی‌ها (ایمپلنت)، تجهیزات کمک درمانی هستند که امروزه به وفور برای تسریع درمان بافت‌های صدمه دیده و دندان استفاده می‌شوند. روش‌های متعددی برای ساخت گرافت و داربست‌های متخلخل به صورت سنتی ارائه شده‌اند، اما سال‌های اخیر روش‌های چاپ سه بعدی و نمونه سازی سریع به صورت گسترده‌ای در حال بکارگیری هستند. در این مطالعه مروری با جستجوی کامل پایگاه داده‌های معتبر مانند Elsevier و Springer و مقالات بین المللی، با استفاده از کلیدواژه چاپ سه بعدی، دندانپزشکی، کاشتنی انجام شده و در نهایت مقالات معتبر و جدید در زمینه استفاده از فناوری جدید چاپ سه بعدی در دندانپزشکی در سال‌های ۲۰۰۵ تا ۲۰۲۶ گردآوری شده است. سعی شده تا عمدتاً مقالاتی مرتبط و با ارجاع بالاتر انتخاب و استفاده گردد. قطعات ساخته شده با روش‌های چاپ سه بعدی، دارای دقت ابعادی بالا، حفرات با نظم هندسی، حفرات به هم پیوسته، تکرارپذیری مناسب، عدم نیاز به ساخت قالب و هزینه اولیه بالا بوده و این مزایا سبب گسترش سریع این فناوری شده است. همچنین ساخت اختصاصی (طبق ابعاد و شرایط مختص هر بیمار) و سریع، عدم محدودیت هندسی، محدودیت کم در تنوع مواد مورد استفاده و فضای کم مورد نیاز و قابلیت انتقال به داخل اتاق تمیز از دیگر ویژگی‌های این فناوری است. محققین پیش بینی می‌کنند تلفیق با ابزارهایی مانند هوش مصنوعی، توسعه بیشتر فناوری چاپ سه بعدی و در نتیجه بهبود عملکرد روش‌های نوین درمانی را به همراه خواهد داشت و موارد استفاده چاپ سه بعدی در حیطه پزشکی و دندانپزشکی را توسعه خواهند داد. استفاده از فناوری‌های نوین در زمینه ساخت ابزارها و قطعات مورد استفاده در دندانپزشکی، می‌تواند سبب بهبود کیفیت قطعه، قابلیت اختصاصی سازی، عدم محدودیت هندسی و سرعت تولید شود که همگی سبب کاهش دوره درمان و کاهش درد بیماران می‌توانند شوند. فرایندهای چاپ سه بعدی نیز با تولید قطعات دندان باکیفیت سبب بهبود شرایط درمان شده‌اند.
نویسنده مسؤول: محمد خدائی گروه مهندسی مواد، دانشکده فنی مهندسی گلپایگان، دانشگاه صنعتی اصفهان، گلپایگان، ایران (Email: m.khodaei@iut.ac.ir)	کلید واژه‌ها: چاپ سه بعدی، گرافت متخلخل، مهندسی پزشکی، مهندسی بافت، دندانپزشکی دیجیتال

مقدمه

روش‌های سنتی ساخت قطعات، مبتنی بر استفاده از قالب اولیه پرهزینه می‌باشد، اما روش‌های نمونه‌سازی سریع با گسسته‌سازی قطعه به لایه‌های متوالی و تصاویر متوالی از سطح مقطع، و سپس ساخت لایه به لایه، نیاز به قالب را مرتفع کرده و امکان ساخت قطعات پیچیده بدون محدودیت هندسی را فراهم آورده است. فناوری چاپ سه بعدی امروزه در زمینه‌های صنعتی مدرن مانند مهندسی هوافضا، مهندسی پزشکی و رباتیک استفاده می‌شود. اولین استفاده صنعتی از چاپ سه بعدی به اوایل دهه ۸۰ میلادی توسط چارلز هال برمی‌گردد و ایشان از روش استریولیتوگرافی برای اولین بار استفاده صنعتی کرده است. به مرور زمان روش‌های متعدد چاپ سه بعدی توسعه داده شد و امروزه بیش از ده‌ها روش مختلف استفاده صنعتی می‌شود (۱).

در زمینه پزشکی، تلفیق روش چاپ سه بعدی با روش‌های تصویربرداری سه بعدی و یا اسکن سه بعدی و روش ابرنقاط، سبب گسترش زمینه‌های استفاده از این فناوری مدرن شده است. به گونه‌ای که سفارشی‌سازی یا همان شخصی‌سازی و ساخت پیوند یا گرافت‌های (Grafts) متناسب با ابعاد و هندسه هر بیمار، سبب انطباق بیشتر ایمپلنت (کاشتنی (Implant)) و گرافت و در نتیجه تسریع درمان شده است (۲). این تطبیق پذیری و سفارشی‌سازی بدون نیاز به ساخت قالب گران قیمت، بسیار ارزنده بوده و زمان ساخت کوتاه قطعه سفارشی برای بیمار در اتاق عمل جذابیت اصلی این فناوری است. محققین در تلاشند جراحی اولیه بیمار، تصویربرداری سه بعدی، ساخت و نصب گرافت را همگی در یک مرحله جراحی و بیهوشی انجام داده و سبب کاهش درد، هزینه و زمان درمان بیمار شوند (۳).

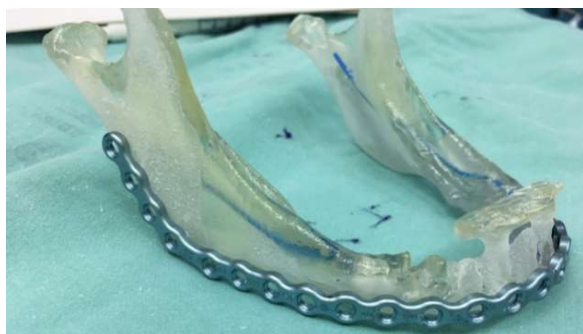
در این مطالعه مروری، به انواع فرایندهای چاپ سه بعدی و موارد استفاده آن‌ها در پزشکی و دندانپزشکی پرداخته می‌شود.

کاربردهای فناوری چاپ سه بعدی

– استفاده از مدل‌های چاپ سه بعدی در جراحی فک و صورت بازسازی صورت و فک از اولین زمینه‌های استفاده از فناوری چاپ سه بعدی هستند (۴). ناهنجاری‌های ایجاد شده در فک و صورت می‌تواند منشاء مادرزادی، ناشی از برداشتن تومور و غدد، ناشی از تصادف و ضربه حین کار باشد. در اتاق عمل، پس از شکافت محل ضایعه،

با تصویربرداری سه بعدی مدلی سه بعدی به دست می‌آید و این مدل با روش ابرنقاط و بر اساس آناتومی بیمار (سن و جنس و غیره) اصلاحاتی در مدل سه بعدی ایجاد می‌شود. سپس مدل سه بعدی برای ساخت، به چاپگر سه بعدی ارسال شده و امید بر آن است که در همان اتاق عمل، گرافت یا کاشتنی ساخته و نصب شود. معمولاً برای ترمیم فک و صورت از کاشتنی‌های تیتانیومی که استحکام مکانیکی مناسبی دارند استفاده شده است. یک مجموعه پزشکی بلژیکی در سال ۲۰۱۱ با ساخت کاشتنی تیتانیومی توسط چاپگر سه بعدی و نصب در فک بیمار سبب تسریع درمان شدند، ایشان مدعی هستند بیمار فردای روز جراحی قادر به صحبت و بلع غذا بوده است (۵).

در شکل ۱، یک نمونه فک پایینی بیمار که با فناوری چاپ سه بعدی ساخته شده نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که امکان خصوصی‌سازی متناسب با هر بیمار وجود دارد.



شکل ۱- یک نمونه فک پایینی بیمار که با فناوری چاپ سه بعدی ساخته شده (۶)

– استفاده از مدل‌های چاپ سه بعدی برای کاربردهای قلبی عروقی تجهیزات کمک درمانی مانند استنت‌های عروقی، دریچه قلبی، رگ مصنوعی برای درمان ضایعات قلبی عروقی استفاده می‌شوند. این قطعات دقیق و ظریف در صورتی که با فناوری نوین چاپ سه بعدی ساخته شوند و متناسب با شرایط هر بیمار باشند می‌توانند سبب بهبود شرایط درمان شوند، به گونه‌ای که به کاهش مرگ و میر منجر شود (۷).

– استفاده از مدل‌های چاپ سه بعدی در سامانه‌های نوین دارورسانی دارورسانی سنتی سبب نوسان در دوز داروی رها شده در بدن بیمار می‌شوند، امروزه استفاده از سیستم‌های ره‌ایش داروی کنترل شده، سبب

همچنین از فناوری چاپ سه بعدی برای ساخت سنسورهای زیستی الکتروشیمیایی نیز استفاده شده است (۱۰). مفهوم چاپ سه بعدی زیستی، مربوط به ساخت ارگان‌های زنده و چاپ همزمان با درج سلول زنده داخل ساختار نمونه سه بعدی است، این فناوری کاربرد مستقیم در مهندسی بافت دارد (۱۱) که تلفیقی از سه دانش بیولوژی سلولی، مهندسی مواد و چاپ سه بعدی می‌باشد.

فناوری‌های مختلف چاپ سه بعدی برای کاربردهای زیستی

فناوری‌های مختلف چاپ سه بعدی برای چاپ مواد مختلف و یا استفاده از فناوری متفاوت برای ساخت نمونه استفاده می‌کنند. البته در همه آن‌ها اصول کار به شرح زیر یکسان می‌باشد

* ابتدا هندسه مدل سه بعدی ترسیم و یا توسط اسکن سه بعدی تهیه و سپس اصلاح می‌شود. در این مرحله فایلی با پسوند معمولاً stl تهیه می‌شود.

* در مرحله بعد هندسه مدل گسسته سازی و لایه لایه می‌شود، همچنین فرمان‌هایی که باید به چاپگر فرستاده شود طراحی می‌شوند. مواردی مانند سرعت حرکت نازل، دما، فشار و مسیرهای حرکت نازل با جزییات برای چاپگر طراحی می‌شوند. این کار معمولاً توسط نرم افزارهایی مانند Simplify3D, Cura, Prusa Slicer و غیره انجام و فایل حاصل معمولاً با پسوند G-code ذخیره و برای چاپگر ارسال می‌شود.

* چاپگر اطلاعات هر لایه را از G-code فراخوانی کرده و همان فرمان را جزء به جزء اجرا می‌کند و نمونه لایه به لایه تا بالا ساخته می‌شود (۱۲). با این حال، برخی فناوری‌های مهم توسعه داده شده، در ادامه شرح داده می‌شود.

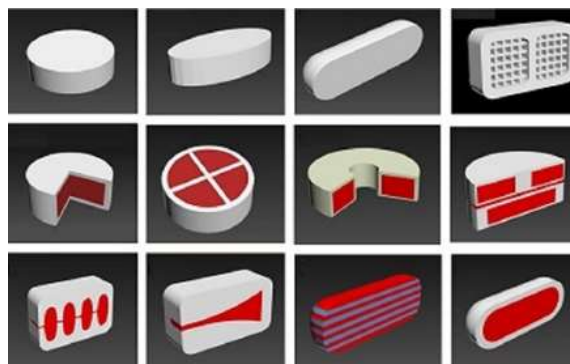
- چاپ اکستروژنی

در این روش مواد داخل کارتریج یا سیلندر تزریق قرار گرفته و با فشار پیستون از سیلندر و سپس از نازل خارج و لایه نشانی می‌شود. اعمال فشار برای اکستروژن مواد و خروج از نازل به روش‌های مختلفی انجام می‌شود.

چاپ سه بعدی مبتنی بر اکستروژن به دلیل امکان استفاده از طیف وسیعی از مواد، مقرون به صرفه بودن و راحتی استفاده در مقایسه با سایر

رهایش دارو با دوز یکنواخت و قابل کنترل و اثرگذاری بالاتر می‌شوند. ساخت سامانه‌های رهایش داروی کنترل شده توسط سیستم‌های چاپ سه بعدی به دلیل دقت ابعادی بالا و کنترل دقیق بر فرآیند ساخت، رو به توسعه بوده و این سیستم‌ها رهایش داروی کنترل شده و یا هدفمند را ایجاد می‌کنند.

طرح‌های قرصی شکل متعددی برای رهایش داروی کنترل شده توسط چاپ سه بعدی مورد بررسی محققین قرار گرفته است. برخی از این طرح‌ها در شکل ۲ آمده است.



شکل ۲- طرح‌های قرصی شکل چاپ سه بعدی شده برای رهایش داروی کنترل شده (۸)

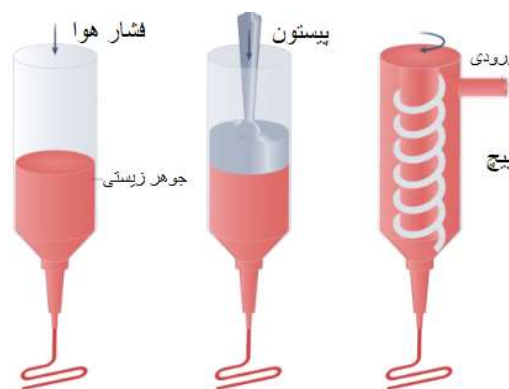
در این طرح‌ها، وجود ساختار مشبک و یا چند لایه و یا ساختار هسته- پوسته معمولاً امکان ساخت توسط روش‌های متداول و سنتی نداشته و توسط فرایندهای چاپ سه بعدی با دقت بالا به راحتی تولید می‌شوند.

سازمان غذا داروی آمریکا (Food and Drug Administration) (FDA) در سال ۲۰۱۵ اولین سامانه قرصی شکل به نام اسپریتام (Spritam) را برای رهایش داروی کنترل شده داروی لوتیراستام که برای درمان صرع کاربرد دارد، تایید کرد و امروزه توسط شرکت آپرشیا (Aprecia Pharmaceuticals) به بازار عرضه می‌شود (۹).

البته کاربردهای متعدد بسیار دیگری برای چاپگرهای سه بعدی در حوزه پزشکی معرفی و استفاده شده است. مواد اولیه مختلف (فلز و آلیاژ، سرامیک، پلیمر و کامپوزیت) و همچنین قطعات و ابزارهای مختلف برای کاربردهای متفاوتی چاپ سه بعدی شده‌اند. این گستردگی، سبب توسعه روش‌های متعدد چاپ سه بعدی شده است که در ادامه به آن پرداخته می‌شود.

روش‌ها، محبوب‌ترین روش چاپ سه بعدی است (۱۰).

در چاپ سه بعدی مبتنی بر اکستروژن، دستگاه‌های اکستروژن ممکن است پنوماتیکی یا مکانیکی باشند (شکل ۳). سیستم‌های مکانیکی شامل سیستم‌های پیستونی و پیچی هستند. فرآیند اکستروژن پنوماتیک، جوهر زیستی را با استفاده از یک گاز فشرده مانند هوا یا نیتروژن از طریق نازل عبور می‌دهد. پمپ هوای مورد استفاده در یک سیستم پنوماتیک باید بتواند هوای استریل را فراهم کند (۱۳).



شکل ۳- مکانیزم‌های متفاوت رانش مواد در چاپ اکستروژنی (۱۴)

تقسیم بندی فوق بر اساس مکانیزم‌های متفاوت نیروی رانش می‌باشد که تاکنون توسعه داده شده و استفاده می‌شود. به نظر می‌رسد سیستم مکانیکی پیچی به علت سطح تماس زیاد و تنش‌های برشی بیشتر، برای چاپ زیستی (همراه با سلول زنده) مناسب نیستند، اما برای چاپ مواد گرانبه (ویسکوز) و غلیظ، عملکرد بهتری دارند (۱۵،۱۶).

البته در چاپ سه بعدی زیستی، سلول‌ها به تنش برشی اعمالی به جوهر زیستی حساس هستند و تنش‌های بالا سبب میرایی آن‌ها خواهد شد به گونه ای که استفاده از نازل‌هایی با قطر کمتر از ۱۰۰ میکرومتر مقدور نیست (۳).

از دیدگاه دیگر، فرایندهای چاپ اکستروژنی به سه دسته زیر تقسیم می‌شوند:

۱- مدل سازی لایه نشانی مذاب (Fused Deposition Modeling) (FDM):

این فناوری توسط اسکات کرامپ (S. Scott Crump)، یکی از بنیان‌گذاران شرکت استراتاسیس (Stratasys)، در اواخر دهه ۱۹۸۰

میلادی اختراع شد و در سال ۱۹۹۰ به صورت تجاری وارد بازار شد. این فناوری به مرور به رایج‌ترین روش چاپ سه بعدی تبدیل شد و امروزه با نام‌های دیگری مانند ساخت افزایشی اکستروژن محور (extrusion-based additive manufacturing) 90 یا تولید فیلامنت ذوبی نیز شناخته می‌شود. ایده اولیه این روش از تلاش کرامپ برای ساخت یک اسباب بازی برای دختر خود با ذوب کردن مخلوطی از موم و پلاستیک و رسوب‌دهی آن لایه به لایه با استفاده از یک دستگاه چسب حرارتی نشأت گرفت که بعدها به یک فرآیند صنعتی خودکار و قابل کنترل تبدیل شد (۱۷).

در این فناوری که معمولاً برای چاپ پلیمرهای سنتزی ترموپلاست مانند PLA (Poly lactic acid) و PLGA (Poly lactic co-glycolic acid) و PCL (Polycaprolactone) (۱۱) استفاده می‌شود، پلیمر با اعمال حرارت کنترل شده ذوب می‌شود. تنظیم دقیق دما برای تنظیم دقیق گرانبه (ویسکوزیته) مذاب از اهمیت بالایی برخوردار است. مواد ذوب شده، با یکی از سه مکانیزم رانش ذکر شده در بالا، از طریق نازل به بیرون کارتریج رانده می‌شوند و با حرکت خطی نازل، در مسیر صحیح لایه نشانی انجام می‌شود. مکانیزم رانش می‌تواند پیستونی، پنوماتیک و یا پیچی باشد اما مساله مهم این است که کارتریج، توسط غلاف حرارت احاطه شده و گرم می‌شود. مرور بر مراجعی مانند مرجع شماره ۱۰ نشان می‌دهد این فناوری عمدتاً برای چاپ کامپوزیت‌هایی حاوی تا ۳۰ درصد وزنی تقویت کننده استفاده شده است). داربست‌های کامپوزیتی ساخته شده به روش FDM از استحکام قابل قبولی برای مهندسی بافت برخوردارند (۱۸) و در تحقیق ارائه شده توسط Eshagh Abadi Mostafa و همکاران (۱۸) نشان داده شد که داربست‌های کامپوزیتی چاپ سه بعدی شده دارای استحکام در محدوده استخوان متراکم هستند.

۲- روبوکست (Robocast) یا نوشتن مستقیم با جوهر (Direct ink writing) (DIW)

در این فناوری، مکانیزم‌های رانش و اکستروژن مواد دقیقاً مانند روش FDM است و رانش با هریک از سه روش پنوماتیک، پیستونی و یا پیچی می‌تواند انجام شود. اما چاپ در دمای محیط انجام شده و افزایش دما در کارتریج رخ نمی‌دهد. مواد داخل کارتریج معمولاً به صورت محلول و

۳- ژل پرینت

این فناوری برای چاپ خمیر پایه سرامیکی استفاده می‌شود و از آنجایی که خمیر معمولاً ویسکوزیته بالایی دارد، مکانیزم رانش و اکستروژن مواد معمولاً به صورت پیچی انجام می‌شود. چاپ در دمای محیط انجام می‌شود و افزایش دما در کارتریج رخ نمی‌دهد. مواد داخل کارتریج معمولاً به صورت خمیر استفاده می‌شوند. بنابراین، فناوری چاپ ژلی قابل استفاده برای چاپ سه بعدی بیوسرامیک‌ها که نمی‌توان آن‌ها را ذوب کرد، نیز می‌باشد. مرور بر مراجعی نظیر (۲۶،۲۷) نشان می‌دهد این فناوری عمدتاً برای چاپ ترکیباتی حاوی تا حدود ۹۰ درصد وزنی تقویت کننده یا سرامیک استفاده شده است. بعد از چاپ، داربست که ساختاری خمیری دارد خشک و سپس تف جوشی می‌شود.

چاپ جوهرافشان

چاپ جوهری پیوسته (continuous inkjet printing) از مهم‌ترین روش‌های این فناوری است. در این فناوری، روی بستر چاپگر، لایه نازکی از پودر مورد نظر ریخته می‌شود و این لایه توسط غلطک‌هایی، مسطح، صاف و تاحدی فشرده می‌شود. سپس نازل چاپگر طبق مسیرهای اعمالی از G-code از نازلی با قطر حدود ۵۰ میکرومتر، بایندر و یا چسبی را در مواضع از پیش تعیین شده می‌ریزد و سبب چسبیدن پودر روی میز می‌شود. حرکت نازل توسط مکانیزمی مشابه هد چاپگرهای دوبعدی رنگی انجام می‌شود. هنگامی که کل قسمت‌های انتخابی سطح توسط چسب پوشانده شد، میز چاپگر، به ضخامت یک لایه پایین رفته و لایه دیگری پودر روی آن ریخته و مسطح می‌شود. فرایند ساخت لایه به لایه پیش می‌رود. در نهایت نمونه ساخته شده از میان انبوه پودرهای آزاد، خارج می‌شود (۲۸).

در فناوری چاپ جوهرافشان می‌توان همراه با جوهر، ملکول‌های زیستی، سلول و یا فاکتور رشد نیز به بستر پودری افزود که این کار بهبود قابلیت تکثیر و تمایز سلولی را به همراه دارد (۱۱).

چاپ سه بعدی لیتوگرافی (SLA)

ماده اولیه مورد استفاده در چاپگرهای SLA رزین‌های سخت شونده با نور هستند (شکل ۴). پس از تهیه فایل هندسی مدل و سپس G-code آن، داخل وان چاپگر از رزین پر می‌شود. سپس سه منبع نور فرابنفش

نه مذاب، استفاده می‌شوند. بنابراین، فناوری DIW برای چاپ سه بعدی پلیمرهای طبیعی که نمی‌توان آن‌ها را ذوب کرد، نیز قابل استفاده می‌باشد. استفاده از سوزن‌های سرنگ با قطرهای مختلف، سبب چاپ داربست با الیاف متفاوت می‌شود. مرور بر منابع نشان می‌دهد این فناوری عمدتاً برای چاپ کامپوزیت‌هایی حاوی تا حدود ۶۵ درصد وزنی تقویت کننده استفاده شده است (۱۱،۱۹).

پلیمرهای طبیعی مانند کیتوسان، آلژینات، سلولوز، کلاژن، پلی وینیل الکل و بسیاری دیگر که به روش FDM قابل چاپ نیستند، توسط روش DIW به راحتی چاپ سه بعدی می‌شوند (۱۱،۲۰،۲۱).

البته ویسکوزیته جوهر زیستی از مهمترین پارامترهای این فناوری می‌باشد، خروج جوهرهای با ویسکوزیته بالا از نازل انجام نمی‌شود و معمولاً چاپ به گرفتگی نازل منجر خواهد شد، و اگر ویسکوزیته نازل کم باشد، بعد از خروج از نازل، جوهر پخش شده و شکل خود را حفظ نمی‌کند. معمولاً ویسکوزیته مناسب برای جوهرهای زیستی ۳-۳۰ mpa.s می‌باشد که البته خیلی بهتر است جوهر قابلیت رقیق شدن برشی (Shear tinning) نیز داشته باشد (۲۲).

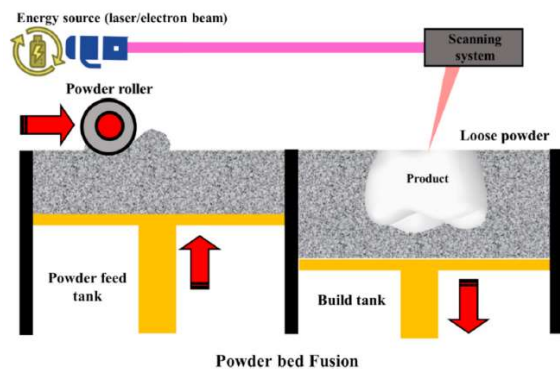
در یک مطالعه توسط Menshutin و همکاران (۲۳) (۲۰۲۵) کمپلکس پلی‌الکترولیتی آلژینات-کیتوسان برای ساخت آئروژل‌های سه بعدی با ساختار پیچیده و کاربرد در داربست‌های بافتی به روش DIW چاپ شده است. در این روش، جوهرهایی با دامنه ویسکوزیته‌ای از ۰/۸ تا ۲۵۰۰ پاسکال ثانیه به کار گرفته شده و آئروژل حاصل دارای تخلخل ۹۶ درصد و سطح ویژه بالا بوده است، که پس از خشک سازی فوق بحرانی با دی‌اکسید کربن، کاملاً عاری از میکروب باقی می‌ماند (۲۳). در تحقیقی دیگر که توسط Xu و همکاران (۲۰۲۴) انجام شده کامپوزیتی از فلز مایع و آلژینات سدیم برای چاپ سه بعدی اجزای نرم یک ربات نرم با سختی متغیر به روش DIW توسعه داده شده است (۲۴).

همچنین در تحقیقی توسط Laurén و همکاران (۲۵)، به ساخت هیدروژل‌هایی بر پایه کیتوسان دوبار-کواترینه‌شده (DQC) همراه با پلی‌یورتان غیرایزوسیانات و نانوفیبریل سلولز برای کاربردهای ترمیم زخم پرداخته است. این هیدروژل‌ها از طریق روش DIW چاپ شده‌اند و ساختاری متخلخل، زیست‌سازگار و مناسب برای کاربردهای التیام زخم را به نمایش گذاشتند.

پایین رفته و روی آن یک لایه پودر جدید کشیده می‌شود و لیزر مجدداً با تابش، لایه جدیدی را روی لایه قبلی ایجاد می‌کند. در نهایت نمونه تولید شده، از میان انبوهی پودر خارج می‌شود (۶،۱۱).

فناوری دیگری به نام ذوب لیزری انتخابی (Selective laser melting) (SLM) نیز که مشابه فناوری SLS است، توسعه داده شده است، با این تفاوت که از منبع لیزر با توان بالاتر استفاده شده و ذرات پودر کاملاً ذوب می‌شوند. در نتیجه نمونه ساخته شده با فناوری SLM دارای تخلخل کمتری نسبت به نمونه SLS است (۶،۱۱).

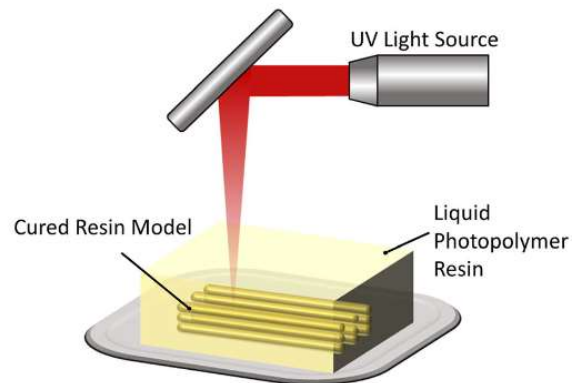
در شکل ۵ طرحواره فرایند تفجوشی لیزری مشاهده می‌شود. یکی دیگر از پارامترهای موثر بر کیفیت قطعات تولید شده، شکل و اندازه ذرات پودر است که بر ضخامت لایه پودر هم تأثیرگذار خواهد بود (۳۱).



شکل ۵- طرحواره فرایند تفجوشی لیزری (۳۱)

هرچند سطح نمونه ساخته شده به روش SLM و SLS زبرتر و خشن‌تر از نمونه ساخته شده به روش SLA است (۲۹)، اما این دو روش گستره وسیعتری از مواد (پلیمر، فلز، سرامیک و کامپوزیت) قابل فراوری با دو روش SLM و SLS هستند (۳۲). بنابراین سایر تخصص‌های پزشکی مانند اورتوپدی و دندانپزشکی برای ساخت کاشتنی‌های مورد نیاز، از دو فناوری فوق استفاده کردند (۲۹،۳۳،۳۴). ساخت قطعاتی مانند اباتمنت و فیکسچر دندان، ساخت پل و بریدج و فریم ورک‌های دندان به صورت اختصاصی و شخصی سازی شده در زمینه دندانپزشکی به روش‌های SLS و SLM کاملاً ترویج یافته است. گستره وسیعی از آلیاژها را با این روش‌ها می‌توان پردازش کرد، تیتانیوم و آلیاژهای آن، آلیاژهای فولادهای زنگ نزن، آلیاژهای کبالت-کروم-مولیبدن (۳۴) از این دسته هستند و همگی در حوزه دندانپزشکی کاربرد دارند (۳۱). حتی

(Ultra Violet) (UV) هم زمان بر نقاط از پیش تعیین شده متمرکز شده و در همان نقطه سخت شدن رزین رخ خواهد داد. زمان ماند (Dwell time) تابش پرتو در هر نقطه، زاویه منابع نور نسبت به هم، شدت تابش، انرژی پرتوی مورد استفاده و قطر پرتوها و همچنین پارامترهای مربوط به رزین، از متغیرهای اصلی این فرایند هستند. هرچند که این فرایند فقط قابل اجرا بر رزین‌های سخت شونده با نور هستند، اما به علت دقت و وضوح بالا و سرعت ساخت نسبتاً مناسب، این روش از محبوبیت بالایی در ساخت نمونه‌های دقیق برخوردار است. از آنجایی که در این روش افزایش دما رخ نمی‌دهد، می‌توان آن را برای ساخت سامانه‌های رهایش داروی کنترل شده حساس به حرارت استفاده کرد. فناوری چاپ سه بعدی لیتوگرافی دارای وضوح (Resolution) بالاتری نسبت به روش FDM است (۱۰،۱۱).



شکل ۴- طرحواره چاپ سه بعدی لیتوگرافی (۲۹)

Rstakyan و همکاران (۳۰) یک رزین سرامیکی متشکل از هیدروکسی آپاتیت و سیلیس را توسعه دادند و از روش استریولیتوگرافی برای چاپ داربست بافتی به منظور بهبود زیست‌فعالی استفاده کردند. آن‌ها توانستند به خواص مکانیکی بهتر و سمیت سلولی کمتر دست یابند.

فناوری‌های بر پایه پودر

در فناوری تفجوشی لیزری انتخابی (Selective laser sintering) (SLS) یک بستر پودری روی میز دستگاه ایجاد می‌شود. سپس لیزر به مکان‌های مرجع طبق فرمان کامپیوتر می‌تابد و پودر را تا اندکی کمتر از نقطه ذوب گرم می‌کند و سبب ذوب جزئی و تفجوشی ذرات پودر به هم چسبیدن آن‌ها می‌شود. سپس بستر پودر به ضخامت یک لایه،

در مطالعه دیگری توسط Harada و همکاران (۴۰) (۲۰۲۰) خصوصیات مکانیکی، فیزیکی و خوردگی نمونه‌های تیتانیوم خالص و Ti-6Al-4V ساخته شده به روش SLS را با نمونه‌های ریخته‌گری شده مقایسه کرده است. در این تحقیق نشان داده شد که هر دو نوع نمونه تیتانیومی ساخته شده با فرآیند SLS خصوصاتی مشابه با برتر نسبت به نمونه‌های ریخته‌گری شده داشتند و نمونه‌هایی که به صورت افقی نسبت به سطح پلتفرم چاپ ساخته شده بودند، بیشترین مقاومت کششی و کمترین زبری سطح را نشان دادند. این نتایج نشان می‌دهد فرآیند SLS با پودر تیتانیوم می‌تواند جایگزین مناسبی برای روش‌های سنتی ساخت پروتزهای دندانی باشد.

نتیجه گیری

روش‌های چاپ سه بعدی که قدمتی کمتر از ۵۰ سال دارند با به عرصه تولید سریع قطعات نهاده اند و در این مدت کوتاه رشد سریعی داشته و روش‌های مختلفی برای ساخت توسعه یافته است. برخی از این روش‌ها در زمینه پزشکی مورد استفاده قرار گرفته اند و استفاده آن‌ها در حال گسترش می‌باشد. سرعت تولید بالا، عدم نیاز به قالب سازی اولیه، قابلیت شخصی سازی و سفارشی سازی برای بیماران، و کنترل دقیق هندسه و حفرات از مزایای مجموعه روش‌های نمونه سازی سریع برای کمک به درمان و تسهیل فرایندهای پزشکی و دندانپزشکی هستند.

References:

- 1- Liu F, Liu C, Chen Q, Ao Q, Tian X, Fan J, et al. Progress in organ 3D bioprinting. *Int J Bioprint*. 2018;4(1):128.
- 2- Semba JA, Mieloch AA, Rybka JD. Introduction to the state-of-the-art 3D bioprinting methods, design, and applications in orthopedics. *Bioprinting*. 2020;18:e00070.
- 3- Ng WL, Sachdeva K, Conway PL, Wuertz S, Bartolo P. Advanced (bio)printing strategies for cultivated meat fabrication. *J Future Foods*. 2025;
- 4- Singare S, Dichen L, Bingheng L, Yanpu L, Zhenyu G, Yaxiong L. Design and fabrication of custom mandible titanium tray based on rapid prototyping. *Med Eng Phys*. 2004;26(8):671-6.
- 5- Parthasarathy J. 3D modeling, custom implants and its future perspective in craniofacial surgery. *Ann Maxillofac Surg*. 2014;4(1):9-18.
- 6- Shilo D, Emodi O, Blanc O, Noy D, Rachmiel A. Printing the future—updates in 3D printing for surgical applications. *Rambam Maimonides Med J*. 2018;9(3):e0020.
- 7- Schmauss D, Heaberle S, Hagl C, Sodian R. 3D-dimentional printing in cardiac surgery and interventional cardiology, a single-center experience. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2015;47(6):1044-52.

روش‌های جدیدتری به نام میکروتفجوشی لیزری انتخابی برای ساخت قطعات بسیار ریز دندانی نیز توسعه یافته است و توسط محققین در حال تکمیل می‌باشد (۳۵).

البته ضمن همه مزایای چاپ سه بعدی ذکر شده در این مقاله مروری، محدودیت‌هایی مانند آنیزوتروپی خواص مکانیکی در نمونه‌های ساخته شده توسط برخی روش‌ها مشاهده می‌شود (۳۶) که محققین در پی تعدیل این مسائل هستند (۳۷). یکی از مزایای استفاده از روش‌های چاپ سه بعدی برای ساخت کاشتنی‌های دندانی، قابلیت تغییر آنالیز آلیاژ مورد استفاده می‌باشد، زیرا ماده اولیه مورد استفاده به صورت پودر بوده و می‌توان ترکیبات مختلفی را در کنار هم آلیاژ کرد، به عنوان مثال Zong و همکاران (۳۸) آلیاژ Ti6Al4V-5Cu را برای ساخت کاشتنی دندانی به روش SLS استفاده کردند و به واسطه حضور مس، خواص سایشی نمونه را بهبود دادند.

در یک مطالعه توسط Kim و همکاران (۳۹) (۲۰۱۳) دقت تطابق حاشیه‌ای و داخلی تاج‌های متال-سرامیک ساخته‌شده از تیتانیوم به روش SLS با استفاده از تکنیک‌های ماکت سازی دو و سه بعدی ارزیابی شد. در این پژوهش نشان داده شد که تاج‌های تیتانیومی ساخته‌شده با CAD/CAM کمترین اختلاف حاشیه‌ای را در میان همه گروه‌های آزمایش شده داشتند، در حالی که گروه‌های فلز پایه (نیکل-کروم) بیشترین اختلاف را نشان دادند.

- 8- Alhnan MA, Okwuosa TC, Sadia M, Wan KW, Ahmed W, Arafat B. Emergence of 3D printed dosage forms: opportunities and challenges. *Pharm Res*. 2016;33(8):1817-32.
- 9- Jassim-Jaboori AH, Oyewumi MO. 3D printing technology in pharmaceutical drug delivery: prospects and challenges. *J Biomol Res Ther*. 2015;4(4):1000e141.
- 10- Chávez M, Arduini F, Escarpa A. Shaping the next-generation of fused deposition modeling three-dimensional-printing-based electrochemical (bio)sensing: drawing a realistic horizon. *Curr Opin Electrochem*. 2025;53:101730.
- 11- Gogoi D, Kumar M, Singh J. A comprehensive review on hydrogel-based bio-ink development for tissue engineering scaffolds using 3D printing. *Ann 3D Print Med*. 2024;15:100159.
- 12- Norman J, Madurawe RD, Moore CMV, Khan MA, Khairuzzaman A. A new chapter in pharmaceutical manufacturing: 3D-printed drug products. *Adv Drug Deliv Rev*. 2017;108:39-50.
- 13- Zhang B, Cristescu R, Chrisey DB, Narayan RJ. Solvent-based extrusion 3D printing for the fabrication of tissue engineering scaffolds. *Int J Bioprint*. 2020;6(1):211.

- 14- Zhang YS, Haghighashtiani G, Hübscher T, Kelly DJ, Lee JM, Lutolf M, et al. 3D extrusion bioprinting. *Nat Rev Methods Primers*. 2021;1:75.
- 15- Derakhshanfar S, Mbeleek R, Xu K, Zhang X, Zhong W, Xing M. 3D bioprinting for biomedical devices and tissue engineering: a review of recent trends and advances. *Bioact Mater*. 2018;3(2):144-56.
- 16- Boularaoui S, Al Hussein G, Khan KA, Christoforou N, Stefanini C. An overview of extrusion-based bioprinting with a focus on induced shear stress and its effect on cell viability. *Bioprinting*. 2020;20:e00093.
- 17- Acierio D, Patti A. Fused Deposition Modelling (FDM) of Thermoplastic-Based Filaments: Process and Rheological Properties—An Overview. *Materials (Basel)*. 2023;16(24):7664.
- 18- Eshagh Abadi Mostafa A, Emadi R, Shirali D, Khodaei M, Emadi H, Saboori A. Printed polylactic acid/akermanite composite scaffolds for bone tissue engineering; development and surface modification. *Int J Biol Macromol*. 2025;284(pt1):138097.
- 19- Zhang B, Wang L, Song P, Pei X, Sun H, Wu L, et al. 3D printed bone tissue regenerative PLA/HA scaffolds with comprehensive performance optimizations. *Mater Des*. 2021;201:109490.
- 20- Shahzad A, Lazoglu I. Direct ink writing (DIW) of structural and functional ceramics: recent achievements and future challenges. *Compos part B Eng*. 2021;225:109249.
- 21- Saadi MASR, Maguire A, Pottackal NT, Thakur MSH, Ikram MM, Hart AJ, et al. Direct ink writing: a 3D printing technology for diverse materials. *Adv Mater*. 2022;34(28):2108855.
- 22- Xu T, Jin J, Gregory C, Hickman JJ, Boland T. Inkjet printing of viable mammalian cells. *Biomaterials*. 2005;26(1):93-9.
- 23- Menshutina N, Abramov A, Golubev E, Tsygankov P. Three-Dimensional Printing and Supercritical Technologies for the Fabrication of Intricately Structured Aerogels Derived from the Alginate–Chitosan Polyelectrolyte Complex. *Gels*. 2025;11(7):477.
- 24- Xu P, Zhu L, Chang B. Liquid Metal/Sodium Alginate Composites for Direct-Ink-Writing Functional Soft Components of a Variable-Stiffness Soft Robot. *ACS Appl Electron Mater*. 2024;6(12):8838-48.
- 25- Laurén I, Farzan A, Teotia A, Lindfors NC, Seppälä J. Direct ink writing of biocompatible chitosan/non-isocyanate polyurethane/cellulose nanofiber hydrogels for wound-healing applications. *Int J Biol Macromol*. 2024;259(Pt 2):129321.
- 26- Zhang Z, Lin T, Shao H, Zhang Y, Wang L, Deng X. Preparation of 3DGP dense zirconia parts by two-step method: staggered stacking method and printing wire deformation. *Ceram Int*. 2020;46(5):6491-6.
- 27- Zhang Z, Tang B, Zhang L, Zhou F. Constructing a 3D printed composite gel using sodium carboxymethylcellulose and gelatin. *Food Hydrocolloids*. 2026;177:112594.
- 28- Zhou Z, Lennon A, Buchanan F, McCarthy HO, Dunne N. Binder jetting additive manufacturing of hydroxyapatite powders: effects of adhesives on geometrical accuracy and green compressive strength. *Addit Manuf*. 2020;36:101645.
- 29- Ghelich P, Kazemzadeh-Narbat M, Najafabadi AH, Samandari M, Memić A, Tamayol A. (Bio) manufactured solutions for treatment of bone defects with an emphasis on US-FDA regulatory science perspective. *Adv NanoBiomed Res*. 2022;2(4):2100073.
- 30- Rstakyan V, Mkhitarian L, Baghdasaryan L, Ghaltaghchyan T, Karabekian Z, Sevoyan G, et al. Stereolithography of ceramic scaffolds for bone tissue regeneration: influence of hydroxyapatite/silica ratio on mechanical properties. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2024;152:106421.
- 31- Ebrahimi M, Shaikh H, Sichani HR, Ramachandran RA, Paramasivan M, Alam MF, et al. Additive manufacturing for dentistry: a comprehensive review of techniques and applications. *Prog Mater Sci*. 2026;157:101613.
- 32- Han J, Wu J, Xiang X, Xie L, Chen R, Li L, et al. Biodegradable BBG/PCL composite scaffolds fabricated by selective laser sintering for directed regeneration of critical-sized bone defects. *Mater Des*. 2023;225:111543.
- 33- Hassan MZ, Aufa AN, Brytan Z, Tanski T, Ren J, Mazurkiewicz J, et al. Selective laser melting of magnesium alloys for biomedical applications: microstructure to clinical translation. *J Mater Res Technol*. 2025;39:660-91.
- 34- Al Jabbari YS, Dimitriadis K, Sufyan A, Zinelis S. Microstructural and mechanical characterization of six Co-Cr alloys made by conventional casting and selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2024;132(3):646.e1-646.e10.
- 35- Nagarajan B, Hu Z, Song X, Zhai W, Wei J. Development of micro selective laser melting: the state of the art and future perspectives. *Engineering*. 2019;5(4):702-20.
- 36- Khodaei M, Amini Najaf Abadi R. Anisotropy of mechanical properties of polylactic acid scaffolds produced by melt-deposition method for bone tissue engineering. *Mod Ad Process Mater Eng*. 2021;15(1):67-72.
- 37- Hegedüs T, Al-Hassiny A, Dickie J, Bencze B, Samaranayake L, Géczy Z, et al. User experience of 3D printing in dentistry: a transnational questionnaire survey. *J Dent*. 2025;163:106200.
- 38- Zong W, Zhang S, Zhang C, Ren L, Wang Q. Design and characterization of selective laser-melted Ti6Al4V–5Cu alloy for dental implants. *Mater Corros*. 2020;71(10):1697-710.
- 39- Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: Two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(2):179-86.
- 40- Harada Y, Ishida Y, Miura D, Watanabe S, Aoki H, Miyasaka T, et al. Mechanical Properties of Selective Laser Sintering Pure Titanium and Ti-6Al-4V, and Its Anisotropy. *Materials (Basel)*. 2020;13(22):5081.