

# مروری بر فناوری چاپ سه‌بعدی پلیمری: مواد، فرایند و راهبردهای طراحی برای کاربردهای پزشکی

امیر حسنوند\*

تهران، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، گروه مهندسی پلیمر

## چکیده ...

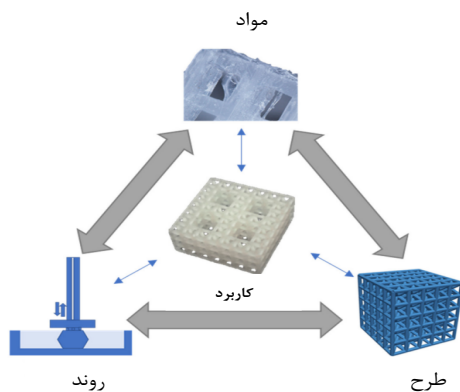
چاپ سه‌بعدی پلیمری فناوری نوظهوری است که تحقیقات بیشتر در این زمینه منجر به بهبود مستمر عملکرد طراحی چاپ سه‌بعدی پلیمری و پیشبرد مرزها در مهندسی و پزشکی می‌شود. چاپ سه‌بعدی پلیمری امکان چاپ قطعات کاربردی کم‌هزینه با خواص و قابلیت‌های متنوع را فراهم می‌کند. در اینجا، تحقیقات مربوط به مواد، فرایندها و راهبردهای مرتبط با کاربردهای پزشکی ارائه و بررسی می‌شود. تحقیقات در مواد منجر به توسعه پلیمرهایی با ویژگی‌های مفید مکانیکی و زیست‌سازگاری شده است. تنظیم خواص مکانیکی با تغییر عوامل فرایند چاپ به دست می‌آید. فناوری‌های چاپ سه‌بعدی پلیمری شامل اکستروژن، لایه‌برداری ورق، پلیمری‌شدن نوری، لایه افزایشی، هم‌جوشی مبتنی بر پودر، پاشش مواد و رسوب مستقیم است، که روش‌های جوهرافشان حرارتی و لیزری رایج‌تر هستند. دو فناوری لایه‌برداری ورق و رسوب مستقیم در کاربردهای پزشکی کمتر استفاده می‌شوند. رسوب مستقیم مواد، طراحی معماری‌های سودمند و سفارشی را امکان‌پذیر می‌کند. راهکارهای طراحی، مانند توزیع سلسله‌مراتبی مواد، تعادل خواص متضاد را ممکن می‌سازد. کاربردهای پزشکی بیشتر بررسی شده شامل داربست‌های بافتی، کاشتینه‌های دندان، آموزش پزشکی، سامانه‌های تحویل دارو و تجهیزات ایمنی می‌شود. در آخر به مطالعه چالش‌ها و موانع چاپ سه‌بعدی پلیمری پرداخته می‌شود.

## واژه‌های کلیدی:

چاپ سه‌بعدی،  
پلیمرها،  
فناوری مشبک‌ها،  
مهندسی،  
پزشکی

\*پست الکترونیکی مسئول مکاتبات:

amirhasnvand.contact@gmail.com



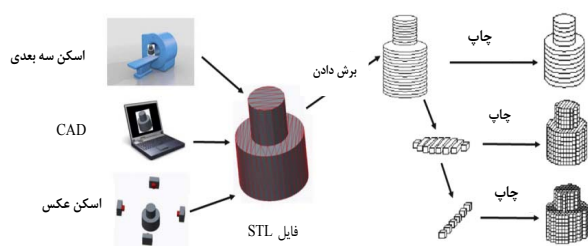
شکل ۱ ملاحظات مواد، فرایند و طراحی برای کاربردهای پزشکی که برای نمونه داربست بافتی نشان داده شده است [۳].

بر اساس تغییرات عملکرد نسبت داده شده به عدم قطعیت و تغییرات بخشی در فرایند چاپ سه بعدی وجود دارد [۱،۳]. مطالعات مقایسه‌ای برای داربست‌های بافتی می‌تواند به راهبردهای طراحی بسیار متفاوتی بر اساس تصمیم‌های مختلف فرایند مواد/چاپ دست یابد. به‌عنوان مثال، داربست‌های بافتی ساخته شده از پلی‌کاپرولاکتون (PCL) با استفاده از مدل‌سازی رسوب ذوب شده دارای ساختارهای سازگارتر با قابلیت تجزیه زیستی هستند، در حالی که داربست‌های تیتانیوم چاپ شده با تفجوشی لیزری انتخابی، سفتی بالاتری دارند، اما قابلیت تجزیه زیستی ندارند. این انتخاب‌ها سپس بر طراحی توپولوژیکی داربست تأثیر می‌گذارند، زیرا معمولاً چاپ پلی‌کاپرولاکتون به‌عنوان ساختاری مبتنی بر خرپا امکان‌پذیر نیست، در حالی که فرایندهای تفجوشی لیزری انتخابی قادر به تولید تیتانیوم به‌شکل‌هایی برای دستیابی به ساختارهای مبتنی بر خرپا از نظر مکانیکی کارآمد هستند که تخلخل بالایی را برای آن ایجاد می‌کنند. حجم‌های خالی بزرگ برای رشد بافت به‌طور کلی، تصمیم‌گیری‌ها در مورد راهبردهای مواد، فرایند و طراحی به‌صورت غیرخطی و یکپارچه اتفاق می‌افتد که مستلزم بررسی دقیق و آگاهی از رابطه آن‌ها با برنامه‌های کاربردی است [۴]. بنابراین، چاپ سه بعدی با اصطلاحات دیگر به‌عنوان تولید لایه‌ای، ساخت افزودنی، تولید خودکار رایانه‌ای، نمونه‌سازی سریع، یا فناوری فرم آزاد جامد (SFF) نیز شناخته می‌شود. در روش‌های متعارف یا کسر (قالب‌سازی، ماشین‌کاری، شکل‌دهی، ریخته‌گری، تزریق، برش لیزری)، شی یا طرح نهایی با کم کردن متوالی مواد از ماده حجیم شکل می‌گیرد. معمولاً هندسه‌های غیر استاندارد و شی چند ماده‌ای با این فرایندها به دلیل ناتوانی ابزار مورد استفاده امکان‌پذیر نیست. در مقابل، چاپ سه بعدی روشی است که در آن اشیا به‌صورت افزودنی با قرار دادن مواد

## ۱ مقدمه

چاپ سه بعدی پلیمری در سال‌های اخیر به‌سرعت پیشرفت کرده است و بسیاری از زمینه‌های تحقیقاتی به محصولات سه بعدی مهندسی شده وابسته‌اند. چاپ سه بعدی پلیمری در طیف وسیعی از دامنه پزشکی که از تنوع ویژگی‌های مواد پلیمری و رویکردهای پردازش سود می‌برند، مورد استفاده است. چاپ سه بعدی، رویکرد ساخت بسیار مطلوبی است؛ زیرا امکان ساخت طرح‌هایی با هندسه‌ها و معماری‌های پیچیده را فراهم می‌کند که با فرایندهای تولید مرسوم امکان‌پذیر نیست. به‌عنوان مثال، ساختارهای داربست بافتی ساخته شده با چاپ پلی‌جت و استریولیتوگرافی می‌توانند به اشکال سلسله‌مراتبی دست یابند که استخوان را شبیه‌سازی می‌کند، در نتیجه طاقچه‌ای مکانیکی و زیستی برای پشتیبانی از بازسازی بافت فراهم می‌کند [۱]. علاوه بر این، انتخاب پلیمرها نسبت به روش‌های چاپ فلزی دارای مزایایی است که منجر به کاشت‌های فلزی می‌شود که در بدن تخریب نمی‌شوند و منجر به بهبود مکانیکی مانند محافظ تنش می‌شوند. در حوزه‌های تجهیزات ایمنی، شبکه‌های چاپ شده با پلیمر به جذب انرژی کارآمد با فرایند ساخت سریع دست می‌یابند که محدودیت‌های زنجیره تأمین تولید فله را دور می‌زند. چاپ پلیمری با استفاده از انواع فرایندهای چاپ سه بعدی امکان‌پذیر است که تطبیق‌پذیری را برای انتخاب مواد و پشتیبانی از طرح‌ها با معماری‌ها، پاسخ‌ها و طرح‌های متنوع فراهم می‌کند [۲]. به دلیل فضای طراحی بزرگ ارائه شده توسط چاپ پلیمری سه بعدی و فرصت‌های آن برای بهبود کاربردهای پزشکی، ما با در نظر گرفتن پیشرفت‌های اخیر در مواد، فرایندها و راهبردهای طراحی که همگی بر نتیجه برنامه تأثیر می‌گذارند، بررسی خود را انجام داده‌ایم. در شکل ۱ برای مثال داربست بافتی.

شکل ۱ طرح‌واره‌ی داربست بافت سلسله‌مراتبی ساخته شده از سلول‌های واحد مبتنی بر پرتو را با ملاحظات به هم پیوسته در مواد، فرایند و طراحی برای اطمینان از عملکرد مکانیکی و زیستی مناسب نشان می‌دهد [۳]. در این مثال، رویکرد طراحی برای تقلید از ساختار سلسله‌مراتبی استخوان تا حد زیادی نیاز به فرایند چاپ مناسب و انتخاب مواد برای پشتیبانی از برنامه را برانگیخته است. نیاز به سفتی مناسب برای اطمینان از یکپارچگی ساختاری و حفظ زیست‌سازگاری برای ارتقای رشد بافت، انتخاب ماده را محدود می‌کند. طراحی با پلیمری مبتنی بر اسید متاکریلیک انجام شد، فرایند چاپ مستلزم تشکیل لایه‌هایی برای ساخت ساختار خرپایی سلسله‌مراتبی پیچیده است که با چاپ استریولیتوگرافی به دست می‌آید. با این حال، هنگامی که این عوامل انتخاب شدند، نیاز به تکرار و اصلاح طرح سازه



شکل ۲ فرایند چاپ سه‌بعدی تعمیم‌یافته [۷].

خاص در لایه‌ها در لایه مقطعی به‌طور هم‌زمان ساخته می‌شوند. بنابراین، در مقایسه با فرایندهای تولید متعارف، فناوری‌های چاپ سه‌بعدی مقرون‌به‌صرفه، خودکار، سریع، آسان برای استفاده، بر حسب تقاضا، انعطاف‌پذیر، سفارشی، و پیچیده هستند و بنابراین توسط کاربر با پیشینه‌های مختلف استفاده می‌شود [۵].

## ۲ روند چاپ سه‌بعدی

ابتدا با استفاده از نرم‌افزارهای طراحی دیجیتال Autocad, Autodesk, Creo parametric, Onshape, Mimics) 3D, Solidworks, 3Matic, و Google SketchUp)، رویش‌گرهای دیجیتال سه‌بعدی یا نرم‌افزارهای مبتنی بر تلفن، طراحی دیجیتال سه‌بعدی مجازی یک شی ایجاد می‌شود [۶]. سپس، این مدل دیجیتال به شکل فایل دیجیتالی زبان استاندارد Tessellation یا استریولیتوگرافی (STL) تبدیل می‌شود. تقریباً تمام فناوری‌های چاپ سه‌بعدی با این فرمت فایل سازگار هستند. فایل STL شامل فهرستی از وجوه مثلثی است که اطلاعات سطوح مدل سه‌بعدی را نشان می‌دهد. افزایش تعداد مثلث‌ها نشان‌دهنده تعداد بیشتر نقاط داده در فایل متنی است (وضوح بالاتر دستگاه) [۶]. رویه تبدیل مدل سه‌بعدی به فایل دیجیتال STL، اساساً در اکثر سامانه‌های چاپ سه‌بعدی خودکار است. با این حال، گاهی اوقات احتمال خطا در طول این فرایند وجود دارد. معمولاً از نرم‌افزارهایی مانند Magic (Materialise) برای رفع خطاهای تبدیل فایل‌های STL استفاده می‌شود. توجه به این نکته ضروری است که به‌طور کلی فرمت فایل STL شامل ویژگی‌هایی مانند نوع و ویژگی‌های ماده، رنگ، بافت سطح، واحدها یا هر جزئیات دیگری مربوط به ویژگی نیست. بنابراین، انواع دیگری از فرمت فایل مانند فرمت ساخت افزودنی (AMF) و فرمت ساخت سه‌بعدی (3MF) برای رفع اشکالات فرمت ساده STL معرفی شده‌اند [۷]. نرم‌افزار اسلایسر تخصصی موجود در چاپگر سه‌بعدی، فایل STL را با برش دادن طرح به مجموعه‌ای از سطح مقطع‌های افقی دوطبقه (معمولاً در محدوده ۲۵ تا ۱۰۰ میکرومتر) به فایل G تبدیل می‌کند و سپس پایه جسم سه‌بعدی می‌شود. با حرکت هد، چاپ در جهت X-Y ایجاد می‌شود. پس از آن، اشیای کامل سه‌بعدی (3D) با حرکت مکرر هد چاپ در جهت Z و قرار دادن مواد مورد نظر در لایه‌ها به‌صورت متوالی ایجاد می‌شوند [۶]. با این حال، روش ساخت لایه‌ها در درجه اول به نوع فناوری چاپ سه‌بعدی مورد استفاده بستگی دارد. مراحل کلی در فرایند ساخت چاپ سه‌بعدی در شکل ۲ توضیح داده شده است.

## ۳ قابلیت‌های موادی

قابلیت‌های مواد پلیمرها برای چاپ سه‌بعدی از ساختار مولکولی آن‌ها مشخص می‌شود و همچنین به پردازش ماده در حین چاپ بستگی دارد. انتخاب مواد برای کاربردهای طراحی اغلب با در نظر گرفتن ویژگی‌های قابل اندازه‌گیری، مانند خواص مکانیکی، با محدوده‌های مبتنی بر روش‌های پردازش و آزمایش انجام می‌شود که پیچیدگی‌های بیشتری را در پیش‌بینی عملکرد قطعه در طول طراحی سامانه ایجاد می‌کند.

### ۳-۱ ساختار مواد

طیف وسیعی از مواد پلیمری برای چاپ سه‌بعدی وجود دارد، با قابلیت‌هایی که از ساختار مولکولی آن‌ها اطلاع داده شده است، با پلیمرهایی که به روش‌های مختلف برای هر فرایند چاپ پردازش می‌شوند. در فرایندهای اکستروژن، گرمانرم‌ها معمولاً برای چاپ سه‌بعدی استفاده می‌شوند، به‌عنوان مثال، آکریلونیتریل بوتادین استایرن (ABS) گرمانرم معمولی است که در مقایسه با پلی‌استایرن خالص استحکام ضربه‌ای مطلوب و مقاومت شیمیایی بهبودیافته‌ای از خود نشان می‌دهد. خواص ABS بر اساس نسبت سه مونومر آن قابل تنظیم است، به‌عنوان مثال، چگالی آن ممکن است از  $1/05 \text{ mg/m}^3$  تا  $1/07 \text{ mg/m}^3$  با مدول کششی حاصل از  $2/5 \text{ GPa}$  تا  $2/7 \text{ GPa}$  متغیر باشد. آکریلونیتریل استایرن آکریلات (ASA) جایگزینی برای ABS با مقاومت حرارتی بهبود یافته و پایداری استثنایی در برابر پرتو فرابنفش است، در حالی که پلی‌لاکتیک اسید (PLA) یکی دیگر از گرمانرم‌های محبوب با زیست‌سازگاری اما دمای انتقال شیشه‌ای پایین‌تر است. PLA همچنین برای انواع بیشتر فرایندهای چاپ، مانند پخت رزین با استریولیتوگرافی که ساخت معماری‌های پیچیده‌تری را نسبت به فرایندهای اکستروژن ممکن می‌سازد، مناسب است. اگرچه PLA زیست‌سازگار است، اما نگرانی‌هایی در مورد سمیت در PLA چاپ شده با استریولیتوگرافی به دلیل افزودن پلیمرهای نوری به محلول رزین وجود دارد که برای

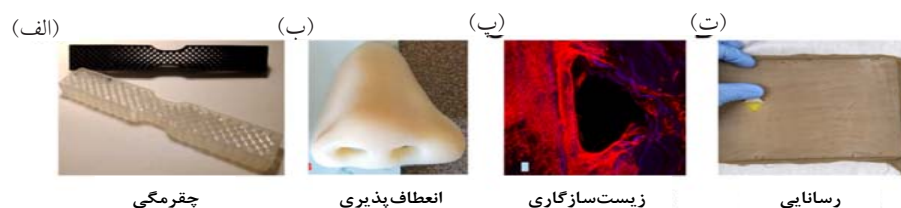
از این ماده برای چاپ کوپلینگ شفت برای مونتاژ بدون هیچ گونه عملیاتی پس از آن استفاده شد. اخیراً مواد انعطاف‌پذیری ساخته شده‌اند که به‌عنوان پروتز مفید هستند و بهینه‌سازی شکل مشخصی را با فیزیولوژی منحصربه‌فرد از طریق فناوری‌های اسکن و پردازش ممکن می‌سازند (شکل ۳ ب) [۱۰]. بیمار مورد بررسی برای مطالعه ۲۷ ساله بود و از صورت خود اسکن توپوگرافی انجام داد که از نرم‌افزار نقشه‌برداری سه‌بعدی برای چاپ شکل بینی با استفاده از چاپگر پلی‌جت Stratasy با مواد انعطاف‌پذیر TangoPlus استفاده شد. ماده TangoPlus دارای سختی ۲۶ تا ۲۸ Shore A، استحکام کششی ۰/۸ تا ۱/۵ مگاپاسکال و مقاومت پارگی ۲ تا ۴ کیلوگرم بر سانتی‌متر بود، در حالی که رفتاری شبیه به لاستیک داشت. رنگ‌آمیزی مجدد برای مطابقت با رنگ پوست بیمار ضروری بود. از مواد انعطاف‌پذیر نیز برای چاپ ساختارهای پیچیده استفاده شده است، مانند مدل برج ایفل که با پلیمر انعطاف‌پذیر تحریک‌شده با دما و با استفاده از استریولیتوگرافی چاپ شده است [۱۰]. این مدل در دمای پایین‌تر دچار اعوجاج می‌شود و با افزایش دما به ۷۰ درجه سانتی‌گراد، چاپ شکل اولیه خود را به دست می‌آورد. این عملکرد وابسته به دما، امکاناتی را برای کاربردهای پزشکی با تحریک گرما فراهم می‌کند، که می‌تواند توسط گرمای بدن یا گرم‌کننده تامین شود. زیست‌سازگاری ویژگی ضروری ماده برای سامانه‌های چاپ شده‌ای است که با بدن تعامل دارند، مانند سمعک‌ها و نگه‌دارنده‌ها، یا کاشینه‌ها، مانند مفاصل مصنوعی یا داربست‌های بافتی. بسته به کاربرد، زیست‌سازگاری می‌تواند معیارهای متفاوتی داشته باشد، برای داربست‌های بافتی، زیست‌سازگاری معمولاً به سمیت غیرسلولی، زیست‌تخریب‌پذیری و ارتقای رشد بافت اشاره دارد. چاپ پلی‌جت از مواد Stratasy MED610 استفاده می‌کند که پلیمری مبتنی بر اکریلیک است که اخیراً برای چاپ داربست‌های بافت توپولوژی‌های پیچیده (شکل ۳ پ) موفقیت‌آمیز بوده است [۱۱]. آزمایش زیستی با اندازه‌گیری قابلیت حیات سلولی با استفاده از سلول‌های Saos-2 که زنده

اتصال مونومرها برای تشکیل پلیمرها در حضور نور فرابنفش ضروری است. با این حال، بسته به ترکیب خاصی از اجزای شیمیایی، هنگامی که به درستی چاپ و پس از پردازش انجام شود، فرایندهای پخت رزین برای کاربردهای پزشکی ایمن هستند، این ملاحظات برای ارتباط ساختار شیمیایی پلیمر با عملکرد و چاپ آن در فرایندهای چاپ برای دستیابی به مجموعه‌ای از خواص مطلوب در کاربردی مشخص ضروری است [۸].

### ۳-۲ خواص مواد

خواص متنوعی برای کاربردهای پزشکی ضروری است که از طریق چاپ سه‌بعدی قابل دستیابی است. اغلب، در کاربردهای پزشکی نیاز به قابلیت‌های خاص، نظیر جذب‌کننده انرژی در برابر ضربه، چند رنگ بودن با بافت مناسب برای مدل‌سازی آناتومی‌های جراحی، یا خواص تقلید از بافت‌های زیستی نیاز است. شکل ۳ تحقیقات اخیر در مواد پلیمری پزشکی را با تمرکز بر قابلیت‌های مکانیکی برای چقرمگی [۹] و انعطاف‌پذیری [۱۰]، قابلیت‌های زیستی برای زیست‌سازگاری [۱۱] و قابلیت‌های دیگر مانند هدایت الکتریکی را نشان می‌دهد [۱۲].

چقرمگی در هر ماده به توانایی آن در جذب انرژی و تغییر شکل پلاستیک بدون شکستگی اشاره دارد که به‌وسیله ترکیبی از استحکام و شکل‌پذیری ماده محاسبه می‌شود. اخیراً میله کششی چاپ سه‌بعدی با ساختارهای متقاطع از ماده پلی‌یورتان سخت (Carboth ane AC-4095A) به صورت گرانول و از پلی‌یورتان شیمیایی با سختی Shore A68 در شکل رزین مایع چاپ شد (شکل ۳ الف) [۹]. نتایج نشان داد که پلی‌یورتان‌های الاستومری در برابر معماری‌ها و بریدگی‌ها نسبتاً مقاوم هستند. نمونه دیگری از چقرمگی برای مواد زیست‌پزشکی با پلیمر متاکریلیک چاپ‌شده با استفاده از فرایند پخت رزین با استحکام کششی ۴۱ مگاپاسکال و کشش کلی تا ۵۰ درصد قبل از شکست نشان داده شد. به‌دلیل دقت بالای فرایند چاپ،



شکل ۳ مواد با خواص برجسته برای (الف) چقرمگی [۹]، (ب) انعطاف‌پذیری [۱۰]، (پ) زیست‌سازگاری [۱۱]، و (ت) رسانایی [۱۲].

کار گرفته شده‌اند، تا روش‌های جدید در دست توسعه در آزمایشگاه‌های تحقیقاتی که برای کاربردهای خاص تری استفاده می‌شوند، وجود دارد. کمیته F42 انجمن آمریکایی آزمون و مواد (ASTM) در زمینه فناوری‌های ساخت افزودنی، این فناوری‌ها را با توجه به روش‌های اضافه کردن مواد و اصل کار برای تولید شی سه‌بعدی مورد نظر در هفت دسته اصلی دسته‌بندی کرده است (جدول ۱) [۱۳]. هر فناوری با توجه به کاربرد مورد نظر، مزایا و معایب خاص خود را دارد. انتخاب فناوری چاپ سه‌بعدی برای کاربرد خاص بسیار مهم است و عموماً توسط پارامترهای مواد (نوع، سازگاری و در دسترس بودن)، اندازه ویژگی مورد نظر، وضوح، توان عملیاتی، سرعت و نحوه اتصال لایه به یکدیگر کنترل می‌شود [۱۳، ۶]. شی نهایی در زمینه پزشکی، برای رسوب و الگوبرداری از اکستروژن مواد زیستی، فنون جوهرافشان حرارتی و لیزری رایج‌ترین فناوری‌های چاپ سه‌بعدی هستند. با این حال، دو فناوری دیگر، لایه‌برداری ورق و رسوب مستقیم انرژی، کاربردهای پزشکی محدودی دارند.

#### ۴-۱ پلیمر شدن نوری Vat

پلیمر شدن نوری شکلی از چاپ سه بعدی است که در آن مواد (پلیمرهای نوری، رزین‌های قابل اصلاح با تشعشع و مایع) موجود در مخزن به‌طور متوالی در شکل لایه با تابش منبع نور پخت می‌شوند. تولید لایه طرح‌دار دوبعدی به فنونی مانند استریولیتوگرافی (SLA)، پردازش نور دیجیتال (DLP) و پردازش مستقیم نور مستقیم (CDLP) نیاز دارد. در این میان، SLA اولین فناوری چاپ سه‌بعدی بود که در سال ۱۹۸۶ توسط چاک هال اختراع شد. در سال ۱۹۹۴ SLA برای اولین بار در پزشکی به‌عنوان ابزار جراحی برای کاشتنه آلوپلاستیک مورد استفاده قرار گرفت [۱۴]. علاوه بر این، باتوجه به جهت منبع نور و سطحی که پلیمری‌شدن رزین فوتواکتیو انجام می‌شود، SLA را می‌توان به طور کلی به دو پیکربندی مختلف متمایز کرد: (۱) پیکربندی حمام (رویکرد سطح آزاد) و (۲) پیکربندی خفاش (رویکرد سطح محدود) (شکل ۴ A و B). در پیکربندی حمام، پلیمری‌شدن بالاترین لایه رزین فوتواکتیو با حرکت دادن خط به خط منبع نور تا زمانی که لایه کامل پخت شود، رخ می‌دهد. پس از پخت لایه اول، بستر یا مرحله به سمت پایین منتقل می‌شود تا لایه‌های بعدی به روشی از پایین به بالا پلیمری شود و در نتیجه ساختار سه‌بعدی کامل چاپ شود. در این پیکربندی، ضخامت لایه پخت (CD) به عوامل مختلفی از جمله شدت منبع نور، سرعت روبش، عمق تمرکز تابش و دوره نوردی بستگی دارد و با معادله زیر قابل

مانده‌اند، بدون هیچ تفاوتی بین مواد چاپ سه‌بعدی و کنترل‌ها پس از ۴۸ ساعت انجام شد. آزمایش‌های بیشتر رشد را بر روی سطوح داربست بافتی نشان داد. با این حال، رشد در مقایسه با سایر مواد مهندسی بافت محدود بود. رویکرد جایگزین، استفاده از استریولیتوگرافی برای شبکه‌های چاپ سه‌بعدی با استفاده از اسید پلی‌لاکتیک است که می‌تواند ساختارهای شبکه‌ای را با ویژگی‌های ریزمقیاس به‌طور قابل‌اعتمادی تشکیل دهد. برای تعیین مزایای پلیمرهای چاپ سه‌بعدی برای رویکردهای مهندسی بافت مرسوم، آزمایش‌های بیشتری لازم است. با این حال، پلیمرها به دلیل توانایی آن‌ها در تجزیه ایمن در داخل بدن، مزایای بیشتری نسبت به فلزات دارند. رسانایی الکتریکی یکی دیگر از ویژگی‌های ماده است که برای کاربردهای پزشکی مفید است و برای آنالوگ‌های بافتی ساخته شده از طریق چاپ سه‌بعدی استفاده شده است. این فناوری برای ایجاد پد آموزشی بخیه ساخته شده با حسگرهای فشار پیروز زیستی و نخ‌های رسانا به‌عنوان الکتروود برای تعیین کمیت عملکرد کارآموز استفاده شده است (شکل ۳ ت) [۱۲]. مراحل ساخت شامل تثبیت پارچه نایلونی در کف قالب PLA، سپس ریختن و پخت PDMS مایع هم‌رنگ پوست، قرار دادن نخ‌های رسانا در ارگانوژل چاپ‌شده با چاپ سه‌بعدی، لایه‌آرایی کردن حسگرها، افزودن لایه روغنی و برش نمونه برای تشکیل بخیه بود. پد رسانای الکتریکی پلیمری از گرم‌انرم‌های مخلوط شده با پرکننده‌های دوده رسانا در چاپ سه‌بعدی امکان روشن کردن چراغ LED را فراهم می‌کند [۱۲]. این قابلیت‌های چاپ، انواع جدیدی از برنامه‌های طراحی را فعال می‌کنند که می‌توانند بازخورد را در سناریوهای مختلف پزشکی از طریق تعبیه حسگرها در طرح‌های ساخته شده ارائه دهند، که در اثر عوامل مکانیکی خاص فعال می‌شوند. ویژگی‌های قطعات چاپ‌شده با چاپ سه‌بعدی به ساختار مواد و فرایند چاپ آن‌ها بستگی دارد و بنابراین نیاز به آزمایش گسترده ترکیبی از پارامترهای مواد/فرایند برای تعیین قابلیت‌های مواد برای کاربرد معین دارد. به‌عنوان مثال، پاسخ مکانیکی قطعه زمانی که با مدل‌سازی رسوب ذوب‌شده ساخته می‌شود، بر اساس ضخامت لایه چاپی، دمای پردازش و جهت‌گیری قابل تغییر است. خواص مواد شامل معیارهای مربوط به استحکام و سختی است که خواص کلیدی برای انتخاب مواد مناسب در کاربردهای مکانیکی هستند [۱۰، ۱۱، ۱۲].

#### ۴ انواع فناوری‌های چاپ سه‌بعدی

انواع مختلفی از فناوری‌های چاپ سه‌بعدی از روش‌های به‌خوبی شناخته‌شده، که سال‌ها در محیط‌های صنعتی به

جدول ۱- انواع فناوری های چاپ سه بعدی [۱۳].

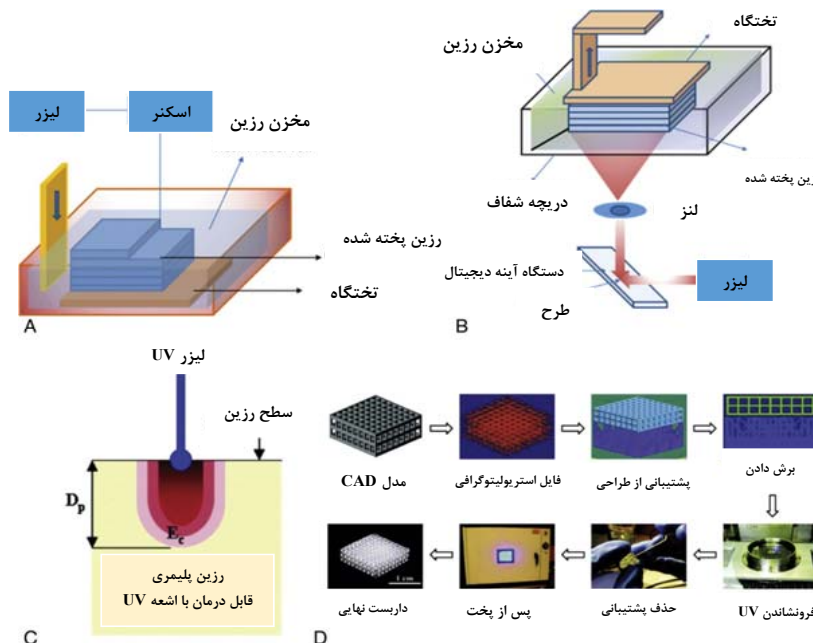
انواع فناوری های چاپ سه بعدی	نمونه هایی از مواد پر کاربرد	مثال ها
پلیمر شدن نوری VAT	فوتوپلیمر، اکریلیک، پلیمرهای مبتنی بر اپوکسی، پلیمرهای تزریقی	SLA, DLP, CDLP, Bioplotters
هم جوشی مبتنی بر پودر	فلزات، پلاستیک، سرامیک، پلیمرهایی از جمله پلی کاپرولاکتون (PCL)، هیدروکسی آپاتیت (HA)	SIS, SLIM, EBM
لایه افزایشی	گچ، آکریلات HA/PLA، HA/PCL و شیشه زیست فعال 6P53 B/PCL	Mcor Technologies, ExOne/ProMetal Voxeljet, Zcorp
پاشش مواد	پلیمرهای مبتنی بر اکریلیک، سرامیک	آبجکت، مولتی جت فیوژن، پلی جت، سامانه های سه بعدی
اکستروژن مواد	پلاستیک های ABS، PLA، کامپوزیت ها، فلزات	FDM, MJS
چندلایه سازی	پی وی سی، کاغذ، HA، Zirconia	LOM
رسوب مستقیم انرژی	تقریباً هر آلیاژ فلزی، HA/PCL، HA/PLA	LENS, DMD

توصیف است:

منبع نور است (شکل ۴ C). پارامترهای رزین مایع قابل پخت با پرتو فرابنفش (گرانروی، ترکیب شیمیایی و تراز رزین)، روش چاپ (جهت گیری و سرعت چاپ) و مدت زمان فرایخت نیز بر عملکرد چاپ تأثیر می گذارد. گزارش شده است که بهینه سازی

$$C_D = D_p \ln(E/E_c)$$

که در آن  $D_p$  عمق نفوذ نور،  $E_c$  انرژی بحرانی رزین و  $E$  انرژی



شکل ۴- (A) و (B) پیکربندی استریولیتوگرافی (SLA): (A) پیکربندی حمام (رویکرد سطح آزاد) و (B) پیکربندی خفاش (رویکرد محدود (C) پارامترهای رزین قابل اصلاح با پرتو فرابنفش و (D) روش گام به گام برای ساخت شی سه بعدی با استفاده از استریولیتوگرافی. (D) ساخت داربست مهندسی

بافت استخوانی پلی (پروپیلن فومارات) با استفاده از استریولیتوگرافی: اثرات فرمول بندی رزین و پارامترهای لیزر. (Ind Eng Chem Res. 2017; 56:10516–10525 Copyright © 2017 American Chemical Society).

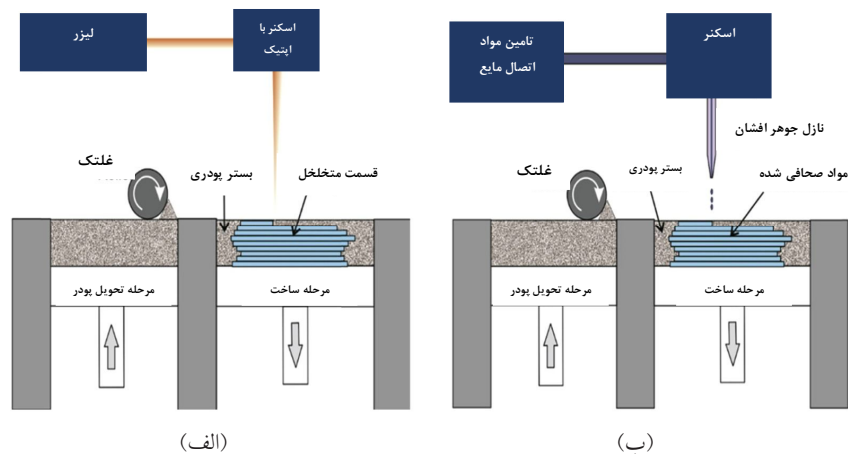
ماژول تهویه پرتو) بستگی دارد. دستگاه میکروآینه دیجیتال، و (۴) مدت زمان پس از پخت. در هر دو پیکربندی، مرحله فرایخت با استفاده از اجاق UV برای اطمینان از پلیمری شدن گروه‌های غیرفعال، برای تقویت پیوند و بهبود پایداری و خواص مکانیکی مدل سه‌بعدی نهایی انجام می‌شود. پردازش مستقیم نور مستقیم (CDLP) یا تولید رابط مایع پیوسته (CLIP)، نسخه اخیراً اصلاح شده DLP است که در آن لایه زیرین شفاف نوری قابل نفوذ اکسیژن است که «منطقه مرده» را ایجاد می‌کند که در آن پلیمری شدن رزین مایع صورت نمی‌گیرد. این امر از چسبیدن لایه اخیراً پخته شده به سطح زیرین مخزن رزین جلوگیری می‌کند و در نتیجه سرعت چاپ و وضوح جسم سه‌بعدی نهایی را افزایش می‌دهد. در SLA، در طول فرایند چاپ، رزین‌های متعدد را نمی‌توان هم‌زمان پردازش کرد. به طور کلی، رزین‌های مورد استفاده یا اکریلیک یا اپوکسی هستند. بیشتر این مواد از نظر طبیعت پرهزینه و شکننده بوده، در طی پلیمری شدن تمایل به چروک شدن دارند. شکل ۴ D روش گام‌به‌گام برای ساخت شی سه‌بعدی با استفاده از استریولیتوگرافی را نشان می‌دهد [۱۶].

#### ۴-۲ هم‌جوشی مبتنی بر پودر

فناوری‌های چاپ سه‌بعدی مبتنی بر پودر شامل یک منبع حرارتی برای ذوب یا ذوب انتخابی مواد پودری (موم، فلز، نایلون، پلیمر، پلاستیک، سرامیک، کامپوزیت) هستند که در یک سینی در لایه‌های نازک به‌طور متوالی نگه‌داری می‌شوند تا ساختار سه‌بعدی نهایی را ارائه دهند. اینها شامل فنونی مانند ذوب پرتو الکترونی (EBM)، ذوب لیزری انتخابی (SLM)، تف جوشی لیزری انتخابی (SLS)، تف جوشی لیزری پلیمری (PSL) و تف جوشی لیزری مستقیم فلزات (DMLS) بسته به نوع منبع انرژی و مواد EBM پودری [۱۷] از پرتوهای الکترونی پراثری که توسط سیم‌پیچ‌های الکترومغناطیسی هدایت می‌شود استفاده می‌کند در حالی که در روش‌های دیگر از پرتوهای لیزری با توان بالا که توسط آینه‌ها هدایت می‌شوند به‌عنوان منبع انرژی استفاده می‌کنند. در اینها، SLS اولین فناوری مبتنی بر پودر توسط Joseph Beaman و Carl Deckard در سال ۱۹۸۹ در دانشگاه تگزاس بود. در فرایند SLS، پرتو لیزر پرقدرتی (Nd:YAG یا CO<sub>2</sub>) با کمک غلتک بر روی بستر پودری با مواد توزیع شده یکنواخت متمرکز می‌شود تا با روبش سطح ماده را در دمایی فراتر از دمای انتقال شیشه‌ای و کمتر از نقطه ذوب آن گرم کند. سپس مواد پودری در الگوی دوبعدی خاصی با هم ذوب می‌شوند که لایه‌های بعدی مواد را می‌توان روی آن قرار داد و به‌طور متوالی برای ساختن شی سه‌بعدی نهایی (شکل ۵ الف)

ضخامت لایه برای افزایش بازده پخت بسیار مهم است. وضوح عمودی به ضخامت لایه پخت بستگی دارد در حالی که وضوح جانبی مستقیماً با قطر پرتو UV (۸۰-۲۰۰ میکرومتر) متناسب است. به‌طور کلی، انتخاب منبع UV با توجه به رزین مورد استفاده متفاوت است، اما منابع رایج مورد استفاده لامپ زنون و لیزر HeCd هستند [۱۵، ۱۶]. علاوه بر این، پلیمری شدن دو فوتونی نیز در SLA برای به دست آوردن وضوح بهتر جسم سه‌بعدی چاپ شده نهایی استفاده می‌شود. محدودیت ارتفاع به دلیل اندازه مخزن، روش تمیزکردن پر زحمت و طولانی، ضایعات رزین و ممانعت از پلیمری شدن عکس به دلیل واکنش شیمیایی با اکسیژن اتمسفر برخی از اشکالات پیکربندی حمام هستند [۱۶]. عملکرد چاپ پیکربندی حمام به عوامل مختلفی مانند پارامترهای منبع نور (قدرت، سرعت و عمق تمرکز)، پارامترهای رزین (گرانروی، تراز رزین، و ترکیب شیمیایی) و روش چاپ (سرعت، جهت‌گیری) بستگی دارد و ضخامت لایه، از سوی دیگر، در پیکربندی خفاش، ماسکی به شکل دستگاه آینه دیجیتال با آرایه‌ای از میلیون‌ها آینه استفاده می‌شود که امکان پخت کامل لایه را در یک مرحله فراهم می‌کند.

علاوه بر این، برخلاف پیکربندی حمام در این پیکربندی، منبع نور در زیر مخزن رزین مایع قرار دارد. این منبع نور برای پلیمر شدن نوری لایه نازک رزین مایع که بین بستر متحرک (مرحله) معلق بالای مخزن رزین و سطح شفاف نوری زیرین مخزن قرار می‌گیرد، استفاده می‌شود. در مرحله بعد، مرحله به سمت بالا حرکت می‌کند تا به رزین پخت نشده اجازه دهد تا فضا را پر کند و لایه پخت شده را از سطح زیرین Vat جدا کند [۱۶، ۱۷]. رویکرد پیکربندی خفاش مزایای متعددی نسبت به رویکرد سطح آزاد فراهم می‌کند و بنابراین به طور فزاینده‌ای در پلیمر شدن نوری برای کاربردهای مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرد. ارتفاع شی چاپ شده محدود نیست و همچنین برای چاپ به مقدار کمی رزین مایع نیاز دارد. علاوه بر این، در این پیکربندی، لایه پخت در معرض اکسیژن اتمسفر قرار نمی‌گیرد زیرا واکنش در پایین مخزن اتفاق می‌افتد. بنابراین، مهار پلیمر شدن نوری محدود است. با این حال، پایداری ساختاری در پیکربندی حمام نسبت به پیکربندی خفاش بهتر است، زیرا مرحله جداسازی مکانیکی رویکرد سطح محدود ممکن است ناهمواری بین لایه‌های خشک شده، شکستن یا خم شدن اجسام را افزایش دهد و ممکن است شکستگی تنش ایجاد کند [۱۶]. عملکرد چاپ پیکربندی خفاش به عوامل مختلفی مانند (۱) منبع نور (مدت نوردهی و شدت)، (۲) سکوی چاپ (محفظه رزین، سامانه طرح‌ریزی)، (۳) پردازش نور دیجیتال



شکل ۵ (الف) طرح‌واره‌ای از تف‌جوشی لیزری انتخابی (SLS) چاپگر سه‌بعدی. (ب) چاپ سه‌بعدی جوهرافشان مبتنی بر پودر (باپندر جت). ارزیابی چاپ سه‌بعدی و تأثیر بالقوه آن بر زیست‌فناوری و علوم شیمی. انتشارات ACS ۲۰۱۴ حق چاپ © ۲۰۱۴ جامعه شیمیایی آمریکایی (ACS Publications 2014 Copyright © 2014 American Chemical Society).

مثال، هنگامی که ذرات SiC تا دمای بالا گرم می‌شوند. SiC به Si و C آزاد متلاشی می‌شود. این ذرات Si با اکسیژن اتمسفر واکنش می‌دهند و SiO<sub>2</sub> را تشکیل می‌دهند که به‌عنوان عناصر اتصال‌دهنده عمل می‌کند و کامپوزیت SiC و SiO<sub>2</sub> را فراهم می‌کند.

تف‌جوشی فاز مایع (LPS): این سازوکار پرکاربردترین سازوکار در فناوری‌های سه‌بعدی مبتنی بر پودر است. در LPS، در طول فرایند هم‌جوشی، بخشی از مواد (مواد ساختاری) در تمام طول فرایند جامد باقی می‌ماند در حالی که قسمت‌های دیگر مواد (مواد چسبنده) به مایع تبدیل می‌شوند و به‌عنوان چسب برای ذوب مواد جامد به یکدیگر عمل می‌کنند. سازوکار LPS را می‌توان به روش‌های مختلفی برای ساخت شی سه‌بعدی مورد استفاده قرار داد: (۱) ساختار متمایز و ماده‌ای چسبنده که می‌تواند به سه روش مختلف با هم ذوب شود: دانه‌های پوشش داده شده، دانه‌های کامپوزیت، و دانه‌های جدا شده. (۲) مواد ساختاری و چسبنده نامشخص به‌عنوان ذوب جزئی نیز شناخته می‌شوند. شرح مفصل‌تر این سازوکارهای LPS را می‌توان در مقاله مروری توسط Crouch و همکاران یافت [۱۸].

ذوب کامل: این سازوکار بیشتر برای فلزات، آلیاژهای فلزی و مواد سرامیکی به کار می‌رود تا پلیمرها. در این سازوکار، اجسام تقریباً به‌طور کامل متراکم که دارای خواص مکانیکی بهبود یافته هستند، در یک مرحله به دست می‌آیند و در نتیجه از مراحل طولانی پس پردازش (نفوذ یا عملیات حرارتی) اجتناب می‌شود. فناوری‌های EBM و SLM از این سازوکار پیروی می‌کنند تا

تف‌جوشی کرد [۱۷]. مزیت SLS نسبت به سایر فنون چاپ این است که در طول فرایند ساخت، مواد پودری بدون اتصال به عنوان تکیه‌گاه موقت عمل می‌کند که پس از تکمیل فرایند برداشته می‌شود. وضوح فنون مبتنی بر پودر به نوع و اندازه مواد پودری مورد استفاده، سرعت روبش، قطر و انرژی پرتو لیزر و انتقال حرارت به بستر پودر بستگی دارد. سازوکارهای هم‌جوشی فناوری مبتنی بر پودر را می‌توان به چهار دسته اصلی تقسیم کرد:

تف‌جوشی حالت جامد: شامل فرایندی حرارتی است که در آن ادغام مواد پودری در حالت جامد بدون ذوب اتفاق می‌افتد. به‌طور کلی، هم‌جوشی مواد بین دما  $T_m/2$  و  $T_m$  ( $T_m =$  نقطه ذوب ماده پودری) با تشکیل کردن بین ذرات مجاور به دلیل انتشار مولکولی در امتداد بیرونی‌ترین سطح آن‌ها صورت می‌گیرد. نیروی محرکه این سازوکار کاهش انرژی آزاد سطح کلی ذرات است. انرژی سطحی (ES) به‌طور مستقیم با مساحت سطح (SA) طبق رابطه ( $ES = \gamma SSA$ ) که  $\gamma S =$  انرژی آزاد سطح در واحد سطح متناسب است. بنابراین، با اتصال ذرات پودر شده به یکدیگر، سطح کلی کاهش می‌یابد و در نتیجه انرژی سطح کاهش می‌یابد.

اتصال القایی شیمیایی: در این فرایند، واکنش شیمیایی فعال‌شده حرارتی یا بین دو ماده با انرژی مختلف یا بین گازهای اتمسفر و مواد پودری رخ می‌دهد تا عنصر اتصال‌دهنده‌ای که مواد پودر را متخلخل می‌کند، تشکیل دهد [۱۸، ۱۷]. عمدتاً مواد سرامیکی از این سازوکار هم‌جوشی پیروی می‌کنند. به‌عنوان



پیزوالکتریک که به طور مستقیم یا غیرمستقیم به ماده حامل متصل است اعمال می‌شود. این باعث ایجاد پالس‌های صوتی به دلیل تغییر شکل مواد پیزوالکتریک می‌شود که باعث می‌شود قطرات مواد اتصال‌دهنده از افشانه خارج شوند. در مقابل، در DoD حرارتی، مقاومت لایه نازک به‌عنوان عنصر گرمایش استفاده می‌شود [۱۹]. هنگامی که پالس ولتاژ به المنت حرارتی اعمال می‌شود، محلول اتصال در تماس با آن گرم می‌شود و حباب بخار ایجاد می‌کند که سپس در مخزن سیال منبسط می‌شود تا قطرات مایع را از افشانه خارج کند. هر دوی این سرهای چاپ بسته به ویژگی‌های مورد نظر شی نهایی، مزایا و محدودیت‌های خود را دارند. در DoD حرارتی، حامل باید در طبیعت فرار باشد [۱۹]. علاوه بر این، DoD پیزوالکتریک توانایی بهتری برای کنترل قطرات، اندازه قطرات و یکنواختی فراهم می‌کند. DoD حرارتی از نظر سرعت چاپ بالاتر و هزینه کمتر اشیاء چاپی مزایایی دارد. ذکر این نکته ضروری است که چهار عنصر مهم پیاده‌سازی سامانه برای عملکرد بهتر چاپ جوهرافشان 3DP وجود دارد. Chen و همکاران این عناصر و ملاحظات فنی آن‌ها را به تفصیل مورد بحث قرار داده‌اند.

#### ۴-۴ پرتاپ یا فواره کردن مواد (Material Jetting)

پاشش مواد که با نام مدل‌سازی چندجکت (MJM) نیز شناخته می‌شود، روش چاپ جوهرافشانی مبتنی بر پلیمرنوری است که در آن شی سه‌بعدی کامل به‌صورت لایه‌به‌لایه با توزیع قطرات پلیمرنوری مایع از طریق مجموعه‌ای از سرهای چاپ جوهرافشان ساخته می‌شود. افشانه‌ها (شکل ۶الف). این روش شبیه پلیمرشدن نوری Vat است زیرا هر دو از یک اصل شیمیایی استفاده می‌کنند. با این حال، برخلاف فناوری چاپ پلیمری شدن نوری Vat که قبلاً توضیح داده شد، در این روش مواد مایع در مخزن نگه‌داری نمی‌شوند. این چاپگرها، مشابه فناوری چاپ جوهرافشان، قطرات پلیمر مایع را بر روی زیرلایه ساختمانی پخش می‌کنند؛ سپس با نور UV پخته می‌شود. پس از آن، مشابه سایر فنون چاپ، بستر ساخت به تدریج پایین می‌آید تا لایه‌های زیر چاپ شود. موم یا مواد ژله‌مانند دیگر نیز همراه با پلیمر مایع پخش می‌شود و در حین چاپ به‌عنوان تکیه‌گاه عمل می‌کند [۱۴]. این مواد پشتیبانی به طور کلی پس از پردازش حذف می‌شود. همچنین ساخت شی سه‌بعدی با فضاهای خالی را امکان‌پذیر می‌کند. رویکرد افشانه‌ها چندگانه در MJM این قابلیت را فراهم می‌کند که چندین ماده (تا ۱۴) را به‌طور همزمان به زیرلایه ساخت تحویل دهد، بنابراین شی‌ای با خواص متعدد (رنگ، مورفولوژی، الاستومری، پلاستیک سخت

مواد پودری را به ترتیب با استفاده از پرتو لیزر و پرتو الکترونی به‌طور کامل ذوب کنند. به‌علاوه، این سازوکار مستلزم آن است که مواد پودری خواص مشابهی را در مورد رفتار جریان در فاز مایع و جذب لیزر نشان دهند. بنابراین، محدوده مواد موجود برای این سازوکار نسبت به پخت محدود است [۱۴].

#### ۳-۴ پاشش حامل (Binder Jetting)

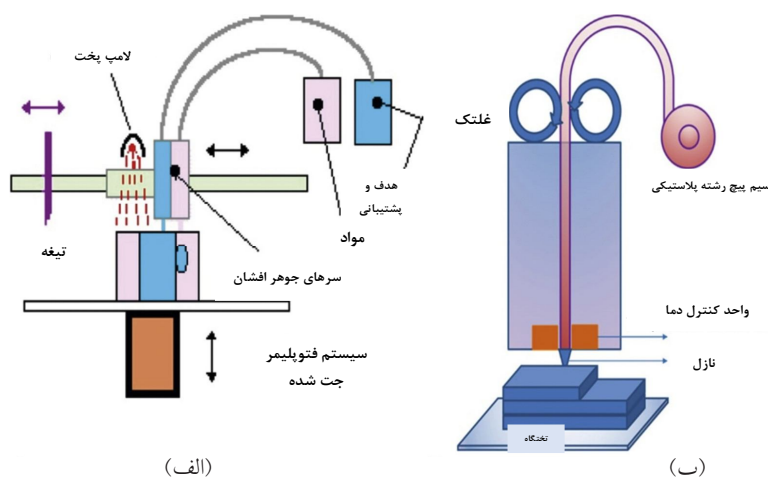
فناوری پاشش حامل که معمولاً به‌عنوان چاپ سه‌بعدی مستقیم (3DP) شناخته می‌شود، در اوایل دهه ۱۹۹۰ در MIT با استفاده از فناوری چاپ جوهرافشان اختراع شد. در این سامانه، چاپگر نه تنها در صفحه X-Y مانند چاپگرهای جوهرافشان معمولی چاپ می‌کند، بلکه در جهت Z با استفاده از سکویی با ارتفاع قابل تنظیم حرکت می‌کند، بنابراین به اشیاء اجازه می‌دهد در همه ابعاد چاپ شوند. معمولاً مشابه فناوری‌های هم‌جوشی مبتنی بر پودر، ابتدا لایه‌ای از مواد پودری بر روی بستر پودری رسوب می‌کند و سپس با غلتک تراز می‌شود [۱۹]. متعاقباً، سر چاپ چندکاناله قطرات محلول حامل را از افشانک بر روی سطح بستر پودر در نواحی مشخصی که توسط پارامترهای چاپ و طراحی CAD تعیین می‌شود، پخش می‌کند و ذرات پودر را به هم متصل می‌کند. پس از اتمام لایه اول، بستر پودر از طریق پیستون پایین می‌آید که اجازه می‌دهد لایه بعدی مواد پودری روی لایه اول که دوباره با ماده حامل متصل می‌شود، رسوب کند [۱۹، ۶]. این مراحل چاپ در سطح قطره تا زمانی که مدل سه‌بعدی کامل به دست آید تکرار می‌شود (شکل ۶ب). وضوح چاپگر به شکل ذرات، اندازه و چگالی بسته‌بندی بستگی دارد. در طول فرایند، مواد بی‌پیوند به‌عنوان ماده پشتیبان عمل می‌کنند و به‌طور مداوم حذف و بازیافت می‌شوند، بنابراین هزینه اشیای چاپی کاهش می‌یابد. علاوه بر این، در این فناوری با مزیت استفاده از مواد پودری متعدد از جمله پلیمرها، فلزات، سرامیک، شیشه و آلیاژهای حافظه‌دار می‌توان اجسامی با خواص و هندسه منحصر به فرد بسازد. در درجه اول، 3DP در دو حالت مختلف عملکرد برای ایجاد قطرات کار می‌کند: (۱) حالت جوهرافشان پیوسته (CIJ) و (۲) حالت چکیدن روی هدف (Drop on Demand) در حالت CIJ، همان‌طور که از نام آن پیداست، سیال اتصال (معمولاً سیال با گرانش پایین‌تر) به‌طور مداوم از افشانه عبور می‌کند و به دلیل ناپایداری ریلی به جریانی از قطرات تبدیل می‌شود، بنابراین افت سرعت بالاتری برای چاپ سریع‌تر اجسام ایجاد می‌کند. از سوی دیگر، در حالت DoD، قطره مایع حامل به‌صورت پیزوالکتریکی یا حرارتی هر زمان که لازم باشد تولید می‌شود. در DoD پیزوالکتریک، یک ولتاژ به یک ماده

می‌شود: اکسترودر مینی پیچ و چرخ‌های محرک فیلامنت. در میان تمام این فنون چاپ مبتنی بر اکسترودژن، FDM رایج‌ترین و رایج‌ترین فنی است که در آن ماده گرم‌انرم یا کامپوزیت از طریق افشانه گرم شده و به شکل دیجیتالی قابل کنترل اکسترود می‌شود که می‌تواند در هر سه بعد ترجمه شود. دمای مواد گرم‌انرم دقیقاً بیشتر از نقطه ذوب آن با استفاده از واحد کنترل دمای موجود در افشانه حفظ می‌شود تا بتواند به راحتی از طریق افشانه اکسترود شود. همان‌طور که ماده از طریق افشانه جریان می‌یابد، بلافاصله با خنک‌شدن خودبه‌خود در تماس با هوا جامد می‌شود و در نتیجه مواد را به صورت لایه‌به‌لایه رسوب می‌دهد. پس از تشکیل لایه اول، سکو پایین می‌آید تا لایه‌های زیر رسوب کنند تا شی سه‌بعدی کامل به دست آید (شکل ۶ب) [۶،۱۶،۱۹]. دقت ابعاد عمودی و ضخامت لایه به قالب اکسترودر بستگی دارد. مزایای قطر چاپگرهای سه‌بعدی FDM این است که می‌تواند چندین ماده را به طور هم‌زمان چاپ کند و همچنین توانایی پردازش طیف گسترده‌ای از پلیمرهای ترموپلاستیک یا زیست‌سازگار مانند پلی کربنات (PC)، پلی آمید، پلی استایرن (PS)، پلی اتیلن ترفتالات (PET)، پلی لاکتیک اسید را فراهم می‌کند. (PLA)، آکریلونیتریل بوتادین استایرن (ABS)، پلی گلیکولیک اسید (PGA)، پلی بوتیلن ترفتالات (PBT) و پلی کاپرولاکتون (PCL) [۱۶،۱۹] علاوه بر این، می‌تواند مواد کامپوزیتی از جمله فلزات، سرامیک‌ها، نانوکامپوزیت‌ها، کامپوزیت‌های پلیمری تقویت‌شده و پلیمرهای تقویت‌شده با الیاف شیشه را پردازش کند. با این حال، در FDM، همان‌طور که مواد اکسترود شده بلافاصله جامد می‌شوند، لایه‌های مجاور به

و نرم) ساخته می‌شود [۲۰]. فناوری چاپ سه‌بعدی را می‌توان برای چاپ سلول‌های زنده و مواد زیستی نیز مورد استفاده قرار داد. به‌طور خاص، MJM برای ساخت مدل‌های آناتومیک برای جراحی‌های داخل جمجمه، قلب و ارتوپدی استفاده شده است [۱۶].

#### ۴-۵ اکسترودژن مواد

در روش‌های چاپ سه‌بعدی مبتنی بر اکسترودژن مواد، مواد جمع‌آوری شده در مخزن از طریق افشانه گرم یا با استفاده از سامانه مکانیکی یا پنوماتیکی توزیع می‌شود. در سال‌های اخیر، فناوری‌های مبتنی بر اکسترودژن مورد توجه قرار گرفته‌اند، زیرا این فنون چاپ مقرون‌به‌صرفه و از نظر مکانیکی ساده هستند [۲۱]. فنون مبتنی بر اکسترودژن را می‌توان به‌طور کلی به دو دسته طبقه‌بندی کرد: (۱) فنون مبتنی بر ذوب مواد و (۲) فنون بدون ذوب مواد. فنونی مانند انجماد جت چندفازی (MJS)، رسوب اکسترودژن دقیق (PED)، ساخت اکسترودژن دقیق (PEM) و مدل‌سازی رسوب ذوب‌شده (FDM) نمونه‌هایی از فنون مبتنی بر ذوب مواد هستند. در حالی که، شکل‌دهی آزاد اکسترودژن مبتنی بر حلال، مونتاژ نوشتن مستقیم رابوکست، نقشه‌برداری زیستی سه‌بعدی، ساخت رسوب در دمای پایین (LDM) و میکروسرنگ با کمک فشار (PAM) نمونه‌هایی از فنون مبتنی بدون ذوب مواد هستند. در فنون مبتنی بر نشست مواد، به‌طور کلی از چهار نوع افشانه استفاده می‌شود: پیزوالکتریک فعال، شیر برقی، افشانه تزریق حجمی، و فشار فعال. از سوی دیگر، در فنون مبتنی بر ذوب مواد، تنها از دو نوع نازل استفاده



شکل ۶ الف) طرح‌واره چاپگر سه‌بعدی جت پلیمری. ب) طرح‌واره چاپگر FDM. الف) چاپ سه‌بعدی با مواد پلیمری تقویت می‌شود و فرصت‌هایی

پیدا می‌کند

(Ind Eng Chem Res. 2017; 56:10516–10525).

چسب پوشاننده شده است روی صحنه قرار می‌گیرد. در مرحله بعد، از تیغ یا پرتو لیزر (لیزر دی‌اکسیدکربن) برای ردیابی ورق و برش در سطح مقطع مورد نظر بر اساس مدل طراحی به کمک رایانه (CAD) استفاده می‌شود [۲۳،۶]. مواد اضافی که در قسمت نهایی گنجانده نشده است توسط لیزر برش می‌شود. این ماده اضافی همچنین به‌عنوان پشتیبان برای رسوب لایه‌های زیر عمل می‌کند [۲۳]. پس از آن، سکو پایین می‌آید تا یک لایه دیگر از ورق بر روی لایه قبلی قرار گیرد و این مراحل تا زمانی که شی سه‌بعدی کامل ساخته شود تکرار می‌شود. در نهایت، در پایان فرایند، مواد برش شده به صورت دستی حذف می‌شوند. LOM در مقایسه با سایر فنون چاپ سه‌بعدی مزایای مختلفی را ارائه می‌دهد [۲۴]. (۱) قطعات ساخته شده LOM چسبندگی درونی ایجاد می‌کند و در نتیجه از تغییر شکل و اعوجاج جلوگیری می‌کند. (۲) قطعات ساخته شده با LOM هزینه و شکنندگی کمتر و دوام بالاتری دارند. (۳) طیف گسترده‌ای از مواد با خواص مکانیکی و شیمیایی مختلف و هزینه کمتر برای پردازش LOM در دسترس هستند (مواد موجود در حال حاضر کاغذ و پلاستیک هستند). (۴) فرایند LOM به ساختار پشتیبانی و مراحل پس‌پردازش نیاز ندارد. معایب آن این است که دقت جهت Z قطعه ساخته شده با LOM به دلیل اثر تورم نسبتاً کمتر است و ساخت سازه‌های پیچیده دشوار است [۲۴].

#### ۴-۷ رسوب‌دهی با انرژی مستقیم

فناوری‌های رسوب‌دهی با انرژی جهت‌دار (DED) امکان ساخت شی سه‌بعدی را با استفاده از تمرکز منبع انرژی (قوس پلاسما، پرتو لیزر و پرتو الکترونی) برای ذوب کردن مواد رسوب‌کننده توسط افشانه‌ای به شکل سیم یا پودر فراهم می‌کند. در این روش ویژگی‌های هم‌جوشی مواد اکستروژن شده را در بر می‌گیرند. برخلاف فناوری هم‌جوشی بستر پودری که از پیش روی بستر ذوب می‌شود، در این فناوری مواد در حین ته‌نشین شدن ذوب می‌شوند [۲۵]. به‌طورکلی، چاپگر DED شامل سر افشانه است که می‌تواند در اطراف جسم ثابت در جهات مختلف حرکت کند تا مواد را بر روی سطوح مورد نظر قرار دهد که دارای هندسه مطابق با مدل CAD است و پرتو لیزر پر انرژی برای تمرکز انرژی به سطح مورد نظر استفاده می‌شود تا مواد ذوب شوند و بلافاصله روی سکو پیکر گونه سخت شوند. هنگامی که لایه اول رسوب کرد، منبع انرژی و افشانه به سمت بالا حرکت می‌کنند تا لایه بعدی رسوب کند و این روند تا زمانی که شی سه‌بعدی کامل ساخته شود تکرار می‌شود [۲۶]. این دسته شامل فناوری مختلفی مانند ساخت نور هدایت شده (DLF)، ساخت

خوبی ذوب می‌شوند و در نتیجه اشیای سه‌بعدی با یکپارچگی و نقص ساختاری اندک ارائه می‌شوند. اخیراً، یا با تابش گاما که اتصال عرضی بین لایه‌های مجاور را افزایش می‌دهد، یا با استفاده از واکنش دیلز-آلدر برگشت‌پذیر حرارتی که پیوند کووالانسی بین لایه‌ها را پس از سرد شدن تشکیل می‌دهد، بر این محدودیت غلبه کرده‌اند [۱۵]. چاپگرهای مبتنی بر اکستروژن در طیف گسترده‌ای از زمینه‌ها برای چاپ محلول‌های مبتنی بر ماتریس خارج سلولی، الکترودهای درون بافت‌های بیولوژیکی، فشارسنج بر روی بسترهای انعطاف‌پذیر، داربست‌های سه‌بعدی جامد، اتصالات، آنتن‌ها، مدل‌های بافت (رگ‌های شاخه‌دار تومور، دریچه‌های آئورت، مدل‌ها)، ال‌ای‌دی‌ها، تعلیقی سلولی چاپ زیستی، دارورسانی آزمایشگاهی، باتری‌ها، محلول‌های فلزی، انواع سلول‌ها (فیبروبلاست‌های پوستی، سلول‌های استرومایی قرینه)، تراشه میکروسیال، دریچه مویرگی در هیدروژل‌های مملو از سلول دیسک میکروسیال گریز از مرکز، و غیره. به‌طورخاص، برای کاربردهای چاپ زیستی سه‌بعدی که در آن مواد زیستی از افشانه اکستروژن می‌شوند، از سامانه توزیع مکانیکی (پیچ یا پیستون) یا پنوماتیک استفاده می‌شود. سامانه توزیع مکانیکی مبتنی بر پیچ کنترل فضایی بهتری بر جریان مواد ارائه می‌کند و می‌تواند مواد را به طور یکنواخت با گرانروی بالاتر توزیع کند، در حالی که سامانه توزیع پنوماتیک اجزای سازوکار محرک ساده‌تری را ارائه می‌کند [۲۲].

عملکرد چاپگر سه‌بعدی FDM توسط عوامل مختلفی تعیین می‌شود: (۱) قطر افشانه، (۲) زاویه شطرنجی، (۳) عرض شطرنجی، (۴) فاصله هوا، (۵) ارتفاع برش و (۶) دمای محیط [۱۹]. در سال ۲۰۰۰ نمودار سه‌بعدی برای ساخت داربست‌های بافت نرم معرفی شد که در آن مایع چسبناک از طریق افشانه تحت فشار به محیط مایع با چگالی مشابه اکستروژن می‌شود. این مواد را می‌توان به شکل نقاط منفرد یا رشته پیوسته از افشانه برای ساخت مدل سه‌بعدی قرار داد. این روش به‌ویژه برای چاپ مواد زیستی طبیعی مناسب است. در چاپگرهای مبتنی بر اکستروژن، جوهر چاپ زیستی به‌صورت متوالی برای ساخت ساختار هیدروژل معروف به کاغذ زیستی ترکیب می‌شوند.

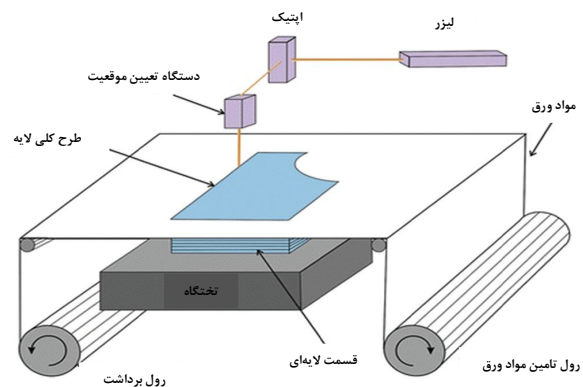
#### ۴-۶ چندلایه سازی ورق

این دسته شامل روش چاپ سه‌بعدی مانند ساخت اشیای چندلایه (LOM) است که توسط Helisys در سال ۱۹۹۸ به ثبت رسیده است. در LOM ورق‌های از ماده (فلز، پلاستیک و کاغذ) به‌صورت لایه‌لایه، لایه‌گذاری می‌شود تا شی سه‌بعدی ساخته شود. ابتدا یک لایه از ورق که سطح پایینی آن با مواد

طراحی همگی در ساخت سازه‌های داربست نقش دارند. داربست‌های پلیمری در مهندسی بافت برای ساخت اندام‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند و هدف اصلی آن‌ها بازیابی عملکرد یا بازسازی بافت‌ها است. بافت‌های هدف شامل استخوان، غضروف، رباط، پوست، عروق، نورون‌ها و ماهیچه‌های اسکلتی است. چاپ سه‌بعدی برای ارائه شخصی‌سازی به بیماران و تولید ساختارهایی که برای کاربردهای بالینی از طریق طرح‌های مدولار کارآمد تنظیم شده‌اند مفید است [۳۳]. بهینه‌سازی داربست و تنظیم طراحی چالش‌برانگیز است و در مورد مهندسی بافت استخوان، همچنین به تنظیم ویژگی‌های زیستی و مکانیکی نیاز است. همچنین ضرورت در نظر گرفتن ویژگی‌های داربست در مقیاس‌های مختلف، مانند شبکه‌های سلسله‌مراتبی منافذ برای رشد بافت و انتقال مواد مغذی، با بهینه‌سازی توپولوژی به‌عنوان رویکرد پیکربندی رایج وجود دارد. شکل ۸ الف داربست چاپ سه‌بعدی ایجاد شده با چاپ پلی‌جت را نشان می‌دهد که از بررسی طرح‌های توپولوژی متعدد، اندازه قطر پرتو، اندازه سلول واحد و تقویت‌کننده‌های موضعی برای کاربردهای هم‌جوشی ستون فقرات پیکربندی شده است [۲۷]. این مطالعه از رویکرد محاسباتی برای مقایسه مبادلات نسبی بین طرح‌ها برای یافتن پیکربندی‌های داربست مناسب برای رشد استخوان استفاده کرده است. کارهای بیشتر با استفاده از شبیه‌سازی‌های رشد بافت و در نظر گرفتن ساختارهای سلول واحد نامتقارن تولید شده با طراحی محاسباتی، مبادلات را بررسی کرده‌اند. طراحی محاسباتی و رویکردهای خودکار عموماً برای کاربردهای چاپ سه‌بعدی در پزشکی مفید هستند، زیرا طرح‌ها اغلب از پیکربندی‌های منحصر به فرد برای بیماران خاص بهره می‌برند [۲۷].

## ۵-۲ کاشتینه‌های دندانی

حدود ۲۷۶ میلیون نفر در سراسر جهان به دلیل از دست دادن دندان رنج می‌برند و می‌توانند از راه‌های جدید برای کاشت دندان بهره‌مند شوند. ظهور پلیمرهای چاپ سه‌بعدی کاشتینه‌های دندانی کارکرد اقتصادی و دقیقی را فراهم کرده است. در این درمان‌ها، پلیمرهای چاپ سه‌بعدی مانند پلی‌لاکتیک اسید ساخته و در حفره دهان کاشته می‌شوند؛ زیرا در برابر ضربه مقاوم و غیرسمی هستند. پلیمرهای چاپ سه‌بعدی همچنین زبری سطح کمی دارند که مفید است؛ زیرا زبری سطح باعث تشکیل فیلم زیستی می‌شود که باکتری‌های مضر را به کاشتینه جذب می‌کند. شکل ۸ ب قالب‌گیری دندانی پلیمری را با استفاده از چاپ پلی‌جت از مطالعه‌ای نشان می‌دهد که قالب‌های دندانی چاپ سه‌بعدی را با قالب‌های ساخته شده از



شکل ۷ طرح‌واره چاپگر LOM ارزیابی چاپ سه‌بعدی و تأثیر بالقوه آن بر زیست‌فناوری و علوم شیمی. انتشارات ACS ۲۰۱۴ حق چاپ © ۲۰۱۴ جامعه شیمیایی آمریکا.

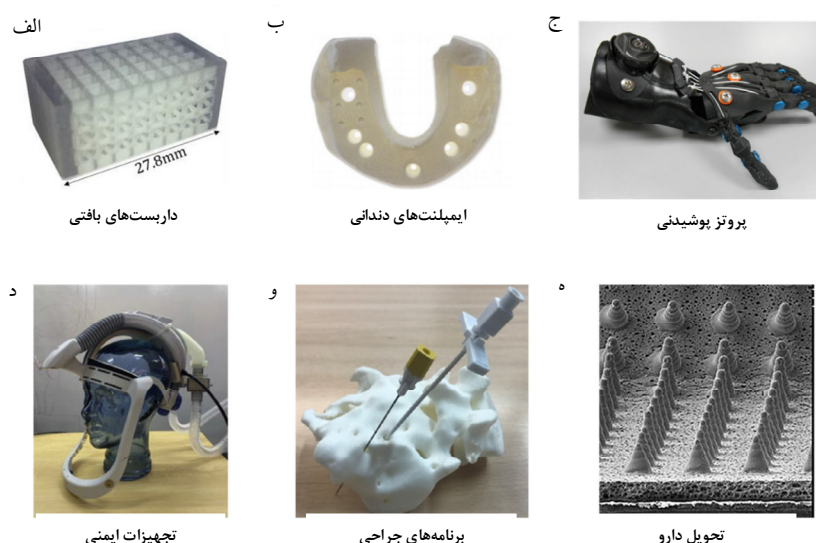
مستقیم پرتو الکترونی (EBDM)، رسوب مستقیم فلز (DMD)، رسوب‌دهی مستقیم لیزری (DLD) و شکل‌دهی شبکه مهندسی شده لیزری (LENS) است. این فناوری در روش کنترل حرکت، سامانه تحویل پودر، منبع انرژی (نوع، قدرت و اندازه نقطه) متفاوت هستند. با این حال، مراحل پردازش، یعنی رسوب، ذوب و سخت شدن مواد، یکسان باقی می‌مانند. در تمام این فرایندها فناوری DED، از نظر روشی منحصربه‌فرد است، زیرا می‌توان از آن برای تعمیر یا افزودن به قسمت قبلی استفاده کرد. این فناوری بیشتر برای رسوب فلزات استفاده می‌شود و کاربردهای محدودی در زمینه پزشکی دارد [۲۶].

## ۵-۳ کاربردهای پزشکی

در نظر گرفتن مواد، فرایندها و راهبردهای طراحی، ساخت قطعات چاپ‌شده سه‌بعدی را امکان‌پذیر می‌سازد، که به ویژه برای صنعت پزشکی مفید است. در این بخش، چگونگی پیشرفت‌های اخیر در چاپ سه‌بعدی پلیمری که قابلیت‌های جدیدی را در پزشکی ممکن ساخته است، بررسی می‌شود. همان‌طور که در شکل ۸ برای یک قفس فیوژن ستون فقرات [۲۷]، (B) مدل دندانی [۲۸]، (C) دست مصنوعی نشان داده شده است. [۲۹]، (D) تجهیزات حفاظت شخصی [۳۲]، (E) برنامه‌ریزی جراحی ساکral [۳۱]، و (F) میکروسوزن‌های دارورسانی [۳۰].

## ۵-۱ داربست‌های بافتی

چاپ سه‌بعدی پلیمری اخیراً در کاربردهای مهندسی بافت مورد توجه قرار گرفته است، جایی که مواد، فرایندها و راهبردهای



شکل ۸ کاربردهای چاپ سه‌بعدی پزشکی برای (الف) داربست‌های بافتی [۲۷]، (ب) مدل دندانی [۲۸]، (ج) دست مصنوعی [۲۹]، (د) تجهیزات حفاظت شخصی [۳۲]، (و) برنامه‌های جراحی [۳۱] و (ه) میکروسوزن‌های دارورسان [۳۰].

پوشیدنی کم‌هزینه است و دامنه حرکتی وسیعی را برای کاربران فراهم می‌کند. پروتزهای کششی با محرک‌های تعبیه‌شده، و قدرت پردازش علائم، همچنین حسگرها متنوع طراحی شده‌اند. به عنوان مثال، یک دستگاه درمانی پوشیدنی هوشمند با حسگر دمایی تعبیه‌شده قابلیت برنامه‌ریزی برای خودفعال شدن با توجه به دمای بدن بیمار را دارد. اخیراً دستگاه پوشیدنی مبتنی بر الاستومری چاپ سه‌بعدی یکپارچه با حسگر فشار ساخته شده است. این دستگاه حرکت بدن انسان، فشار خارجی و جهت نیروهای خارجی را شناسایی و نظارت می‌کند که نشان‌دهنده قابلیت آن به عنوان پوست الکترونیکی است. هر ساله صدها هزار نفر در سراسر جهان از آسیب نخاعی رنج می‌برند که می‌توانند از پروتز بهره‌مند شوند. آسیب نخاعی می‌تواند بر عملکرد دست و حرکت آن تأثیر بگذارد. پروتز پوشیدنی مبتنی بر پلی‌لاکتیک‌اسید (PLA) با چاپ سه‌بعدی برای کمک به بیماران طراحی و ساخته شده است. این دستگاه طبق علائم الکترومیوگرافی برای عملکرد گرفتن از بیمار کار می‌کند. شکستگی استخوان یکی دیگر از مشکلات شایع پزشکی است که در آن قالب‌های پوشیدنی شخصی مبتنی بر پلی‌اتیلن با چگالی بالا (HDPE) یا پلی‌پروپیلن (PP) برای بازیابی موفقیت‌آمیز استخوان پیشنهاد و اجرا شده است [۲۹].

#### ۴-۵ تجهیزات ایمنی

همه‌گیری COVID-19 ۲۰۲۰ اهمیت تجهیزات ایمنی با چاپ سه‌بعدی پلیمری را افزایش داده است، زیرا زمانی که نیاز به

سنگ دندان مقایسه می‌کند. موارد چاپ سه‌بعدی با فرایندها و مواد چاپی متعدد مورد بررسی قرار گرفتند [۲۸]. نتایج نشان داد که فرایندهای چاپ پلی جت و استریولیتوگرافی دقت‌هایی مشابه کاشتنه‌های سنگ دندان معمولی ارائه می‌کنند، با تفاوت میانگین‌ها در اندازه‌گیری‌ها روی محورهای  $x$ ،  $y$  و  $z$  معمولاً کمتر از ۱۵ میکرومتر برای بهترین چاپ‌ها. پلیمرهای چاپ سه‌بعدی به عنوان روکش و اتصال‌دهنده برای ترمیم موقت و ثابت دندان اجرا می‌شوند. تاج‌ها و اتصال‌دهنده‌های ساخته شده مقدار کمی از ناهماهنگی‌های داخلی را ایجاد می‌کنند و در عین حال برازش‌های اکلوزال دقیقی را نیز فراهم می‌کنند [۳۴]. پیش از این، سازه‌های فلزی به عنوان اجزا و چارچوب‌های پروتز متحرک استفاده می‌شد، اما اخیراً پلیمرهای PEEK به دلیل مقاومت مکانیکی بالا با زیست‌سازگاری خوب، جایگزین فلزات شده‌اند. به تازگی، محققان و متخصصان پزشکی دندان زیست‌پلیمری چاپ سه‌بعدی مخصوص بیمار را توسعه داده و با موفقیت کاشت کرده‌اند. این دندان برای بیمار خاص تهیه شد که مزایای بیشتری از جمله کیفیت بالا و هزینه کم را ارائه داد.

#### ۳-۵ پروتزهای پوشیدنی

چاپ سه‌بعدی طیف گسترده‌ای از پروتزهای جدید را ارائه داده که از مواد در دسترس و سفارشی‌سازی برای رفع نیازهای فرد سود می‌برد. در شکل ۸ج، دست مصنوعی چاپ‌شده سه‌بعدی نشان داده شده است که ترکیبی از مواد PLA و ABS برای کودکان مبتلا به مشکلات اندام فوقانی است [۲۹]. دست

صلب استفاده شده‌اند. این مدل‌های آنوریسم، آناتومی‌های خاص بیمار مورد استفاده برای مطالعه هیدرودینامیک در سامانه را تکرار می‌کنند. پلیمرهای نوری سفت و سخت برای ساخت مدل‌های کلیه و پروستات با چاپ سه‌بعدی استفاده شده‌اند. مدل‌سازی اختصاصی بیمار نیز برای کلیه با تومور قابل جابه‌جایی انجام شد. به طور کلی، این برنامه‌های کاربردی چاپ راهی را برای جراحان فراهم می‌کند تا قبل از انجام یک جراحی واقعی، جراحی را به روشی کم‌تهاجمی تجربه کرده برنامه‌ریزی کنند [۳۱].

### ۵-۶ تحویل دارو

تحویل دارو با چاپ سه‌بعدی امکان ساخت دارو برای نیازهای خاص بیمار، توزیع یکنواخت دارو و تولید مواد حاوی دارو بدون حلال را فراهم می‌کند. مش‌های پلی‌کاپرولاکتون و تری‌کلسیم فسفات چاپ شده با چاپ سه‌بعدی نشان داده‌اند که ریزمعماری بر اثربخشی دارورسانی تأثیر می‌گذارد. مطالعات درون‌تنی (In Vivo) و برون‌تنی (In Vitro) نشان می‌دهد که این سازه‌های دارورسانی در برابر باکتری‌های گرم مثبت و گرم منفی مقاوم هستند، در حالی که به‌طور بالقوه درصد بیشتری از داروی ترکیب شده را به بدن تحویل می‌دهند. تحویل دارو نیز با استفاده از چاپ‌های سه‌بعدی در خارج از بدن امکان‌پذیر است. شکل ۸ آرایه میکروسوزن چاپ‌شده سه‌بعدی را نشان می‌دهد که داروها را مستقیماً از طریق پوست برای ریزگردش در بدن هدایت می‌کند [۳۰]. این رویکردهای تحول یا دارورسانی معمولاً بدون درد انجام می‌شود و در عین حال جابه‌جایی کارآمدی که نیازمند ساخت هندسی پیچیده در سطح میکرو است را با چاپ سه‌بعدی فراهم می‌کند. میکروسوزن‌ها با عرض نوک بین ۶۵ تا ۸۴ میکرومتر، گام ۷۰۰ میکرومتر و ارتفاع بین ۴۲۲ تا ۴۸۱ میکرومتر ساخته می‌شوند. چاپ سه‌بعدی پلیمری همچنین برای ساخت سامانه‌های دارورسانی با اشکال دوز چند فعال، قرص‌های آزادسازی متناسب با زمان و کپسول‌های چند لایه استفاده می‌شود. این فناوری برای تحویل شخصی دارو نشان داده شده است که می‌تواند سرعت انتشار، ترکیب دارو و فواصل دوز را کنترل کند. دوز مورد نیاز در بیماران بر اساس عملکرد فیزیولوژیکی آن‌ها متفاوت است، که انگیزه شخصی‌سازی برای بهبود پاسخ‌های بیمار را ایجاد می‌کند. میکروکپسول‌ها و نانوکپسول‌های پلیمری چاپ سه‌بعدی در تعلیقی و سیالات بیولوژیکی پایدار می‌مانند که کارایی دارو را بهبود می‌بخشد و در نتیجه استفاده از آن‌ها را برای آزادسازی کنترل‌شده و هوشمند دارو ممکن می‌سازد [۳۰].

تجهیزات حفاظت شخصی بسیار بیشتر از تقاضا بود، عرضه تجهیزات ایمنی معمولی در مناطق خاصی ناکافی بود. غشاهای ماسک‌های ذرات، چاپ سه‌بعدی پلی‌پروپیلن به‌عنوان منبع جایگزین برای کمک به تأمین تقاضا و جلوگیری از مشکلات زنجیره تأمین پیشنهاد شدند [۳۵]. علاوه بر این، در مطالعه‌ای، ماسک تنفسی چاپ سه‌بعدی شده با استفاده از رشته‌های TPU، ABS و PLA ساخته شد. این ماسک تنفسی قابل استفاده مجدد بود، به راحتی تمیز می‌شد و با تعداد دلخواه واحدهای غربالگری قابل استفاده بود. شکل ۸ د کلاه ایمنی چاپ سه‌بعدی را برای استفاده به‌عنوان تجهیزات حفاظت شخصی نشان می‌دهد [۳۲]. کلاه ایمنی غشای تنفسی با کلاه ایمنی معمولی ادغام شده تا وسیله‌ای کارآمد برای ایجاد تجهیزات ایمنی به‌صورت محلی فراهم کند. مطالعات تأیید کرده‌اند که مواد معماری چاپ‌شده سه‌بعدی به‌عنوان پوشش کلاه ایمنی برای محافظت در برابر آسیب‌های سر و عملکرد مفید جذب انرژی قابل استفاده هستند. قابلیت‌های جذب انرژی با استفاده از مواد درجه‌بندی شده عملکردی قابل‌تنظیم است. آسترهای کلاه ایمنی طراحی‌شده برای بارگذاری چندضربه‌ای که معمولاً در هنگام تصادفات موتورسیکلت تجربه می‌شود، عملکرد خوبی دارند. آزمایش کلاه ایمنی نشان داده است که آسترها به استانداردهایی برای آزمایش ضربه دست یافته‌اند، در حالی که تغییرات طراحی در اندازه سوراخ‌ها، تنظیم برای عملکرد بهینه را فراهم می‌کند.

### ۵-۵ برنامه‌ریزی جراحی

مدل‌های برنامه‌ریزی جراحی با پلاستیک‌های سفت و سخت از جمله PLA و ABS برای تجسم مدل‌های اندام خاص بیمار قبل از عمل چاپ سه‌بعدی شده‌اند. مدل‌های عضو چاپ‌شده سه‌بعدی بر اساس بیمار خاص با هزینه کم ساخته می‌شوند و در چندین زمینه پزشکی از جمله قلب و عروق، نورولوژی، اورولوژی و استخوان‌شناسی [۳۱] استفاده می‌شود. شکل ۸ و مدل خارجی چاپ سه‌بعدی مخصوص بیمار را با استفاده از PLA نشان می‌دهد. این مدل برای اصلاح فنون ناهنجاری‌های خارجی و برای آموزش جراحان جدید استفاده می‌شود. رشته‌های ABS در قلب و عروق برای ساختن ساختارهای آناتومیکی خاص قلبی بیمار برای بهبود جریان ورودی در روش کاشت دستگاه استفاده شده است. مطالعات همچنین با استفاده از رزین‌های پلی‌استر گرمانرم، مدل‌های چاپ سه‌بعدی دقیق آناتومیکی را برای تهنه ریوی و مجرای خروجی بطنی ساخته‌اند. رشته‌های PLA و رزین‌های مایع حساس به نور برای ساخت مدل‌های آنوریسم چاپ سه‌بعدی با جرم‌های توخالی و دیواره‌های

## ۵-۷ آموزش پزشکی

علاوه بر افزایش مراقبت در کلینیک‌ها، فن چاپ سه‌بعدی نیز در بهبود آموزش و تحقیقات پزشکی استفاده شده است. مدل‌های آناتومیک چاپ سه‌بعدی به‌عنوان جایگزینی برای پیکر انسان در آموزش آناتومی استفاده می‌شود. این مدل‌ها مزایای زیادی از جمله تکرارپذیری، متمایز چند رنگی آناتومی طبیعی و بیمار را ارائه می‌دهد و همچنین، دوام، کپی‌های متعدد از یک مدل با هر اندازه، ایمنی در حمل، صحت آناتومیک و مقرون‌به‌صرفه بودن را ارائه می‌کنند. این مدل‌ها با ایجاد مدل سه‌بعدی چند رنگ، اطلاعات دقیقی را در مورد ساختارهای آناتومیک متنوع ارائه می‌دهند و برای آموزش دانشجویان پزشکی استفاده شده‌اند. لیم و همکاران کاربرد مدل‌های چاپ سه‌بعدی را برای مطالعه آناتومی خارجی قلب نشان داد. مدل‌های چاپ سه‌بعدی جایگزین مناسبی برای برنامه درسی مبتنی بر پیکر انسان هستند. این مدل‌ها همچنین توسط دانشجویان پزشکی برای شبیه‌سازی جراحی مجازی و تمرین عمل جراحی استفاده می‌شود [۳۷]. علاوه بر این، از چاپ سه‌بعدی برای ساخت مدل فیزیکی زیست‌درشت‌مولکول‌ها نیز استفاده شده است. اخیراً چاکرابورتی و همکاران گزارش چاپ مدل فیزیکی مقیاس‌پذیر و انعطاف‌پذیر زنجیره پلی‌پیتیدی را گزارش کرده‌اند که قادر به تا شدن در ساختارهای ثانویه پروتئین‌ها است. این مدل به‌عنوان ابزار مورد علاقه برای درک فرایند باز شدن تاشو زیست‌پلیمر عمل می‌کند. مطالعات بیشتر همچنین نشان داده است که مدل‌های سه‌بعدی برای دانشجویان پزشکی در درک بهتر ساختارهای زیست‌مولکولی بسیار مفید هستند [۳۷].

## ۶ چالش‌ها و موانع چاپ سه‌بعدی

باوجود این‌که چاپ سه‌بعدی در دهه گذشته به سرعت در زمینه پزشکی رشد کرده است، چالش‌ها و موانع اساسی زیادی از جمله چالش‌های فناوریانه و مقرراتی وجود دارد. چالش‌های فناوریانه چاپ سه‌بعدی شامل بهینه‌سازی شکل و طراحی است. الزامات قبل و بعد از پردازش، کنترل خطا در حین طراحی و چاپ. در دسترس بودن مواد و چالش‌های چاپ چندماده‌ای، دسترسی، دقت و سرعت چاپگر زیستی، نیاز به افزایش وضوح، و سازگاری فنون موجود با مواد زیستی [۳۶، ۳۷]. یکی از مسائل مهم محدودیت امکانات و قابلیت سفارشی‌سازی چاپگرهای سه‌بعدی است. فناوری چاپ در سال‌های اخیر پیشرفت زیادی کرده است، اما همچنان از حد بهینه فاصله زیادی دارد، همان‌طور که در مورد چاپ ارگان وجود دارد. چاپگر زیستی، حتی چاپگر با کمک لیزر، در چاپ ساختار پیچیده ناهمگن مانند مویرگ‌های

خونی در داخل اندام‌ها با مشکلاتی مواجه است. علاوه بر این، چاپگر زیستی زمان قابل‌توجهی در چاپ اندام صرف می‌کند. بنابراین، سرعت چاپ و پردازش زیست‌چاپگر باید با توجه به زنده بودن سلول افزایش یابد. بسیاری از چاپگرهای زیستی در مرحله آزمایشی هستند زیرا تجاری‌سازی به چاپگرهای مقرون‌به‌صرفه، به راحتی در دسترس و بسیار کارآمد نیاز دارد. مسئله مهم دیگر عدم تطبیق‌پذیری و تنوع در مواد زیستی قابل چاپ سه‌بعدی است. مواد قابل چاپ سه‌بعدی مختلف خواص بسیار خوبی برای بسیاری از کاربردهای خارجی دیگر دارند، اما مواد قابل کاشت سازگار زیستی شامل ویژگی‌های خاصی با در نظر گرفتن هر دو تعامل با محیط محلی بدن و شرایط فیزیولوژیکی است [۳۶]. مواد موجود برای چاپ سه‌بعدی در پزشکی به دلیل ناسازگاری آن‌ها با چاپگر یا به دلیل ویژگی‌های اتصال متقابل یا اکستروژن محدود هستند. هر ماده برای کاربرد در پزشکی باید زیست‌سازگار و قابل‌چاپ باشد، سینتیک تخریب کنترل شده داشته باشد، قادر به تشکیل محصولات جانبی تخریب غیرسمی باشد، خواص مکانیکی و ساختاری لازم داشته باشد و بیومیمیک بافت خاص را نشان دهد [۳۶]. این الزامات عموماً بر اساس فناوری چاپ و کاربرد مورد نظر تعیین می‌شود. علاوه بر این، فناوری‌های چاپ سه‌بعدی مشکلاتی را در مدل‌سازی و چاپ چندین مواد ایجاد می‌کنند. باوجود افزایش سریع تعداد مواد قابل چاپ سه‌بعدی، تعداد محدودی از مواد زیست‌سازگار و انعطاف‌پذیر، تأییدیه FDA را دریافت کرده‌اند. کنترل کیفیت و دقت مدل‌های چاپ سه‌بعدی عامل دیگری است که باید در راه اندازی خدمات چاپ سه‌بعدی پزشکی در نظر گرفت [۳۷].

## ۷ نتیجه‌گیری

اخیراً، فناوری‌های چاپ سه‌بعدی به دلیل سفارشی‌سازی، استحکام و انعطاف‌پذیری به‌عنوان ابزار بالقوه تحول‌آفرین در زمینه‌های چندرشته‌ای از جمله پزشکی رشد کرده‌اند. طیف گسترده‌ای از فناوری‌های موجود در حال حاضر بستر همه‌کاره‌ای را برای تبدیل نمونه اولیه به محصول تجاری فراهم می‌کند. ترکیب چاپ سه‌بعدی با فناوری پزشکی، توانایی توسعه ابزارهای بالینی متناسب با بیمار و پزشکی شخصی را دارد. به‌ویژه امکان ساخت ساختارهای پیچیده پزشکی و تشریحی مخصوص بیماران را با استفاده از مجموعه داده‌های روش‌های مختلف تصویربرداری مانند MRI و CT فراهم می‌کند. علاوه بر این، از این‌ها برای جایگزینی، ترمیم اندام‌های معیوب، یا ایجاد اندام جدیدی که عملکردی مشابه اندام‌های اصلی انسان دارد،

چندماده‌ای، دسترسی، دقت و سرعت چاپگر زیستی، نیاز به افزایش وضوح و سازگاری فنون موجود با مواد زیستی. بسیاری از انواع چاپگرهای سه‌بعدی به دلیل نقص و چشم‌انداز اجرای عملی قادر به دستیابی به نیازهای بالینی نیستند. این چالش‌ها و موانع باید برطرف شوند تا پتانسیل کامل چاپ سه‌بعدی آشکار شود. در سال‌های آینده، ادغام تحقیقات در زمینه‌های مختلف مانند زیست‌شناسی سلولی، فیزیک، علوم پزشکی و مهندسی برای رفع این چالش‌ها مورد نیاز است که بتواند باعث تحول در زمینه پزشکی شود.

استفاده می‌شود. چاپ سه‌بعدی همچنین قابلیت زیادی برای مدل‌های بافتی چاپ سه‌بعدی در شرایط آزمایشگاهی، اهداف غربالگری دارو و پیشرفت پزشکان و آموزش بیماران نشان داده است. به طور کلی، پیشرفت‌ها در چاپ سه‌بعدی پلیمری قابلیت‌های زیادی برای پیاده‌سازی طرح‌ها نشان داده است. با وجود پیشرفت‌های قابل توجه و هیجان‌انگیز، چالش‌ها و موانع اساسی زیادی از جمله چالش‌های فناورانه و مقرراتی وجود دارد. چالش‌های فناورانه چاپ سه‌بعدی شامل بهینه‌سازی شکل و طراحی است. الزامات قبل و بعد از پردازش؛ کنترل خطا در حین طراحی و چاپ. در دسترس بودن مواد و چالش‌های چاپ



## مراجع

- Egan P.F., Bauer I., Shea K., Ferguson S.J., Mechanics of Three-Dimensional Printed Lattices for Biomedical Devices, *J. Mech. Des.*, 141, 031703, **2019**.
- Provenzano D., Rao Y.J., Mitic K., Obaid S.N., Pierce D., Huckenpahler J., Berger J., Goyal S., Loew M.H., Rapid Prototyping of Reusable 3D-Printed N95 Equivalent Respirators at the George Washington University, 2020030444, **2020**.
- Moniruzzaman M., O'Neal C., Bhuiyan A., Egan P.F., Design and Mechanical Testing of 3D Printed Hierarchical Lattices Using Biocompatible Stereolithography, *Designs*, 4, 22, **2020**.
- Arabnejad S., Johnston R.B., Pura J.A., Singh B., Tanzer M., Pasini D., High-strength Porous Biomaterials for Bone Replacement: A Strategy to Assess the Interplay Between Cell Morphology, Mechanical Properties, Bone Ingrowth and Manufacturing Constraints, *Acta Biomater.*, 30, 345–356. **2016**.
- Wang X., Ao Q., Tian X., Fan J., Wei Y., Hou W., Tong H., Bai Sh., 3D Bioprinting Technologies for Hard Tissue and Organ Engineering, *Materials*, 9, 802. **2016**.
- Gross B.C., Erkal J.L., Lockwood S.Y., Chen C., Spenc D.M., Evaluation of 3D Printing and its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences, *ACS Publications*, **2014**.
- Xu Y., Wu X., Guo X., The Boom in 3D-printed Sensor Technology, *Sensors*, 17, 1166, **2017**.
- Alifui-Segbaya F., Varma S., Lieschke G.J., George R., Bio-Compatibility of Photopolymers in 3D Printing, *3d Print. Addit. Manuf.*, 4, 185–191, **2017**.
- Miller A.T., Safranski D.L., Wood C., Guldborg R.E., Gall K., Deformation and Fatigue of Tough 3D Printed Elastomer Scaffolds Processed by Fused Deposition Modeling and Continuous Liquid Interface Production, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 75, 1–13, **2017**.
- Nuseir A., Hatamleh M.M.d., Alnazzawi A., Al-Rabab'ah M., Kamel B., Jaradat E., Direct 3D Printing of Flexible Nasal Prosthesis: Optimized Digital Workflow From Scan to Fit, *J. Prosthodont.*, 28, 10–14, **2019**.
- Egan P., Wang X., Greutert H., Shea K., Wuertz-Kozak K., Ferguson S., Mechanical and Biological Characterization of 3D Printed Lattices, *3d Print. Addit. Manuf.*, 6, 73–81, **2019**.
- Crump M.R., Bidinger S.L., Pavinatto F.J., Gong A.T., Sweet R.M., MacKenzie J.D., Sensorized Tissue Analogues Enabled by a 3D-printed Conductive Organogel, *Npj Flex. Electron.*, 5, 1–8. **2021**.
- ACFoAM Technologies, ACFoAMTSFo Terminology, Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies, ASTM International; **2012**.
- Liaw C.Y., Guvendiren M., Current and Emerging Applications of 3D Printing in Medicine, *Biofabrication*, 9:024102. **2017**.
- Ikuta K., Hirowatari K., Real Three Dimensional Micro Fabrication Using Stereo Lithography and Metal Molding, Micro Electro Mechanical Systems. In: MEMS'93, Proceedings an Investigation of Micro Structures, Sensors, *Actuators, Machines and Systems IEEE. IEEE1993*, 42–47, **1993**.
- Bhatt Acharjee N., Urrios A., Kang S., Folch AM., The Upcoming 3D-printing Revolution in Microfluidics, *Lab a Chip*, 16, 1720–1742, **2016**.
- Kumar S., Selective Laser Sintering: A Qualitative and Objective Approach, *JOM (J Occup Med)*, 55, 43–47. 2003.
- Kruth J. P., Mercelis P., Van Vaerenbergh J., Froyen L., Rombouts M., Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Selective Laser Melting, *Rapid Prototyping J.*, 11, 26–36, **2005**.
- Waheed S., Cabot J.M., Macdonald N.P., Lewis T., Guijt R.M., Paull B., Breadmore M.C., 3D Printed Microfluidic Devices: Enablers and Barriers, *Lab a Chip*, 16, 1993–2013. 2016.
- Pilipović A., Raos P., Šercer M., Experimental Analysis of Properties of Materials for Rapid Prototyping, *Int J Adv Manuf Technol*, 40, 105–115, **2009**.
- Provaggi E., Kalaskar D.M., 3D Printing Families: Laser, Powder, Nozzle Based Techniques, *3D Print Med.*, 21–42, **2017**.
- Murphy S.V., Atala A., 3D Bioprinting of Tissues and Organs, *Nat Biotechnol.*, 32, 773. 2014.
- Park J., Tari M.J., Hahn H.T., Characterization of the Laminated Object Manufacturing (LOM) Process, *Rapid Prototyp J.*, 6, 36–50, **2000**.
- Mueller B., Kochan D., Laminated Object Manufacturing for Rapid Tooling and Paern Making in Foundry Industry, *Comput Ind.*, 39, 47–53. **1999**.
- Horn T.J., Harrysson O.L., Overview of Current Additive Manufacturing Technologies and Selected Applications, *Sci Prog.*, 95, 255–282. 2012.
- Thompson S.M., Bian L., Shamsaei N., Yadollahi A., A n Overview of Direct Laser Deposition for Additive Manufacturing; part I: Transport Phenomena, Modeling and Diagnostics,

*Additive Manufacturing*, 8, 36–62, **2015**.

27. Egan P.F., Gonella V.C., Engensperger M., Ferguson S.J., Shea K., Computationally Designed Lattices with Tuned Properties for Tissue Engineering Using 3D Printing, *Plos One*, 12, e0182902. **2017**.
28. Revilla-León M., Gonzalez-Martín Ó., Pérez López J., Sánchez-Rubio J.L., Özcan M., Position Accuracy of Implant Analogs on 3D Printed Polymer Versus Conventional Dental Stone Casts Measured Using a Coordinate Measuring Machine, *J. Prosthodont*, 27, 560–567. **2018**.
29. Zuniga J., Katsavelis D., Peck J., Stollberg J., Petrykowski M., Carson A., Fernandez C., Cyborg Beast: A Low-cost 3D-printed Prosthetic Hand for Children with Upper-limb Differences, *BMC Res*, 8, 10. **2015**.
30. Economidou S.N., Lamprou D.A., Douroumis D., 3D Printing Applications for Transdermal Drug Delivery, *Int. J. Pharm*, 544, 415–424, **2018**.
31. Rubio-Perez I., Diaz Lantada A., Surgical Planning of Sacral Nerve Stimulation Procedure in Presence of Sacral Anomalies by Using Personalized Polymeric Prototypes Obtained with Additive Manufacturing Techniques, *Polymers*, 12, 581, **2020**.
3. Erickson M.M., Richardson E.S., Hernandez N.M., Bobbert D.W., Gall K., Fearis P., Helmet Modification to PPE with 3D Printing During the COVID-19 Pandemic at Duke University Medical Center: A Novel Technique, *J. Arthroplast*, 35, S23–S27, **2020**.
33. Hollister S.J., Flanagan C.L., Zopf D.A., Morrison R.J., Nasser H., Patel J.J., Ebramzadeh E., Sangiorgio S.N., Wheeler M.B., Green G.E., Design Control for Clinical Translation of 3D Printed Modular Scaffolds, *Ann. Biomed. Eng.*, 43, 774–786, **2015**.
34. Mai H.N., Lee K.B., Lee D.H., Fit of Interim Crowns Fabricated Using Photopolymer-jetting 3D Printing, *J. Prosthet. Dent*, 118, 208–215, **2017**.
35. Swennen G.R.J., Potte L., Haers P.E., Custom-made 3D-printed Face Masks in Case of Pandemic Crisis Situations with a Lack of Commercially Available FFP2/3 Masks, *Int. J. Oral. Maxillofac. Surg*, 49, 673–677, **2020**.
36. Roopavath U.K., Kalaskar D.M., Introduction to 3D Printing in Medicine, *3D Print Med: 1–20 Elsevier*, **2017**.
37. Ballard D.H., Trace A.P., Ali S., Hodgdon T., Zygmunt E.M., DeBenedictis M.C., Smith E.S., Richardson L.M., Patel J.M., Decker J.S., Lenchik L., Clinical Applications of 3D Printing: Primer for Radiologists, *Acad Radiol*, 25:52–65. **2018**.