

پرینترهای سه بعدی و کاربرد آن در ساخت پروتزهای دندانی: مرور سیستماتیک

سید شجاع الدین شایق^۱، سید محمدرضا حکیمانیه^۲، هدیه درخشیشی^{۳*}

^۱ دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

^۲ استادیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

^۳ دانشجوی دکتری تخصصی، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۰/۳/۱۱ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۷/۶

Three-Dimensional Printers and Their Application in Dental Prostheses

Seyed Shojaedin Shayegh¹, Seyed Mohammad Reza Hakimaneh², Hedi Derakhshi^{3*}

¹ Associate Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran

² Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran

³ Postgraduate student, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran

Received: 1 June 2021; Accepted: 28 September 2021

Introduction: Three-dimensional (3D) printing is a layer-by-layer fabrication method used to manufacture 3D models of complex structures. This technology has multiple methods, materials, and equipment. The present study aimed to investigate the use of 3D printers in manufacturing dental prostheses, various processing methods, materials, and the accuracy of each.

Materials and Methods: A standard search method was used in PubMed and Google scholar databases. The inclusion criterion was articles published in English in the field of manufacturing dental prostheses by additive methods between 2015 and 2020.

Results: A total of 2,250 articles were retrieved from databases, using the keywords "3D printing" OR "Additive manufacturing" OR "Rapid prototyping" AND "Dental prostheses" OR "Dental Prosthetics" OR "Digital dentistry". According to the exclusion criteria, 27 articles (3 review, 2 in vivo, and 22 in vitro studies) related to 3D printing technology in prostheses were selected. 3D. In dentistry, stereolithography (SLA), Selective Laser Melting (SLM), Fused Deposition Modeling (FDM), and Material jetting (inkjet) have been so far used to make surgical guides, implants, casts, special trays, removable prostheses, casting patterns, metal frameworks, and fixed prostheses.

Conclusion: The advent of 3D and digital technology has had a significant impact on the reconstruction of teeth and prosthetic works. The quality of prostheses made by this technology is clinically acceptable; therefore, they can replace conventional methods. The printing methods and materials used in dentistry are improving every day, and for the successful application of this technique, we need a complete and up-to-date familiarity with the method of using the materials, limitations, and benefits of this new technique.

Key words: Additive manufacturing, Dental applications, Dental prostheses, 3D printing

Corresponding Author: derakhshi.hedie@gmail.com

J Mash Dent Sch 2022; 46(2): 112-34.

چکیده

مقدمه: پرینت سه بعدی یک روش ساخت لایه لایه است که برای ساخت مدل سه بعدی ساختارهای پیچیده استفاده می شود. این تکنولوژی دارای روش ها، مواد و تجهیزات متعدد است. هدف از این مطالعه مروری، بررسی کاربرد پرینترهای سه بعدی در ساخت پروتزهای دندانی است؛ که در آن انواع روش های پردازش، متریال و دقت هر کدام را ارزیابی کردیم.

مواد و روش ها: از یک روش استاندارد جستجو در پایگاه های اطلاعاتی PubMed و Google scholar استفاده شد. معیار ورود مطالعه، مقالات چاپ شده به زبان انگلیسی، در زمینه ساخت پروتز و کاربرد روش افزایشی در مراحل کار، در محدوده سال های ۲۰۱۵ تا ۲۰۲۰ بود.

یافته ها: در مجموع ۲۲۵۰ مقاله از طریق جستجو در پایگاه های اطلاعاتی، به دست آمد. با توجه به معیارهای خروج، ۲۷ مقاله (۳ مقاله مروری، ۲ مطالعه کلینیکی و ۲۲ مطالعه آزمایشگاهی) مربوط به تکنولوژی پرینت سه بعدی در پروتز انتخاب شد. تاکنون در پروتزهای دندانی از روش های استریولیتوگرافی (SLA)، Stereolithography (SLA)، ذوب لیزری (SLM)، Selective Laser Melting (SLM)، جوش افزایشی Fused Deposition Modeling (FDM) و تزریق مواد Material jetting (inkjet) برای ساخت راهنمای جراحی، ایمپلنت، کست، تری اختصاصی، پروتز متحرک، الگوهای ریختگی، فریم های فلزی و پروتز های ثابت استفاده شده است.

* مؤلف مسؤل، نشانی: تهران، دانشگاه شاهد، دانشکده دندانپزشکی، گروه پروتزهای دندانی، تلفن: ۰۹۱۲۹۴۱۹۸۳۳

نتیجه گیری: ظهور تکنولوژی سه بعدی و دیجیتال تأثیر به سزایی روی بازسازی دندان ها و کارهای پروتزی داشته است. کیفیت قطعات پروتز های ساخته شده با استفاده از این تکنولوژی در اکثر مواقع از نظر کلینیکی قابل قبول می باشد و می تواند جایگزین روش های متداول شود. روش های پرینت و مواد مورد استفاده در دندانپزشکی، هر روز پیشرفت می کند. برای کاربرد موفق این روش، نیازمند آشنایی کامل و به روز با روش کاربرد مواد، محدودیت ها و مزایای این تکنیک جدید هستیم.

کلمات کلیدی: پرینت سه بعدی، تولید افزودنی، کاربرد دندانپزشکی، پروتزهای دندانی
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۴۰۱ دوره ۴۶ / شماره ۲: ۳۴-۱۱۲.

مقدمه

فناوری دیجیتال، تحولی عظیم در تمام جنبه های زندگی ما از جمله دندانپزشکی ایجاد کرده است؛ این امر به این دلیل است که کامپیوترها با سرعت و دقت بالاتر و هزینه کمتری نسبت به انسان کار می کنند. امروزه، تمام جنبه های بالینی از جمله پذیرش بیماران، جمع آوری و ذخیره سوابق بیماران، کسب و پردازش اطلاعات تشخیصی بیماران، برنامه ریزی درمانی، دستیابی به داده ها برای تشکیل تصاویر سه بعدی و طراحی و تولید رستوریشن در دندانپزشکی به کمک رایانه انجام می شود. پروتزهای دندانی که با کمک رایانه طراحی و ساخته می شوند computer-aided computer-aided design-manufacturing (CAD-CAM) در سال های اخیر رایج شده است. تکنولوژی بر پایه CAD-CAM به طور معمول شامل سه مرحله است: ۱- جمع آوری یا دیجیتال سازی داده ها، ۲- پردازش داده ها (CAD)، ۳- تولید (CAM)^(۱)

دو روش برای ساخت سه بعدی (CAM) وجود دارد: شامل روش کاهشی (Subtractive Manufacturing (SUM) و روش افزایشی (Additive Manufacturing (AM)

۱) روش کاهشی بر پایه تراش (milling) بلوک ماده توسط ماشین تراش است. این تکنولوژی طول درمان را کاهش داده و دارای مزایای متعددی برای دندانپزشکان، بیماران و تکنسین لابراتوار است. اگر چه، دارای معایبی از جمله هدر رفتن مقدار زیاد ماده، محدودیت در ضخامت

پروتز، دقت پایین در ثبت جزئیات با توجه به سایز فرز

تراش و قیمت بالای تجهیزات می باشد.^(۲-۵)

۲) روش افزایشی که به عنوان نمونه سازی سریع (rapid prototyping) و 3D printing شناخته می شود، بر پایه افزایش لایه لایه مواد است. AM انعطاف پذیری زیادی در طراحی دارد و برخلاف روش کاهشی، دقت بالایی در ثبت جزئیات داشته و میزان هدر رفت ماده ناچیز است. روش های AM برای ساخت سازه های پیچیده توسعه یافته و در سال های اخیر به رشته های مختلف از جمله دندانپزشکی راه پیدا کرده است.^(۶)

پرینت سه بعدی یک روش ساخت لایه لایه است که برای ساخت مدل سه بعدی طیف گسترده ای از ساختارها با اشکال پیچیده استفاده می شود. این تکنولوژی اولین بار در دهه ۱۹۸۰ میلادی توسط Charles Hull با نام استریولیتوگرافی ابداع شد.^(۷،۸) پرینت سه بعدی در رشته های مختلف دندانپزشکی مانند ساخت مدل های دندانی، راهنماهای جراحی و روکش های مختلف دندانی، ایمپلنت ها و ... در حال محبوب شدن است.^(۶) فرآیند افزایشی به عنوان جایگزینی برای روش کاهشی است که در آن مواد اکثراً بر پایه پودر یا مایع برای ساخت مدل سه بعدی جامد استفاده می شوند.^(۹،۱۰) روش های AM برای ساخت سازه های پیچیده توسعه یافته است. نمونه سازی سریع، تولید ساختار های بزرگ، کاهش نقص ساخت و

مطالعه خلاصه مقالات و در نهایت انتخاب مقالات و تجزیه و تحلیل متن کامل انجام شد.

معیارهای ورود به مطالعه، مقالاتی بود که به زبان انگلیسی بین سال های ۲۰۱۵ و ۲۰۲۰ در مورد پرینت سه بعدی در دندانپزشکی به چاپ رسیده و شامل مطالعات کلینیکی، آزمایشگاهی و مطالعات مروری روایتی بود. مقالاتی که به موضوع مورد نظر نمی پرداختند، مقالات تکراری و متونی که به زبان انگلیسی نبودند، از مطالعه حذف شدند. با توجه به معیارهای ورود و خروج، ۲۷ مقاله (۳ مقاله مروری، ۲ مطالعه کلینیکی و ۲۲ مطالعه آزمایشگاهی) انتخاب شد. نمودار ۱ چارت استراتژی جستجو را نشان می دهد.

یافته ها

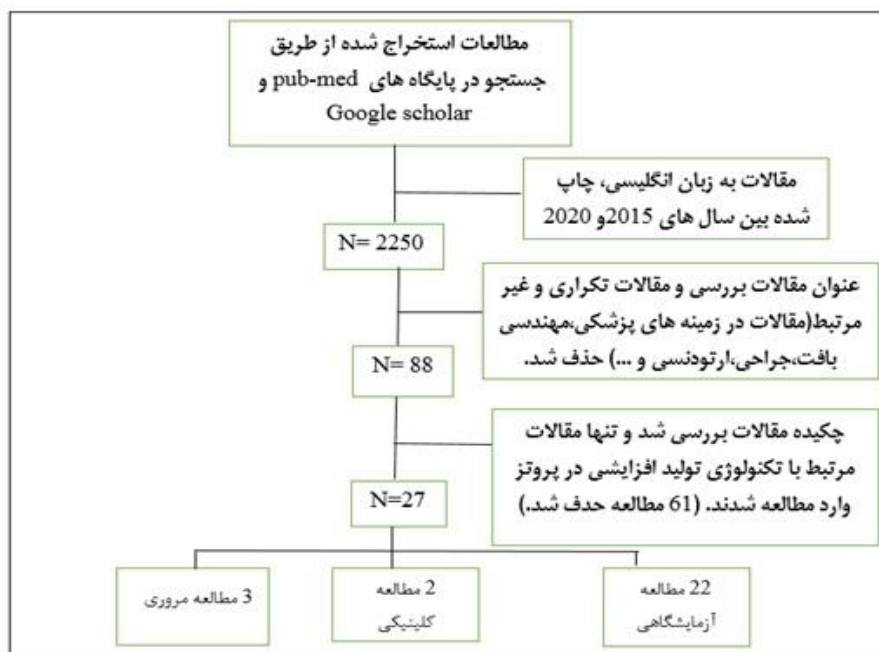
مقالات وارد شده به مطالعه و مهم ترین یافته هر یک، در جدول ۱ آورده شده است.

افزایش خواص مکانیکی عوامل کلیدی پیشرفت فناوری های AM هستند.^(۶)

هدف این مقاله ارائه یک بررسی جامع از کاربرد پرینت سه بعدی در ساخت پروتزهای دندانی است. تکنیک ها از نظر روش های اصلی به کار رفته، مواد استفاده شده، مزایا، معایب، محدودیت ها و موارد کاربرد هر یک از آن ها در ساخت پروتز دندانی مورد بررسی قرار گرفت.

مواد و روش ها

برای یافتن مقالات مرتبط با موضوع از یک استراتژی جستجو استفاده و معیارهای ورود و خروج برای آن تعریف کردیم. جستجو در پایگاه های اطلاعاتی PubMed و Google scholar، با استفاده از واژه های "3D printing" OR "Additive manufacturing" OR "Rapid prototyping" AND "Dental prostheses" OR "Dental Prosthetics" OR "Digital dentistry" انجام شد. استراتژی جستجو برای این بررسی شامل ۳ مرحله بود؛ ابتدا مرور عنوان ها، سپس



نمودار ۱: استراتژی جستجو

جدول ۱: توصیف مقالات وارد شده به مطالعه

حیطه بررسی	نویسنده مقاله	سال چاپ	نوع مطالعه	یافته ها
مروری بر	T.D. Ngo et al.	۲۰۱۸	مروری	بررسی روش های AM، مزایا و معایب
پرینت سه بعدی	Önoral and Abugofa	۲۰۲۰	مروری	بررسی وضعیت فعلی تکنیک های AM در پروتز
	Attarilar, et al.	۲۰۲۰	مروری	بررسی تکنولوژی AM در ایمپلنتولوژی
کست های سه بعدی	Jeong et al	۲۰۱۸	مقایسه آزمایشگاهی کست پرینت شده و milled	کست های پرینت شده نسبت به mill شده دقت بالاتری داشتند.
	Al-Imam et al	۲۰۱۸	مقایسه آزمایشگاهی کست جیسوم و SLA	کست های معمول جیسوم دقت بالاتری نسبت به کست های SLA داشتند.
	Alshawaf et al	۲۰۱۸	مقایسه آزمایشگاهی کست پرینت شده و استون	کست های حاصل از پرینت سه بعدی دقت پایین تری نسبت به کست های استون معمول داشتند.
	Papaspyridakos et al	۲۰۲۰	مقایسه آزمایشگاهی کست پرینت شده و استون	کست های حاصل از پرینت سه بعدی دقت پایین تری نسبت به کست های استون معمول داشتند.
	Jang et al	۲۰۲۰	مقایسه آزمایشگاهی پروتزهای ساخته شده بر روی کست های استون و پرینت شده	کیفیت پروتزهای ثابت ساخته شده بر روی کست های پرینت شده به صورت سه بعدی نسبت به کست های استون معمول کمتر است.
تری اختصاصی	Liu et al	۲۰۱۹	مقایسه آزمایشگاهی دقت قالب های گرفته شده توسط تری های کانونشنال و پرینت شده	قالب های گرفته شده با استفاده از تری های پرینت شده، در مقایسه با تری های کانونشنال دقت بالا تری داشتند
	Sun et al	۲۰۱۷	مقایسه کلینیکی دقت قالب های گرفته شده توسط تری های کانونشنال و پرینت شده	قالب های گرفته شده با استفاده از تری های پرینت شده نسبت به تری های دست ساز، ضخامت یکنواخت تری داشتند.
	Liu et al	۲۰۲۰	آزمایشگاهی/ بررسی اثر ضخامت لایه های پرینت روی ویژگی مکانیکی تریها	با افزایش ضخامت لایه های پرینت، مقاومت های خمشی و کششی تری کاهش می یابد.
پروتز کامل متحرک	Davda et al	۲۰۱۷	مقایسه آزمایشگاهی دقت پروتزهای کامل پرینت شده و کانونشنال	در ساخت پروتز کامل، روش های افزایشی AM از نظر accuracy و precision نسبت به روش های معمول برتری دارند.
	Kalberer et al	۲۰۱۹	مقایسه آزمایشگاهی تطابق بافتی پروتزهای پرینت شده و milled	سطح بافتی پروتزهای mill شده نسبت به پرینت شده دقت بیشتری داشتند.

مقایسه آزمایشگاهی تطابق و گیر پروتزهای milled، پرینت شده و کانونشنال	۲۰۱۸	Yoon et al	
تطابق بافتی و گیر مکانیکی در دنچرها به روش DLP مشابه روش milling و کمی بهتر از روش معمول بود.			
آزمایشگاهی / بررسی تطابق مارجینال و ویژگی مکانیکی رستوریشن پرینت شده	۲۰۱۸	Alharbi et al	رستوریشن موقت
رستوریشن های پرینت شده ویژگی های مکانیکی و تطابق مارجینال قابل قبولی دارند.			
آزمایشگاهی / بررسی تطابق مارجینال و ویژگی مکانیکی رستوریشن پرینت شده	۲۰۱۶	Digholkar et al	
رستوریشن های پرینت شده ویژگی های مکانیکی و تطابق مارجینال قابل قبولی دارند.			
آزمایشگاهی / بررسی تطابق داخلی و مارجینال onlay های ساخته شده توسط الگوهای ریختگی	۲۰۱۸	Revilla et al	الگو های ریختگی
توسط الگوهای پرینت شده، تطابق داخلی و مارجینال قابل قبولی داشتند.			
آزمایشگاهی / بررسی تطابق داخلی و مارجینال inlay های ساخته شده توسط الگوهای ریختگی	۲۰۱۸	Homsy et al	
توسط الگوهای پرینت شده، تطابق داخلی و مارجینال قابل قبولی داشتند.			
مقایسه آزمایشگاهی تطابق داخلی و مارجینال الگوهای ریختگی، SLA و printed و mill شده را با هم مقایسه کردند. تطابق داخلی و مارجینال الگوهای SLA از نظر کلینیکی قابل قبول و کمی بهتر از ریختگی بود. میزان مارجینال گپ در الگوهای mill شده بیشتر بود.	۲۰۱۸	Kim et al	
آزمایشگاهی / بررسی خصوصیات مکانیکی فریم ورک های پرینت شده	۲۰۱۸	Øilo et al	فریم ورک فلزی
مکانیکی فریم ورک های Cr-Co پرینت شده که به روش milling و یا conventional تولید می شود			
مقایسه آزمایشگاهی فریم ورک پروتز های متکی بر ایمپلنت ساخته شده توسط SLM، ریختگی و milled	۲۰۱۸	Akçin et al	
فریم ورک پروتز های متکی بر ایمپلنت ساخته شده توسط SLM، ریختگی و milled نسبت به فریم های milled بهتر بودند			
مقایسه آزمایشگاهی فریم متحرک پارسیل ریختگی و پرینت شده	۲۰۱۹	Chen et al	
در فریم های متحرک پارسیل ساده و غیر پیچیده، تفاوت قابل توجهی بین روش SLM و ریختگی وجود نداشت. اما در فریم های پیچیده، تطابق فریم های ریختگی کمی بهتر بود.			

فریم ورک فلزی	Ye et al ۲۰۱۷	مقایسه کلینیکی تطابق و نشست فریم متحرک پارسیل ریختگی و پرینت شده	عدم نشست رست های اکلووالی در فریم ورک SLM نسبت به فریم های ریختگی بیشتر بود. اما از نظر کلینیکی گیر و ثبات قابل قبولی داشتند.
Revilla-León et al ۲۰۱۸	مقایسه آزمایشگاهی فریم های تیتانیومی ساخته شده به دو روش SLM و EBM	فریم های تیتانیومی ساخته شده به هر دو روش SLM و EBM از نظر کلینیکی قابل قبول بودند.	
Dehurtevent et al ۲۰۱۷	مقایسه آزمایشگاهی ویژگی مکانیکی آلومینای پرینت شده و Milled	امکان پرینت آلومینا با تراکم و استحکام خمشی مشابه روش subtractive وجود دارد.	
Ucar et al ۲۰۱۹	مقایسه آزمایشگاهی مقاومت خمش milled zirconia و SLA Alumina, milled zirconia و pressed Alumina	milled zirconia بالاترین مقاومت خمشی را نشان داد و پس از آن به ترتیب SLA Alumina و pressed Alumina بودند	
Wang et al ۲۰۱۹	آزمایشگاهی/ بررسی صحت روکش های زیرکونیای milled و تولید شده توسط SLA	تفاوت قابل توجهی در صحت روکش های زیرکونیای milled و تولید شده توسط SLA وجود نداشت.	

فرآیند پرینت سه بعدی: انجمن آزمایش و مواد آمریکا (ASTM) American society of testing and material را فرآیند پیوستن لایه لایه مواد، برای تولید اشیا از اطلاعات سه بعدی تعریف کرده است.^(۱۱) به طور کلی فرآیند AM شامل ۴ مرحله است:

ساخت مدل سه بعدی دیجیتال توسط نرم افزار با به کارگیری اطلاعات حاصل از اسکنر های داخل دهانی یا computed tomography (CT) پردازش اطلاعات و برش مدل سه بعدی به چندین لایه دو بعدی، پرینت سه بعدی محصول نهایی به صورت لایه لایه، پردازش نهایی^(۱۲و۱۳)

روند AM با ساخت مدل سه بعدی مجازی از تصاویر MRI، CBCT و یا اسکنر داخل یا خارج دهانی توسط نرم افزار CAD، آغاز می گردد. فرمت داده های CAD به

Standard Triangulation Language (STL)^(۱۵) تبدیل می شود. از تصاویر، مقاطع کراس سکشنال تهیه شده و با استفاده از روش های مختلف موجود برای AM، محصول نهایی به صورت لایه لایه تولید می شود. فرآیند برش ساختار سه بعدی به تصاویر دو بعدی و سپس بازسازی آن به عنوان tessellation شناخته می شود.^(۱۶) دقت ابعادی محصول نهایی به ضخامت هر لایه که از چند میکرون تا یک میلیمتر متفاوت است، بستگی دارد. همچنین مواد مورد استفاده، نوع پرینتر و پیچیدگی ساختار هم روی دقت نهایی مؤثر هستند.^(۱۷)

روش های مختلف پرینت: فناوری ساخت افزودنی توسط انجمن آزمایش و مواد آمریکا (ASTM)، با توجه به روش پرینت در هفت فرآیند طبقه بندی شده است:^(۱۱و۱۸)

مدل سه بعدی استفاده می کند. هرچه از مثلث های بیشتری استفاده شود، وضوح تصویر مدل سه بعدی بیشتر خواهد بود.^(۱۹)

^۱ فرمتی است که هندسه سطح یک شی سه بعدی را بدون هیچ گونه رنگ، بافت یا سایر ویژگی ها توصیف می کند. این فرمت از یک سری مثلث های پیوند یافته برای بازسازی شکل هندسی سطح

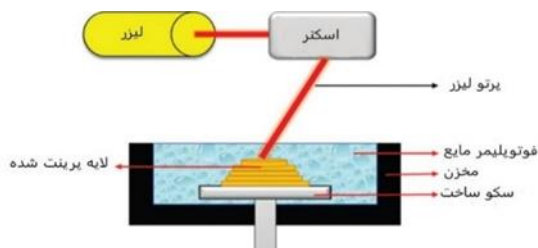
^۱ فرمتی است که هندسه سطح یک شی سه بعدی را بدون هیچ گونه رنگ، بافت یا سایر ویژگی ها توصیف می کند. این فرمت از یک سری مثلث های پیوند یافته برای بازسازی شکل هندسی سطح

پرینت توسط SLA کیفیت و وضوح بالایی دارد، اما این روش زمان بر و گران بوده و مواد قابل استفاده در آن بسیار محدود می باشد. از طرفی رزین حساسیت زا بوده و در اثر تماس با چشم و پوست باعث التهاب می شود.^(۲۱) انرژی منبع نور و میزان اکسپوزر فاکتور های اصلی هستند که ضخامت هر لایه را کنترل می کنند.^(۱۹)

در دندانپزشکی، از SLA برای ساخت ایمپلنت، کست ها، پروتز کامل متحرک، روکش های موقتی، الگوهای ریختگی و فریم فلزی استفاده می شود.

پردازش نور دیجیتال (DLP) Digital light processing: فرآیند پرینت و مواد مورد استفاده در آن همانند SLA است با این تفاوت که در SLA از لیزر برای پلیمریزاسیون استفاده می شود، اما در DLP از یک digital projector استفاده می شود. سرعت این روش در مقایسه با SLA بیشتر است.^(۱۴)

پردازش مداوم نور دیجیتال Continuous digital light processing (CDLP): فرآیند پرینت و مواد مورد استفاده در آن همانند دو روش قبل بوده با این تفاوت که از LED و یا اکسیژن برای پلیمریزاسیون استفاده می شود. این روش نسبت به SLA سرعت بیشتری دارد و از DLP کم هزینه تر است.^(۱۴)



شکل ۲: شکل شماتیک از استریولیتوگرافی^(۱۸)

- ۱) فتوپلیمریزاسیون مخزنی (Vat photo polymerization)
- ۲) جوش افزایشی یا اکستروژن مواد (Fused Deposition Modeling (FDM) or material extrusion)
- ۳) همجوشی بستر پودری (Powder bed fusion (PBF))
- ۴) پرینت سه بعدی یا تزریق چسب (Three-dimensional printing(3DP) or Binder jetting)
- ۵) تزریق مواد یا پرینت جوهرافشان (Material jetting or Inkjet printing)
- ۶) توزیع مستقیم انرژی (Direct Energy Deposition(DED)
- ۷) ساخت ورقه ای (Laminated object manufacturing(LOM))
- ۱) فتوپلیمریزاسیون مخزنی (Vat photo polymerization)
- استریولیتوگرافی (Stereolithography (SLA))

این روش جزء اولین روش های AM است که در سال ۱۹۸۶ کشف شد.^(۱۹) این روش بر پایه پلیمریزاسیون با نور بوده و از نور ماورای بنفش UV یا پرتوی الکترون برای آغاز واکنش زنجیره ای رزین و مونومر استفاده می شود (شکل ۲). مواد اولیه به صورت مایع هستند و شامل فتوپلیمرهایی مانند پلی آمیدها، الاستومرها، رزین های پلیمری خالص، رزین های کامپوزیت و دوغاب سرامیک + رزین می باشند.^(۱۸) همان طور که در شکل (۲و۳) نمایش داده شده، سکوی ساخت، در مخزنی از فوتو پلیمر مایع قرار دارد. با حرکت سکوی ساخت به بالا و تابش لیزر، پلیمریزاسیون انجام و لایه اول ساخته می شود. برای ساخت لایه های بعدی، سکوی ساخت به سمت پایین حرکت و داخل مخزن فرو می رود تا سطح لایه ساخته شده توسط پلیمر مایع پوشیده شود و دوباره با حرکت سکوی پلیمریزاسیون انجام می شود. این روند به قدری ادامه می یابد تا تمام لایه ها ساخته شده و مدل سه بعدی تکمیل شود. ممکن است برای افزایش استحکام به پردازش نهایی توسط گرما (heating) یا نور (photo curing) نیاز باشد.^(۲۰)

همجوشی بستر پودری (Powder bed fusion (PBF):
در این روش یک لایه نازک از پودر، روی یک صفحه
پخش و پک می شود. پودر در هر لایه توسط لیزر یا اتصال
دهنده به هم متصل می شوند. این صفحات لایه لایه روی
هم قرار می گیرند تا محصول سه بعدی نهایی ساخته شود.
سپس اضافات پودر توسط وکیوم حذف می شود و در
صورت نیاز، پردازش نهایی جزئیات توسط انفیلتراسیون،
پوشش (coating) و پخت (sintering) انجام می شود.
(شکل ۳) توزیع و سایز ذرات پودر که تراکم ناحیه پرینت
شده را تعیین می کند، مهم ترین فاکتور مؤثر در این روش
است. در پودرهایی با دمای ذوب پایین برای اتصال لایه ها
از لیزر استفاده می شود. در پودر با دمای ذوب بالا از یک
اتصال دهنده مایع استفاده می شود.^(۲۶) مهمترین محدودیت
روش powder bed fusion آهسته و زمان بر بودن پروسه،
هزینه بالا و تخلخل زیاد هنگام استفاده از اتصال دهنده
می باشد.^(۲۱،۲۶)

الف) تفجوشی انتخابی با لیزر Selective Laser
Sintering (SLS):

از SLS برای پرینت پلیمرهای مختلف، فلزات و آلیاژها
میتوان استفاده کرد. در SLS لیزر به طور کامل پودر را ذوب
نمی کند و حرارت سطحی دانه های پودر، سبب اتصال
لایه ها به هم می شود.^(۲۷)

ب) تفجوشی مستقیم فلزات با لیزر Selective Laser
Melting (SLM):

برخلاف SLS، SLM تنها برای فلزات مخصوصی از
جمله استیل و آلومینیوم کاربرد دارد. در SLM پودر به طور
کامل ذوب شده و به هم متصل می شود که باعث افزایش
استحکام مکانیکی می گردد.^(۲۷) در پروتز برای ساخت
فریم های فلزی از این روش استفاده می شود.

۲) جوش افزایشی یا اکستروژن مواد (Fused Deposition
Modeling (FDM) or material extrusion):

در این روش از یک فیلامنت حاوی پلیمر
ترمو-پلاستیک، برای پرینت سه بعدی استفاده می شود.
فیلامنت گرم می شود تا ماده به حالت نیمه مایع درآمده و
مدل مورد نظر به صورت لایه لایه ساخته می شود. (شکل
۳) آکریلونیتریل بوتادین استایرن (ABS)، پلی لاکتیک اسید
(PLA) و پلی کربنات ها شایع ترین مواد مورد استفاده
هستند.

ویژگی اصلی این روش، خاصیت ترموپلاستیک پلیمر
است که سبب می شود در طول پرینت، لایه ها به هم متصل
شود و بعد از پرینت، در دمای اتاق به حالت جامد تبدیل
شود. نقطه ذوب ماده باید پایین باشد و پس از ذوب شدن
ویسکوزیته آن به اندازه ای باشد که روان شده و از نازل به
راحتی خارج شود، از طرفی هم به اندازه ای باشد که
استحکام کافی برای ساپورت لایه های بعدی را داشته
باشد.^(۲۲،۲۳)

ضعامت لایه ها، قطر، جهت گیری فیلامنت و تخلخل
مهم ترین عواملی هستند که روی ویژگی های مکانیکی ماده
پرینت شده اثر می گذارند. هزینه پایین، سرعت بالا و آسان
بودن پروسه، مهم ترین مزایای FDM هستند. استحکام
مکانیکی پایین، ظاهر لایه لایه، کیفیت سطحی پایین و تنوع
پایین مواد ترموپلاستیک از محدودیت های این روش
هستند.^(۲۴) تکامل کامپوزیت های تقویت شده با فیبر،
استحکام مکانیکی مدل پرینت شده با FDM را افزایش داده
است.^(۲۵) اگرچه جهت گیری فیبرها، باند بین فیبر و
ماتریکس و وجود تخلخل، چالش های اصلی در استفاده از
این کامپوزیت ها به شمار می روند.^(۲۱،۲۵) در پروتز برای
ساخت تری های اختصاصی استفاده می شود.

دو نوع اصلی سرامیک شامل مواد بر پایه موم (wax-based ink) و سوسپانسیون مایع (liquid suspension) می باشند. سایز ذرات سرامیک، ویسکوزیته محلول، سایز نازل و سرعت پرینت عواملی هستند که بر کیفیت محصول نهایی اثر می گذارد.^(۲۹) برای ساخت الگوهای ریختگی هم می توان از این روش استفاده کرد.

۴) توزیع مستقیم انرژی Direct Energy Deposition (DED) برای ساخت آلیاژها استفاده می شوند. مواد اولیه ذوب شده و سپس رسوب کرده و به هم متصل می شوند. تفاوت این روش با SLM در این است که در این روش از پودر استفاده نمی شود و برای ذوب مواد اولیه به انرژی بالاتری نیاز است. DED نسبت به SLM دارای دقت کمتر و کیفیت سطحی پایین تری است و توانایی ساخت مدل های با پیچیدگی کمتر را دارد. این روش سریعتر و کم هزینه تر می باشد.^(۳۰)

۵) ساخت ورقه ای Laminated object manufacturing (LOM)

در این روش، مواد به صورت ورقه ای هستند که توسط لیزر یا روش های مکانیکی لایه لایه برش داده می شوند و سپس به هم متصل می گردند. (شکل ۴) در این روش از کامپوزیت، سرامیک و فلزات می توان استفاده کرد. بسته به نوع ماده، نیاز به پردازش نهایی دارد. LOM (بدون پردازش) از کیفیت سطح پایین تری برخوردار است و دقت ابعادی آن در مقایسه با روش های powder bed کمتر است.^(۳۱)

ج) ذوب با باریکه الکترون (EBM) Electron Beam Melting:

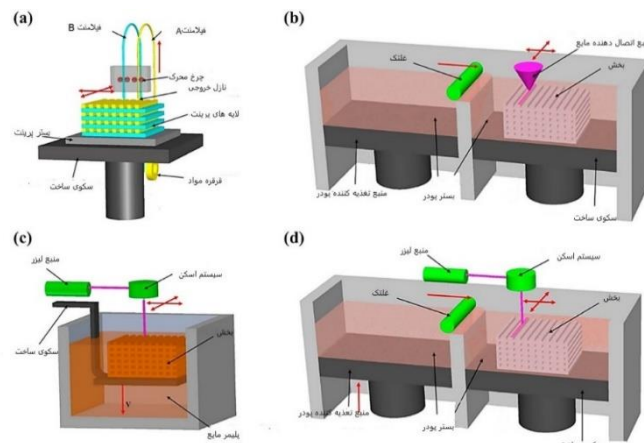
برخلاف دو روش بالا که از لیزر استفاده می شد، EBM از پرتوی انرژی الکترون که توسط سیم پیچ های الکترومغناطیسی هدایت می شود، استفاده می کند.^(۱۴)

پرینت سه بعدی یا تزریق چسب Three-dimensional Binder jetting (3DP):

این سیستم مشابه سیستم بستر پودری (PBF) است با این تفاوت که از یک اتصال دهنده مایع برای اتصال لایه ها به یکدیگر استفاده می شود. ابتدا یک لایه پودر روی بستر رسوب کرده و سپس با غلتک همتراز می شود. سپس، با توجه به اطلاعات به دست آمده توسط CAD، قطرات مواد اتصال دهنده، روی بستر پودر پخش می شود. (شکل ۳) خواص شیمیایی اتصال دهنده، شکل و اندازه ذرات پودر و واکنش بین اتصال دهنده و پودر نقش مهمی در فرآیند 3DP ایفا می کنند.^(۱۸) میزان تخلخل در این روش نسبت به استفاده از لیزر بیشتر است.^(۳۲)

۳) تزریق مواد یا پرینت جوهرافشان (Material jetting or Inkjet printing):

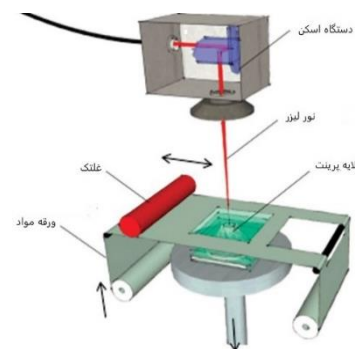
یک سیستم تزریق فتوپلیمر است که کل شی سه بعدی را لایه لایه از طریق چند نازل می سازد. مبنای شیمیایی مواد مشابه با vat photopolymerization است و توسط نور ماوراء بنفش کیور می شود. از این روش برای ساخت سرامیک هایی با ساختار پیچیده در مهندسی بافت استفاده می شود. در این پروسه یک سوسپانسیون پایدار از سرامیک، مانند پودر زیرکونیوم اکساید در آب، توسط یک نازل بر روی بستری پمپاژ می شود و رسوب می کند. قطرات، الگوی پیوسته ای را تشکیل می دهند که استحکام کافی برای ساپورت لایه های بعدی را تأمین می کند.^(۲۸)



شکل ۳: نمودارهای شماتیک چهار روش اصلی AM. (a) fused deposition modelling (b) powder bed fusion (c) stereolithography (d) binder jetting

می شوند، که منجر به تفکیک دقیق تر می شود، اما هزینه های بیشتری را متحمل می شود و روند کندتری دارد. در DED از منبع انرژی (پرتوی لیزر یا الکترون) برای ذوب پودرهای فلزی استفاده می شود اما در مقایسه با SLM از بستر پودری استفاده نمی شود و مواد اولیه قبل از رسوب به صورت لایه لایه مانند FDM ذوب می شود و مقدار بسیار بالاتری از انرژی برای ذوب فلزات نیاز است. Inkjet printing نسبتاً سریع است و برای پرینت سه بعدی سرامیک استفاده می شود اما به عملیات حرارتی پس از پردازش نیاز دارد.

هنگام انتخاب سیستم پرینت مناسب، باید در دسترس بودن مواد، خصوصیات پزشکی مواد، زمان مورد نیاز و وضوح مطلوب مورد پرینت را در نظر گرفت. مشکلی که نیاز به تحقیقات بیشتر دارد، محدودیت مجموعه مواد موجود به ویژه هنگام حرکت فراتر از پلیمرهای متعارف و همچنین بهبود سرعت پرینت و پردازش پس از آن است. با وجود مزایای روش AM، اشکالاتی وجود دارد که برای استفاده از این فناوری در صنایع مختلف به تحقیق و توسعه بیشتر نیاز دارد. (جدول ۲)



شکل ۴: تصویر شماتیک LOM (۱۸)

مقایسه روش های پرینت سه بعدی

در بین روش های مختلف، FDM به دلیل پردازش کم هزینه، سادگی و سرعت بالا، یکی از رایج ترین فناوری های پرینت سه بعدی است. در اصل برای پرینت سه بعدی رشته های پلیمری استفاده می شود، اما با بسیاری از مواد دیگر سازگار شده است. خصوصیات مکانیکی و کیفیت قطعات پرینت شده توسط FDM در مقایسه با روش های powder bed مانند SLS و SLM پایین تر است. پودرهای مجاور در روش های powder bed، ذوب و به هم متصل می شوند و یا توسط چسب های کمکی پیوند

جدول ۲: روش های متداول AM، مزایا، معایب و کاربرد در دندانپزشکی

تکنیک AM	مواد	مزایا	معایب	استفاده در دندانپزشکی
Stereolithography (SLA)	- فتوپلیمر آکریلات - پلاستیک - سرامیک	- دقت بالا - سطح صاف - استحکام مکانیکی مناسب - ثبت دقیق جزئیات	- هزینه بالا - نیاز به پردازش نهایی - توکسیسیته مونومر - باقیمانده	- الگوهای مومی - پروتز ثابت زیرکونیا - پروتز متحرک - روکش موقتی - فریم فلزی
Selective laser sintering (SLS)	- پلیمر - فلز - سرامیک	- دقت بالا - استحکام و سختی بالا - مقاومت شیمیایی	- تخلخل - نسبت به SLA استحکام سطحی کمتر	- روکش و فریم ورک فلزی
Selective laser Melting (SLM)	- فلزات و آلیاژهای فلزی - استنلس استیل - آلیاژ کبالت کروم - آلیاژ نیکل کروم - آلیاژ تیتانیوم (Ti-6Al-4V)	- دقت بالا - ثبت دقیق جزئیات - ویژگی مکانیکی قابل مقایسه با SLS	- نیاز به انرژی بالا برای ذوب پودر	- فریم ورک فلزی
Fused Deposition Modeling (FDM)	- اسید پلی لاکتیک (PLA) - اکریلونیتریل بوتادین استایرن (ABS) - پلی کربنات - پلی استرها - کامپوزیت ها	- نسبتاً ارزان - سرعت ساخت بالا - استحکام بالا	- کامپوزیت ها باید به شکل فیلامنت باشند. - ABS یا polycarbonate	- تری اختصاصی - دنچر کامل با استفاده از ABS یا polycarbonate

مواد: سه دسته از مواد شامل فلزات، سرامیک ها و پلیمرها در پرینت سه بعدی استفاده می شود.

• فلزات و آلیاژها:

تکنیک هایی که برای پرینت این مواد استفاده میشود DED و PBF می باشد. فلزاتی همچون استنلس استیل، آلیاژهای آلومینیوم، تیتانیوم و آلیاژهای آن و آلیاژهای بر پایه نیکل توسط این روش ها ساخته می شوند.^(۳۲)

• پلیمر ها و کامپوزیت ها:

به دلیل تنوع بالا رایج ترین موادی هستند که در پرینت سه بعدی استفاده می شوند. پلیمر ها به شکل فیلامنت ترموپلاستیک، پودر، مونومر و رزین استفاده می شوند.

FDM شایع ترین روشی است که برای ساخت کامپوزیت ها مورد استفاده قرار می گیرد.^(۲۱ و ۳۳)

استحکام پایین پلیمرها مهم ترین چالش در استفاده از آنهاست. برای افزایش استحکام و تقویت پلیمر، عناصری را به آن اضافه می کنند و تاکنون کامپوزیت های تقویت شده با ذرات، فیبر و نانومتریال تولید شده است.^(۳۱)

❖ کامپوزیت تقویت شده با ذرات Particle reinforced (polymer composites)

به دلیل قیمت پایین، به طور گسترده ای برای افزایش استحکام و بهبود ویژگی های مکانیکی ماتریکس پلیمری استفاده می شوند. ذرات هم می توانند در روش SLS به

مهندسی بافت، ایمپلنت، جراحی فک و صورت و پروتز استفاده می شوند. یکی از اولین استفاده های CAD-CAM ساخت مدل های آناتومیکی دقیق و راهنمای جراحی (surgical guide)، برای کمک به جراحان بود تا بتوانند روند جراحی را قبل از عمل شبیه سازی کنند. (شکل ۵، ۶-a) در سال ۱۹۸۷، Brix and Lambrecht^(۵۲) اولین مدل های آناتومیکی را با استفاده از ماشین تراش ساختند. ماشین های تراش برای ساخت مدل های پیچیده دارای محدودیت بودند. در سال ۱۹۹۲، Klein و همکاران^(۵۳) یک روش بر پایه استریولیتوگرافی معرفی کردند.

ایمپلنت ها را می توان به روش SLM با استفاده از پودر تیتانیوم که زیست سازگار است، ساخت. ایمپلنت های قابل جذب از جنس کلسیم و فسفات نیز ساخته شده اند. برخی مطالعات از تری کلسیم فسفات و هیدروکسی آپاتیت برای ساخت ایمپلنت استفاده کردند و نتایج قابل قبولی گزارش کردند.^(۵۵و۵۶)

در مهندسی بافت، توسط پرینت سه بعدی می توان داربست هایی متناسب با ابعاد دلخواه ساخت و میزان تخلخل، بافت سطحی و طراحی کلی را کنترل کرد. همچنین می توان فاکتور های تحریک کننده استخوان سازی مانند BMP-2 و BMP-7 را به آن افزود تا اتصال و تکثیر سلول ها، خون رسانی و تغذیه تحریک شود. پرینت مستقیم سلول ها برای ساخت بافت، نیاز به داربست را برطرف می کند. سلول ها به صورت لایه لایه رسوب می کنند. البته این روش نیاز به بررسی و مطالعه بیشتر دارد و می تواند برای بازسازی بافت دندانی که حفره پالپ توسط سلول ها پر می شود، مفید باشد.^(۵۷-۵۹) ظهور تکنولوژی سه بعدی و دیجیتال تاثیر به سزایی روی بازسازی دندان ها و کارهای پروتزی داشته است که در ادامه به طور مفصل بحث می شود.

پودر اضافه شود، هم در روش SLA به مایع و هم در روش FDM به فیلامنت اضافه شوند.

ضریب کششی با افزودن ذرات شیشه^(۳۴)، آهن و مس^(۳۵)، مقاومت به سایش با افزودن ذرات آلومینیوم و آلومینیوم اکساید^(۳۶) و رسانایی دی الکتریک با افزودن ذرات سرامیک^(۳۷و۳۸) و تنگستن^(۳۹) بهبود یافته است.

❖ کامپوزیت تقویت شده با فیبر (Fiber reinforced polymer composites)

در روش FDM از این مواد استفاده می شود. گلوله های پلیمری و الیاف ابتدا در مخلوط کن مخلوط شده سپس برای ساخت فیلامنت به دستگاه اکسترودر داده می شود. در روش powder bed fusion از این مواد استفاده نمی شود چون تهیه یک لایه هموار از پودر و الیاف مشکل می باشد.^(۴۰)

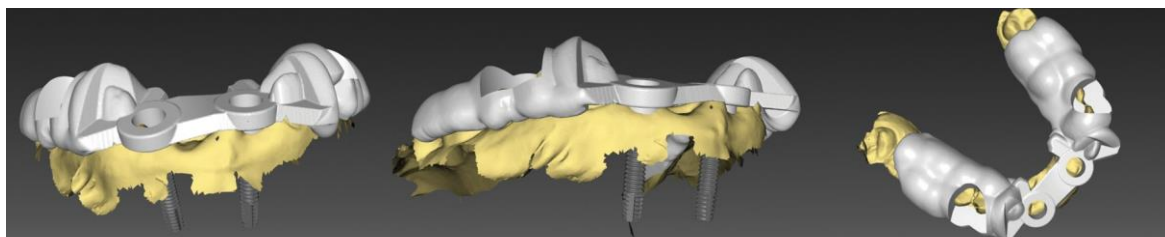
الیاف کوتاه شیشه^(۴۱) و کربن^(۴۲-۴۴) به طور معمول برای بهبود ویژگی های مکانیکی استفاده می گردد. جهت گیری الیاف و میزان تخلخل کامپوزیت نهایی نقش مهمی در استحکام و خواص مکانیکی دارد.^(۴۵)

❖ نانوکامپوزیت ها (Nanocomposites)

نانوذراتی از کربن^(۴۶)، گرافیت^(۴۷)، سرامیک^(۴۸) و برخی فلزات در بهبود خواص مکانیکی، الکتریکی و حرارتی مؤثر هستند. مطالعات بیان کردند افزایش ۵٪ وزنی نانوذرات تیتانیوم دی اکساید^(۴۹) و ۱۰٪ وزنی نانوکربن^(۵۰) به ترتیب ۱۳/۲٪ و ۳۹٪ استحکام کششی را افزایش می دهد.

• سرامیک ها: شایع ترین روش ها برای پرینت سه بعدی سرامیک ها SLA, PBF, Inkjet می باشد. از SLS هم می توان استفاده کرد اما احتمال ترک به میزان زیادی بالا می باشد.^(۵۱)

کاربرد پریترهای سه بعدی در پروتزهای دندانی: پریترها در زمینه های مختلف دندانپزشکی از جمله



شکل ۵ : راهنمای جراحی به طور مجازی توسط همبستگی با داده های CT بیمار طراحی شده است.^(۵۴)



شکل ۶ : نمونه های کاربرد چاپ سه بعدی پلیمر در دندانپزشکی ایمپلنت. (A) راهنمای جراحی (B) تری اختصاصی (C) کست^(۶۱)

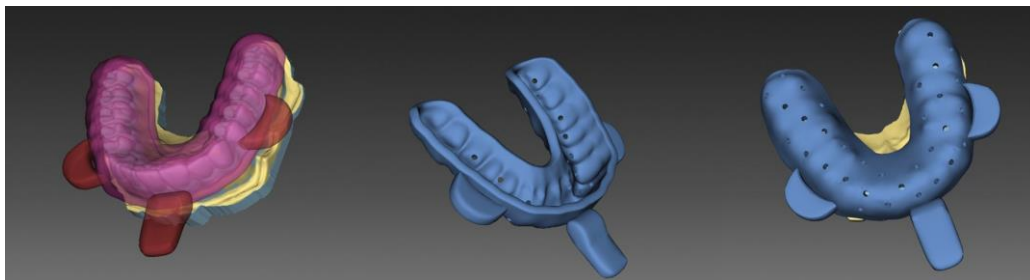
های استون معمول داشتند. با توجه به نتایج مقالات بررسی شده می توان نتیجه گرفت، کست های استون ریخته شده بالاترین دقت را دارند و پس از آن به ترتیب کست های ساخته شده توسط SLA و Milling هستند. اگرچه هر سه روش دقت کلینیکی قابل قبولی دارند.

در یک مطالعه آزمایشگاهی، Jang و همکاران^(۶۷)، در سال ۲۰۱۹، تطابق مارجینال و داخلی پروتز ثابت سه واحدی ساخته شده روی مدل های پرینت شده سه بعدی با استفاده از پردازش نور دیجیتال (Digital light processing) را بررسی و دقت آن را در مقایسه با یک مدل معمولی ریخته گری ارزیابی کردند. آنها به این نتیجه رسیدند که کیفیت پروتزهای ثابت ساخته شده روی مدل های پرینت شده به صورت سه بعدی نسبت به کست های استون معمول کمتر است، اما قالب های پرینت شده دارای دقت بالینی قابل قبولی هستند، که نشان می دهد بهبود دقت پرینترهای سه بعدی برای کاربرد آنها در پروتز لازم است.

❖ پرینت کست های سه بعدی: یکی از اولین استفاده های پرینت سه بعدی، ساخت کست از روی قالب های دیجیتال است. (شکل ۶، c) Baghani و همکاران^(۶۱) دقت اسکن کامل قوس فکی به صورت داخل دهانی و خارج دهانی را بررسی کردند. مطالعات متفاوتی برای مقایسه دقت کست های پرینت شده، کست های تهیه شده به روش معمول و کست های حاصل از milling انجام شده است. در مطالعه Patzelt و همکاران^(۶۲) کست های حاصل از روش SLA نسبت به کست های ساخته شده توسط دستگاه تراش (کست milled) دقت بالاتری داشتند. اگرچه کست های حاصل از milling هم از نظر کلینیکی دقت قابل قبولی داشتند. طبق مطالعه Jeong و همکاران^(۶۳) نیز کست های پرینت شده نسبت به mill شده دقت بالاتری داشتند. طبق مطالعه Al-Imam^(۶۴) کست های معمول جیپسوم دقت بالاتری نسبت به کست های SLA داشتند. در مطالعه Alshawaf^(۶۵) و Papaspyridakos^(۶۶) نیز، کست های حاصل از پرینت سه بعدی دقت پایین تری نسبت به کست

❖ ساخت دنچر کامل متحرک: در سال ۱۹۹۴، Maeda و همکاران^(۷۱) روشی برای ساخت پروتز کامل متحرک، توسط رزین کیورشونده با نور و ماشین SLA معرفی کردند. تاکنون روش‌های جدید و متنوعی برای ساخت پروتزها معرفی شده و مطالعات متعددی دقت این روش‌ها را با روش‌های کاهشی و سنتی رایج مقایسه کردند.^(۷۲-۷۴) طبق مطالعه Davda و همکاران^(۷۲) دنچرهای پرینت شده توسط SLA از نظر دقت و صحت نسبت به روش‌های معمول برتری دارند. در اکثر مطالعات ساخت پروتزها با استفاده از CAD/CAM یک روش قابل اعتماد بوده و این دنچرها نسبت به روش‌های سنتی رایج (Conventional) تطابق مشابه و یا بهتر، زیست‌سازگاری مشابه و خواص مکانیکی بهتر داشتند. با این وجود، امکان استفاده از تکنیک‌های AM برای تولید پروتزهای قطعی سه‌بعدی برانگیز است. طبق نتایج مطالعه Kalberer و همکاران^(۷۴) سطح داخلی (intaglio) پروتزهای ساخته شده توسط دستگاه تراش (milling) نسبت به پرینت شده SLA دقت بیشتری داشتند. طبق مطالعه Yoon et al و همکاران^(۷۵) نیز، از نظر درستی (trueness) دنچرهای milled نسبت به دنچر ساخته شده توسط DLP، بهتر بودند، اما از نظر تطابق سطح بافتی تفاوت قابل توجهی نداشتند. تطابق بافتی و گیر مکانیکی در دنچرها به روش DLP مشابه روش milling و کمی بهتر از روش معمول بود.

❖ ساخت تری‌های اختصاصی قالب‌گیری: با استفاده از روش‌های دیجیتال می‌توان تری‌های اختصاصی را در زمان کمتر، با دقت بالاتر و با فاصله یکنواخت برای مواد قالب‌گیری ساخته. (شکل ۶b و شکل ۷) دقت بالاتر قالب‌های نهایی گرفته شده با این تری‌های اختصاصی در مطالعات متعدد گزارش شده است.^(۶۸) طبق نتایج مطالعه Sun و همکاران^(۶۹) قالب‌های گرفته شده توسط تری‌های اختصاصی پرینت شده ضخامت یکنواخت تری داشتند. Liu و همکاران^(۷۰) اثر ضخامت لایه‌های پرینت را بر خصوصیات مکانیکی تری‌های پرینت شده به روش FDM بررسی کردند. طبق نتایج، با افزایش ضخامت، اتصال ماده قالب‌گیری به تری ابتدا افزایش و سپس کاهش می‌یابد و در ضخامت ۰/۴ میلی‌متر بیشترین مقدار را دارد. با افزایش ضخامت لایه‌ها، مقاومت‌های خمشی و کششی تری کاهش می‌یابد، اما دقت ابعادی آن از ۰/۱ میلی‌متر تا ۰/۴ میلی‌متر ثابت مانده و سپس در ۰/۵ میلی‌متر کاهش می‌یابد. بنابراین ضخامت متوسط لایه‌ها، بهترین خصوصیات مکانیکی را فراهم می‌کند. با توجه به نتایج، می‌توان تری‌های اختصاصی را با دقت بالا توسط روش FDM پرینت کرد، که ضخامت لایه‌های پرینت اهمیت بالایی دارد و بهترین ضخامت، متوسط ۰/۴ میلی‌متر می‌باشد.



شکل ۷: تری اختصاصی ساخته شده به روش پرینت سه بعدی^(۷۴)

و پرینت شده توسط SLA و polyjet را با هم مقایسه کردند. طبق نتایج، اگرچه هر سه روش از نظر کلینیکی تطابق قابل قبولی داشتند اما عدم تطابق و گپ مارجینال در روش polyjet به طور قابل توجهی کمتر بود.

❖ ساخت رستوریشن موقت: روش های مختلف AM برای ساخت روکش ها و بریج های موقت و پروتزهای ایمپلنت ثابت در مطالعات شرح داده شده است.^(۷۶،۷۷) علاوه بر این، مطالعات مختلفی وجود دارد که رستوریشنهای موقت پرینت شده را با نمونه های معمولی و تراشیده شده توسط دستگاه تراش (milling) مقایسه میکند. طبق نتایج حاصل، این رستوریشن ها ویژگی های مکانیکی و تطابق مارجینال قابل قبولی دارند و مارجینال گپ در رستوریشن های SLA کمتر از milled بود.^(۷۸،۷۹) با این وجود، مطالعات بیشتری در مورد زیست سازگاری و ماندگاری پلیمرهای مورد استفاده در AM نیاز است.

❖ پرینت الگوهای ریختگی: در حال حاضر چندین پلیمر قابل ریخته گری تجاری برای فناوری های AM وجود دارد. با استفاده از این پلیمرها می توان الگوهای برای انواع رستوریشن ها ساخت و با روش های معمول ریخته گری، به رستوریشن های فلزی و لیتیوم دی سیلیکات تبدیل کرد.^(۸۱) Inlay و onlay های ساخته شده توسط الگوهای پرینت شده، تطابق داخلی و مارجینال قابل قبولی داشتند.^(۸۰،۸۱) Kim و همکاران^(۸۲) تطابق داخلی و مارجینال الگوهای ریختگی، SLA printed و تراشیده شده توسط دستگاه تراش (milling) را با هم مقایسه کردند. طبق نتایج حاصل، تطابق داخلی و مارجینال الگوهای SLA از نظر کلینیکی قابل قبول و کمی بهتر از ریختگی بود. میزان مارجینال گپ در الگوهای تراشیده شده (milled) بیشتر بود. Khaledi و همکاران^(۸۳) تطابق مارجینال فریم های ریخته شده از الگوهای تراشیده شده توسط دستگاه تراش

❖ ساخت فریم ورک فلزی برای پروتز ثابت و پروتز پارسیل متحرک: خصوصیات مکانیکی، تطابق داخلی و مارجینال و دقت ابعادی فریم ورک های فلزی ساخته شده توسط AM، در مطالعات بررسی شد (شکل ۸). طبق نتایج، خصوصیات مکانیکی فریم ورک های Cr-Co پرینت شده توسط SLM بهتر از آنهایی است که توسط دستگاه تراش و یا ریختگی تولید می شود.^(۸۵) در مطالعه Akçin و همکاران^(۸۶) فریم ورک پروتز های متکی بر ایمپلنت ساخته شده توسط SLM، ویژگی های مشابه فریم ورک های ریختگی داشتند و نسبت به فریم های تراشیده شده توسط دستگاه تراش، بهتر بودند.

Chen و همکاران^(۸۷) تطابق فریم های پارسیل ساخته شده به روش SLM را بررسی کردند. در فریم های ساده و غیر پیچیده، تفاوت قابل توجهی بین روش SLM و ریختگی وجود نداشت. اما در فریم های پیچیده، تطابق فریم های ریختگی کمی بهتر بود. همچنین در مطالعه Ye و همکاران^(۸۸) عدم نشست رست های اکلوژالی در فریم ورک SLM نسبت به فریم های ریختگی بیشتر بود. اگرچه از نظر

شرایط پخت یا عدم پخت پرسن تغییرات قابل توجهی تجربه نکرده بود.

امروزه از روش های ink jetting و stereolithography برای ساخت زیرکونیا استفاده می شود.^(۹۲) در مطالعات نشان داده شده است که با استفاده از روش های فوق می توان قطعات زیرکونیا را با تراکم پس از پخت (post-sintering density) (در محدوده ۹۶/۹٪ تا ۹۹٪)، دقت ابعادی بالا و خصوصیات مکانیکی مشابه با زیرکونیا ساخته شده به روش معمول تولید کرد.^(۹۳) از طریق تکنیک هایی مانند FDM، پرینت قطعات آلومینا با تراکم ۹۹٪، با ساختار همگن و خواص مکانیکی بهبود یافته امکان پذیر است.^(۹۴) طبق نتایج Dehurtevent و همکاران^(۹۵) امکان پرینت آلومینا توسط SLA با تراکم و استحکام خمشی مشابه روش subtractive وجود دارد.

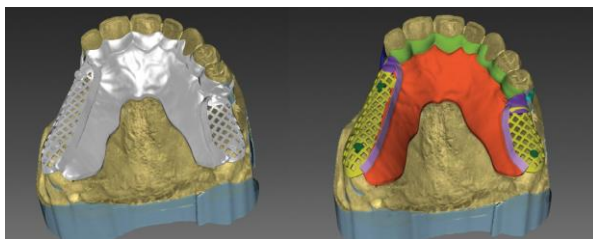
روش های AM برای ساخت سرامیک های دندانی:

(جدول ۳)

Ucar و همکاران^(۹۷)، خواص مکانیکی آلومینای لیتوگرافی شده، آلومینای فشرده (pressed alumina) و زیرکونیای تراشیده شده (milled zirconia) را با هم مقایسه کردند. milled zirconia بالاترین مقاومت خمشی را نشان داد و پس از آن به ترتیب SLA Alumina و pressed Alumina بودند. تفاوت قابل توجهی در مقاومت به شکست آلومینای SLA و زیرکونیای تراشیده شده (milled) مشاهده نشد، هر دو به طور قابل توجهی بالاتر از آلومینای pressed بودند.

کلینیکی گیر و ثبات قابل قبولی داشتند. طبق مطالعه Revilla-León و همکاران^(۸۹) فریم های تیتانیومی ساخته شده به هر دو روش SLM و EBM از نظر کلینیکی قابل قبول بودند.

طبق نتایج، به طور کلی فریم های پرینت شده پروتز ثابت و متحرک پارسیل از نظر کلینیکی گیر، ثبات و ویژگی های قابل قبولی دارند. در پروتز ثابت فریم های SLM مشابه و یا کمی بهتر از ریختگی بودند اما در پروتز متحرک عدم نشست فریم های SLM بیشتر از ریختگی بود. ❖ ساخت پروتزهای ثابت تمام سرامیک: استفاده گسترده از مواد سرامیکی در دندانپزشکی را می توان به مجموعه ای از ویژگی های آنها مانند زیست سازگاری عالی، پایداری شیمیایی، خواص مکانیکی مناسب و زیبایی بالا نسبت داد. با این وجود، به دلیل ماهیت شکنندگی سرامیک، تولید آن با خواص مکانیکی مناسب چالش برانگیز است. Ahangari و همکاران^(۹۰) مقاومت به شکست دو نوع کوپینگ سرامیکی آلومینا را با هم مقایسه کردند. طبق نتایج، مقاومت به شکست کوپینگ های سرامیکی Turkom-Cera قابل مقایسه با In-Ceram Alumina می باشد. Shayegh و همکاران^(۹۱) اثر پخت های مکرر پرسن روی درز لبه ای و تطابق داخلی فریم های زیرکونیا را بررسی کردند. طبق نتایج، زیرکونیا به دلیل خواص مکانیکی و استحکام بالا و نیز سیتترینگ کامل تحت تأثیر چرخه پخت پرسن قرار نگرفته و تطابق فریم های زیرکونیایی با اباتمنت ایمپلنت های دندانی در



شکل ۸: طراحی چارچوب پروتز پارسیل متحرک آماده برای پرینت سه بعدی^(۹۴)

سریع می باشد. هم چنین در این روش، برخلاف روش های کاهشی از جمله ماشین کاری و تراش، میزان هدررفت ماده ناچیز است و تقریباً هیچ ماده ای دور ریخته نمی شود. کیفیت پروتزهای ساخته شده با این روش نسبت به روش های معمول بالاتر گزارش شده است و با توجه به مزایای زیاد، می تواند جایگزین آن ها شود.

چالش ها: علی رغم مزایای متعددی که وجود دارد، این روش دارای محدودیت هایی نیز می باشد که مهم ترین آن ها هزینه بالا است. در این روش مواد به صورت لایه لایه روی هم ساخته می شوند و ضخامت هر لایه اهمیت زیادی دارد. اگر ضخامت لایه ها مناسب نباشد، مدل یکپارچه نخواهد بود و پله پله می شود.

روش بستر پودری (powder bed) و استریولیتوگرافی در مقایسه با پرینت جوهرافشان (inkjet printing) و جوش افزایشی fused (deposition modelling) زمان بر است. علاوه بر این، روش های چاپ سه بعدی، مانند powder bed (SLS, SLM)، دارای وضوح بالایی هستند اما هزینه بیشتری برای مواد و انرژی بیشتری برای پردازش متحمل می شوند. زمان پردازش طولانی و هزینه بالاتر چاپ سه بعدی مهمترین چالش هایی است که تولید انبوه را منع می کند. از اشکالات اصلی چاپ سه بعدی، ایجاد خلاء بین لایه های مواد است. تخلخل اضافی ایجاد شده توسط AM می تواند بسیار زیاد باشد و عملکرد مکانیکی را به دلیل کاهش پیوند سطحی بین لایه های چاپی کاهش دهد. میزان تشکیل خلاء به شدت به روش پرینت سه بعدی و مواد مصرفی بستگی دارد. در روش هایی که از مواد به شکل فیلامنت استفاده می شود مانند FDM، تشکیل فضاهای خالی بیشتر رایج است و یکی از اصلی ترین نقایصی است که منجر به خواص مکانیکی پایین می گردد. در پرینت سه بعدی یک کامپوزیت با استفاده از روش

جدول ۳: روش ها و مواد مورد استفاده برای پرینت سرامیک ها^(۹۶)

تکنولوژی AM	نوع سرامیک
استریولیتوگرافی	زیرکونیا
	آلومینا
اکستروژن مواد	پرسنن فلدسپاتیک
	زیرکونیا
ذوب بستر پودری	پرسنن فلدسپاتیک
پرینت جوهرافشان	زیرکونیا
تزیق بایندر	پرسنن فلدسپاتیک

علاوه بر خصوصیات فیزیکی و مکانیکی، تطابق مارجینال و دقت رستوریشن نقش مهمی در تعیین موفقیت بالینی آن دارد. Arezoobakhsh و همکاران^(۹۸) تطابق مارجینال و داخلی فریم های زیرکونیا سه واحدی ساخته شده به روش CAD-CAM، با استفاده از اسکن دیجیتال مستقیم و غیرمستقیم را بررسی کردند. نتایج نشان داد تطابق فریم های زیرکونیا با استفاده از اسکن مستقیم داخل دهانی نسبت به اسکن غیرمستقیم لاپراتواری بیشتر می باشد.

طبق نتایج Wang و همکاران^(۹۹)، تفاوت قابل توجهی در صحت سه بعدی روکش های زیرکونیای تراشیده شده توسط دستگاه تراش (milling) و تولید شده توسط SLA وجود نداشت، که نشان دهنده مناسب بودن SLA برای ساخت روکش های زیرکونیا است. با این وجود، Revilla- León و همکاران^(۱۰۰) تطابق داخلی و مارجینال روکش های زیرکونیا ساخته شده به روش SLA و milling را بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که روکش های تراشیده شده توسط دستگاه تراش (milling) تطابق بهتری داشتند. مطالعات بیشتری جهت بررسی دقت و تطابق زیرکونیای پرینت شده نیاز است.

مزایا: از ویژگی های اصلی AM قابلیت شخصی سازی (customizations)، استفاده از مواد متنوع، تولید آسان و

دقت بالاتری نسبت به کست های SLA داشتند. در مطالعه Alshawaf^(۶۵) و Papaspyridakos^(۶۶) نیز، کست های حاصل از پرینت سه بعدی دقت پایین تری نسبت به کستهای استون معمول داشتند. علت می تواند مربوط به فرآیند پلیمریزاسیون باشد که باعث انقباض و تغییرات ابعادی حرارتی مربوط به پلیمریزاسیون شود و ممکن است منجر به اعوجاج قالب های SLA شود. زاویه ساخت گچ های SLA نیز می تواند بر دقت ابعادی تأثیر بگذارد.

طبق مطالعه Davda و همکاران^(۶۷) دنچر های پرینت شده توسط SLA از نظر دقت و صحت نسبت به روش های معمول برتری دارند. طبق نتایج مطالعه Kalberer و همکاران^(۶۴) سطح داخلی (intaglio) پروتزهای تراشیده شده توسط دستگاه تراش (milling) نسبت به پرینت شده SLA دقت بیشتری داشتند، که ممکن است علت آن، انقباض قبل از پلیمریزاسیون نهایی دنچر پرینت شده باشد، چون در milling از رزین پلیمریزه استفاده می شود اما در پرینت از رزین غیرپلیمریزه استفاده می شود و به پلیمریزاسیون نهایی نیاز دارد.

Kim و همکاران^(۸۲) تطابق داخلی و مارجینال الگوهای ریختگی، SLA printed و تراشیده شده توسط دستگاه تراش را با هم مقایسه کردند. طبق نتایج حاصل، تطابق داخلی و مارجینال الگوهای SLA از نظر کلینیکی قابل قبول و کمی بهتر از ریختگی بود. میزان مارجینال گپ در الگوهای تراشیده شده (milled) بیشتر بود.

برای پرینت فریم فلزی پروتز از روش SLM استفاده می شود. خصوصیات مکانیکی فریم ورک های Cr-Co پرینت شده توسط SLM بهتر از آنهایی است که به روش ریختگی معمول و یا توسط دستگاه تراش (milling) تولید می شود.^(۸۵) در فرآیند ریخته گری آلیاژهای کاملاً همگن بدست نمی آید که منجر به ساخت فریم با مناطق ضعیفتر

FDM، افزایش ضخامت فیلامنت باعث کاهش تخلخل می شود اما انسجام کامپوزیت کاهش می یابد، که منجر به کاهش مقاومت در برابر کشش و افزایش جذب آب می شود. تخلخل بالاتر قطعات پرینت شده، همیشه یک نقص نیست و در برنامه هایی که تخلخل کنترل شده است، مانند طراحی داربست متخلخل در مهندسی بافت، به عنوان مزیت AM در نظر گرفته می شود.

بحث

این مطالعه مروری با هدف معرفی روش های تولید افزودنی و استفاده فعلی از تکنیک های مختلف آن، در ساخت پروتزهای دندانی انجام شده است. انجمن آزمایش و مواد آمریکا (ASTM)، فناوری ساخت افزودنی را با توجه به روش پرینت در هفت فرآیند طبقه بندی کرده است. تاکنون در پروتزهای دندانی از چهار روش استریولیتوگرافی Selective Laser (SLA)، ذوب لیزری Stereolithography (SLA)، جوش افزایشی Fused Deposition (SLM)، تزریق مواد Material jetting (inkjet) Modeling (FDM) برای ساخت راهنمای جراحی، ایمپلنت، کست، تری اختصاصی، پروتز متحرک، الگوهای ریختگی، فریم های فلزی و پروتز های ثابت استفاده شده است.

SLA متداول ترین روشی است که در پروتز برای ساخت کست، دنچر کامل، پروتز موقتی و الگوهای ریختگی استفاده می شود. مطالعات گذشته دقت SLA را با روش کانونشنال و Milling مقایسه کردند. در مطالعه Patzelt و همکاران^(۶۲) کست های حاصل از روش SLA نسبت به کست های milled دقت بالاتری داشتند. اگرچه کست های حاصل از milling هم از نظر کلینیکی دقت قابل قبولی داشتند. طبق مطالعه Jeong و همکاران^(۶۳) نیز کستهای پرینت شده نسبت به mill شده دقت بالاتری داشتند. طبق مطالعه Al-Imam و همکاران^(۶۴) کست های معمول جیپسوم

ساختارهای پیچیده با حداقل هدررفت ماده از مزایای اصلی پرینت سه بعدی است. در حال حاضر، با کمک این تکنولوژی مقرون به صرفه که در آن مقدار مواد هدر رفته بسیار ناچیز است؛ می توان کست، تری های اختصاصی، پروتزهای متحرک، راهنماهای جراحی، ایمپلنت، پروتزهای موقت، الگوهای ریختگی و فریم های فلزی را تولید کرد. طبق نتایج، کیفیت پروتزهای ساخته شده با استفاده از این تکنولوژی از نظر کلینیکی قابل قبول می باشد.

مطالعات آینده جهت ارزیابی خصوصیات ساختاری و مکانیکی مواد مورد استفاده در پرینت و همچنین رفتار آنها تحت تاثیر تغییرات حرارتی و نیروهای مکانیکی پیشنهاد می شود. مطالعات بیشتر جهت ارزیابی پایداری ابعادی و مقاومت در برابر سایش پروتزهای پرینت شده و مقایسه آن با روش های کانونشنال نیاز است. همچنین پیشنهاد می شود روش های مختلف پرینت برای ساخت یک نوع پروتز بررسی و با یکدیگر مقایسه شوند.

تشکر و قدردانی

از تمام افرادی که در انجام این مطالعه ما را یاری کردند، تشکر و قدردانی می کنیم.

شده و موفقیت بالینی کاهش می یابد. هر دو فریم milled و SLM همگنی بیشتری را نشان می دهند، که ممکن است برخی از تفاوت های سختی مشاهده شده را توضیح دهد. زبری سطح فریم های SLM به عنوان یک چالش مطرح است و می تواند دقت تطابق داخلی و حاشیه ای را پیچیده کند. سطح فریم های SLM احتمالاً تحت تأثیر کنترل فلز مذاب حاصل از تابش لیزر است. پرتو لیزر می تواند باعث ذوب شدن پودر مجاور ساختار اصلی شده و سبب ایجاد ندول و زبری سطح شود.

بر اساس یافته های این مطالعه مروری، می توان نتیجه گرفت که AM تحول بزرگی در زمینه ساخت پروتزهای دندانی ایجاد می کند؛ اگرچه، استفاده از آن هنوز محدود است. تحولات برای غلبه بر محدودیت های تکنیکی و متریال مورد نیاز، ضروری است. اکثر یافته ها، بر اساس مطالعات آزمایشگاهی می باشد. قبل از اینکه تکنیک های مختلف پرینت سه بعدی به طور کامل در ساخت پروتزهای دندانی پیاده سازی شوند، مطالعات طولانی مدت بالینی نیاز است.

نتیجه گیری

پرینت سه بعدی ظرفیت تحولی عظیم در دندانپزشکی دارد. آزادی طراحی، شخصی سازی انبوه و توانایی پرینت

منابع

1. Singh V. Rapid prototyping, materials for RP and applications of RP. Int J Eng Res Sci 2013; 4(7):473-80.
2. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc 2006; 137(9):1289-96.
3. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J 2008; 204(9):505-11.
4. Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations--dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. Int J Comput Dent 2016; 19(1):45-62.
5. Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations--dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: labside milling machines. Int J Comput Dent 2016; 19(2):115-34.

6. Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KT, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Compos B Eng* 2018; 143:172-96.
7. Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. United States; Patent Appl: 1984.
8. Bensoussan H. The history of 3D Printing: 3D Printing Technologies from the 80s to Today. 2016; <https://www.sculpteo.com/en/3d-learning-hub/basics-of-3d-printing/the-history-of-3d-printing/>.
9. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol.* 2005; 28:169-84.
10. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent (Shiraz)* 2015; 16(1):1-9.
11. ASTM. Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies, West Conshohocken, Pa. 2009 Standard terminology for additive manufacturing—general principles and terminology. ISO/ASTM52900–15
12. Choi JW, Kim N. Clinical application of three-dimensional printing technology in craniofacial plastic surgery. *Arch Plast Surg* 2015; 42(3):267-77.
13. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chem Rev* 2017 Aug 9; 117(15):10212-90.
14. Vinogradov P. 3D printing in medicine: Current challenges and potential applications. *3D Printing Technology in Nanomedicine*. Missouri; Elsevier Inc: 2019.
15. Roscoe L. Stereolithography interface specification. America-3D Systems Inc 1988; 27(2020):10.
16. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, YH JF. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2018; 106(5):2058-64.
17. Farzadi A, Waran V, Solati-Hashjin M, Rahman ZA, Asadi M, Osman NA. Effect of layer printing delay on mechanical properties and dimensional accuracy of 3D printed porous prototypes in bone tissue engineering. *Ceram Int* 2015; 41(7):8320-30.
18. Attarilar S, Ebrahimi M, Djavanroodi F, Fu Y, Wang L, Yang J. 3D Printing Technologies in Metallic Implants: A Thematic Review on the Techniques and Procedures. *Int J Bioprint* 2021; 7(1):21-46.
19. Melchels FP, Feijen J, Grijpma DW. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials* 2010; 31(24):6121-30.
20. Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KT, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Compos B Eng* 2018; 143:172-96.
21. Wang X, Jiang M, Zhou Z, Gou J, Hui D. 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Compos B Eng* 2017; 110:442-58.
22. Mohamed OA, Masood SH, Bhowmik JL. Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. *Adv Manuf* 2015; 3(1):42-53.
23. Sood AK, Ohdar RK, Mahapatra SS. Parametric appraisal of mechanical property of fused deposition modelling processed parts *Mater Des* 2010; 31(1):287-95.
24. Chohan JS, Singh R, Boparai KS, Penna R, Fraternali F. Dimensional accuracy analysis of coupled fused deposition modeling and vapour smoothing operations for biomedical applications. *Compos B Eng* 2017; 117:138-49.
25. Parandoush P, Lin D. A review on additive manufacturing of polymer-fiber composites. *Compos Struct* 2017; 182:36-53.
26. Utela B, Storti D, Anderson R, Ganter M. A review of process development steps for new material systems in three dimensional printing (3DP). *J Manuf Process* 2008; 10(2):96-104.
27. Lee H, Lim CH, Low MJ, Tham N, Murukeshan VM, Kim YJ. Lasers in additive manufacturing: A review. *Int J of Precis Eng and Manuf.-Green Tech* 2017; 4(3):307-22.
28. Dou R, Wang T, Guo Y, Derby B. Ink-Jet Printing of Zirconia: Coffee Staining and Line Stability. *J Am Ceram Soc* 2011; 94(11):3787-92.
29. Travitzky N, Bonet A, Dermeik B, Fey T, Filbert-Demut I, Schlier L, Schlordt T, Greil P. Additive manufacturing of ceramic-based materials. *Adv Eng Mater* 2014; 16(6):729-54.
30. Gibson I, Rosen D, Stucker B. Directed energy deposition processes. In *Additive manufacturing technologies*. New York; Springer: 2015. pp. 245-268.
31. Gibson I, Rosen DW, Stucker B. Sheet lamination processes. In *Additive Manufacturing Technologies*. Boston; Springer: 2010. p.223-252.
32. Herzog D, Seyda V, Wycisk E, Emmelmann C. Additive manufacturing of metals. *Acta Mater* 2016; 117:371-92.

33. Takezawa A, Kobashi M. Design methodology for porous composites with tunable thermal expansion produced by multi-material topology optimization and additive manufacturing. *Compos B Eng* 2017; 131:21-9.
34. Chung H, Das S. Processing and properties of glass bead particulate-filled functionally graded Nylon-11 composites produced by selective laser sintering. *Master Sci Eng* 2006; 437(2):226-34.
35. Nikzad M, Masood SH, Sbarski I. Thermo-mechanical properties of a highly filled polymeric composites for fused deposition modeling. *Mater Des* 2011; 32(6):3448-56.
36. Boparai K, Singh R, Singh H. Comparison of tribological behaviour for Nylon6-Al-Al₂O₃ and ABS parts fabricated by fused deposition modelling: This paper reports a low cost composite material that is more wear-resistant than conventional ABS. *Virtual Phys Prototyp* 2015; 10(2):59-66.
37. Isakov DV, Lei Q, Castles F, Stevens CJ, Grovenor CR, Grant PS. 3D printed anisotropic dielectric composite with meta-material features. *Mater Des* 2016; 93:423-30.
38. Kurimoto M, Yamashita Y, Ozaki H, Kato T, Funabashi T, Suzuoki Y. 3D printing of conical insulating spacer using alumina/UV-cured-resin composite. *IEEE Conference on Electrical Insulation and Dielectric Phenomena (CEIDP)*; 2015.pp. 463-6.
39. Shemelya CM, Rivera A, Perez AT, Rocha C, Liang MI, Yu X, et al. Mechanical, electromagnetic, and X-ray shielding characterization of a 3D printable tungsten-polycarbonate polymer matrix composite for space-based applications. *J Electron Mater* 2015; 44(8):2598-607.
40. Guo N, Leu MC. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Front Mech Eng* 2013; 8(3):215-43.
41. Zhong W, Li F, Zhang Z, Song L, Li Z. Short fiber reinforced composites for fused deposition modeling. *Mater Sci Eng* 2001; 301(2):125-30.
42. Ning F, Cong W, Qiu J, Wei J, Wang S. Additive manufacturing of carbon fiber reinforced thermoplastic composites using fused deposition modeling. *Compos B Eng* 2015; 80:369-78.
43. Love LJ, Kunc V, Rios O, Duty CE, Elliott AM, Post BK, et al. The importance of carbon fiber to polymer additive manufacturing. *Mater Res* 2014; 29(17):1893-8.
44. Ning F, Cong W, Jia Z, Wang F, Zhang M. Additive manufacturing of CFRP composites using fused deposition modeling: effects of process parameters. *International Manufacturing Science and Engineering Conference 2016 Jun. American Society of Mechanical Engineers Digital Collection*; 2016.
45. Tekinalp HL, Kunc V, Velez-Garcia GM, Duty CE, Love LJ, Naskar AK, et al. Highly oriented carbon fiber-polymer composites via additive manufacturing. *Compos Sci Technol* 2014; 105:144-50.
46. Wang X, Yang Q, Zhou Z, Gou J. Processing and characterization of helical carbon nanotube paper based thermoplastic nanocomposite films. *InConference: CAMX*; 2014.pp. 1-9.
47. Gu J, Li N, Tian L, Lv Z, Zhang Q. High thermal conductivity graphite nanoplatelet/UHMWPE nanocomposites. *Rsc Adv* 2015; 5(46):36334-9.
48. Gu J, Liang C, Dang J, Dong W, Zhang Q. Ideal dielectric thermally conductive bismaleimide nanocomposites filled with polyhedral oligomeric silsesquioxane functionalized nanosized boron nitride. *RSC Adv* 2016; 6(42):35809-14.
49. Perez AR, Roberson DA, Wicker R. Fracture surface analysis of 3D-printed tensile specimens of novel ABS-based materials. *J Fail Anal Prev* 2014; 14(3):343-53.
50. Shofner ML, Lozano K, Rodríguez-Macías FJ, Barrera EV. Nanofiber-reinforced polymers prepared by fused deposition modeling. *J Appl Polym Sci* 2003; 89(11):3081-90.
51. Wen Y, Xun S, Haoye M, Baichuan S, Peng C, Xuejian L, et al. 3D printed porous ceramic scaffolds for bone tissue engineering: a review. *Biomater Sci* 2017; 5(9):1690-8.
52. Brix F, Lambrecht JT. Preparation of individual skull models based on computed tomographic information. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1987; 32:74-7.
53. Klein HM, Schneider W, Nawrath J, Gernot T, Voy ED, Krasny R. Stereolithographic model construction based on 3-dimensional reconstructed CT sectional image sequences. *Rofo* 1992; 156(5):429-32.
54. Onoral O, Abugofa A. Advancements in 3D Printing Technology: Applications and Options for Prosthetic Dentistry. *Cyprus J Med Sci* 2020; 5(2):176-83.
55. Kurimoto M, Ozaki H, Yamashita Y, Funabashi T, Kato T, Suzuoki Y. Dielectric properties and 3D printing of UV-cured acrylic composite with alumina microfiller. *IEEE Trans Dielectr Electr Insul* 2016; 23(5):2985-92.
56. Trombetta R, Inzana JA, Schwarz EM, Kates SL, Awad HA. 3D printing of calcium phosphate ceramics for bone tissue engineering and drug delivery. *Ann Biomed Eng* 2017; 45(1):23-44.
57. Liu CZ, Xia ZD., Han ZW, Hulley PA., Triffitt JT. Novel 3D collagen scaffolds fabricated by indirect printing technique for tissue engineering. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 85(2):519-28.

58. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont* 2016; 29(5):503-10.
59. Tamjid E, Simchi A. Fabrication of a highly ordered hierarchically designed porous nanocomposite via indirect 3D printing: Mechanical properties and in vitro cell responses. *Mater Des* 2015; 88:924-31.
60. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology* 2020; 108(3):331-8.
61. Baghani MT, Shayegh SS, Johnston WM, Shidfar S, Hakimaneh SM. In vitro evaluation of the accuracy and precision of intraoral and extraoral complete-arch scans. *J Prosthet Dent* 2021; 126(6):665-70.
62. Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc* 2014; 145(11):1133-40.
63. Jeong YG, Lee WS, Lee KB. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *J Adv Prosthodont* 2018; 10(3):245.
64. Al-Imam H, Gram M, Benetti AR, Gotfredsen K. Accuracy of stereolithography additive casts used in a digital workflow. *J Prosthet Dent* 2018; 119(4):580-5.
65. Alshawaf B, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Accuracy of printed casts generated from digital implant impressions versus stone casts from conventional implant impressions: A comparative in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29(8):835-42.
66. Papaspyridakos P, Chen YW, Alshawaf B, Kang K, Finkelman M, Chronopoulos V, et al. Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans. *J Prosthet Dent* 2020; 124(5):589-93.
67. Jang Y, Sim JY, Park JK, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Accuracy of 3-unit fixed dental prostheses fabricated on 3D-printed casts. *J Prosthet Dent* 2020; 123(1):135-42.
68. Liu Y, Di P, Zhao Y, Hao Q, Tian J, Cui H. Accuracy of multi-implant impressions using 3D-printing custom trays and splinting versus conventional techniques for complete arches. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019; 34(4):1007-14.
69. Sun Y, Chen H, Li H, Deng K, Zhao T, Wang Y, Zhou Y. Clinical evaluation of final impressions from three-dimensional printed custom trays. *Sci Rep* 2017; 7(1):1-8.
70. Liu Y, Bai W, Cheng X, Tian J, Wei D, Sun Y, Di P. Effects of printing layer thickness on mechanical properties of 3D-printed custom trays. *J Prosthet Dent* 2021; 126(5):671-7.
71. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont* 1994; 7(1):17-21.
72. Davda K, Osnes C, Dillon S, Wu J, Hyde TP, Keeling A. An investigation into the trueness and precision of copy denture templates produced by rapid prototyping and conventional means. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2017; 25(4):186-92.
73. Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dent Mater J* 2012; 31(1):40-6.
74. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent* 2019; 121(4):637-43.
75. Yoon HI, Hwang HJ, Ohkubo C, Han JS, Park EJ. Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing. *J Prosthet Dent* 2018; 120(6):919-26.
76. Revilla-León M, Fountain J, Özcan M, Zandinejad A. Workflow description of additively manufactured clear silicone indexes for injected provisional restorations: A novel technique. *J Esthet Restor Dent* 2019; 31(3):213-21.
77. Oh JH, An X, Jeong SM, Choi BH. A digital technique for fabricating an interim implant-supported fixed prosthesis immediately after implant placement in patients with complete edentulism. *J Prosthet Dent* 2019; 121(1):26-31.
78. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VM, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res* 2018; 62(2):218-26.
79. Digholkar S, Madhav VN, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *J Indian Prosthodont Soc* 2016; 16(4):328-34.
80. Revilla-León M, Olea-Vielba M, Estesó-Saiz A, Martínez-Klemm I, Özcan M. Marginal and Internal Gap of Handmade, Milled and 3D Printed Additive Manufactured Patterns for Pressed Lithium Disilicate Onlay Restorations. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2018; 26(1):31-8.

81. Homsy FR, Özcan M, Khoury M, Majzoub ZA. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies *J Prosthet Dent* 2018; 119(5):783-90.
82. Kim SB, Kim NH, Kim JH, Moon HS. Evaluation of the fit of metal copings fabricated using stereolithography. *J Prosthet Dent* 2018; 120(5):693-8.
83. Khaledi AA, Farzin M, Akhlaghian M, Pardis S, Mir N. Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer. *J Prosthet Dent* 2020; 124(1):81-6.
84. Alikhasi M, Rohanian A, Ghodsi S, Kolde AM. Digital versus conventional techniques for pattern fabrication of implant-supported frameworks. *Eur J Dent* 2018; 12(1):71-6.
85. Øilo M, Nesse H, Lundberg OJ, Gjerdet NR. Mechanical properties of cobalt-chromium 3-unit fixed dental prostheses fabricated by casting, milling, and additive manufacturing. *J Prosthet Dent* 2018; 120(1):156-e1.
86. Akçin ET, Güncü MB, Aktaş G, Aslan Y. Effect of manufacturing techniques on the marginal and internal fit of cobalt-chromium implant-supported multiunit frameworks. *J Prosthet Dent* 2018; 120(5):715-20.
87. Chen H, Li H, Zhao Y, Zhang X, Wang Y, Lyu P. Adaptation of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent* 2019; 122(3):316-24.
88. Ye H, Ning J, Li M, Niu L, Yang J, Sun Y, et al. Preliminary Clinical Application of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated Using Computer-Aided Design and Rapid Prototyping Techniques. *Int J Prosthodont* 2017; 30(4):348-53.
89. Revilla-León M, Ceballos L, Martínez-Klemm I, Özcan M. Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. *J Prosthet Dent* 2018; 120(6):942-7.
90. Ahangari A, Torabi K, Motamedi M, Salehi S. Comparative Evaluation of Fracture Resistance between Two Alumina Ceramic Copings. *J Mashhad Dent Sch* 2011; 35(3):147-56.
91. Shayegh SS, Ghasemi A, Amini P, Abbasi K. The Effect of Multiple Firing on the marginal gap and internal fit of Zirconia Frames to Dental Implant abutments. *J Mashhad Dent Sch* 2016; 40(3):223-36.
92. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater* 2019; 35(6):825-46.
93. Xing H, Zou B, Li S, Fu X. Study on surface quality, precision and mechanical properties of 3D printed ZrO2 ceramic components by laser scanning stereolithography. *Ceram Int* 2017; 43(18):16340-7.
94. Maleksaeedi S, Eng H, Wiria FE, Ha TM, He Z. Property enhancement of 3D-printed alumina ceramics using vacuum infiltration. *J Mater Process Technol* 2014; 214(7):1301-6.
95. Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez JC, Thuault A, Deveaux E, Béhin P. Stereolithography: a new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dent Mater* 2017; 33(5):477-85.
96. Chartier T, Dupas C, Lasgorceix M, Brie J, Delhote N, Chaput C. Additive manufacturing to produce complex 3D ceramic parts. *J Ceram Sci Technol* 2015; 6(2):95-104.
97. Uçar Y, Aysan Meriç İ, Ekren O. Layered manufacturing of dental ceramics: fracture mechanics, microstructure, and elemental composition of lithography-sintered ceramic. *J Prosthodont* 2019; 28(1):310-8.
98. Arezoobakhsh A, Shayegh SS, Ghomi AJ, Hakimaneh SM. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. *J Prosthet Dent* 2020; 123(1):105-12.
99. Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness Analysis of Zirconia Crowns Fabricated With 3-dimensional Printing. *J Prosthet Dent* 2019; 121(2):285-91.
100. Revilla-León M, Methani MM, Morton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2020; 124(6):730-7.