

ساخت ایمپلنت‌های پزشکی به روش تولید افزایشی

میلاد انگورج تقوی*

دانشکده مهندسی مواد و صنایع، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، ایران



مهندس میلاد انگورج تقوی،
نویسندهٔ اول مقاله، دانشگاه
صنعتی نوشیروانی بابل،
دانشکده مواد و صنایع

چکیده: امروزه، ساخت و تهیهٔ ایمپلنت‌های زیست ساز گار برای جایگزینی و بهبود بافت‌های آسیب دیده توجه محققین را به خود جلب کرده است. روش‌های متفاوتی برای ساخت ایمپلنت با هدف مطابقت زیستی و مکانیکی مطلوب با بافت بدن وجود دارد. از مهم‌ترین این فرآیندهای می‌توان به روش‌های متالورژی پودر و ریخته گری اشاره کرد. روش‌های متالورژی پودر خود به دو روش تولید افزایشی و فرآیندهای مرسم تقسیم می‌شود. تولید افزایشی با شیوه لایه به لایه بودن قادر به تهیهٔ قطعات مهندسی با تخلخل و بهره‌وری بالا می‌باشد. همچنین فرآیندی مقرنون به صرفه، از لحاظ انرژی کارآمد و سازگار با محیط زیست می‌باشد. مهم‌ترین فرآیندهای شناخته شده برای ساخت ایمپلنت‌های پزشکی به روش تولید افزایشی شامل: زینترینگ گرینشی به وسیله لیزر (SLS)، ذوب گرینشی به وسیله لیزر (SLM)، شکل‌گیری پودری (شبکه‌ای) با پرتو لیزری (LENS) و ذوب پرتو الکترونی (EBM) می‌باشد.

کلمات کلیدی: زیست سازگار، تولید افزایشی، زینترینگ، پرتو الکترونی.

۱- مقدمه

اصطلاح تولید افزایشی (AM)^۱ با شناخت نمونه سازی سریع (RP)^۲ و یا تولیدی‌های سریع (RM)^۳، از روند ساخت یک قسمت با اضافه کردن لایه‌های متواالی از مواد به طوری که موادی از بین نرود و ضایعات کم و یا هیچ وجود داشته باشد تعریف شده است. هر لایه ذوب می‌شود و با توجه به هندسه دقیق تعریف شده، به کمک کامپیوتر مدل سه بعدی (3D CAD)^۴ طراحی می‌شود. مزایای ساخت افزایشی استفاده از قطعات با ساختمان و هندسه بسیار پیچیده بدون هر نوع ابزار یا وسایل برش، بهره‌وری بسیار بالا می‌باشد و نیازی به ریخته گری، هزینه بالا و فرجینگ ندارد. بنابراین، یک فرآیند مقرنون به صرفه، از لحاظ انرژی کارآمد و سازگار با محیط زیست است. مهم‌ترین فرآیندهای شناخته شده برای ساخت ایمپلنت‌های پزشکی به روش تولید افزایشی شامل: زینترینگ گرینشی به وسیله لیزر (SLS)^۵، ذوب گرینشی به وسیله لیزر (SLM)^۶، شکل‌گیری پودری (شبکه‌ای) با پرتو لیزری (LENS)^۷ و ذوب پرتو الکترونی (EBM)^۸ می‌باشد [۱-۸].

پارامترهای فرایند تولید افزایشی، در چهار دسته دارای اهمیت هستند:

(۱) پارامترهای مربوط به پرتو (لیزر / قدرت الکترون پرتو، اندازه نقطه، مدت پالس، فرکانس پالس و...)

(۲) پارامترهای مربوط به اسکن (سرعت اسکن، فاصله و...)

(۳) پارامترهای مربوط به درجه حرارت (دماهی بستر پودر، دماهی تعذیه پودر، یکنواختی درجه حرارت...) (۴) پارامترهای مربوط به پودر (شکل ذرات، اندازه، چگالی، توزیع، خشامت لایه و...). در جدول ۱ مواد مناسب برای ساخت ایمپلنت‌ها نشان داده شده است [۱۰، ۱۱]. به همین منظور در این مقاله به ارائه مروری بر فرآیندهای نو برای ساخت ایمپلنت‌ها پرداخته شده است.

¹ Additive Manufacturing (AM)

² Rapid Prototyping (RP)

³ Rapid Manufacturing (RM)

⁴ Three-dimensional computer aided design (3D CAD)

⁵ Selective Laser Sintering (SLS)

⁶ Selective Laser Melting (SLM)

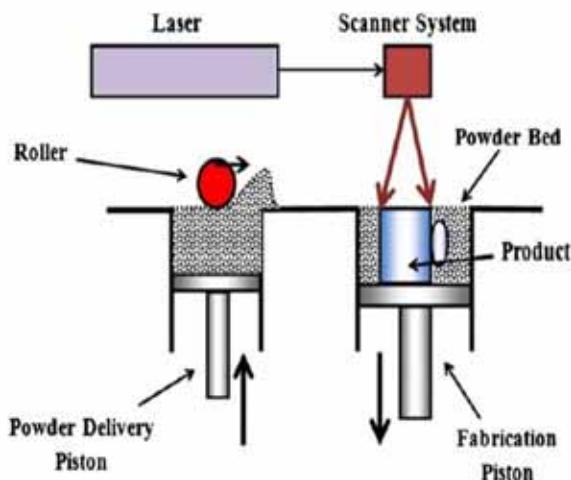
⁷ Laser Engineered Net Shaping (LENS)

جدول ۱- مواد مناسب برای تولید افزایشی ایمپلنت‌ها [۱۰، ۱۱]

مواد	مثال	مزیت	حدودیت	ایمپلنت
سرامیک‌ها	شیشه‌های زیستی سیلیکات آلمینا	زیست سازگاری بالا زیست فعل، خنثی	ترد، استحکام کم عدم ارجاعیت	کاسه مفصل ران، پوشش، پرکننده استخوان و دندان
فلزات	آلیاژهای تیتانیوم، فولاد زنگ نزن	مستحکم چقرمه	احتمال خوردگی چگال	مفصل، پیچ‌ها پلاک و صفحات
پلیمر	پلی‌استایرن نایلون	قابلیت ارجاعی سهولت ساخت	انعطاف‌پذیر	شکسته‌بندی
کامپوزیت	نایتینول کربن-کربن	قوی بسیار متنوع	دشواری ساخت	گوش و بینی، کاسه مفصل ران کاشتنی‌های مفصل دریچه‌های قلب

۲- زینترینگ گزینشی به وسیله لیزر (SLS)

مراحل زینترینگ گزینشی به وسیله لیزر (SLS) در شکل ۱ نشان داده شده است [۶].



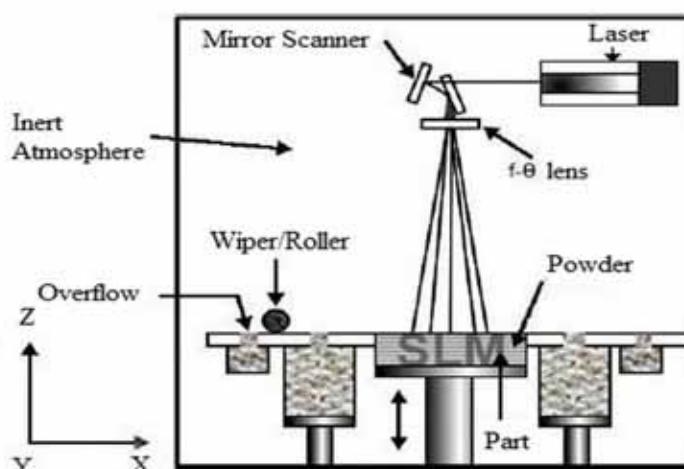
شکل ۱- شماتیک فرآیند SLS [۶]

لایه پودر (معمولاً ۰/۱ میلی‌متر ضخامت) بر اساس یک غلتک چرخان ساخته شده است. همه مراحل در یک محفظه محصور پر شده با گاز نیتروژن برای به حداقل رساندن اکسیداسیون انجام می‌شود. سیلندر قطعه در ارتفاع مناسب برای شکل‌دهی اولین لایه قرار می‌گیرد. غلتک محفظه پودر، مواد پودری را روی سطح سیلندر قطعه پخش کرده و ضخامت لایه‌ها را تنظیم می‌کند. پرتو لیزر متزر کز CO_2 بر روی بستر پودر به منظور ذوب هدایت می‌شود و اولین مقطع روی سطح پودر توسط یک مدل سه بعدی تعریف شده، ترسیم می‌کند. ذرات پودر در اثر برخورد پرتو لیزر گرم شده و با ایجاد یک ساختار سه بعدی جامد به یکدیگر اتصال برقرار می‌کنند. به این ترتیب اولین لایه شکل می‌گیرد. سیلندر قطعه به اندازه ضخامت اولین لایه به پایین رفته و یک لایه جدید از پودر قرار داده می‌شود. پرتو لیزر مقطع جدید را اسکن و لایه بعدی را ایجاد می‌کند، به طوری که این لایه به لایه قبلی متصل می‌گردد. روند بالا تا شکل‌گیری همه لایه‌ها و کامل شدن قطعه تکرار می‌شود. در فرآیند SLS برای به حداقل رساندن نیاز پودر لیزری و همچنین برای جلوگیری از تاب در طول انبساط و انقباض حرارتی، نیاز به پیش گرم کردن می‌باشد. در نهایت، برای جلوگیری از تاب و اکسیداسیون، یک چرخه سرد برای کنترل سرعت سرد کردن از دمای کار به دمای محیط استفاده می‌شود [۶، ۳، ۴]. از این روش برای تولید قطعات کم حجم با کترول دقیق، متخلخل و عملکرد بالا استفاده می‌شود و طیف

وسيعی از مواد از جمله سراميك‌ها، فلزات، پلیمرها (نایلون و پلی‌استايرن) و کامپوزیت‌ها را شامل می‌شود. همچنین عدم نیاز به تکيه‌گاه از مزاياي اين روش می‌باشد ولی پرداخت سطح ضعيف دارد و نیاز به پردازش دارد (به منظور افزایش دانسيته محصول و بهبود خواص مکانيكي) [۱۲، ۱۳، ۱۴]. گيمايشر و همكاران^۱ در سال ۲۰۱۵ با اين روش قطعات متخلخل سه بعدی پزشكی از جنس بايوسرايميك‌هاي شيشه و سيليكات را تهييه کردند [۱۴].

۳- ذوب گزینشي به وسیله ليزر (SLM)

فرآيند SLM با برش لایه لایه داده‌های فایل کد سه بعدی با خسامت معمولاً ۱۰۰-۲۰ میکرومتر و ايجاد يك تصوير دو بعدی از هر لایه شروع می‌شود (شکل ۲) [۱۴]. SLM به صورت انتخابي، لایه‌های نازک از پودر فلز اتمیزه ریز که بصورت یکنواخت با کمک يك مکانیزم پوشش‌دهی بروی يك صفحه بستر توزیع شده اند را ذوب می‌کنند. صفحه بستر معمولاً فلزی است و معمولاً به يك میز با حرکت در جهت محور عمودی (Z) بسته می‌شود. اين فرآيند داخل يك محفظه دارای يك اتمسفر با کنترل شدید به وسیله گاز بی اثری همچون آرگون یا نیتروژن با سطح اکسیژن کمتر از ۵۰۰ بخش در میليون انجام می‌شود. هنگامی که هر لایه توزیع شد، هر اسلايس دو بعدی از هندسه قطعه به وسیله ذوب انتخابي لایه‌ی پودر فلزی ذوب می‌شود. اين کار به وسیله يك پرتو ليزر قدرت بالا (معمولًا يك ليزر فيبر ايتریم) انجام می‌شود. انرژی ليزر به اندازه کافی شدید است تا امكان ذوب كامل ذرات برای شکل دهی يك فلز جامد را فراهم کند. اين فرآيند لایه به لایه تكرار می‌شود تا قطعه كامل شود. امروزه، تولید کنندگان با استفاده از ليزر YAG Nd: CO₂ مورد استفاده در SLS، باعث جذب بسیار بهتر پودر فلزی شده‌اند. اما تقریباً تمامی دستگاه‌های SLM امروزی از ليزر فيبری که خرید و نگهداری ارزان‌تر، انرژی کارآمدتر و کیفیت پرتو بهتری از ليزرهای YAG Nd: CO₂ دارند، استفاده می‌شوند. استفاده از لنز f-teta برای به حداقل رساندن اعوجاج پرتو در حین اسکن کردن و کنترل اتمسفر اکسیژن کم، دیگر مزیت کلیدی SLM در مقایسه با SLS است [۱۴-۱۷]. SLM يك روش تولید مناسب برای ایمپلنت‌های ساقه ران و مفصل‌ها می‌باشد. در اين روش قطعات با دقت بالا، خواص مکانيكي / شيميائي و همچنین زبری سطح مناسب تهييه می‌شوند. زبری سطح بستگی به عوامل بسياري از جمله نوع مواد، اندازه ذرات پودر، خسامت لایه، پارامترها ليزر، موقعیت اسکن و سطح پس از عملیات بستگی دارد. در مراحل تولید نمونه‌های به طور كامل متراکم (حتی بيش از ۹۹٪/۹) می‌باشد. ولی با کوتاه نمی‌باشد [۱۷، ۱۴]. بهره‌وری مواد بالا و قابلیت تولید نمونه‌های به طور كامل متراکم (حتی بيش از ۹۹٪/۹) می‌باشد. ولی با کوتاه بودن سرعت اسکن مدت زمان ساخت افزایش پیدا کرده است. برای بهبود کیفیت ليزري نیاز به سطح انرژی بالاتر، ليزر گران‌تر با قدرت بالاتر هستیم. ناپایداری حوضچه مذاب (زبری سطح و بوجود آمدن منافذ داخلی) در SLM و تنش پسماند بالاتر (خطر ورقه ورقه شدن، اعوجاج که موجب از بین بردن صفحه پایه می‌شود) از معایب عمدۀ اين روش می‌باشد [۱۳، ۲].



شکل ۲- شماتيك فرآيند SLM [۱۴]

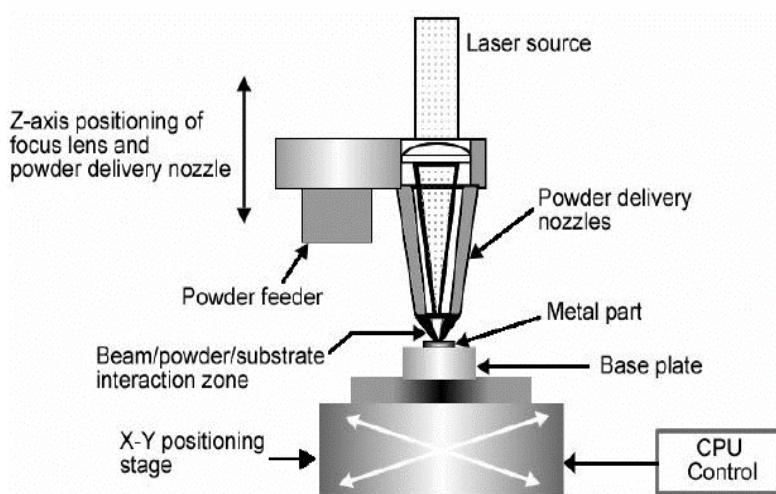
^۱ Gmeiner et. al

۴- شکل گیری پودری (شبکه‌ای) با پرتو لیزری (LENS)

در شکل ۳ شماتیکی از فرآیند LENS نشان داده شده است [۱۵]. این روش نیز مشابه تکنولوژی‌های فرمدهی پودر با لیزر، نمونه سازی به صورت لایه لایه انجام می‌شود با این تفاوت که جنس پودر از فلز می‌باشد. در این فرآیند یک منبع لیزر با قدرت بالا برای ذوب کردن مواد پودری به کار می‌رود (در سیستم قدیم Nd: YAG لیزر از لیزر فیبری استفاده می‌شود) [۶]. پودر از مخزن به کله‌گی دستگاه و سپس توسط نازل بر روی میز (سکو) دستگاه فرستاده می‌شود. ارسال پودر از طریق گرانش و با فشار گاز جلو برند در لوله‌ها انجام می‌گیرد. مواد بعد از خروج از نازل در راستای تابش اشعه لیزر قرار گرفته و در اثر این حرارت ذوب و جامد می‌شوند و با تکرار این فرآیند لایه‌های جسم ساخته می‌شود. در اینجا نیز برای متمرکز کردن لیزر از آینه‌های مایل استفاده می‌شود. میز این دستگاه توانایی حرکت در دو جهت X و Z را دارد ولی کله‌گی تنها در راستای عمودی (بالا و پائین) حرکت می‌کند و از ادغام این دو حرکت، هر لایه‌ی هندسی قطعه تولید می‌شود. برای کنترل بهینه خواص مواد و افزایش تمایل چسبندگی لایه‌ها در هنگام خروج مواد مذاب از نازل؛ یک پوشش گاز خنثی محافظ (مانند آرگون) برای محافظت از حوضچه مذاب در برابر اتمسفر استفاده می‌شود. سرعت این فرآیند نسبتاً بالا بوده و قابلیت تولید مواد به صورت شکل نهائی (Net Shape) را دارد [۶].

به طور کلی روش LENS به عنوان یک فرآیند ذوب کامل شناخته می‌شود، که توانایی تولید محصولات با تراکم کامل (ذرات پودر به شدت بهم پیوند می‌خورند) را دارد. اگرچه برای ساخت یک ایمپلنت متخلخل، باید از ذوب کامل پودر اجتناب شود. در این مورد برای ایجاد تخلخل، ذرات نیمه ذوب شده هستند. این ذرات سطح ذوب شده به یکدیگر پیوسته و با توجه به حضور فلز مایع در فصل مشترک ذرات، پیوند خوبی با لایه‌های قبلی ایجاد می‌کند. گزارش شده خواص متالوژیکی، استحکام و دانسیته ایمپلنت‌های ساخته شده با این روش بسیار خوب است. با این حال، این نگرانی وجود دارد که در سطح ایمپلنت اتصال مناسبی برقرار نشود [۱۸، ۱۶].

روندهای برخی از اشکالاتی معمولی است. پرداخت سطح بسیار ضعیف است و نیاز به پرداخت و در پایان ماشین کاری است. همچنین یک فرآیند نسبتاً گران و ذاتاً خطرناک است [۱۲]. روش LENS در مقایسه با روش‌های مشابه شکل دهنده پودر مثل SLS روش جدیدی می‌باشد. همچنین قطعات تولید شده در LENS با توجه به عدم نیاز به زینتر نهائی در مقایسه با روش SLS، مقرن به صرفه‌تر است [۱۴].

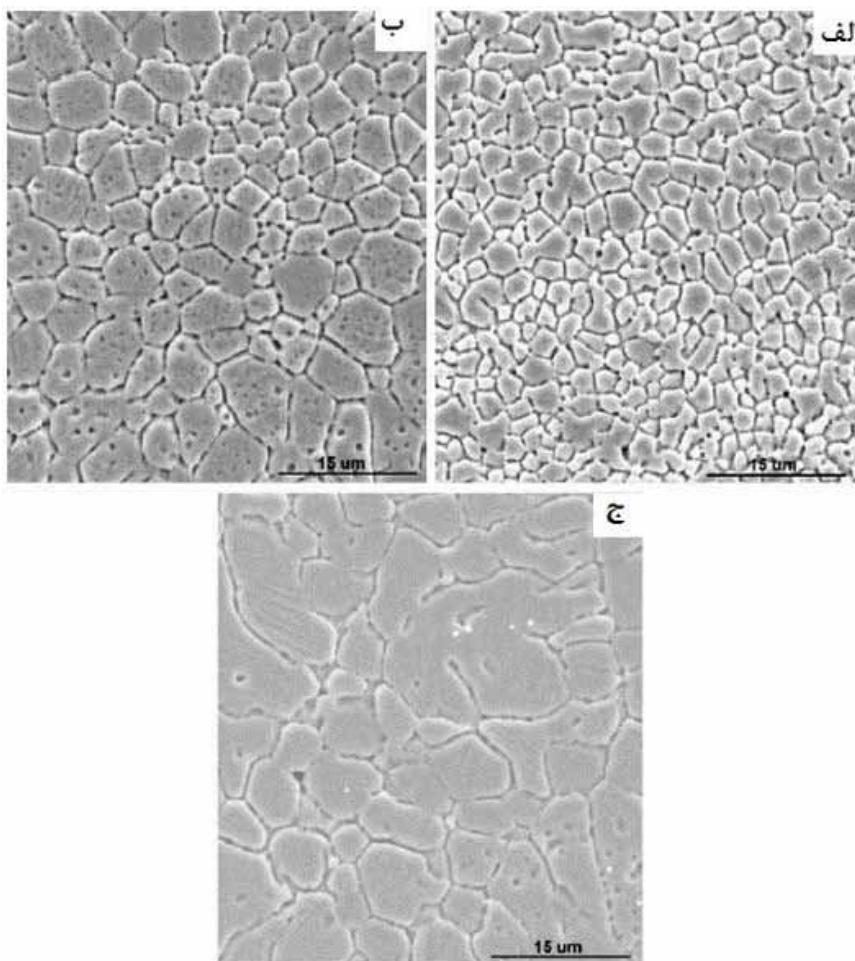


شکل ۳- شماتیک فرآیند LENS [۱۵].

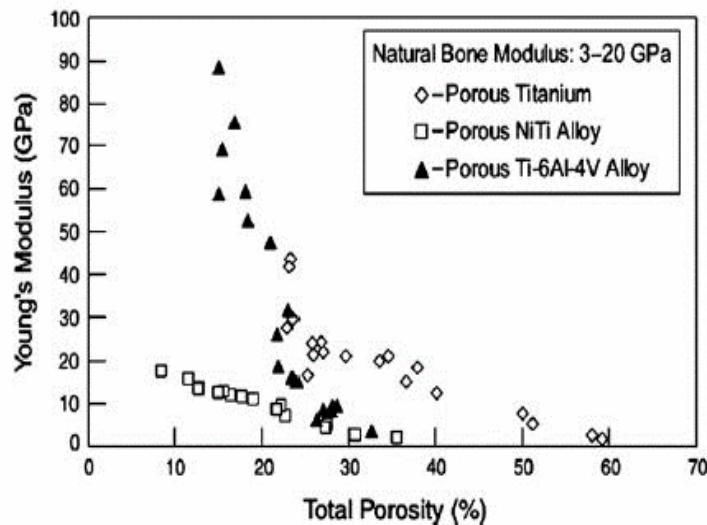
جهت یابی لایه‌ها با حداقل کردن تنفس باقی مانده، تاثیر زیادی بر درصد ازدیاد طول قطعه دارند. تنفس پسمند در طول یا پس از ساخت منجر به ترک خودگی قطعه می‌شود. نتایج حاصل از LENS به دلیل بهبود ریزساختار، نشان دهنده خواص متالوژیکی و

mekanikی بهتر نسبت به دیگر فرآیندهای معمولی می‌باشد. به عنوان مثال، گزارش شده آلیاژ Ti-6Al-4V که با LENS پردازش شده، دارای قدرت عملکرد، قدرت کششی نهایی و ازدیاد طول بالاتری نسبت به نمونه‌هایی که به صورت مرسوم پردازش و حرارت می‌بینند [۱۶]. همانطور که در شکل ۴ نشان داده شده، اندازه دانه در کل نمونه یکنواخت نیست به ویژه در نمونه‌ها با چگالی بالا. نمونه‌ها با تخلخل بالا در شکل ۴ ب نشان دهنده زبری دانه‌ای بالاتری نسبت به نمونه با تخلخل پایین می‌باشد. در حقیقت انرژی ورودی خاص به نمونه تأثیر عمده‌ای بر اندازه دانه می‌گذارد [۱۹]. در نتایج محققین گزارش شده که با قدرت لیزر پایین‌تر، ساختار دانه ظرفی‌تر در مقاومت فشاری بالاتر حاصل می‌شود (در محدوده ۸۹۰-۱۰۵۰ مگاپاسکال) [۹].

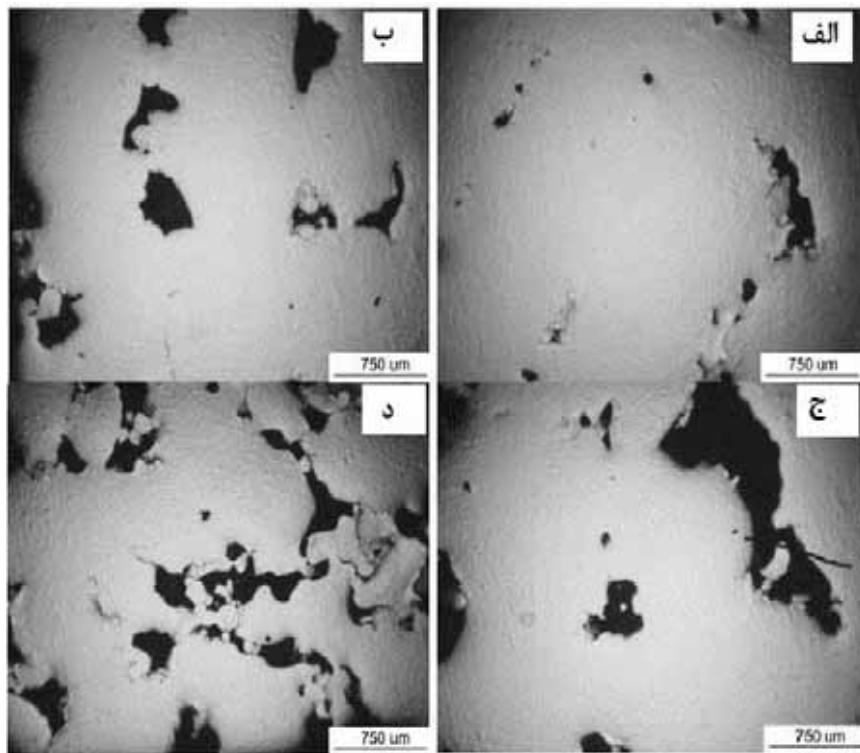
در حال حاضر آلیاژهای نیکل تیتانیوم (نایتینیول) متخلخل با استفاده از LENS با قدرت لیزر بین ۷۶-۳۰۰ W، سرعت اسکن بین ۲۵-۵ mm/s، نرخ تغذیه پودر ۱۵-۳۸ g/min، فاصله اسکن بین ۱/۲۷ تا ۱/۲۲ میلی‌متر ساخته شده است [۲۰]. گزارش شده در هین پردازش لیزری هیچ ترکیب بین فلزی مانند Ni_2Ti ، Ni_4Ti_3 و Ni_3Ti تشکیل نشده است [۱۹، ۲۰]. شکل ۵ نشان دهنده مدول یانگ نمونه پردازش شده به وسیله LENS با تغییر پارامترهای طراحی فرآیند می‌باشد. با توجه به اینکه تخلخل باز برای رشد سلول‌ها در بافت مهم است، مقدار حجم منافذ باز در نمونه نایتینیول مورد بررسی قرار گرفت. حداکثر حجم منافذ باز با سرعت اسکن ۱۵ mm/s، نرخ تغذیه پودر ۲۰ g/min و قدرت لیزر ۲۰۰ W ۲۰۰ مشاهده شد (شکل ۶ ج). تخلخل‌های بالا و به هم پیوسته با چگالی کم را در نمونه فرآوری شده در قدرت لیزر کم، نرخ تغذیه پودر بالا و سرعت اسکن بالا به دست آمده است (شکل ۶ د) [۱۹]. نمونه متخلخل آلیاژ نایتینیول با ۱۲-۳۶٪ تخلخل است. تخلخل بالا این نمونه‌ها بین ۵۳٪ و ۷۲٪ از کل تخلخل کسر حجمی، تقریباً به اندازه استخوان قشری انسان است [۱].



شکل ۴-ریزساختار SEM نشان دهنده تنوع اندازه دانه (الف) ۱۰۰ W، ۱۰ mm/s، ۱۵ g/min، دانسیته ۹۲٪، (ب) ۲۰۰ W، ۱۰ mm/s، ۳۰ g/min، دانسیته ۸۵٪، (ج) ۳۰۰ W، ۲۰ mm/s، ۱۵ g/min، دانسیته ۷۲٪ [۱۹].



شکل ۵- مدول نمونه‌های متخلخل با استفاده از پردازش LENS [۱]

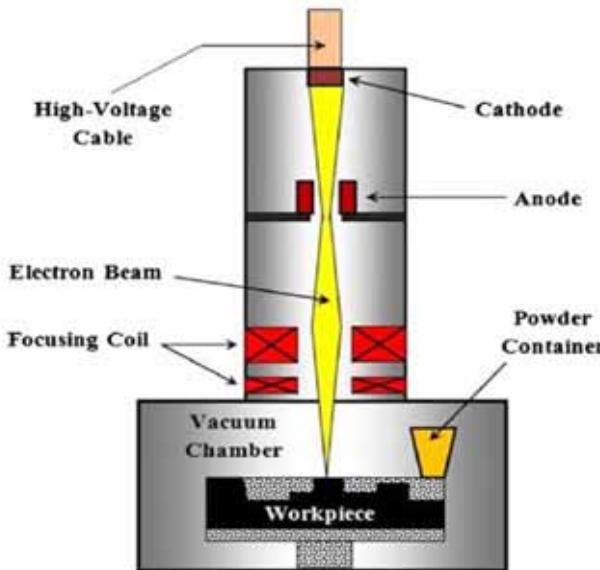


شکل ۶- تصویر SEM نمونه نایتینیول متخلخل که نشان از تنوع در اتصال منافذ دانه (الف) W، ۱۵g/min، ۱۰mm/s، ۲۰۰W
 (ب) W، ۲۰۰، ۳۰g/min، ۱۰mm/s، ۲۰mm/s، ۱۵۰W، ۱۵g/min (ج) W، ۳۰g/min، ۱۰mm/s، ۲۰mm/s، ۲۰۰W (د) W، ۱۵g/min، ۲۰mm/s، ۲۰mm/s، ۲۰۰W

۵- ذوب پرتو الکترونی (EBM)

در شکل ۷ شماتیکی از فرآیند ذوب پرتو الکترونی (EBM) نشان داده شده است [۱]. از این روش برای تهیه قطعات فلزی یکپارچه و متراکم از طریق ایجاد لایه‌های متوالی از پودر فلزاتی نظری آلیاژهای تیتانیوم و همچنین ذوب و ادغام لایه‌ها توسط پرتو الکترونی در خلاء استفاده می‌شود. خواص مکانیکی مناسب قطعه از ویژگی‌های قابل توجه این روش است. برای ساخت افزایشی ایمپلنت‌های ارتопدی به روش EBM قدرت پرتو $W = 3000 - 5000$ m/s با سرعت اسکن 8000 گزارش شده است. این دستگاه از یک

تفنگ انتشار گرمایونی (شامل یک رشته تیگستن به پرتو الکترون)، ذوب انتخابی پودر فلزات با ضخامت ۰-۰۷/۲۵ میلی‌متر انجام می‌دهد [۲۱]. فرآیند EBM مشابه SLM، با یک اسکن پرتوی متمرکز کننده (در این مورد پرتو الکترونی) در سراسر لایه نازک، باعث ذوب موضعی و انجام در هر مقطع برش (عرض) می‌شود. با این وجود، تفاوت‌هایی بین این دو فرآیند وجود دارد که به عنوان خلاصه در جدول ۲ نشان داده شده است [۶].



شکل ۷ - شماتیک دستگاه EBM [۱]

جدول ۲-تفاوت بین روش ذوب ذوب پرتو الکترونی و ذوب انتخابی لیزری [۶]

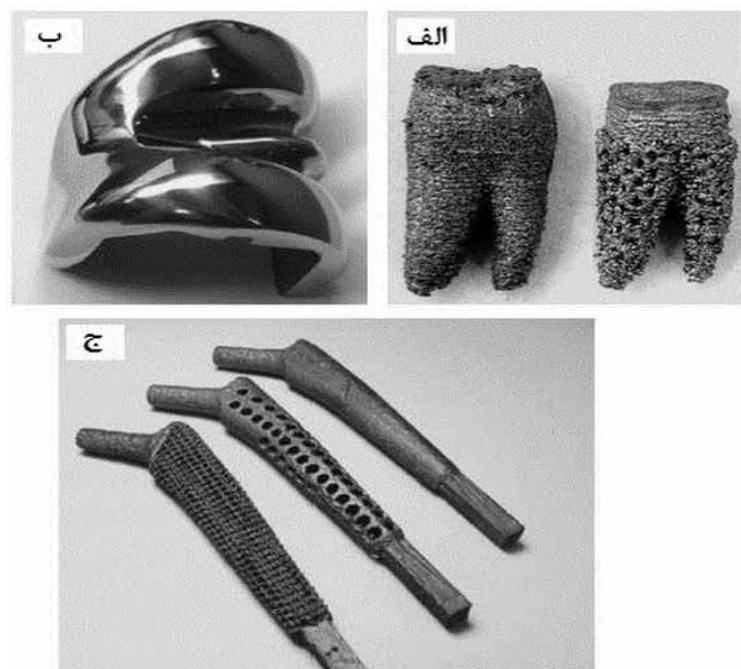
مشخصه	ذوب پرتو الکترونی (EBM) (SLM)	ذوب انتخابی لیزری
منبع حرارتی	پرتو الکترون	لیزر
فضا (اتمسفر)	خلاء	گازی اثر
اسکن	انحراف کویل	گالوانومتر
پودر پیش گرم	استفاده از پرتو الکترون	استفاده از بخار مادون قرمز
هزینه‌های انرژی	متوسط	بالا
پایان سطح	متوسط رو به ضعیف	عالی تا متوسط
وضوح ویژگی	متوسط	عالی
مواد	فلزات (هدایت)	سرامیک‌ها، پلیمرها و فلزات

درجه حرارت بالا در این عملیات موجب کاهش تنش‌های پسماند بین خنک کننده حوضچه مذاب و لایه قبلی می‌شود. علاوه بر این، قطعات در طول فرآیند EBM در یک محفظه خلاء ساخته شده است، که شرایطی را فراهم می‌کند تا قطعات آزاد تحت تاثیر اکسیژن و سایر گونه‌های شیمیایی موجود در جو قرار نگیرند. تنش پسماند و اعوجاج به دلیل فرآیند خلاء به حداقل می‌رسد. سختی، استحکام تسلیم و قدرت کشش نهایی برای محصولات SLM بالاتر از محصولات EBM گزارش شده است. در مقابل، در محصولات ساخته شده توسعه EBM کشیدگی‌های بالاتری نسبت به SLM بدست آمده است [۲۱، ۲۲].

پرتو الکترونی به عنوان منبع انرژی در مقایسه با پرتو لیزر مزایایی را شامل می‌شود؛ به خصوص سرعت انحراف بالا توسط لنز الکترومغناطیسی. انرژی ورودی بالا به راحتی توسط تمرکز پرتو کنترل می‌شود و همچنین اسکن الکتریکی کنترل شدنی است. این شرایط اجازه می‌دهد تا برای تغییرات در ساختمان لایه پودر، از جمله طیف وسیعی از زینتر فاز مایع به تکمیل ذوب ذرات یا لایه ذوب بپردازد [۲۳، ۲۴]. در مقایسه با پرتوهای لیزر، پرتوهای الکترونی چگالی انرژی بیشتر دارند که موجب کاهش زمان

ساخت و در نتیجه کاهش هزینه‌های تولید می‌شود. انرژی بالا پرتوهای الکترون باعث بالا رفتن دماهای بستر پودر EBM شده و در نهایت نفوذ بیشتر ذرات پوشش با ذوب کامل پودر فلز رخ می‌دهد. این منجر به ساخت قطعات متراکم با تخلخل کمتر و کنترل بهتر خواص مکانیکی می‌شود. برخلاف دیگر روش‌ها ساخت افزایشی، که ممکن است بر زینتر لیزر بودن، فرآیند EBM قادر به تولید قطعات متراکم کاملاً ذوب شده می‌باشد. همه روش‌های ممکن بر زینتر لیزر در چالش چگالی بالا به خاطر قدرت نسبتاً کم لیزر در مقایسه با پرتو الکترونی هستند و فرآیندهایی با درجه حرارت پایین‌تر هستند [۲۵]. در روش‌های ممکن بر لیزر، ۹۵٪ از انرژی نور توسط پودر به جای جذب، انعکاس پیدا می‌کند که این باعث کاهش بهره‌وری می‌شود. نرخ ساخت در EBM ۳-۵ برابر سریع‌تر از دیگر روش‌ها است که به دلیل افزایش عمق نفوذ و افزایش سرعت اسکن می‌باشد [۲۶، ۱۸].

گزارش شده با EBM، خواص مقاومتی، خستگی و مدول الاستیک آلیاژ برای سازگاری با استخوان به طور مناسبی بهینه‌سازی شده است. استفاده از این تکنولوژی موفق برای ساخت ایمپلنت منجر به افزایش طول عمر فرد آسیب دیده، ویژگی‌های سفارشی برای توانبخشی و عمل کرد بهتر ایمپلنت شده است [۱۸، ۲۳]. نمونه‌هایی از ایمپلنت Ti_6Al_4V پزشکی تولید شده توسط EBM در شکل ۸ نشان داده شده است [۲۷، ۲۲، ۲۲].



شکل ۸- نمونه‌هایی از ایمپلنت پزشکی تولید شده توسط EBM:
(الف) ایمپلنت‌های دندانی (ب) ایمپلنت زانو (ج) ساقه لگن [۲۷، ۲۲، ۲۲].

۶- نتیجه‌گیری

فرآیندهای شناخته شده برای ساخت ایمپلنت‌های پزشکی به روش تولید افزایشی مورد مطالعه قرار گرفت. خواص مقاومتی، تخلخل و مدول الاستیک آلیاژ ساخته شده با این روش‌ها برای سازگاری با بافت آسیب دیده به طور مناسبی فراهم شده است. استفاده از این تکنولوژی موفق برای ساخت ایمپلنت باعث سفارشی شدن محصول برای توانبخشی و افزایش طول عمر افراد خواهد شد. با تجاری سازی فن آوری تولید افزایشی، نقش ساخت آنها در حال گسترش است.

مراجع

- [1] Elahinia M.H, Hashemi M, Tabesh M, Bhaduri S.B. "Manufacturing and processing of NiTi implants—A Review". *Progress in Materials Science*. Vol. 57, PP. 911–946, 2012.
- [2] Chahine G, Koike M, Okabe T, Smith P, Kovacevic R. "The design and production of Ti-6Al-4V ELI customized dental implants". *JOM*. Vol.60, PP. 50-55, 2008.
- [3] Elahinia M, Shayesteh Moghaddam N, Taheri Andani M, Amerinatanzi A.H, Bimber B.A, Hamilton R.F.

- "Fabrication of NiTi through additive manufacturing: A review". *Progress in Materials Science*. Vol. 83, PP.630-663, 2016.
- [4] Gmeiner R, Deisinger U, Schönherr J, Lechner B, Detsch R, Boccaccini A.R, Stampf J. "Additive Manufacturing of Bioactive Glasses and Silicate Bioceramics". *Journal of Ceramic Science and Technology*, Vol. 6, PP. 75-86, 2015.
- [5] Harun W.S.W, Kamariah M.S.I.N, Muhamad N, Ghani S.A.C, Ahmadd F, Mohamed Z. "A review of powder additive manufacturing processes for metallic biomaterials". *Powder Technology*. Vol.327, PP. 128–151, 2018.
- [6] Gibson I, Rosen D.W, Stucker B. "Additive manufacturing technology: rapid prototyping to direct digital manufacturing". Springer Science + Business Media, Inc. PP. 42-103 [chapter 5], 2010.
- [7] Wang X, Xu S, Zhou S, Xu W, Leary M, Choong P, Qian M, Brandt M, Xie Y.M. "Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review". *Biomaterials*. Vol. 83, PP. 127-141, 2016.
- [8] Sing S.L, An J, Yeong W.Y, Wiria F.E. "Laser and Electron-Beam Powder-Bed Additive Manufacturing of Metallic Implants: A Review on Processes". *Materials and Designs*. Vol. 34, PP.369–385, 2016.
- [9] Krishna B.V, Bose S, Bandyopadhyay A. "Laser processing of net-shape NiTi shape memory alloy". *Journal of Metallurgical and Materials Transactions A*. Vol.38, 96-103, 2007.
- [10] Geetha M, Singh A.K, Asokamani R, Gogia A.K. "Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review". *Progress in Materials Science*. Vol. 54, PP. 397–425, 2009.
- [11] Winkler T, Sass F.A, Duda G.N, Schmidt-Bleek K. "A review of biomaterials in bone defect healing, remaining shortcomings and future opportunities for bone tissue engineering". *Bone Joint Research*. Vol. 7, PP.232–243, 2018.
- [12] Bernard A, Taillandier G, Karunakaran K.P. "Evolutions of rapid product development with rapid manufacturing: concepts and applications". *International Journal of Rapid Manufacturing*.Vol.1, PP.3-18, 2009.
- [13] Alvare K, Nakajima H. "Metallic scaffolds for bone regeneration". *Journal of Material*. Vol.2, PP. 790–832, 2009.
- [14] Sidambe A. T. "Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants—A Review". *Materials*. Vol.7, PP. 8168-8188, 2014.
- [15] Xue W, Krishna B. V., Bandyopadhyay A, Bose S. "Processing and biocompatibility evaluation of laser processed porous titanium". *Acta Biomaterialia*.Vol.3, PP. 1007–1018, 2007.
- [16] Khoo Z.X, Liu Y, An J, Chua C.K, Shen Y.F, Kuo C.N. "A Review of Selective Laser Melted NiTi Shape Memory Alloy". *Materials*. Vol. 11, PP.1-12, 2018.
- [17] Kruth J. P, Levy G, Klocke F, Childs T. H. C. "Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing". *Journal of CIRP Annals*. Vol.56, PP. 730–759, 2007.
- [18] Parthasarathy J, Starly B, Raman S.h, Christensen A. "Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) Structures with electron beam melting (EBM)". *Journal Mechanical Behavior Biomedical Material*. Vol.3, PP. 249–259, 2010.
- [19] Krishna B. V, Bose S, Bandyopadhyay A. "Fabrication of porous NiTi shape memory alloy structures using laser engineered net shaping". *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterial*. Vol. 89B, PP. 481–490, 2009.
- [20] Bandyopadhyay A, Krishna B.V, Xue W, Bose S. "Application of laser engineered net shaping (LENS) to manufacture porous and functionally graded structures for load bearing implants". *Journal of Material Science Material Medical*. Vol.20, PP. 29–34, 2009.
- [21] Mazzoli A, Germani M, Raffaeli R. "Direct fabrication through electron beam melting technology of custom cranial implants designed in a PHANTOM-based haptic environment". *Journal of Materials & Design*. Vol.30, PP. 86-92, 2009.
- [22] Murr L.E, Quinones S.A, Gaytan S.M, Lopez M.I, Rodela A, Martinez E.Y. "Microstructure and mechanical behavior of Ti–6Al–4V for biomedical applications produced by rapid-layer-based manufacturing". *Journal Mechanical Behavior Biomedical Material*.Vol.2, PP. 20–32, 2009.
- [23] Murr L.E, Esquivel E.V, Quinones S.A, Gaytan S.M, Lopez M.I, Martinez E.Y. "Microstructures and mechanical properties of electron beam-rapid manufactured Ti–6Al–4V biomedical prototypes compared to wrought Ti–6Al–4V". *Journal of Material Charactization*.Vol.60, PP.96-105, 2009.
- [24] Kahnert M, Lutzmann S, Zaeh MF. "Layer formations in electron beam sintering. In: 18th Solid freeform fabrication symposium proceedings". The University of Texas at Austin/USA, 2007.
- [25] Xie OH. "Design, simulation and experimental study of shape memory alloy and micro-motor activated high pressure optical cell for bio-physical studies". PhD dissertation, Drexel University, 2007.
- [26] Harrysson O, Cansizoglu O, Marcellin-Little D, Cormier D, West H. "Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology". *Material Science Engineering C*. Vol. 28, PP.66-73, 2008.
- [27] Zah M. F, Lutzmann S. "Modelling and simulation of electron beam melting". *Production Engineering Research Development*. Vol.4, PP.15-23, 2010.