ساخت ایمپلنت‌های پزشکی به روش تولید افزایشی

میلاد انگورج تقوی*

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



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

* Milad.a.taghavi133@gmail.com

چکیده: امروزه، ساخت و تهیه‌ی ایمپلنت‌های زیست سازگار 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 فرآیندها می‌توان به روش‌های متالورژی پودر و ریخته‌گری اشاره کرد. روش‌های متالورژی پودر خود به دو روش تولید افزایشی و فرآیندهای مرسوم تقسیم می‌شود. تولید افزایشی با شیوه لایه به لایه بودن قادر به تهیه‌ی قطعات مهندسی با تخلخل و بهره‌وری بالا می‌باشد. همچنین فرآیندی مقرون 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 گزینشی به وسیله لیزر (SLS)، ذوب گزینشی 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)[1] با شناخت نمونه سازی سریع (RP)[2] و یا تولیدی‌های سریع (RM)[3]، از روند ساخت یک قسمت با اضافه کردن لایه‌های متوالی 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)[4] 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 ریخته‌گری، هزینه بالا و فرجینگ ندارد. بنابراین، یک فرآیند مقرون 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 گزینشی به وسیله لیزر (SLS)[5]، ذوب گزینشی به وسیله لیزر (SLM)[6]، شکل‌گیری پودری (شبکه‌ای) با پرتو لیزری (LENS)[7] 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 (دمای بستر پودر، دمای تغذیه پودر، یکنواختی درجه حرارت...) ۴) پارامترهای مربوط به پودر (شکل ذرات، اندازه، چگالی، توزیع، ضخامت لایه و...)[۶،۹]. در جدول۱مواد 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)

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-27]

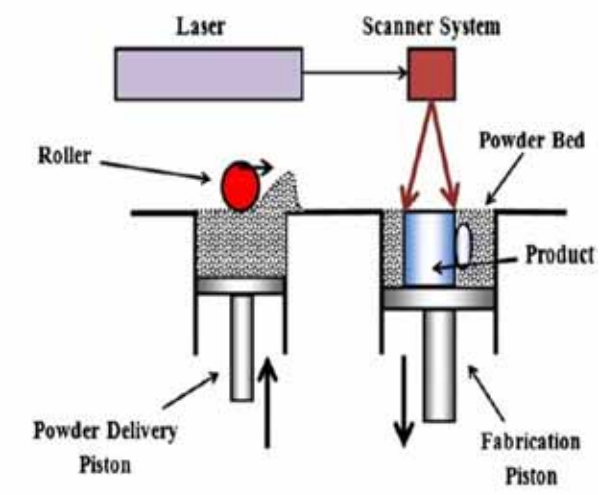
[DOR: 20.1001.1.17353351.1398.4.60.3.5]

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

مواد	مثال	مزیت	محدودیت	ایمپلنت
سرامیک‌ها	شیشه‌های زیستی سیلیکات آلومینا	زیست سازگاری بالا زیست فعال، خنثی مقاوم به سایش	ترد، استحکام کم عدم ارتجاعیت چقرمگی پایین	کاسه مفصل ران، پوشش، پرکننده استخوان و دندان
فلزات	آلیاژهای تیتانیوم، فولاد زنگ نزن آلیاژهای کبالت- کروم	مستحکم چقرمه انعطاف‌پذیر	احتمال خوردگی چگال	مفصل، پیچها پلاک و صفحات شکسته‌بندی
پلیمر	پلی‌استایرن نایلون	قابلیت ارتجاعی سهولت ساخت	مستحکم نبودن احتمال تغییر شکل و تجزیه	گوش و بینی، کاسه مفصل ران
کامپوزیت	نایتینول کربن-کربن	قوی بسیار متنوع	دشواری ساخت	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].

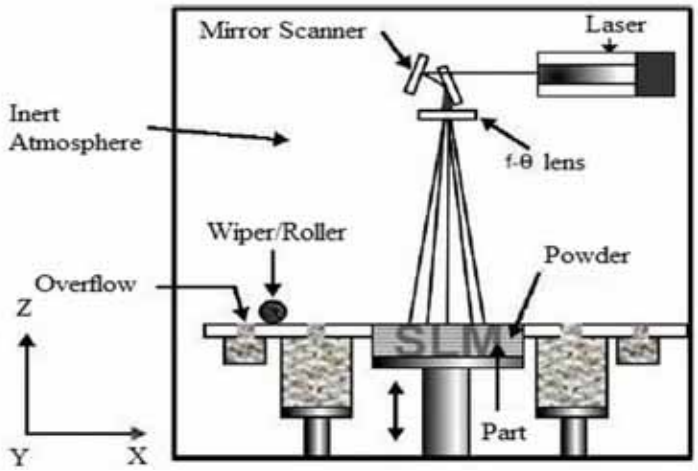
لایه پودر (معمولا ۰/۱ میلی‌متر ضخامت) بر اساس یک غلتک چرخان ساخته شده است. همه‌ی مراحل در یک محفظه محصور پر شده با گاز نیتروژن برای به حداقل رساندن اکسیداسیون انجام می‌شود. سیلندر قطعه در ارتفاع مناسب برای شکل‌دهی اولین لایه قرار می‌گیرد. غلتک محفظه پودر، مواد پودری را روی سطح سیلندر قطعه پخش کرده و ضخامت لایه‌ها را تنظیم می‌کند. پرتو لیزر متمرکز 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 فرایند 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[۴،۳،۱،۶]. از این روش برای تولید قطعات کم حجم با کنترل دقیق، متخلخل و عملکرد بالا استفاده می‌شود و طیف

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-27]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1398.4.60.3.5]

وسیعی از مواد از جمله سرامیک‌ها، فلزات ، پلیمرها (نایلون و پلی‌استایرن) و کامپوزیت‌ها را شامل می‌شود. همچنین عدم نیاز به تکیه‌گاه از مزایای این روش می‌باشد ولی پرداخت سطح ضعیف دارد و نیاز به پردازش دارد (به منظور افزایش دانسیته محصول و بهبود خواص مکانیکی) [۶،۱۲،۱۳]. گیماینر و همکاران[1] در سال ۲۰۱۵، با این روش قطعات متخلخل سه بعدی پزشکی از جنس بایوسرامیک‌های شیشه و سیلیکات را تهیه کردند [۴].

۳- ذوب گزینشی به وسیله لیزر (SLM)

فرآیند SLM با برش لایه لایه داده‌های فایل کد سه‌بعدی با ضخامت معمولا ۲۰-۱۰۰ میکرومتر و ایجاد یک تصویر دوبعدی از هر لایه شروع می‌شود (شکل۲)[۱۴]. SLM به صورت انتخابی، لایه‌های نازک از پودر فلز اتمیزه ریز که بصورت یکنواخت با کمک یک مکانیزم پوشش‌دهی بروی یک صفحه بستر توزیع شده اند را ذوب می‌کنند. صفحه بستر معمولا فلزی است و معمولا به یک میز با حرکت در جهت محور عمودی (Z) بسته می‌شود. این فرایند داخل یک محفظه دارای یک اتمسفر با کنترل شدید به وسیله گاز بی اثری همچون آرگون یا نیتروژن با سطح اکسیژن کمتر از ۵۰۰ بخش در میلیون انجام می‌شود. هنگامی که هر لایه توزیع شد، هر اسلایس دو بعدی از هندسه قطعه به وسیله ذوب انتخابی لایه‌ی پودر فلزی ذوب می‌شود. این کار به وسیله یک پرتو لیزری قدرت بالا (معمولا یک لیزر فیبر ایتریم) انجام می‌شود. انرژی لیزر به اندازه کافی شدید است تا امکان ذوب کامل ذرات برای شکل‌دهی یک فلز جامد را فراهم کند. این فرایند لایه به لایه تکرار می‌شود تا قطعه کامل شود. امروزه، تولید کنندگان با استفاده از لیزر Nd: YAG به جای لیزر CO_2 مورد استفاده در SLS، باعث جذب بسیار بهتر پودر فلزی شده‌اند. اما تقریبا تمامی دستگاه‌های SLM امروزی از لیزر فیبری که خرید و نگهداری ارزان‌تر، انرژی کارآمدتر و کیفیت پرتو بهتری از لیزرهای Nd: YAG 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 یک روش تولید مناسب برای ایمپلنت‌های ساقه ران و مفصل‌ها می‌باشد. در این روش قطعات با دقت بالا، خواص مکانیکی / شیمیایی و همچنین زبری سطح مناسب تهیه می‌شوند. زبری سطح بستگی به عوامل بسیاری از جمله نوع مواد، اندازه ذرات پودر، ضخامت لایه، پارامترها لیزر، موقعیت اسکن و سطح پس از عملیات بستگی دارد. در مراحل تولید نیازی به وقت زیاد و هزینه کوره پس از فرآیندها نمی‌باشد[۱۴،۱۷]. بهره‌وری مواد بالا و قابلیت تولید نمونه‌های به طور کامل متراکم (حتی بیش از ۹۹٪/۹) می‌باشد. ولی با کوتاه بودن سرعت اسکن مدت زمان ساخت افزایش پیدا کرده است. برای بهبود کیفیت لیزری نیاز به سطح انرژی بالاتر، لیزر 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 عمده این روش می‌باشد[۲،۱۳].



شکل ۲- شماتیک فرآیند SLM [۱۴].

[1] Gmeiner et. al

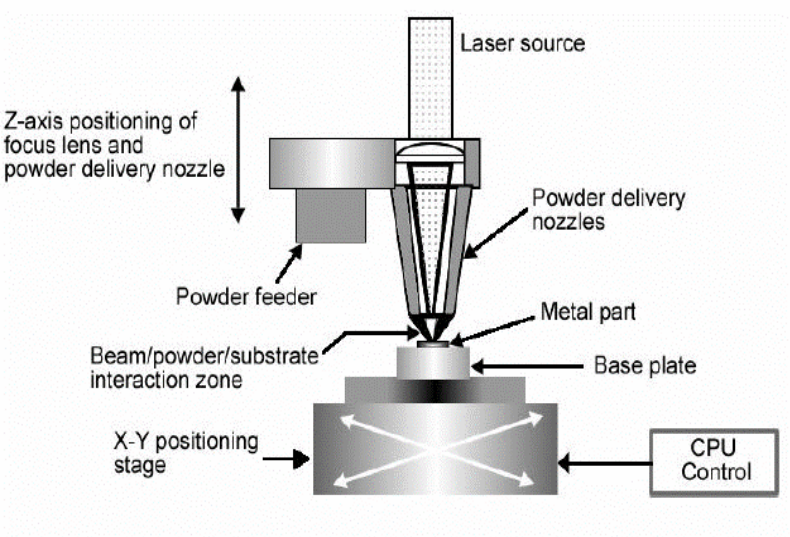
[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-27]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1398.4.60.3.5]

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 به‌کار می‌رود(درسیستم قدیم از لیزر Nd: YAG استفاده می‌شد ولی امروزه 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 برنده در لوله‌ها انجام می‌گیرد. مواد بعد از خروج از نازل در راستای تابش اشعه لیزر قرارگرفته 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 آینه های مایل استفاده می‌شود. میز این دستگاه توانایی حرکت در دو جهت X و Y را داراد 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 نسبتا بالا بوده و قابلیت تولید مواد به صورت شکل نهائی (Net Shape) را داراست[۴،۶].

به طور کلی روش LENS به عنوان یک فرایند 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[۶،۱۸].

روند LENS دارای برخی از اشکالاتی معمولی است. پرداخت سطح بسیار ضعیف است و نیاز به پرداخت و در پایان ماشین‌کاری است. همچنین یک فرایند نسبتا گران و ذاتا خطرناک است[۱۲]. روش LENS در مقایسه با روش‌های مشابه شکل دهی 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، مقرون به صرفه‌تر است[۱،۴].



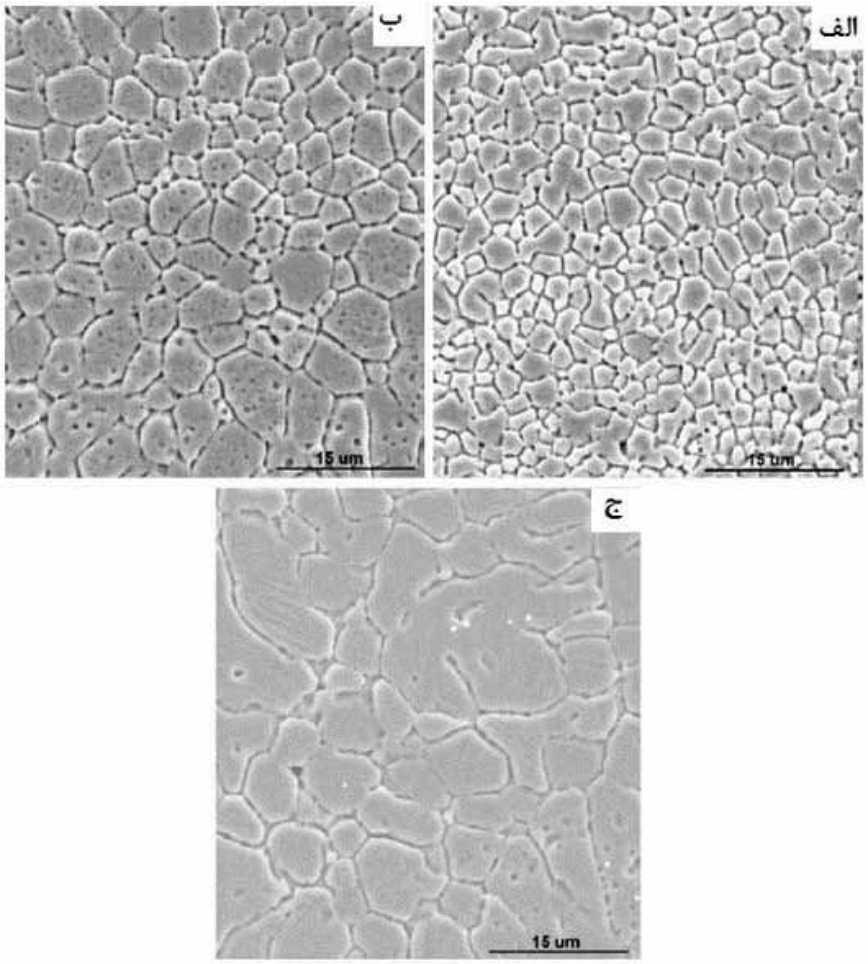
شکل ۳- شماتیک فرآیند LENS [۱۵].

جهت یابی لایه‌ها با حداقل کردن تنش باقی مانده، تاثیر زیادی بر درصد ازدیاد طول قطعه دارند. تنش پسماند در طول یا پس از ساخت منجربه ترک خوردگی قطعه می‌شود. نتایج حاصل از LENS به دلیل بهبود ریزساختار، نشان دهنده خواص متالورژیکی و

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-27]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1398.4.60.3.5]

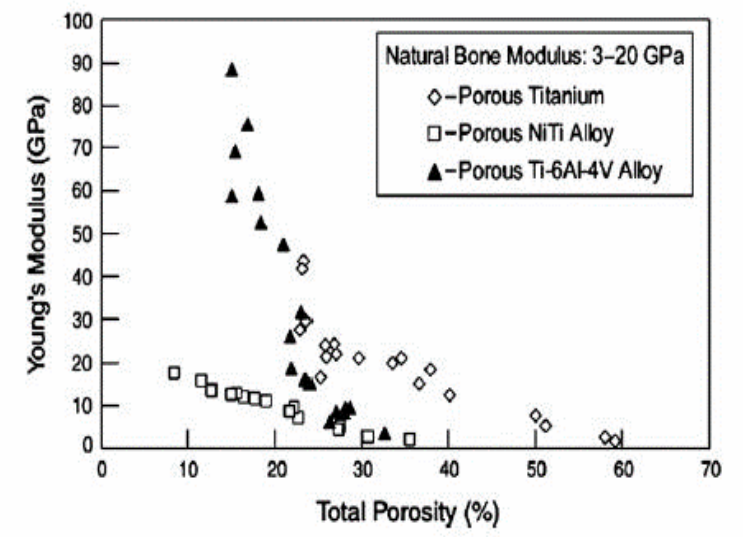
مکانیکی بهتر نسبت به دیگر فرآیندهای معمولی می‌باشد. به عنوان مثال،گزارش شده آلیاژ Ti–6Al–4V که با LENS پردازش شده، دارای قدرت عملکرد، قدرت کششی‌نهایی و ازدیاد طول بالاتری نسبت به نمونه‌هایی که به صورت مرسوم پردازش و حرارت می‌بینند[۱۶]. همانطور که در شکل۴ نشان داده شده، اندازه دانه درکل نمونه یکنواخت نیست به ویژه در نمونه‌ها با چگالی بالا. نمونه‌ها با تخلخل بالا در شکل ۴ ب نشان‌دهنده 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 ظریف‌تر در مقاومت فشاری بالاتر حاصل می‌شود (در محدوده۱۰۵۰–۸۹۰ مگاپاسکال)[۹].

در حال حاضر آلیاژهای نیکل تیتانیوم (نایتینول) متخلخل با استفاده از LENS با قدرت لیزر بین ۱۵۰–۳۰۰ w، سرعت اسکن بین ۵–۲۵ mm/s، نرخ تغذیه پودر ۱۵–۳۸g/min، فاصله اسکن بین ۰/۷۶ تا ۱/۲۷ میلی‌متر ساخته شده است[۲۰]. گزارش شده در حین پردازش لیزری هیچ ترکیب بین فلزی مانند Ti_2Ni، Ni_4Ti_3 و Ni_3Ti تشکیل نشده است[۱۹،۲۰]. شکل ۵ نشان‌دهنده مدول یانگ نمونه پردازش شده به وسیله LENS با تغییر پارامترهای طراحی فرآیند می‌باشد. باتوجه به اینکه تخلخل باز برای رشد سلول‌ها در بافت مهم است، مقدار حجم منافذ باز در نمونه نایتینول مورد بررسی قرارگرفت. حداکثر حجم منافذ باز با سرعت اسکن ۱۵mm/s، نرخ تغذیه پودر ۲۰g/min و قدرت لیزر ۲۰۰ w 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 (شکل۶ د) [۱۹]. نمونه متخلخل آلیاژ نایتینول با ٪۱۲–۳۶ تخلخل است. تخلخل بالا این نمونه‌ها بین۵۳٪ و۷۲٪ از کل تخلخل کسر حجمی، تقریبا به اندازه استخوان قشری انسان است[۱].

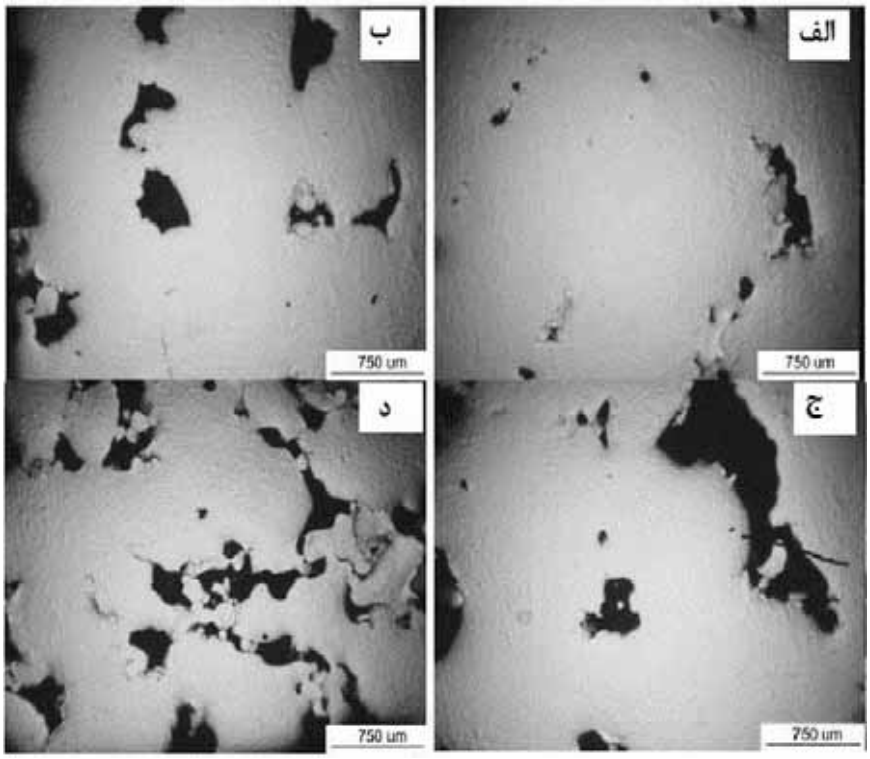


شکل ۴–ریزساختار SEM نشان دهنده تنوع اندازه دانه (الف) ۲۰۰W، ۱۰mm/s، ۱۵g/min، دانسیته ٪۹۲ (ب) ۲۰۰W، ۱۰mm/s، ۳۰g/min، دانسیته ٪۸۵ (ج) ۱۵۰ W، ۲۰mm/s، ۳۰g/min، دانسیته ٪۷۲ [۱۹].

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-27]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1398.4.60.3.5]



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



شکل ۶-تصویر SEM نمونه نایتینول متخلخل که نشان از تنوع در اتصال منافذ دانه (الف) ۲۰۰W، ۱۰mm/s، ۱۵g/min، (ب) ۲۰۰W، ۱۰mm/s، ۳۰g/min (ج) ۲۰۰W، ۲۰mm/s، ۱۵g/min (د) ۱۵۰ W، ۲۰mm/s، ۳۰g/min [۱۹].

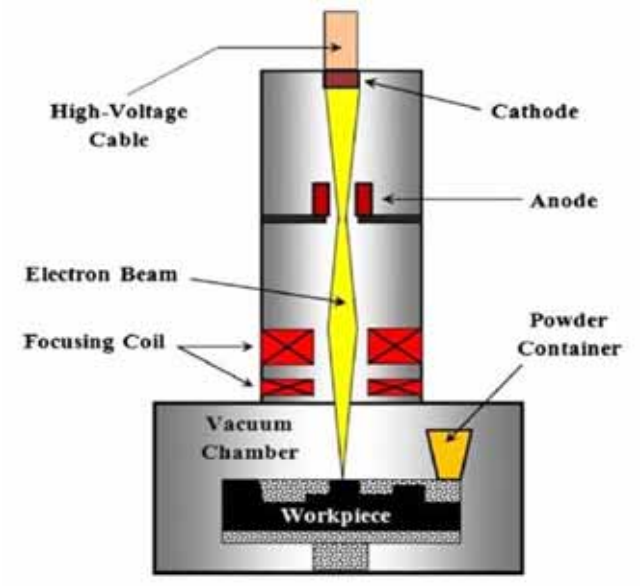
۵- ذوب پرتو الکترونی (EBM)

درشکل 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 نظیر 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 ارتوپدی به روش EBM قدرت پرتو w ۵-۳۰۰۰ با سرعت اسکن m/s ۸۰۰۰ گزارش شده است. این دستگاه از یک

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-27]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1398.4.60.3.5]

تفنگ انتشار گرمایونی (شامل یک رشته تنگستن به پرتو الکترون)، ذوب انتخابی پودر فلزات با ضخامت ۰/۰۷/۲۵-۰/ ۰میلی‌متر 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 انجماد 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 پرتو الکترونی و ذوب انتخابی لیزری [۶]

مشخصه	ذوب پرتو الکترونی (EBM)	ذوب انتخابی لیزری (SLM)
منبع حرارتی	پرتو الکترون	لیزر
فضا (اتمسفر)	خلاء	گاز بی اثر
اسکن	انحراف کویل	گالوانومتر
پودر پیش‌گرم	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

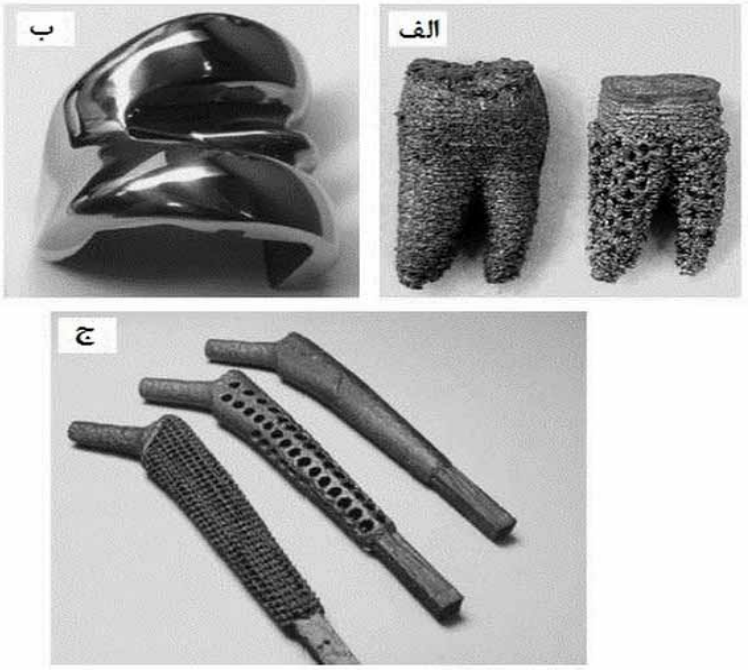
درجه حرارت بالا در این عملیات موجب کاهش تنش‌های پسماند بین خنک کننده حوضچه مذاب و لایه قبلی می‌شود. علاوه بر این، قطعات در طول فرایند EBM در یک محفظه خلاء ساخته شده است، که شرایطی را فراهم می‌کند تا قطعات آزاد تحت تاثیر اکسیژن و سایر گونه‌های شیمیایی موجود در جو قرار نگیرند. تنش پسماند و اعوجاج به دلیل فرایند 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 توسط 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[۶،۲۳،۲۴]. در مقایسه با پرتوهای لیزر، پرتوهای الکترونی چگالی انرژی بیشتر دارند که موجب کاهش زمان

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-27]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1398.4.60.3.5]

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 منجربه ساخت قطعات متراکم با تخلخل کمتر وکنترل بهتر خواص مکانیکی می‌شود. بر خلاف دیگر روش‌ها ساخت افزایشی، که متکی بر زینتر لیزر بودند، فرآیند EBM قادر به تولید قطعات متراکم کاملاً ذوب شده می‌باشد. همه روش‌های مبتنی بر زینتر لیزر در چالش چگالی بالا به خاطر قدرت نسبتا کم لیزر در مقایسه با پرتو الکترونی هستند و فرآیندهایی با درجه حرارت پایین‌تر هستند[۲۵]. در روش‌های متکی بر لیزر، ۹۵٪ از انرژی نور توسط پودر به جای جذب، انعکاس پیدا می‌کندکه 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[۶،۱۸،۲۶].

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 عمل‌کرد بهتر ایمپلنت شده است[۱۸،۲۳]. نمونه‌هایی از ایمپلنت Ti_6Al_4V پزشکی تولید شده توسط EBM در شکل ۸ نشان داده شده است [۲،۲۲،۲۷].



شکل ۸– نمونه‌هایی از ایمپلنت پزشکی تولید شده توسط EBM:
(الف) ایمپلنت‌های دندانی (ب) ایمپلنت زانو (ج) ساقه لگن [۲۲،۲،۲۷].

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–6A1–4V 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.

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-27]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1398.4.60.3.5]

"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] Alvarez 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.

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-27]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1398.4.60.3.5]