

Selective Laser Melting (SLM) Processing Parameters Optimization for the Production of a Ti-6Al-4V/bone biocompatible nanocomposite

Mohammad Ali Misaghi¹, *Mehdi Malekan², Farzad Khodabakhshi³

1- PhD. Student, School of Metallurgy and Materials Engineering, College of Pardis Alborz, University of Tehran, Tehran, Iran.

2- Assistant Professor, School of Metallurgy and Materials Engineering, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.

3- Associate Professor, School of Metallurgy and Materials Engineering, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.

Citation: Misaghi M.A, Malekan M, Khodabakhshi F. Selective Laser Melting (SLM) Processing Parameters Optimization for the Production of a Ti-6Al-4V/bone biocompatible nanocomposite. Metallurgical Engineering 2025; 28(1): 4-19 <http://dx.doi.org/10.22076/me.2025.2022056.1397>

 <http://dx.doi.org/10.22076/me.2025.2022056.1397>

ABSTRACT

The main novelty of this research study is established on the consolidation of Ti-6Al-4V titanium alloy matrix nanocomposite with incorporation of 1.5 wt% bone nanoparticles using additive manufacturing (AM) technology based on the selective laser melting (SLM) procedure, for the means of biomedical implant and bone tissue engineering applications. A wide range of SLM processing parameters were examined and the working window for manufacturing of such an advanced material was optimized, by density measurements and elaborating the different cross-sections of the constructed structures using the microscopy techniques. To this end, the leading results revealed a diminishing trend for the porosity and surface roughness of the SLM-manufactured components by increasing the energy density, attributing the laser power increasing along with the laser scanning speed and hatching space decreasing. Also, in comparison between the SLM additively manufactured Ti-6Al-4V alloy and Ti-6Al-4V/1.5 wt% nanocomposite, introducing of the bone nanoparticles made the structure of material more porous (14.4% up to 28.3%), while such a reduction in the part's integrity resulted in the elastic modulus drop from 44.7 GPa down to 26.9 GPa.

Keywords: Selective laser melting (SLM); Additive manufacturing (AM); Ti-6Al-4V alloy; Bone powder; Porosity.

Received: February 03, 2024 | Accepted: January 20, 2025

■ ■
* *Corresponding Author:*

Mehdi Malekan, PhD

Address: School of Metallurgy and Materials Engineering, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran..

Tel: +98 (21) 82084610

E-mail: mmalekan@ut.ac.ir

بهینه سازی متغیرهای دستگاهی فرآیند ذوب لیزر انتخابی (SLM) جهت ساخت نانوکامپوزیت زیست سازگار Ti-6Al-4V/ استخوان

محمد علی مینافی^۱، مهدی ملکان^۲، فرزاد خدابخشی^۳

- ۱- دانشجوی دکتری مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده پردیس البرز دانشگاه تهران، تهران، ایران.
 ۲- دانشیار دانشکده مهندسی متالورژی و مواد، دانشکده فنی دانشگاه تهران، تهران، ایران.
 ۳- استادیار دانشکده مهندسی متالورژی و مواد، دانشکده فنی دانشگاه تهران، تهران، ایران.

چکیده

در این تحقیق، کامپوزیت آلیاژ Ti-6Al-4V و ۱/۵ درصد وزنی پودر نانو استخوان با بهینه سازی متغیرهای دستگاهی فرآیند ذوب لیزر انتخابی بر مبنای تخلخل ترکیب کامپوزیتی با هدف تقویت اتصال و استخوان سازی بین ایمپلنت و بافت استخوانی تولید گردید. سطوح و مقاطع قطعات جهت مشاهده عیوب حاصله و تاثیر تغییر در پارامترهای دستگاه بر قطعات پرینت شده مورد بررسی قرار گرفت. از میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی (FESEM) و میکروسکوپ نوری جهت بررسی مقاطع استفاده گردید. با تعیین میزان تخلخل قطعات، تاثیر تغییر در پارامترهای دستگاهی بر درصد تخلخل و مدول الاستیسیته مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داد با اضافه شدن پودر استخوان به آلیاژ تیتانیوم میزان تخلخل نسبت به آلیاژ Ti6Al4V افزایش یافته است. قطعات متخلخل کامپوزیت 1.5% Bone Ti-6Al-4V با ۱۴/۴ الی ۲۸/۳ درصد تخلخل تولید شدند که مدول الاستیسیته از ۲۶/۹ GPa الی ۴۴/۷ GPa کاهش یافت. افزایش چگالی انرژی، کاهش سرعت حرکت لیزر، افزایش توان لیزر و کاهش فاصله خطوط لیزر سبب کاهش مقدار تخلخل و زبری سطح در نمونه های پرینت شده در فرآیند ذوب لیزر انتخابی می شود. تغییر متغیرهای دستگاه باعث ایجاد ساختار متخلخل، کاهش مدول الاستیسیته و در نتیجه افزایش چسبندگی بافت و استخوان به ایمپلنت و استخوان سازی بهتر خواهد شد.

واژه های کلیدی: ذوب لیزر انتخابی، آلیاژ Ti-6Al-4V، پودر استخوان، تخلخل، مدول الاستیسیته.

دریافت: ۱۴۰۲/۱۱/۱۴ | پذیرش: ۱۴۰۳/۱۱/۰۱

۱. مقدمه

ضد زنگ و آلیاژهای تیتانیوم را دارا می باشد [۱]. در فرآیند SLM می توان قطعات و داربست های متخلخل آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V با تخلخل های بهم پیوسته و اندازه منافذ مناسب بیولوژیکی برای کاربردهای مهندسی بافت یا ایمپلنت های ارتوپدی و دندان را تولید نمود [۲]. خصوصیات منحصر به فرد فرآیند ساخت افزایشی و به خصوص روش ذوب انتخابی لیزر مانند تولید قطعات با اشکال پیچیده و ترکیبی، سرعت در فرآیند تولید، اقتصادی بودن در تولید قطعات با تعداد کم، دقت بالا، تولید قطعات متخلخل، قابلیت آلیاژ سازی و تغییر ساختار در حین فرآیند تولید باعث انتخاب این روش در تولید قطعات نانو کامپوزیت سرامیکی بیومتریال آلیاژ پایه تیتانیوم Ti-6Al-4V با پودر استخوان در این تحقیق گردید. آلیاژهای تیتانیوم به خصوص آلیاژ دو فازی Ti-6Al-4V(Ti64) به دلیل خصوصیات مطلوب مانند وزن مخصوص کم، نسبت استحکام به وزن بالا، انعطاف پذیری بالا، مقاومت به خوردگی

ذوب لیزر انتخابی (SLM) که یکی از فناوری های ساخت افزایشی (AM) است، فرآیندی مناسب برای تولید قطعات ایمپلنت به طور مستقیم با استفاده از مدل سه بعدی گرفته شده از بیمار می باشد. اصول این فرآیند ذوب پودر فلزات با منبع حرارتی لیزر می باشد. مزیت این روش تولید قطعات با شکل پیچیده، دیواره نازک، ساختارهای متخلخل غیرتصادفی با هندسه های پیچیده و ظریف و کانال هایی با اندازه بسیار کوچک می باشد. در این روش قطعات با هندسه های ترکیبی را می توان در یک مرحله تولید نمود. این فرآیند امکان تولید قطعات صنعتی، ایمپلنت های ارتوپدی و دندان را مانند ساق پا، مفاصل، پیچ های اتصال دهنده، قسمتهای مختلف استخوان و سایر قطعات پیوندی با مواد اولیه ای مانند فولادهای

1. Selective Laser Melting
2. Additive Manufacturing

* نویسنده مسئول:
 دکتر مهدی ملکان

نشانی: تهران، دانشگاه تهران، دانشکده فنی، دانشکده مهندسی متالورژی و مواد.
 تلفن: ۰۲۱-۸۲۰۸۴۶۱۰ (۲۱) ۰۹۸

پست الکترونیکی: mmalekan@ut.ac.ir

سختی می‌شود [۷]. در نانوکامپوزیت‌ها به دلیل استفاده از مقادیر بسیار کمتری از جزء تقویت‌کننده، معمولاً وزن سبک‌تر است [۵].
بهینه‌سازی متغیرهای فرایند ذوب لیزر انتخابی که عموماً شامل متغیرهای اصلی توان لیزر، سرعت حرکت لیزر، ضخامت لایه‌ها، فاصله خطوط لیزر، همپوشانی لایه‌ها و قطر لیزر می‌باشد، جهت تولید قطعه آلیاژ Ti-6Al-4V با اهداف افزایش چگالی و حذف یا کم کردن عیوب برای رسیدن به بالاترین استحکام کششی و فشاری، افزایش مقاومت به خوردگی، افزایش مقاومت به خستگی، ایجاد ساختار متخلخل و زبری سطح مناسب در جهت افزایش خواص زیست محیطی می‌باشد. در این رابطه تحقیقات زیادی بر روی آلیاژ Ti-6Al-4V انجام شده است مانند بهینه‌سازی توان و سرعت لیزر جهت ساخت ایمپلنت پزشکی با مقدار تخلخل، زبری سطح و مدول الاستیسیته مناسب [۹]، بهینه‌سازی توان و سرعت لیزر جهت به حداقل رساندن مقدار تخلخل و زبری سطح جهت قطعات صنعتی [۱۰]، تغییر سرعت و قدرت لیزر جهت اصلاح ریز ساختار و کاهش عیوب جهت افزایش مقاومت به خوردگی و زیست سازگاری ایمپلنت [۱۱]، کوچک کردن اندازه مارتنزیت α جهت افزایش مقاومت فشاری [۱۲].

در رابطه با بهینه‌کردن متغیرهای دستگاهی جهت تولید آلیاژ Ti-6Al-4V با ساختار متخلخل که یکی از اهداف این پروژه نیز می‌باشد، تحقیقات متعددی انجام شده است. یونگ و همکاران [۱۳] مشخصات مکانیکی و میکروساختاری ایمپلنت‌های تیتانیومی با تخلخل‌های مختلف را مورد بررسی قرار دادند. نتایج نشان داد که ایمپلنت تیتانیوم با تخلخل پذیری ۷۶٪ و یک میکروساختار با اندازه دانه $4 \mu\text{m}$ باعث افزایش خواص مکانیکی ایمپلنت می‌شود، همچنین این ایمپلنت مدول الاستیسیته مشابه‌ای با استخوان انسان دارد. چن و همکاران [۱۴] آلیاژ Ti-6Al-4V با تخلخل تقریباً ۴۰ تا ۸۰ درصد تولید کردند و توانستند مدول الاستیک را به طور معنی داری کاهش دهند. سو رو و همکاران [۱۵] آلیاژ Ti-6Al-4V با تخلخل ۶۴٪ را تولید کردند. یافته‌های آزمایش مکانیکی سفتی $22/3 \text{ Gpa}$ و قدرت تسلیم 160 Mpa که با ویژگی‌های قشر مغز استخوان مطابقت داشت را نشان داد. در مطالعه‌ای توسط ایکس یو و همکاران [۱۵] گزارش شد که مدول الاستیک و استحکام ساختار متخلخل با تخلخل ۶۰٪ و اندازه سلول نزدیک به 1 mm قابل مقایسه با استخوان فشرده می‌باشد. آرجونان و همکاران [۱۵] تخلخل‌های مشابهی را از ۶۰٪ تا ۹۰٪ مورد مطالعه قرار دادند و نشان دادند که شکل منافذ استحکام نمونه را در فرایند SLM تحت تأثیر قرار می‌دهد. تخلخل ۶۰٪ مدول الاستیک موثر $10/42 \text{ Gpa}$ و مقاومت فشاری $152/30 \text{ Mpa}$ را حاصل نمود. چئونگ و همکاران [۱۵] از SLM Ti-6Al-4V برای ساختن میخ‌های ایمپلنتی استفاده کردند. میخ‌ها با منافذ $700 \mu\text{m}$ و $1500 \mu\text{m}$ ساخته شدند. مدول فشاری به دست آمده $0/5 \text{ Gpa}$ بود که بسیار شبیه به استخوان اسفنجی است.

در زمینه استفاده از پودر هیدروکسی آپاتیت با آلیاژ تیتانیوم تولید شده با روش ذوب انتخابی لیزر نیز تحقیقات صورت گرفته است.

بسیار بالا با تشکیل لایه محافظ و زیست سازگاری عالی، کاربرد زیادی در ساخت مواد بیومتریال دارد [۳]. آلیاژهای تیتانیوم به چهار دسته مختلف آلیاژهای آلفا (α) و نزدیک به آلفا، آلفا بتا ($\alpha+\beta$)، بتا (β) و آلیاژهای تیتانیوم خالص تجاری بر اساس ریزساختارشان طبقه‌بندی می‌شود. آلیاژ زیست محیطی Ti-6Al-4V شامل دو فاز آلفا و بتا ($\alpha+\beta$) با ریزساختار مرکب پیچیده از فازهای آلفا و بتا (در کسر حجمی بین ۱۰ تا ۵۰ درصد) می‌باشد [۴]. فلز آلومینیوم تثبیت‌کننده فاز α با افزایش دمای استحاله $\beta/\alpha+\beta$ و وانادیم تثبیت‌کننده فاز β با کاهش دمای استحاله $\alpha+\beta/\alpha$ می‌باشد [۵]. فازهای موجود در این آلیاژ تأثیر زیادی بر رفتار مکانیکی آنها دارد [۶].

آلیاژ Ti-6Al-4V مدول یانگ پائینی ($Gpa110$) دارد با این حال این آلیاژ هنوز مدول بسیار بالاتر از استخوان دارد. اختلاف زیاد در مدول بین ایمپلنت فلزی و استخوان طبیعی باعث تحلیل استخوان در اطراف ایمپلنت پس از کاشت می‌شود که این امر می‌تواند با ایجاد سپر تنشی منجر به شل شدن و یا جدا شدن ایمپلنت شود که نیاز به جراحی دردناک مجدد دارد. یکی از راه‌های کاهش مدول یانگ و نزدیک کردن آن به مدول استخوان استفاده از ساختارهای متخلخل است. مواد متخلخل می‌توانند مدول و وزن کمتری نسبت به نمونه‌های متراکم داشته باشند. علاوه بر این تخلخلها می‌توانند محلی برای رشد سلول‌های استخوانی باشد [۷].

به منظور افزایش توانایی پیوند استخوان با آلیاژ زیست محیطی Ti-6Al-4V غالباً این آلیاژ با سرامیک‌های فعال زیستی دیگر مانند هیدروکسی آپاتیت (HAP) پوشش داده می‌شود ولی این روشها ایراداتی مانند ضعیف بودن اتصال، محدودیت در ضخامت و یکنواخت نبودن پوشش و عدم تطابق خواص مکانیکی و حرارتی را دارند [۲]. کامپوزیت آلیاژ تیتانیوم/پودر استخوان (Ti-6Al-4V / Bone Powder) به دلیل خواص مکانیکی و زیست محیطی مطلوب آلیاژ تیتانیومی Ti-6Al-4V و زیست سازگاری و زیست فعالی عالی پودر استخوان برای ارتوپدی و قطعات ایمپلنت در این تحقیق مورد مطالعه قرار گرفته است.

پودر استخوان یک سرامیک زیست محیطی با قابلیت چسبندگی سلولی، استخوان سازی و بدون سمیت می‌باشد. یک اتصال مطلوب می‌تواند بین پودر استخوان و بافت یا استخوان محل پیوند، پس از کاشت تشکیل شود. استخوان و پودر استخوان در دندان‌ها، استخوان‌ها و مفاصل به عنوان یک عضو پیوندی و یا ترکیبی جهت اتصال بهتر ایمپلنتها استفاده می‌شود. شکنندگی زیاد و سختی کم استخوان باعث می‌شود که نتوان از آن به عنوان یک قطعه باربر در قسمتهای دارای نیروی کششی و فشاری زیاد و یا محلی که با سایش همراه است استفاده نمود. جهت حل این مشکل از مواد ترکیبی و روشهای دیگر استفاده می‌شود. با توجه به اینکه آپاتیت بیولوژیکی دارای ابعاد نانومتری با اندازه کمتر از 50 nm است، استفاده از پودر استخوان با ابعاد نانو متر در محلهای پیوندی و یا کامپوزیت سازی با ایمپلنتهای فلزی سبب نزدیک شدن رفتار زیست محیطی پودر استخوان با آپاتیت بیولوژیکی می‌شود [۸]. کم شدن اندازه ذرات پودر استخوان به مقیاس نانو سبب افزایش کسر حجمی مرز دانه‌ها می‌شود که این امر باعث بالا رفتن استحکام و

جدول ۱. مشخصات نمونه‌ها و متغیرهای آزمایش

Sample number	SLM Process Parameters							
	laser power(W)	Scanning speed(mm/s)	layer thickness(mm)	hatching space(mm)	Overlapping layers(mm)	Energy density(j/mm ³)	porosity(%)	Elastic modulus(Gpa)
A1	80	100	0.04	0.12	0.3	166.7	15.3	85.7
A2	80	100	0.04	0.15	0.3	133.3	16.9	83.4
A3	80	200	0.04	0.15	0.3	66.7	25.0	73.0
A4	80	200	0.04	0.18	0.3	55.6	28.3	69.3
A5	90	100	0.04	0.12	0.3	187.5	14.4	87.1
A6	90	150	0.04	0.12	0.3	125.0	17.4	82.7
A7	90	200	0.04	0.12	0.3	93.8	21.4	77.3
A8	90	100	0.04	0.15	0.3	150.0	16.4	84.1
A9	90	150	0.04	0.15	0.3	100.0	20.9	78.0
A10	90	200	0.04	0.15	0.3	75.0	23.7	74.5
A11	90	150	0.04	0.18	0.3	83.3	22.4	76.1
A12	90	200	0.04	0.18	0.3	62.5	25.6	72.2
A13	100	100	0.04	0.15	0.3	166.7	15.4	85.6
A14	100	150	0.04	0.15	0.3	111.1	19.8	79.4
A15	100	150	0.04	0.18	0.3	92.6	21.5	77.2
A16	100	200	0.04	0.18	0.3	69.4	24.7	73.3

نسبت گلوله ۱ به ۲۰ در هشت زمان ۱۵ دقیقه به اندازه نانو تبدیل شدند. ذرات پودر استخوان و پودر Ti-6Al-4V با استفاده از مخلوط کن مکانیکی آسیاب سیاره‌ای بدون گلوله با سرعت ۱۵۰ دور در دقیقه و زمان سه ساعت با یکدیگر مخلوط شدند.

فرآیند SLM

دستگاه SLM مورد استفاده جهت پرینت قطعات با مارک EOSINT M250 Xtended، لیزر CO₂، حداکثر توان لیزر ۲۴۰ W، قطر پرتو لیزر ۰/۳ mm، گاز محافظ آرگون و فشار ۷ bar بوده است.

نمونه‌های کامپوزیتی توسط دستگاه SLM به ابعاد ۵×۵×۵ mm به تعداد و مشخصات درج شده در جدول ۱ تولید شدند. انتخاب متغیرهای دستگاه تا حدودی براساس مطالعه مقالات مشابه صورت گرفت ولی کارهای عملی قبلی انجام شده در کارگاه ساخت (محل انتخاب شده جهت پرینت قطعات) بر روی آلیاژهای تیتانیوم و موارد مشابه و تجربیات به دست آمده ملاک اصلی جهت انتخاب متغیرهای مورد نظر می‌باشد. تصویر شماتیک فرآیند و متغیرهای دستگاهی روش SLM در شکل ۱-ج ترسیم شده است.

آزمون‌ها

نمونه‌های پرینت شده، در مرحله اول به صورت ظاهری و با تصاویر ماکرو مورد بررسی قرار گرفت. نمونه‌هایی که نیاز به آماده سازی داشت با سمباده‌های از شماره ۸۰ μm تا ۲۰۰۰ μm و پودر آلومینا پولیش و توسط محلول اچ کرول^۵ با آنالیز شیمیایی

5. Kroll's solution

کروی با ترکیبات اصلی ۶/۵ درصد آلومینیم و ۳/۸ درصد وانادیم به عنوان فلز پایه و پودر ذرات نانو استخوان با ترکیب اصلی ۴۱/۱۷ درصد کلسیم، ۲۶/۸ درصد فسفر و ۳۲/۰۳ درصد اکسیژن به عنوان تقویت کننده استفاده شدند. پودر استخوان استفاده شده، پودر آلوگراف^۴ استخوان انسان با اندازه ذرات ۱۲۵ μm تا ۸۴۰ μm از بافتهای متراکم و متخلخل استخوانی می‌باشد که مجدداً آسیاب و به ذرات نانو تبدیل شده است. آلوگرافت به عنوان بافتی که از فرد دیگری گرفته شده و در بدن فرد بیمار کاشته می‌شود، تعریف می‌شود. اندازه ذرات پودر استخوان از ۶۰ nm الی ۹۰۰ nm می‌باشد که اکثریت ذرات در محدوده ۱۶۳ nm الی ۳۸۴ nm و با میانگین ۲۵۰ nm مطابق با نتایج اندازه‌گیری ذرات DLS در شکل ۱-د می‌باشد. این پودر استخوان یک محیط زیست سازگار و هدایت کننده استخوانی را فراهم می‌آورد که تشکیل استخوان جدید را پشتیبانی می‌کند. این محصول با سلولهای خونی اطراف آن سازگاری داشته و PH آن برابر با خون انسان می‌باشد که برای نشان دادن سلولهای بنیادی و سلولهای پیش ساز استخوانی مناسب است. این محصول با ارزیابی سابقه پزشکی و معاینه بالینی اهدا کننده گان و تستهای میکرو بیولوژیک و سرولوژیک تهیه می‌شود. نمونه‌ها برای باکتریهای هوازی و غیرهوازی، قارچها، آنتی بادیهای ضد HIV، ویروس T، لیمفوتروپیک، هپاتیت و سفلیس تست می‌شود. تصاویر میکروسکوپ الکترونی پودر فلز پایه و پودر استخوان روی پودر فلز پایه در شکل‌های ۱-الف و ۱-ب نشان داده شده است.

ذرات پودر استخوان با استفاده از آسیاب پر انرژی (SPEX) با

4. Allograft

ظاهری قطعات مشخص می‌شود که سطح آنها ناصاف می‌باشد. یکی از محدودیت‌های فرآیندهای AM ناهم‌واری زیاد سطح اجزای ساخته شده است. توان و سرعت اسکن متفاوت، اندازه پودر و ارتفاع لایه عامل تأثیرگذار بر زبری سطح می‌باشند.

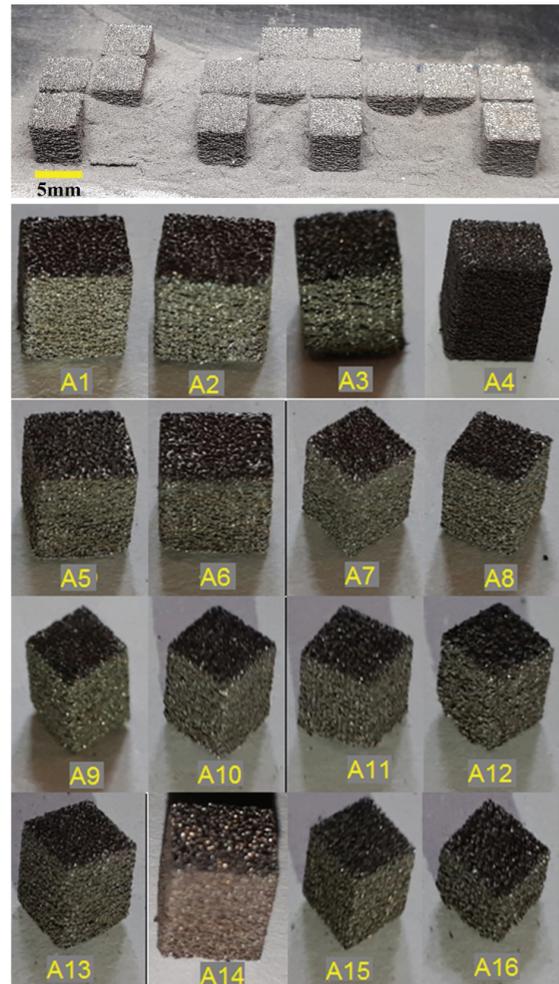
نمونه A1 و A2 دارای سطح صافتری نسبت به نمونه A3 و A4 می‌باشند. این چهار نمونه دارای توان لیزر یکسان (W80) می‌باشند ولی سرعت حرکت لیزر در نمونه‌های A1 و A2 کمتر از نمونه‌های A3 و A4 است. نمونه‌های A5 و A6 با سرعت لیزر کمتر نسبت به نمونه‌های A11 و A12 و توان لیزر مساوی (W90) دارای سطح صافتری می‌باشند. همچنین این امر در نمونه‌های A13 و A14 نسبت به نمونه‌های A15 و A16 با توان مساوی (W100) نیز مشاهده می‌شود. بنابراین مشخص می‌شود کاهش سرعت حرکت لیزر باعث افزایش صافی سطح و کاهش زبری می‌شود. افزایش زمان تابش لیزر به ذرات با کاهش سرعت حرکت لیزر سبب افزایش زمان لازم جهت ذوب ذرات و کمتر شدن ذرات ذوب نشده می‌شود که این امر صافتر شدن سطح را حاصل می‌کند.

نمونه A7 نسبت به نمونه‌های A3 و A4 دارای زبری سطح کمتری می‌باشد. سرعت اسکن در این نمونه‌ها یکسان (۲۰۰ mm/s) ولی توان لیزر نمونه A7 نسبت به نمونه‌های A3 و A4 بیشتر می‌باشد. در نمونه A6 نسبت به نمونه A11 با سرعت اسکن یکسان (۱۵۰ mm/s) و نمونه A5 نسبت به نمونه A2 با سرعت اسکن یکسان (۱۰۰ mm/s) نیز وضعیت به همین صورت می‌باشد و نمونه‌های با توان لیزر بالاتر سطح صافتری دارند. بررسی افزایش توان لیزر در نمونه‌ها مشخص می‌کند که با افزایش توان سطح قطعات زبری کمتری داشته و صافتر می‌باشند. افزایش توان لیزر سبب افزایش حرارت ورودی به قطعه کار، ذوب بیشتر ذرات پودر و بزرگ تر شدن حوضچه مذاب می‌شود. این امر سبب کاملتر شدن ذوب ذرات و کمتر شدن ذوب ناقص ذرات می‌شود. کاهش زبری سطح با کاهش سرعت حرکت لیزر و افزایش توان لیزر در تحقیقات دیگر هم مشاهده می‌گردد [۱۷ و ۱۸].

فرایند ذوب لیزر انتخابی تابع مجموعه‌ای از متغیرهای دستگاهی می‌باشد که تغییر در هر یک از متغیرها می‌تواند سبب تأثیر در متغیر دیگر و تغییر در نتیجه کار شود بنابراین بهتر است برای بررسی شرایط فرایند از ترکیبی از تمامی شرایط تأثیر گذار استفاده شود. این ارتباط پارامترهای اصلی با چگالی انرژی بیان می‌شود. اساس فیزیکی برای بدست آوردن چگالی انرژی پرتو لیزر (E) توسط لیزر حجمی تعریف می‌شود. چگالی انرژی با واحد ژول/میلی متر مکعب (J/mm^3) را می‌توان با معادله (۱) بیان کرد.

$$E_{\text{density}} = P_{\text{laser}} / (V_{\text{scan}} \cdot h_{\text{spacing}} \cdot t_{\text{layer}}) \quad (1)$$

که در آن P توان ورودی لیزر بر حسب وات، v سرعت اسکن بر حسب میلی متر بر ثانیه (mm/s)، h فاصله دریچه بر حسب میلی متر و t ضخامت لایه اسکن بر حسب میلی متر می‌باشد. از معادله (۱) مشخص می‌شود که افزایش سرعت اسکن، ضخامت لایه‌ها و فاصله دریچه باعث کاهش چگالی انرژی و



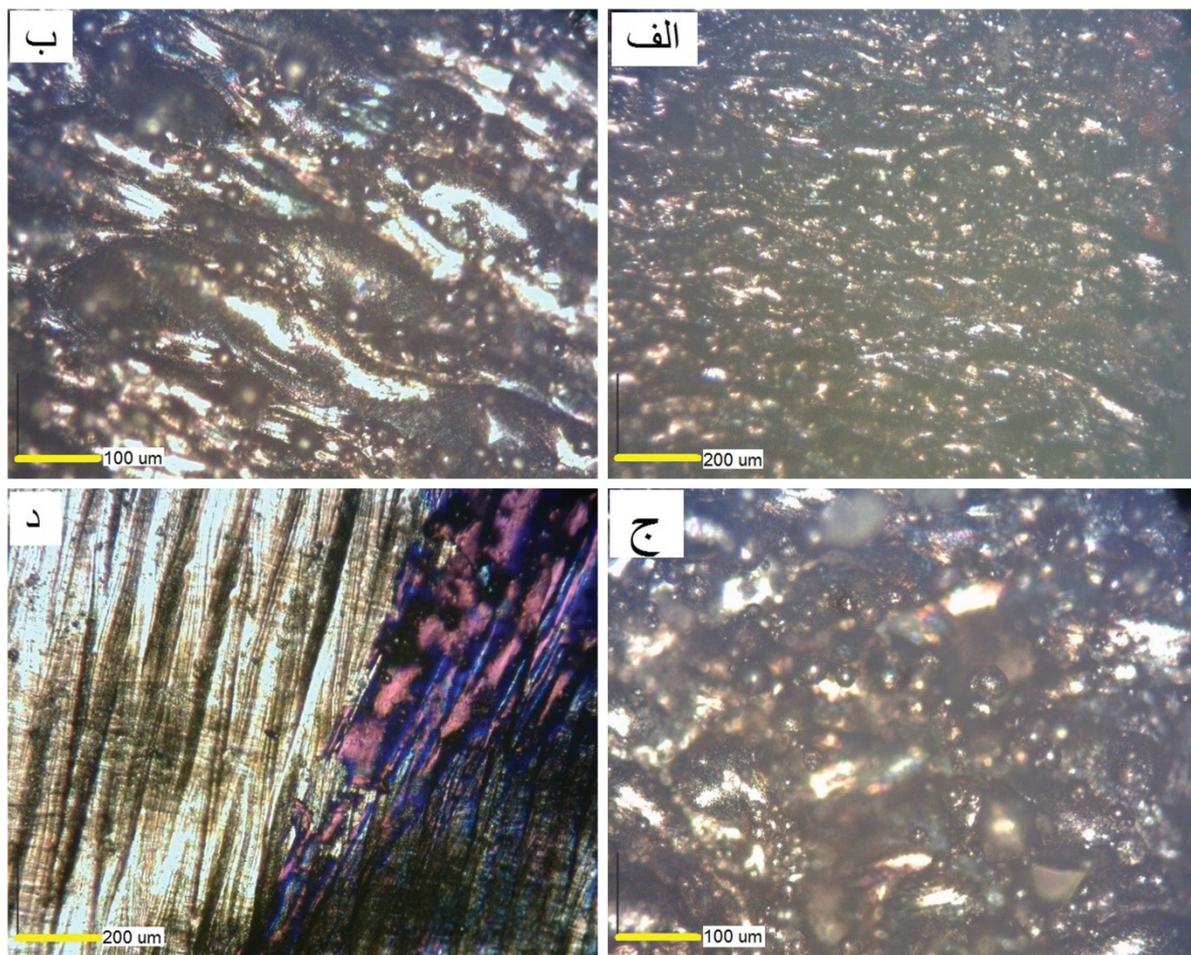
شکل ۲. تصاویر قطعات Ti6Al4V/1/5% Bone Powder تولید شده با روش SLM

مشاهده سطح مقطع نمونه‌ها و بررسی عیوب و تخلخل توسط میکروسکوپ نوری با کیفیت و بزرگ نمایی مناسب، تصویر برداری انجام گردید. نمونه‌ها جهت بررسی بیشتر با میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی (FESEM) مورد مطالعه قرار گرفتند. میکروسکوپ مورد استفاده با مارک TESCAN و مدل MIRA3 می‌باشد.

۳. نتایج و بحث

بررسی ظاهری قطعات پرینت شده Ti6Al4V/1/5% Bone Powder

تصاویر قطعات کامپوزیتی Ti6Al4V/1/5% Bone Powder با توجه به شرایط تولیدی ارائه شده در جدول ۱ در شکل ۲ قابل مشاهده می‌باشد. نمونه‌ها به صورت سالم پرینت شده و ترک ماکرو و تورق در سطح رویی و جانبی نمونه‌ها مشاهده نگردید. با مشاهده



شکل ۳. (الف، ب و ج) تصویر میکروسکوپ نوری سطح جانبی (محور YoZ) و (د) سطح رویی (محور XoY) نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone Powder تولید شده با روش SLM.

مقایسه تصاویر سطح جانبی نمونه‌های A5، A1 و A13 که دارای بیشترین چگالی انرژی هستند با نمونه‌های A4، A12 و A3 که دارای کمترین چگالی انرژی می‌باشند، مشخص کننده ذرات ذوب نشده و عیوب کروی شدن (توپی شدن) بیشتر در قطعات با حرارت ورودی کمتر می‌باشد. چگالی انرژی بالاتر سبب ذوب بیشتر ذرات و جلوگیری از پدیده توپی شدن شده است. توپی شدن در اثر اختلاف در کشش سطحی در سطح حوضچه مذاب و عدم خیس کردن مناسب سطح زیرین مذاب تشکیل می‌شود [۱۹].

افزایش توان لیزر با ایجاد حرارت لازم جهت ذوب ذرات و کاهش سرعت حرکت لیزر با ایجاد زمان لازم جهت ذوب کامل ذرات با کم کردن نیروهای ایجاد حاصل از گرادیان دما و اجازه دادن به سطح مذاب جهت صاف شدن قبل از انجماد، باعث کاهش عیوب توپی شدن در قطعات A5، A1 و A13 و کاهش زبری آنها شده است.

لازم به ذکر است که بهینه‌سازی متغیرهای دستگاهی، زبری سطح را تا حد محدود کاهش می‌دهد برای از بین بردن زبری سطح صیقل دادن سطح مورد نیاز است. تقریباً تمام قطعات AM به نوعی پردازش پس از تولید مانند ماشینکاری برای سازه‌های ساده

بالطبع کاهش انرژی حرارتی اعمالی به قطعه می‌شود و بلعکس افزایش توان لیزر باعث افزایش چگالی انرژی و حرارت اعمالی می‌شود. موارد ذکر شده به خوبی در تغییر متغیرهای اعمالی قابل مشاهده می‌باشد. نمونه‌های A5، A1 و A13 دارای بیشترین چگالی انرژی و کمترین زبری سطح در بین نمونه‌های تولیدی و نمونه‌های A4، A12 و A3 دارای کمترین چگالی انرژی و بیشترین زبری سطح می‌باشند.

در شکل ۳ (الف، ب و ج) که سطح جانبی (محور YoZ) قطعات کامپوزیتی Ti6Al4V/1/5% Bone Powder می‌باشد، لایه‌های ذوب شده و ذرات ذوب نشده در سطح جانبی قطعات پرینت شده قابل مشاهده می‌باشد. در شکل ۳ (د) که تصویر سطح رویی (محور XoY) کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone Powder می‌باشد خطوط لیزر و ذوب در سطح قطعه کامپوزیتی مشاهده می‌گردد. تصویر کلی سطوح تمامی قطعات پرینت شده به همین صورت و با تغییرات زبری سطح اشاره شده در بالا می‌باشد. چسبیدن پودرهای اطراف منطقه ذوب شده در سطوح تمام قطعات مشاهده گردید. چسبیدن پودرهای ذوب شده به سطح خارجی و وجود منافذ باز و مناطق ناقص ذوب شده پارامترهای تأثیرگذار بر زبری سطح می‌باشند.

بیومتریال نقش مهمی در منطقه پیوندی دارد [۲۳]. زبری سطح آلیاژهای تیتانیوم تأثیر قابل توجهی بر روی تشکیل استخوان دارد [۲۴].

جهت اتصال استخوان به ایمپلنت می‌بایست سطح قطعات دارای زبری مشخصی باشند زیرا سطح کاملاً صاف در ایمپلنت تیتانیومی باعث عدم چسبندگی استخوان به ایمپلنت می‌شود. در روشهای صنعتی ایجاد زبری سطح با روشهایی مانند سندبلاست، اچ کردن، پوشش دادن سطح و فرایندهای دیگر انجام می‌شود در صورتی که در روش ذوب لیزر انتخابی این ناصافی سطح موجود می‌باشد.

زبری سطح ذرات نانو پودر استخوان در بهبود چسبندگی سلولی و افزایش فعالیت بیولوژیکی مواد و بهبود فعالیت استخوان سازی برای مواد ترمیم استخوان نقش بسزایی دارد [۲۵]. پیشنهاد شده که زبری سطح در محدوده $1 \mu\text{m}$ تا $10 \mu\text{m}$ برای تقویت چسبندگی استخوان جدید مورد نیاز است [۹]. متغیرهای فرآیند تأثیر قابل توجهی بر زبری سطح، ریزساختار و خواص مکانیکی دارند. کنترل بر روند فرآیند SLM جهت به دست آوردن سطوح با کیفیت مورد نیاز، به حداقل رساندن تنش‌های باقیمانده و کنترل ریزساختار مواد ساخته شده می‌باشد [۲۶].

تأثیر متغیرهای دستگاه بر میزان تخلخل در قطعات کامپوزیتی Ti6Al4V/1/5% Bone Powder

در شکل ۵ تغییرات درصد تخلخل نسبت به دانسیته انرژی در نمونه‌های کامپوزیتی تولید شده (مطابق نتایج موجود در جدول ۱) قابل مشاهده می‌باشد. با افزایش انرژی دانسیته درصد تخلخل کاهش می‌یابد که این امر در اثر افزایش دمای ورودی به ذرات پودر و ذوب کاملتر آنها می‌باشد. درصد تخلخل در نمونه‌های ساخته شده SLM به طور مداوم با افزایش توان لیزر و یا کاهش سرعت اسکن کاهش می‌یابد. نمونه A5 در بین قطعات تولیدی کامپوزیتی دارای بالاترین میزان حرارت ورودی و کمترین میزان تخلخل و نمونه A4 دارای کمترین میزان حرارت ورودی و بالاترین میزان تخلخل می‌باشند. توان لیزر بالا و یا سرعت اسکن کم باعث افزایش چگالی انرژی اعمال شده به پودر و بهبود روند انتشار می‌شود. همچنین سرعت اسکن پایین می‌تواند مسیرهای پیوسته را ایجاد کند. وقتی از سرعت اسکن نسبتاً کم و قدرت لیزر بالا استفاده می‌شود، مواد به طور قابل توجهی متراکم تر هستند از طرفی وقتی سرعت اسکن بالا و قدرت لیزر کم باشد، چگالی انرژی برای تثبیت پودر کافی نبوده که منجر به ساختارهای متخلخل می‌شود.

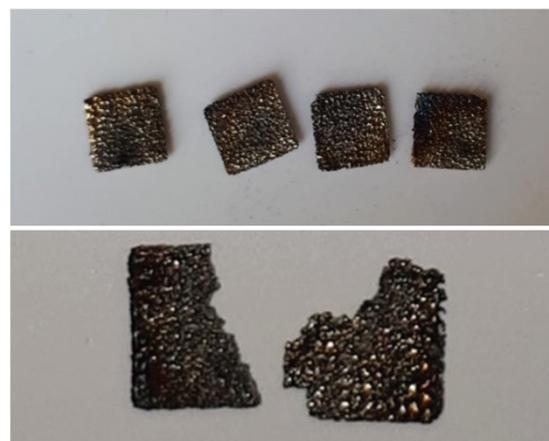
در صورتی که چگالی انرژی برای ذوب و انتشار پودر کافی نباشد، قطعه نهایی با منافذ در نتیجه ذوب ناقص تشکیل می‌شود. افزایش سرعت اسکن و یا کاهش توان لیزر باعث کاهش حوضچه مذاب و تجمع نواقص می‌شود. این امر باعث به دام افتادن حفره‌ها در میان ذرات پودر جامد شده می‌شود که میزان تخلخل را افزایش داده و باعث کاهش چگالی کلی قطعه تولیدی در فرآیند SLM می‌شود. مقدار تخلخل به طور مداوم با افزایش چگالی انرژی کاهش می‌یابد

و حکاکی شیمیایی و ارتعاشی برای شکل‌های پیچیده برای صاف کردن سطح نیاز دارند [۲۰].

یکی دیگر از متغیرهای تأثیر گذار بر زبری سطح، ضخامت لایه اسکن می‌باشد. هر چقدر ضخامت لایه اسکن کمتر باشد کیفیت سطح قطعه بهتر می‌شود البته باید در نظر داشت که کاهش ضخامت لایه اسکن مطابق با فرمول چگالی انرژی سبب افزایش دمای ورودی به قطعه می‌شود که ممکن است عیوب دیگری مانند عیب سوراخ کلید، افزایش تنشها و اعوجاج را ایجاد نماید.

در این پژوهش در ابتدا ضخامت لایه $20 \mu\text{m}$ جهت پرینت قطعات در نظر گرفته شد. با کم بودن ضخامت لایه، چگالی انرژی بالا رفته و با افزایش دما تنشهای حرارتی به قطعه زیاد شد که این امر سبب اعوجاج لایه‌ها و عدم پرینت شدن قطعه با این شرایط دستگاهی شده است. ضخامت لایه $20 \mu\text{m}$ جهت تولید این قطعات مناسب نمی‌باشد. جهت رفع مشکل ضخامت لایه به $40 \mu\text{m}$ افزایش یافت.

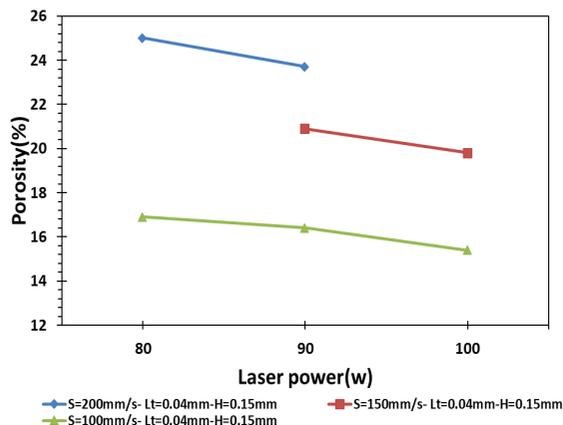
در شکل ۴ تصویر قطعات کامپوزیتی معیوب حاصل از کاهش ضخامت لایه اسکن Ti6Al4V/1/5% Bone Powder قابل مشاهده می‌باشد.



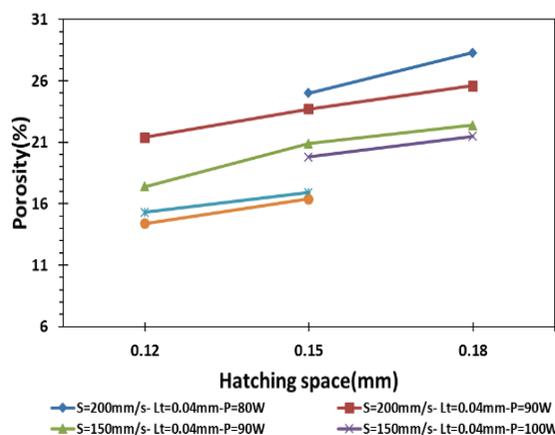
شکل ۴. تصویر قطعات معیوب در فرآیند SLM قطعه کامپوزیتی Ti6Al4V/1/5% Bone Powder

در فرآیند SLM شیب‌های دمایی بالا باعث ایجاد تنش‌های باقیمانده می‌شود. با افزایش تعداد لایه‌ها، تنش‌های باقیمانده افزایش می‌یابد که بیشترین تنش در نزدیک سطح نهایی می‌باشد. با ذوب لایه‌های جدید تنش کششی ایجاد شده در لایه‌های قبلی با اعمال حرارت ایجاد شده به تنش فشاری تبدیل می‌شود [۲۰]. مکانیزم گرادپان درجه حرارت و نرخ سرد شدن در ایجاد تنش‌های باقیمانده تأثیر می‌گذارد. مکانیزم گرادپان دما به دلیل گرم شدن سریع سطح فوقانی توسط پرتو لیزر و به دنبال آن عبور نسبتاً کند حرارت از طریق مواد، باعث ایجاد تنش باقیمانده می‌شود [۲۱].

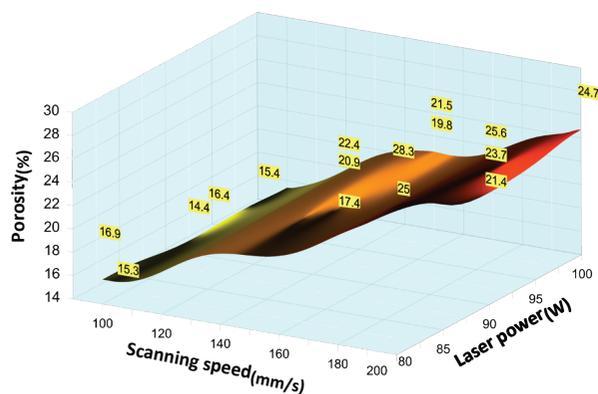
در ایمپلنتها سطح قطعه در تماس با سیستم بیولوژیک میزبان است و واکنشهای بین بیومتریال و سیستم بیولوژیک میزبان در سطح قطعه انجام می‌شود. بنابراین ترکیب و ساختار لایه سطحی



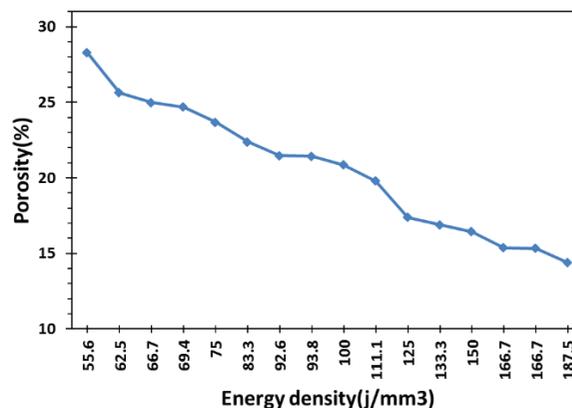
شکل ۸. تغییرات درصد تخلخل نسبت به توان لیزر نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone



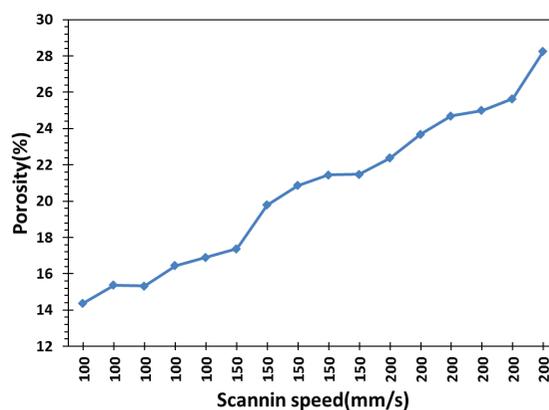
شکل ۹. تغییرات درصد تخلخل نسبت به فاصله خطوط لیزر نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone



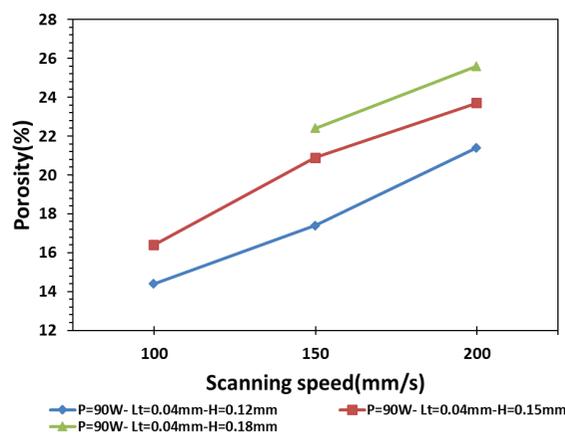
شکل ۱۰. تغییرات درصد تخلخل نسبت به توان لیزر و سرعت اسکن نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone



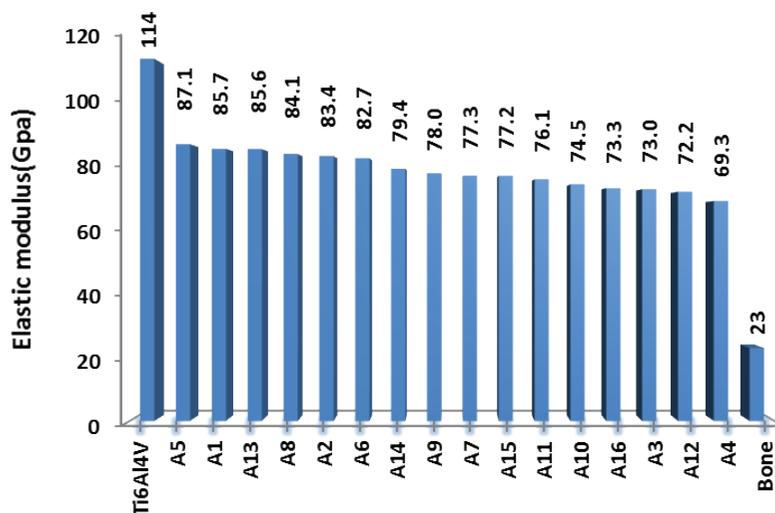
شکل ۵. تغییرات درصد تخلخل نسبت به دانسیته انرژی نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone



شکل ۶. تغییرات درصد تخلخل نسبت به سرعت اسکن نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone



شکل ۷. تاثیر سرعت اسکن بر درصد تخلخل در نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone



شکل ۱۱. تغییرات مدول الاستیک نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone

و کاهش احتمال از بین رفتن عیوب عدم همجوشی می‌شود. کم شدن فاصله خطوط اسکن باعث افزایش سطح همپوشانی خطوط اسکن مجاور شده و به این ترتیب، حوضچه ذوب بعدی روی خطوط اسکن جامد و لایه سفت شده قبلی رشد می‌کند و باعث می‌شود که خط اسکن به طور پایدار از مذاب به جامد ادامه داده شود که منجر به ذوب کامل پودر می‌شود.

در شکل ۱۰ افزایش درصد تخلخل با افزایش سرعت اسکن لیزر و کاهش توان لیزر در نمونه‌های کامپوزیتی تولید شده قابل مشاهده می‌باشد. روش ذوب لیزر انتخابی فرایندیست که کاملاً به متغیرهای دستگاهی وابسته است. تغییر در یک متغیر ممکن است سبب تولید قطعه با یک شرایط دیگر از نظر ریز ساختار و خواص مکانیکی شود. بنابراین در این فرایند در نظر گرفتن تمامی متغیرهای پردازش امری ضروریست.

شکل ۱۱ کاهش مقدار مدول الاستیسیته با افزایش تغییرات درصد تخلخل در نمونه‌های کامپوزیتی تولید شده را نشان می‌دهد. این اختلاف هنوز هم نسبت به مدول الاستیسیته استخوان زیاد می‌باشد که نیاز به کاهش آن می‌باشد. مدول یانگ قطعات کامپوزیتی با توجه به رابطه تجربی گیبسون-اشبی^۶ (فرمول ۲) به دست آمده است.

$$E = E_s \left(\rho / \rho_s \right)^2 \quad (2)$$

در این رابطه E مدول الاستیک مواد متخلخل، E_s مدول الاستیک مواد متراکم، ρ چگالی مواد متخلخل و ρ_s چگالی مواد متراکم هستند.

این رابطه اغلب برای مشخص کردن مقاومت فشاری و مدول الاستیک ساختارهای متخلخل استفاده می‌شود. این فرمول تجربی به سادگی و به وضوح رابطه بین چگالی نسبی اجسام متخلخل و خواص مکانیکی آنها را نشان می‌دهد [۲۷].

که این امر پیش بینی می‌شود. علاوه بر این هنگامی که انرژی بالا اعمال می‌شود، منافذ تحت کشش سطحی و نیروهای مویرگی بسته می‌شوند که باعث افزایش چگالی نمونه‌های SLM می‌شود [۹].

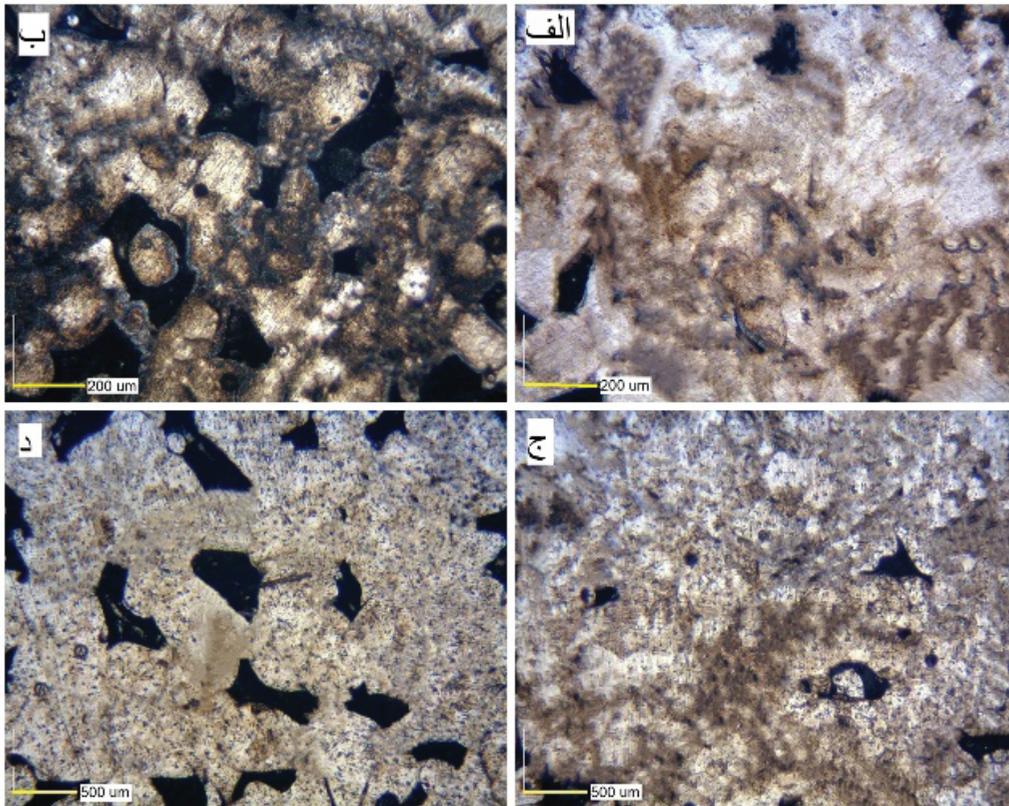
در شکل ۶ تغییرات درصد تخلخل نسبت به سرعت اسکن لیزر در نمونه‌های کامپوزیتی تولید شده قابل مشاهده می‌باشد. با کاهش سرعت اسکن درصد تخلخل کاهش می‌یابد و با افزایش سرعت اسکن درصد تخلخل افزایش می‌یابد که این امر در اثر افزایش و کاهش زمان لازم به ذرات پودر جهت ذوب کاملتر آنها می‌باشد. با افزایش سرعت اسکن که یکی از مهمترین متغیرهای تاثیر گذار است، زمان لازم جهت اعمال حرارت به ذرات پودر کاهش می‌یابد و بنابراین ذرات سریعتر منجمد شده و اتصال آنها با ذرات کناری انجام نشده و ایجاد حفرات در اثر عدم همجوشی ذرات می‌شود.

در شکل ۷ تاثیر سرعت اسکن در درصد تخلخل در نمونه‌های کامپوزیتی تولید شده با متغیرهای دستگاهی مشابه در هر نمودار قابل مشاهده می‌باشد. این نمودارها به خوبی رابطه سرعت اسکن با میزان تخلخل را نشان می‌دهد. با افزایش سرعت اسکن درصد تخلخل افزایش یافته است. بنابراین مشخص می‌شود که میزان تخلخل با سرعت اسکن نسبت مستقیم دارد.

در شکل ۸ تغییرات درصد تخلخل نسبت به توان لیزر در نمونه‌های کامپوزیتی تولید شده با متغیرهای دستگاهی مشابه در هر نمودار قابل مشاهده می‌باشد. به علت نسبت مستقیم توان لیزر دستگاه با حرارت ورودی و دانسیته انرژی، با افزایش توان لیزر میزان تخلخل کاهش یافته است.

در شکل ۹ تغییرات درصد تخلخل نسبت به فاصله خطوط لیزر در نمونه‌های کامپوزیتی تولید شده با متغیرهای دستگاهی مشابه در هر نمودار قابل مشاهده می‌باشد. به علت نسبت معکوس فاصله خطوط لیزر با حرارت ورودی و دانسیته انرژی، با افزایش فاصله خطوط لیزر میزان تخلخل افزایش یافته است. فاصله خطوط لیزر بیشتر سبب انتقال حرارت کمتر لایه‌ها و ذرات پودر نسبت به هم

6. Gibson-Ashby



شکل ۱۲. تصویر میکروسکوپ نوری سطح مقطع رویی (محور Xoy) نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone Powder با کد (الف) A1، (ب) A4، (ج) A5 و (د) A12.

افزایش سطح کشت سلولها در سطح تماس ایمپلنت با استخوان می‌شوند. مطالعات نشان می‌دهد که ساختارهای با تخلخل بیشتر دارای نرخ تکثیر بیشتری می‌باشند [۳۰].

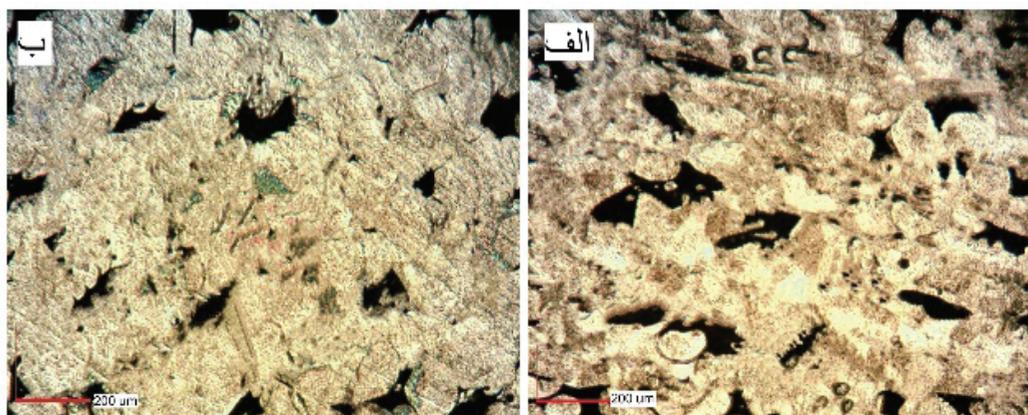
بررسی سطح مقطع نمونه‌های پرینت شده

تصویر میکروسکوپ نوری سطح مقطع رویی (محور Xoy) نمونه‌های پرینت شده در شکل‌های ۱۲ قابل مشاهده می‌باشد. افزایش چگالی انرژی با تغییر متغیرهای دستگاهی در فرآیند SLM سبب کاهش میزان تخلخل از قطعات با تخلخل بالا A4 و A12 به تخلخل کمتر در قطعات با کد A1 و A5 شده است که این امر در تصاویر نمونه‌ها مشخص می‌باشد. تخلخل‌ها که ناشی از حفرات گازی و ذرات ذوب نشده می‌باشد در تمامی نمونه‌ها با درصد‌های مختلف وجود دارد که این امر برنامه ریزی شده و ماهیت این تحقیق تولید قطعات متخلخل و بررسی آنها بوده است. با توجه به شرایط فرآیند SLM و سرعت سرد شدن بالا در این فرآیند، عموماً برخی عیوب در قطعات تولیدی بوجود می‌آید که این امر به همراه ایجاد ساختار مارتنزیتی سبب کاهش خواص مکانیکی قطعه پرینت شده نسبت به شمش Ti6Al4V می‌شود.

تصویر میکروسکوپ نوری سطح مقطع کناری (محور Yoz) نمونه‌های پرینت شده در شکل ۱۳ قابل مشاهده می‌باشد.

متغیرهای اصلی فرآیند شامل توان لیزر، سرعت حرکت لیزر و فاصله خطوط لیزر متغیرهای تاثیر گذار بر مدول الاستیک نمونه‌های ساخته شده با فرآیند ذوب لیزر انتخابی می‌باشند. با توجه به خطی بودن مدول الاستیک با افزایش توان لیزر، کاهش سرعت اسکن، کاهش فاصله لایه‌ها و خطوط لیزر مدول الاستیک افزایش می‌یابد. اختلاف زیاد در مدول الاستیک بین آلیاژ Ti6Al4V و استخوان و بالاتر بودن مدول الاستیک Ti6Al4V سبب حذف تنش‌ها از استخوان شده و سپر تنشی ایجاد می‌کند. این پدیده با توجه به بازسازی استخوان در اعمال بارها به آن مطابق قانون ولف [۲۸] می‌باشد. سپر تنشی علت اصلی شل شدن ایمپلنت می‌باشد [۲۹].

افزایش تخلخل نسبت مستقیم با کاهش مدول الاستیسیته قطعات تولیدی دارد که این امر سبب بهبود خواص سفتی ایمپلنت فلزی کاشته شده در بدن با استخوان می‌شود. این کاهش مدول الاستیک از جدا شدن ایمپلنت از استخوان با کاهش اختلاف مدول الاستیسیته استخوان و آلیاژ Ti6Al4V جلوگیری می‌کند. نزدیک شدن مدول الاستیسیته دو قطعه در اثر تخلخل اگرچه باعث کاهش تنش اعمالی در اثر اختلاف مدول دو قطعه می‌شود اما سبب کاهش خواص مکانیکی آلیاژ کامپوزیتی Ti6Al4V متخلخل نسبت به آلیاژ متراکم هم می‌شود. ساختار متخلخل سبب افزایش چسبندگی و رشد سلول در حفرات نیز می‌شود. حفرات در ساختار متخلخل، یک محرک برای جهت‌گیری و توسعه سلول می‌باشد. تخلخلها باعث



شکل ۱۳. تصویر میکروسکوپ نوری سطح مقطع کناری (محور Yoz) نمونه‌های کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone Powder با کد (الف) A4، (ب) A12.

پیشین اندازه حفره مناسب جهت رشد سلولهای استخوان ساز از $200 \mu\text{m}$ الی $500 \mu\text{m}$ [۳۲]، حداقل $100 \mu\text{m}$ [۳۵]، از $250 \mu\text{m}$ الی $300 \mu\text{m}$ ، از $100 \mu\text{m}$ الی $400 \mu\text{m}$ ، از $210 \mu\text{m}$ الی $430 \mu\text{m}$ بیان شده است [۳۶]. در تحقیقات گفته شده است که منافذ بزرگتر باعث رشد سلولی بیشتر بر روی ایمپلنت‌ها شده و منافذ به هم پیوسته برای تشکیل مواد معدنی و گردش خون در استخوان‌ها مفید هستند [۳۶]. در کاربردهای زیست پزشکی ایمپلنت فلزی با ساختار متخلخل بسته توصیه می‌شود [۹].

نمونه‌های تولید شده در این پژوهش همگی دارای ساختار متخلخل بسته و اندازه منافذ در محدوده مناسب جهت کاربردهای زیست پزشکی می‌باشد. در روش SLM، فرآیند ذوب و انجماد در مدت زمان بسیار کوتاهی انجام می‌شود بنابراین می‌توان تخلخل بالا و منافذ به هم پیوسته به صورت منظم یا تصادفی را ایجاد نمود [۳۶].

لازم به ذکر است با اضافه شدن پودر استخوان به آلیاژ Ti6Al4V ترکیبات سرامیکی در بین مرز لایه‌های مذاب قرار می‌گیرند که پیوند کمتری با لایه‌های مذاب دارند بنابراین استحکام کامپوزیت حاصله کمتر از آلیاژ Ti6Al4V که در آن لایه‌ها شامل پیوند عناصر فلزی است، می‌باشند. ولی افزایش خواص زیست محیطی علی‌رغم کاهش استحکام، می‌تواند استفاده از این کامپوزیت را در ساخت ایمپلنتها توجیه کند [۳۷].

در سطح رویی، جانبی و مقاطع داخلی نمونه‌های پرینت شده، حفرات گازی، ذرات ذوب نشده و عدم همجوشی ذرات مشاهده می‌شود. نمونه‌های A4 و A12 دارای عیوب بیشتر و نمونه‌های A5 و A1 دارای عیوب کمتر می‌باشند. منافذ گاز معمولاً شکل کروی یا بیضی با قطر حدود $1 \mu\text{m}$ تا $100 \mu\text{m}$ دارند و به طور تصادفی در مواد توزیع می‌شوند علت تشکیل آنها به دلیل به دام افتادن گاز در ذوب و به موقع فرار نکردن در زمان انجماد می‌باشد [۷]. کاهش سرعت اسکن و افزایش قدرت لیزر تشکیل منافذ گاز را تا حدی کاهش داده است اما به سختی می‌تواند آنها را کاملاً از بین ببرد. تصویر حفره گازی در شکل ۱۴ الف قابل مشاهده می‌باشد.

وجود پودر استخوان که یک ترکیب اکسیدی می‌باشد و فعل

تخلخل‌ها در سطوح کناری نیز قابل مشاهده می‌باشند. تخلخلهای بسته که اندازه آنها کوچکتر از تخلخلهای سطح رویی می‌باشد. در این سطوح لایه‌های مذاب روی هم قرار گرفته و قطعه مورد نظر را تولید می‌کنند مرزهای حوضچه مذاب که با ذوب هر لایه و لایه زیری از پودرهای فلزی در فرایند ذوب لیزر انتخابی (SLM) ایجاد می‌شود. مرزهای دانه‌ها تاثیر زیادی در خواص مکانیکی دارند.

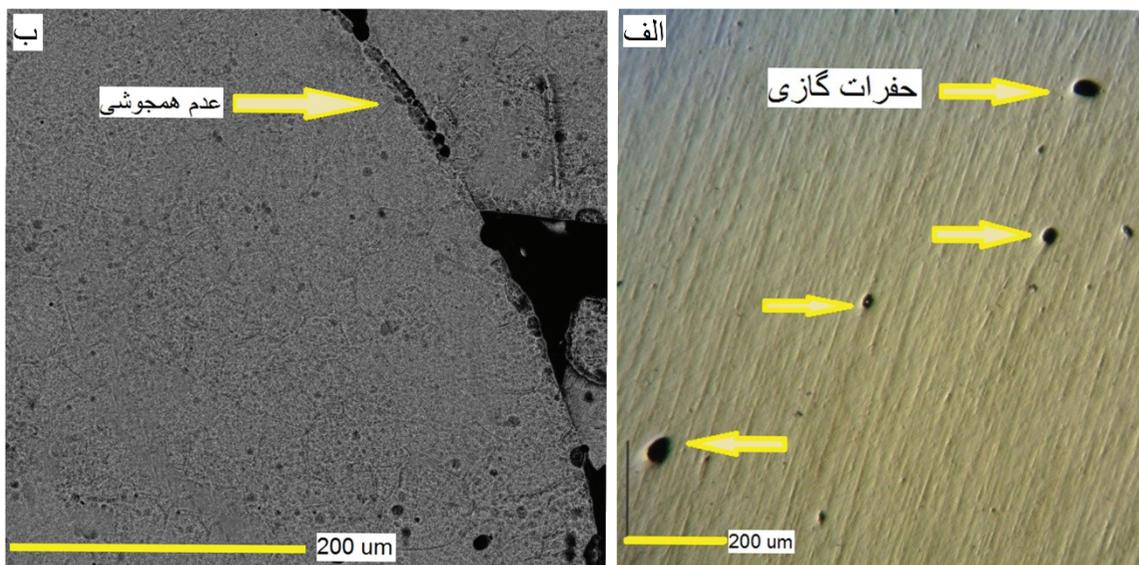
سلولهای استخوان ساز می‌توانند به داخل تخلخل‌های ایجاد شده رفته و بافت استخوانی را با چسبندگی بیشتر ایجاد کنند [۳۱]. ساختار متخلخل سبب ایجاد یک اتصال مکانیکی بین ایمپلنت و استخوان طبیعی اطراف می‌شود. تخلخلهای بیشتر خواص زیست فعالی بهتری ایجاد می‌کنند ولی در قبال آن خواص مکانیکی را کاهش می‌دهند. این تقابل دو خواص می‌بایست کنترل شده تا ایمپلنت تخلخل لازم به همراه مقاومت کافی را در برابر نیروهای وارده داشته باشد [۳۲]. تحقیقات نشان می‌دهد ساختار متخلخل قطعات تولیدی با آلیاژ Ti6Al4V استحکام بالاتری نسبت به ساختارهای متخلخل تیتانیوم خالص با همان درصد تخلخل را دارند [۳۳].

استخوان بدن انسان نیز دارای درصدهای مختلف تخلخل می‌باشد. استخوان طبیعی دارای دو نوع فشرده و متخلخل می‌باشد. استخوان کورتیکال^۷ یا متراکم ۱۰ درصد تخلخل و استخوان اسفنجی یا کنسلوس^۸ دارای ۹۰-۸۰ درصد تخلخل می‌باشد [۳۴]. اندازه حفرات تاثیر زیادی در رشد استخوان بر روی ایمپلنتها دارد [۱۵]. اندازه حفرات در قطعات با تخلخل کمتر (نمونه‌های A5، A1، A13 و A8)، کوچکتر و در قطعات تولیدی با تخلخل بالاتر (نمونه‌های A4، A12، A3، A16)، بزرگتر است. در سطح قطعات حفرات در اندازه $30 \mu\text{m}$ تا $150 \mu\text{m}$ در نمونه‌های A5، A1، A13، A8 و A1 تا اندازه $500 \mu\text{m}$ در نمونه‌های A4، A12، A3 و A16 مشاهده می‌شود.

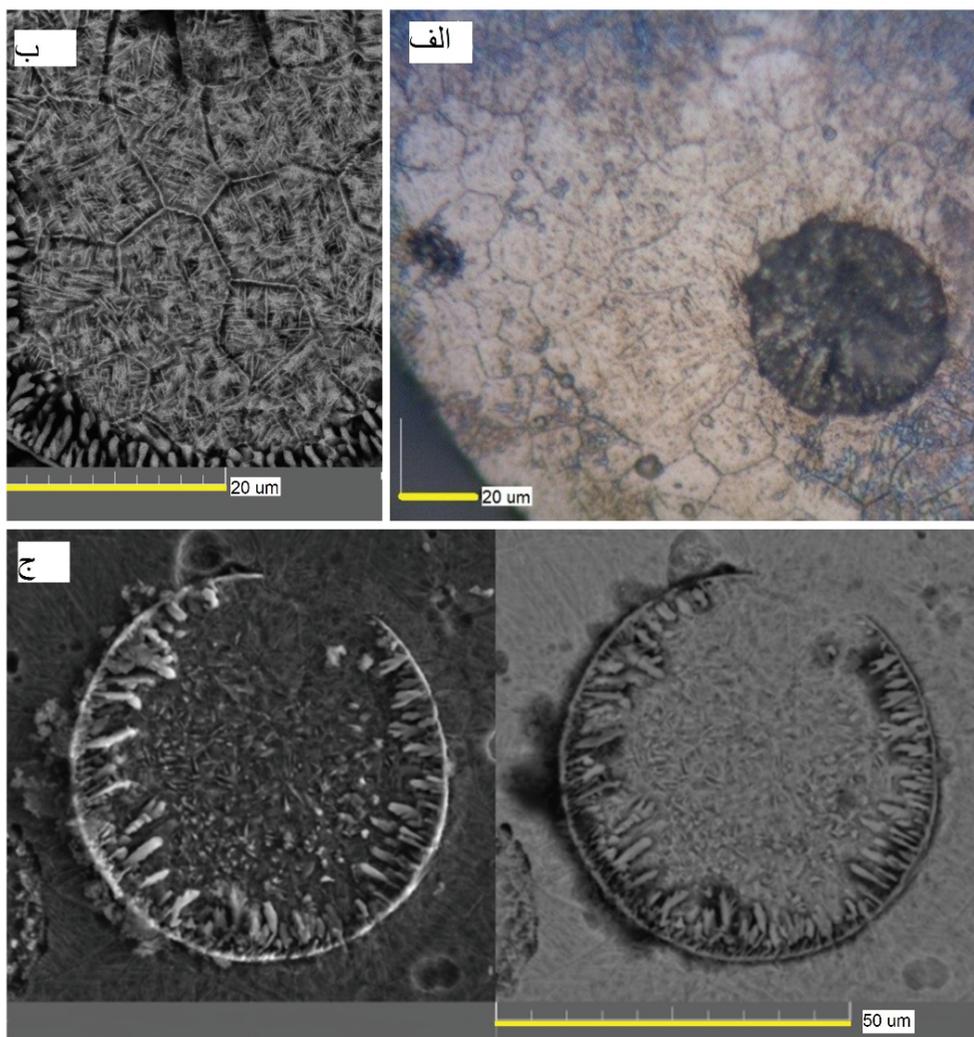
اندازه حفرات مناسب برحسب محل قرارگیری و خواص مکانیکی و زیستی مورد نیاز متغیر می‌باشد. در تحقیقات

7. Cortical

8. Cancellous



شکل ۱۴. (الف) تصویر حفره گازی در قطعه آلیاژ Ti6Al4V، (ب) تصویر عدم همجوشتی در قطعه کامپوزیتی Ti6Al4V/1/5% Bone Powder



شکل ۱۵. تصویر OM (الف) و FESEM (ب و ج) از ذره ذوب نشده در کامپوزیت Ti6Al4V/1/5% Bone Powder

منجر به ذوب نشدن برخی پودرها و عدم همجوشی ذرات Ti6Al4V در برخی نمونه‌های پرینت شده مانند A4 و A3 شده است.

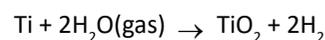
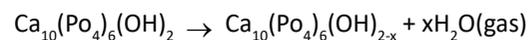
چگالی انرژی بهینه لیزر برای دستیابی به یک محصول ذوب لیزر انتخابی با کیفیت بالا بسیار مهم می‌باشد. افزایش چگالی انرژی ورودی خواص مکانیکی را عمدتاً با کاهش عیوب توپی شدن و تخلخل بهبود می‌بخشد. از سوی دیگر افزایش ورودی چگالی انرژی فراتر از محدوده بحرانی به دلیل تخلخل سوراخ کلید بر مقاومت مکانیکی محصول نهایی تأثیر منفی دارد.

کنترل و تعیین حرارت ورودی و سرعت سرد شدن در فرایند ساخت افزایشی با لیزر مشکل می‌باشد که عموماً این امر با شبیه سازی انجام می‌شود. فرایندهای ساخت افزایشی با لیزر تابع فرایندهای فیزیکی پیچیده و پدیده‌های غیر تعادلی می‌باشد که تحت تأثیر گروهی از متغیرهای فرآیند مانند قدرت لیزر، سرعت اسکن، شکل اسکن، ارتفاع لایه، فاصله دریچه و تفاوت در انرژی ورودی و رفتارهای گرمایی، اثر متقابل بین پرتوی لیزر و پودرها، جذب لیزر پودرها، خصوصیات فیزیکی و اندازه ذرات و شکل آنها می‌باشد.

با اضافه شدن پودر استخوان به آلیاژ تیتانیوم متغیرهای تأثیر گذار در فرایند مانند اندازه ذرات، شکل ذرات، نحوه توزیع، قدرت جذب لیزر توسط پودرها، حرارت تولیدی و سرعت سرد شدن تغییر میکند که این امر سبب تغییر در ریزساختار و خصوصیات مکانیکی می‌شود. عموماً قدرت جذب لیزر در سرامیکها نسبت به فلزات بیشتر است که این امر سبب شده است که حرارت ورودی در کامپوزیت تولیدی بیشتر از آلیاژ خالص باشد که این موضوع با مشاهده تنش حرارتی بیشتر به نمونه تولیدی کامپوزیتی در فرایند ساخت با همان متغیرهای دستگاه مشابه با شرایط تولید آلیاژ Ti6Al4V، قابل تشخیص می‌باشد. همچنین انتقال حرارت کمتر در ذرات سرامیکی پودر استخوان موجود در ترکیب کامپوزیتی باعث کاهش سرعت سرد شدن نسبت به آلیاژ Ti6Al4V می‌شود. ذرات پودر استخوان می‌توانند به عنوان هسته‌های جوانه زنی دانه‌ها در مذاب عمل کنند و در اندازه دانه‌ها تأثیر گذار باشند. اضافه کردن ذرات با درصد پایین به آلیاژ جهت جوانه زایی، کوچک کردن اندازه ذرات و فازها و جلوگیری از رشد ترک در برخی تحقیقات بیان شده است [۴۰].

با تغییر متغیرهای دستگاهی در این پژوهش قطعات متخلخل از ۱۴/۴ الی ۲۸/۳ درصد تولید شدند که این میزان تخلخل را با تغییر متغیرها می‌توان کاهش یا افزایش داد که با توجه به گستردگی کار، در این پژوهش این شرایط بررسی گردید. قطعات A1 و A5 با کمترین میزان تخلخل بالاترین استحکام مکانیکی و قطعات A4 و A12 با بیشترین میزان تخلخل کمترین استحکام مکانیکی را در بین نمونه‌ها خواهند داشت. قطعات A4 و A12 با ایجاد ساختار متخلخل دارای کمترین مدول الاستیسیته در بین نمونه‌ها هستند که باعث شده است که سفتی آنها به سفتی استخوان نزدیکتر شده و با کاهش اختلاف مدول الاستیسیته بین کامپوزیت و استخوان از جدا شدن ایمپلنت و جزء پیوندی جلوگیری کنند. همچنین حفرات موجود محللهایی برای استخوان سازی و پیوند قوی تر اجزاء پیوندی

و انفعالات شیمیایی آن در درجه حرارت بالا سبب ورود اکسیژن و هیدروژن به ترکیب کامپوزیتی حین فرایند پرینت کردن قطعات و بوجود آمدن حفرات گازی شده است. اگرچه تولید قطعات در روش ذوب انتخابی لیزر در اتمسفر گاز محافظ انجام می‌شود ولی دفع آب موجود در استخوان و هیدروکسیل زدایی سبب تولید اکسیژن و واکنش تیتانیوم با اکسیژن سبب ایجاد هیدروژن طبق واکنش زیر می‌شود [۳۸].



در شکل ۱۴ ب تصویر عدم همجوشی ذرات در فرایند ذوب لیزر انتخابی قابل مشاهده می‌باشد. منافذ عدم همجوشی بزرگتر و یک شکل گوه یا باند نامنظم با نوک تیز دارند. این منافذ در مرز منطقه‌ای از دو لایه مجاور توزیع شده‌اند. منافذ عدم همجوشی به دلیل انحراف از شرایط ذوب مطلوب، ایجاد شده‌اند. انرژی لیزر ناکافی و زیاد بودن سرعت حرکت لیزر باعث عدم کامل شدن ذوب پودرها و ذوب ناقص برخی از ذرات شده است که در نتیجه پیوند ضعیف بین لایه‌های آنها حاصل می‌شود. عدم همجوشی بیشتر در کناره‌های قطعات تولیدی مشاهده گردید.

ورودی چگالی انرژی ناکافی از طریق کاهش توان لیزر و سرعت اسکن بالا و ضخامت لایه بزرگ منجر به ذوب نشدن تعداد کمی از ذرات Ti6Al4V شده است. تصویر ذره ذوب نشده در شکل ۱۵ قابل مشاهده می‌باشد. ذرات ذوب نشده و یا به عبارت دیگر ذوب کامل نشده با توجه به سرعت سرمایش بالا دارای ساختار ستونی در کناره‌ها و با توجه به تأثیر حرارت در آنها دارای ساختار دانه‌ای در مرکز شده‌اند که ساختار سوزنی مارتنزیتی نیز در آنها مشاهده می‌شود. در شکل ۱۵-ب ساختار ستونی در اطراف سطح ذره و ساختار دانه‌ای در داخل ذره به همراه ساختارهای سوزنی مارتنزیت قابل مشاهده می‌باشد. در فرآیند SLM با توجه به اینکه هیچ فشار مکانیکی در طول فرایند وجود ندارد، تولید قطعات عموماً با برخی عیوب همراه است [۲۲].

بهینه سازی متغیرهای فرایند

متغیرهای دستگاهی در فرایند ذوب لیزر انتخابی که مهمترین آنها توان لیزر، ضخامت لایه ها، سرعت اسکن و فاصله دریچه‌ها می‌باشند، تعیین کننده حرارت ورودی به حوضچه مذاب و سرعت سرد شدن هستند که این متغیرها چگالی انرژی ورودی پرتو لیزر را تعیین می‌کند. چگالی انرژی پرتو لیزر باید به صورتی محاسبه شود که درجه حرارت مورد نیاز جهت ذوب بدون ایجاد عیوب فراهم شود. افزایش بیش از حد چگالی انرژی سبب تبخیر مذاب در کف حوضچه ذوب (یعنی عیوب سوراخ کلید) و کاهش بیش از حد چگالی انرژی باعث عدم ذوب و نفوذ کافی مذاب به عمق (یعنی عدم همجوشی، ذوب نشدن ذرات و نقص توپی شدن) می‌شود [۳۹]. کم بودن توان لیزر، زیاد بودن سرعت اسکن لیزر، افزایش ضخامت لایه و فاصله خطوط لیزر با ایجاد چگالی انرژی ناکافی

- O'Donnell, D. Trimble, «Optimisation of process parameters to address fundamental challenges during selective laser melting of Ti-6Al-4V: A review», International Journal of Machine Tools and Manufacture, 1-20, 2018.
- [8] Silva, G. A., «Introduction to Nanotechnology and Its Applications to Medicine», Elsevier Inc, 216-220, 2004.
- [9] El-Sayed, Mahmoud; Ghazy, Mootaz; Yehia, Youssef; Essa, Khamis, «Optimization of SLM Process Parameters for Ti6Al4V Medical Implants», University of Birmingham research portal, 1-23, 2018.
- [10] David Liović, Marina Franulović, Dražan Kozak, «The effect of process parameters on mechanical behavior of selective laser melted Ti6Al4V alloy», Procedia Structural Integrity, 42-48, 2023.
- [11] Shibo Xiang, Yanping Yuan, Chengyu Zhang, and Jimin Chen, «Effects of Process Parameters on the Corrosion Resistance and Biocompatibility of Ti6Al4V Parts Fabricated by Selective Laser Melting», journal of ACS Omega, 5954-5961, 42-48, 2022.
- [12] Bingxuan Qiaoa, Chaofang Donga, Sengpav Tonga, Decheng Konga, Xiaoqing Nib, Haoyue Zhanga, Li Wang, Xiaogang Lia, «Anisotropy in α' martensite and compression behavior of Ti6Al4V prepared by selective laser melting», Materials Research Express, 1-22, 2019.
- [13] Ahn, Yong-Keun, et al., «Mechanical and microstructural characteristics of commercial purity titanium implants fabricated by electron-beam additive manufacturing», Materials Letters 187, 64-67, 2017.
- [14] I. V. Shishkovski Ī, E. Yu. Tarasov, L. V. Zhuravel', and A. L. Petrov, "Selective Laser Sintering in the Powder Synthesis of a Biocomposite Based on Titanium Nickelide and Hydroxyapatite", Technical Physics Letters, 2001.
- [15] A.N. Aufa Mohamad Zaki Hassan, Zarini Ismail, «Recent advances in Ti-6Al-4V additively manufactured by selective laser melting for biomedical implants: Prospect development», Journal of Alloys and Compounds, 1-25, 2022.
- [16] Jose D. Avila, Zumurda Alrawahi, Susmita Bose, Amit Bandyopadhyay, "Additively Manufactured Ti6Al4V-Si-Hydroxyapatite composites or articulating surfaces of load-bearing implants", Additive Manufacturing, 1-27, 2021.
- [17] Di Wang , Jiale Lv, Xiongmin Wei, Dong Lu, Chen Chen, «Study on Surface Roughness Improvement of Selective Laser Melted Ti6Al4V Alloy», Journal of Crystals, 2023.
- [18] Hany Hassanin, Mahmoud Ahmed El-Sayed , Mahmoud Ahmadein , Naser A. Alsaleh, Sabbah Ataya , Mohamed M. Z. Ahmed and Khamis Essa, «Optimising Surface Roughness and Density in Titanium Fabrication via Laser Powder Bed Fusion», Journal of Micromachines , 2023.
- [19] Galina Kasperovich, Jan Haubrich, Joachim Gussone, Guillermo Requena, «Correlation between porosity and processing parameters in TiAl6V4 produced by selective laser melting», Journal of Materials and Design, 160-170 , 2016.
- [20] Ian Gibson ,David Rosen , Brent Stucker, «Additive Manufacturing Technologies», 2015.
- [21] Murugan, R., Rao, K. P., and Kumar, TS. S., «Heat-Deproteinized Xenogeneic Bone from Slaughterhouse Waste: Physico-Chemical Properties», Bull. Mater.Sci., Vol. 26, 523-528, 2003.
- [22] Lai-Chang Zhang and Hooyar Attar, «Selective Laser Melting of Titanium Alloys and Titanium Matrix Composites for Bio-

می‌شوند. بنابراین در شرایطی که نیاز به استحکام فشاری و کششی بالاتر باشد می‌توان از شرایط تولیدی قطعات A5 و A1 استفاده نمود و در مواردی که نیاز به اتصال بهتر می‌باشد می‌توان از شرایط تولیدی قطعات A4 و A12 استفاده نمود.

۴. نتیجه‌گیری

- ۱- با هدف تقویت اتصال و استخوان سازی بین ایمپلنت و بافت استخوانی، کامپوزیت آلیاژ Ti6Al4V و ۱/۵ درصد وزنی پودر نانو استخوان توسط فرایند ذوب لیزر انتخابی، تولید گردید.
- ۲- برای دستیابی به قطعات متخلخل جهت کاهش مدول یانگ، افزایش چسبندگی استخوان و بافت به قطعه ایمپلنتی پرینت قطعات متخلخل با تغییر متغیرهای دستگاهی انجام شد.
- ۳- قطعات متخلخل کامپوزیت Ti6Al4V-1.5% Bone با ۱۴/۴ الی ۲۶/۹ Gpa درصد تخلخل تولید شدند که مدول الاستیسیته از ۴۴/۷ Gpa الی ۴۴/۷ Gpa کاهش یافت.
- ۴- افزایش چگالی انرژی، کاهش سرعت حرکت لیزر، افزایش توان لیزر و کاهش ضخامت لایه‌ها سبب کاهش مقدار تخلخل در نمونه‌های پرینت شده در فرایند ذوب لیزر انتخابی می‌شود.
- ۵- افزایش توان لیزر، کاهش سرعت حرکت لیزر، کاهش فاصله لایه‌های اسکن و افزایش چگالی انرژی، سبب کاهش زبری سطح می‌شود.
- ۶- در شرایطی که نیاز به استحکام فشاری و کششی بالاتر باشد می‌توان از شرایط تولیدی قطعات A5 و A1 استفاده نمود و در مواردی که نیاز به اتصال بهتر بین ایمپلنت فلزی و استخوان می‌باشد می‌توان از شرایط تولیدی قطعات A4 و A12 استفاده نمود.

References

- [1] Das, Suman and Beaman, Joseph J. «Direct selective laser sintering of metals US Patent 6», 676,892, 2004.
- [2] Chunze Yan a, Liang Hao b, Ahmed Hussein c, QingsongWei a, Yusheng Shi a". Microstructural and surface modifications and hydroxyapatite coating of Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface lattices fabricated by selective laser melting», Materials Science and Engineering, 1515-1524, 2017.
- [3] Choe, H.-C., Saji, V.S., and Ko, Y.-M. «Mechanical properties and corrosion resistance of low rigidity quaternary titanium alloy for biomedical applications», Transactions of Nonferrous Metals Society of China., Vol.19 862-865, 2009.
- [4]. Hassanen Jaber and Tunde Kovacs. «Selective laser melting of Ti alloys and hydroxyapatite for tissue engineering: progress and challenges», Mater. Res. Express, 1-16.
- [5] Ajayan, Pulickel M., Linda S. Schadler, and Paul V. Braun. «Nanocomposite science and technology», John Wiley & Sons, 2006.
- [6] Totten, G. E., and MacKenzie D. S. «Metals handbook: Nonferrous Alloys and special-purpose Material», 10th ed., Vol. 2, 1999.
- [7] H. Shipley, D. McDonnell, M. Culleton, R. Coull, R. Lupoi, G.

- [32] Dewidar, M., Mohamed, H.F., Lim, J. K.A, «New Approach for Manufacturing a High Porosity Ti-6Al-4V Scaffolds for Bio-medical Applications», *J Mater Sci Technol*, 2008.
- [33] Ryan, G.E., Pandit, A.S., Apatsidis, D.P., «Porous titanium scaffolds fabricated using a rapid prototyping and powder metallurgy technique *Biomaterials*», 29, 3625-3635, 2008.
- [34] Berger S.A., Goldsmith W., Lewis E.R.(eds), «Introduction to Bioengineering Oxford university prees», 1996.
- [35] Itala A.I. , Ylanen H.O., Ekholm C., Karlsson K.H., Aro H.T., «Pore diameter of more than 100 micron is not requisite for bone ingrowth in rabbits», *Journal of Biomedical Materials Research*, 2001.
- [36] Nurul Nadiyah Mahmud, Abu Bakar Sulong, Bhupendra Sharma and Kei Ameyama, «Presintered Titanium-Hydroxyapatite Composite Fabricated via PIM Route», *Metals*, 1-10, 2021.
- [37] Wen Shifenga, Li Shuaia, Wei Qingsonga, Chunze Yana, Zhang Shenga, Shi Yushengaa, «Effect of molten pool boundaries on the mechanical properties of selective laser melting parts», *Journal of Materials Processing Technology*, 2660-2667, 2014.
- [38] Renfu Quan, Chunyan Wang, Hongbin Wang, Xicheng Wei and Zhijun Zhao, «Investigation on High-Temperature Decomposition and Regeneration Characteristics of Hydroxyapatite Powders and Sinters», *Asian Journal of Chemistry*, 9203-9207, 2013.
- [39] Stangl, R., Rinne, B., Kastl, S. and Hendrich, C, «The Influence of Pore Geometry in cp Ti-implants- A Cell Culture Investigation», *Eur Cell Mater*, 1-9, 2001.
- [40] Yuyu Liu, Wei Jiang, Zheng Chen, Quan Xu, Zhiliang Zhang, Jianying He, «Optimization of processing parameters and microstructure evolution of (TiB&La2O3)/Ti6Al4V manufactured by laser melting deposition», *Journal of Materials Research and Technology*, 24 : 8086e8097, 1-9, 2023.
- medical Applications: A Review», *ADVANCED ENGINEERING MATERIALS*, 463-475, 2016.
- [23] Guizzard S, Gallic, Martini D, Belletis, Tiuti A, Raspatim, etal., «Different titanium surface treatment influences human mandibular osteoblast response *J periodontal*», 273-282, 2004.
- [24] Joon B. Park and Joseph D. Bronzino, «Biomaterials : principles and application», 1-250, 2002.
- [25] Xingyu Gui, Wei Peng, Xiujuan Xu, Zixuan Su, Gang Liu, Zhigang Zhou, Ming Liu, Zhao Li, Geyang Song, Changchun Zhou, and Qingquan Kong, «Synthesis and application of nanometer hydroxyapatite in biomedicine», *Nanotechnology Reviews*, 2154-2168, 2022.
- [26] P.A. Kobryn and S.L. «Semi-atin The Laser Additive Manufacturing of Ti-6Al-4V, research activities of the Metals Processing Group of the U.S». Air Force Research Laboratory's Materials and Manufacturing Directorate, 40-42, 2001.
- [27] Guang Yang, Botao Cui, Congyu Wang, Yongdi Zhang , Chongchong Guo and Congwei Wang, «Compound Structure-Composition Control on the Mechanical Properties of Selective Laser-Melted Titanium Alloys», *Materials*, 1-13, 2022.
- [28] Frost H M, «Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians», *Angle Orthod*, 64(3):175-88, 1994.
- [29] Sumner D R, «Long-term implant fixation and stress-shielding in total hip replacement», *J Biomech*, 48(5):797-800, 2015.
- [30] Hung Dang Nguyen, A. Pramanik, A.K. Basak, C. Prakash , S. Debnath , S. Shankar , Y. Dong , I.S. Jawahir , Saurav Dixit Dharam Buddhi, «A critical review on additive manufacturing of Ti-6Al-4V alloy: microstructure and mechanical properties», *Journal of Materials Research and Technology*, 4641-4161, 2020.
- [31] Leon C.A., «New perspectives in mercury porosimetry *Advances in Colloid and Interface Science*», 341-372, 1998.