

رویکردهای ساخت ایمپلنت‌های استخوانی بر پایه فوم تیتانیومی

چکیده: ساختارهای متخلخل از جنس تیتانیوم علاوه بر خواص جالب توجه این فلز به دلیل فراهم ساختن مدول الاستیک پایین‌تر نسبت به سایر زیست‌فلزات، کاهش چشمگیر پدیده محافظت تنشی و برقراری پیوند مناسب با استخوان بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. با توجه به اینکه کارایی ایمپلنت‌های متخلخل علاوه بر نوع آلیاژ، تابع ویژگی‌های ریزساختاری قطعه؛ همانند اندازه حفرات، شکل سلول‌ها، ضخامت دیواره، توزیع حفرات و چگالی قطعه است، لذا با انتخاب روش ساخت مناسب و کنترل پارامترهای آن می‌توان به ساختاری بهینه از نظر مطابقت مدول الاستیک ایمپلنت با استخوان و نفوذپذیری مناسب برای رشد سلول‌های استخوانی دست یافت. با توجه به تأثیرپذیری شدید خواص نهایی ایمپلنت از روش ساخت؛ در مقاله علمی-ترویجی حاضر، خواص مکانیکی حاصل از روش‌های متفاوت ساخت ایمپلنت‌های تیتانیومی متخلخل گردآوری شده و مورد ارزیابی قرار گرفته است. در بین روش‌های متفاوت ساخت، روش‌هایی چون ساخت افزایشی، تفجوشی جرقه پلاسما و قالب‌گیری تزریقی فلزات، با انعطاف‌پذیری بالای خود امکان تولید ساختارهای متخلخل همراه با خواص مکانیکی مناسب را فراهم می‌نمایند. هرچند به نظر می‌رسد هزینه بالای روش‌های ساخت افزایشی در مقایسه با دو روش دیگر، چالشی در برابر تجاری شدن این روش جهت ساخت قطعات متخلخل تیتانیومی باشد.

واژه‌های راهنما: فوم تیتانیومی، ایمپلنت استخوانی، روش ساخت، محافظت تنشی، مدول الاستیک، معماری حفره

الهام کریمی باغتیفونی

دانشجوی کارشناسی ارشد

عسل حسینی منزه*

استادیار، گروه مواد و متالورژی،
دانشکده مهندسی مکانیک و
انرژی، دانشگاه شهید بهشتی

مقاله ترویجی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۲/۲۰

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۴/۲۱

Elham Karimi
Baghtifouni

MSc Student

Asal Hosseini
Monazzah

Assistant Professor,
Faculty of Mechanical and
Energy Engineering,
Shahid Beheshti
University, Iran

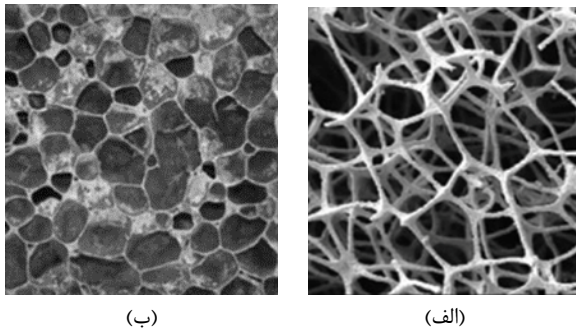
Approaches for bone implants' fabrication based on titanium foam

Abstract: Porous structures made of titanium have received much more attention due to their appropriate elastic modulus than other biometals, a significant reduction in stress shielding, and proper bonding with bone. Porous implants performance is a function of the type of alloy and the microstructural specimen properties, for instance, the size, the shape, the distribution of the pore, and part density. Therefore, to attain the optimized implant having the elastic modulus matched with the bone and the permeability for bone-cell growth, choosing the appropriate manufacturing method and controlling its parameters is essential. Considering that, in the present article, the mechanical properties of porous titanium implants fabricated by different methods have been gathered and evaluated. Among the different manufacturing methods, additive manufacturing (AM), spark plasma sintering (SPS), and metal injection molding (MIM), with high flexibility, provides porous structures having appropriate mechanical properties. However, the high cost of additive manufacturing methods compared to the other two routes seems challenging for commercializing AM for producing porous titanium implants.

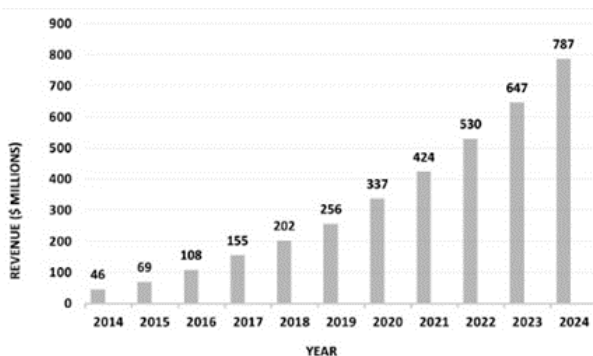
Keywords: Titanium foam, Bone implant, Fabrication method, Stress shielding, Elastic modulus, Pore architecture

۱- مقدمه

استخوان، از آلیاژهای تیتانیوم در استنت‌ها و دریچه قلب مصنوعی نیز استفاده می‌شود [۵]. شایان ذکر است هزینه اولیه تیتانیوم خالص فلزی در مقایسه با انواع آلیاژی آن (α ، β و $\alpha + \beta$) که برای کاربردهای زیستی بکار می‌رود، بالاتر است. با وجود اینکه آلیاژهای تیتانیوم گروه β مدول الاستیک پایین‌تری نسبت به دو دسته دیگر دارند که از منظر محافظت تنشی^۵ مطلوب است، اما حضور عناصر حساسیت‌زا در آنها موجب گشته که استفاده از این آلیاژ برای ساخت ایمپلنت‌های استخوانی توصیه نگردد [۵، ۷]. همچنین نتایج بررسی‌ها حاکی از آن است که در بین شکل‌های مختلف تیتانیوم و آلیاژهای آن، مصرف تیتانیوم به صورت پودری در روش‌های ساخت افزایشی بشدت روند رو به افزایشی دارد (شکل ۲) [۸].



شکل ۱ نوعی از حفرات در ماده‌ای متخلخل [۷].



شکل ۲ میزان مصرف پودر تیتانیوم از سال ۲۰۱۴ تا سال ۲۰۲۴ در روش‌های ساخت افزایشی [۸].

شایان ذکر است، علاوه بر تیتانیوم زیست فلزات دیگر نظیر فولاد زنگ‌نزن (316L) و آلیاژ کبالت-کروم در ساخت ایمپلنت‌های استخوانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. مهم‌ترین نگرانی هنگام استفاده از این مواد، عدم مطابقت مدول الاستیک آنها با مدول الاستیک استخوان میزبان است که منجر به انتقال بار غیرهمگن بین ایمپلنت و استخوان می‌گردد [۹]، در نتیجه استخوان بار کافی را تحمل نکرده و منجر به اثر محافظت تنشی، در نهایت شل‌شدگی و شکست ایمپلنت می‌گردد [۱۰-۱۴]. بنابراین تیتانیوم به علت مدول الاستیک پایین‌تر نسبت به فولاد زنگ نزن و آلیاژ کبالت-کروم گزینه مناسب‌تری به منظور ساخت ایمپلنت‌های استخوانی است [۹]. در شکل ۳ مدول الاستیک برخی از زیست فلزات با یکدیگر مقایسه شده است [۱۵]. با وجود پایین بودن مدول الاستیک تیتانیوم نسبت به

وجود عیوب بزرگ در استخوان‌های بلند، ناشی از شکستگی استخوان یا تومورهای عفونی، در جراحی‌های اورتوپدی چالشی اساسی است. بزرگ بودن این عیوب منجر می‌شود که بدن فرد بیمار به تنهایی قادر به بازسازی کامل این قسمت نباشد. از سوی دیگر به علت بالا رفتن سن جمعیت و محبوبیت ورزش‌هایی مانند اسکی، تقاضا برای اتصالات استخوانی به شدت افزایش یافته است. لذا نیاز به استفاده از ایمپلنت‌ها به‌عنوان جایگزین استخوان به شدت رشد پیدا کرده است [۱، ۲]. به عبارت دیگر چالش پیش‌روی تولیدکنندگان، تولید ایمپلنت‌ها با ویژگی‌های اورتوپدی و پزشکی مناسب همراه با صرفه و توجیه اقتصادی می‌باشد. از ویژگی‌های موردنیاز ایمپلنت‌های استخوانی جهت جایگزینی با بافت طبیعی بدن، می‌توان به زیست‌سازگاری فوق‌العاده، مقاومت به خوردگی بالا در حضور محیط خورنده بدن، خواص مکانیکی (مدول الاستیک، استحکام خستگی، استحکام و کرنش فشاری نهایی، سفتی) نزدیک به خواص مکانیکی استخوان (جدول ۱) [۳]، میزان سختی و زبری مناسب سطح به منظور فراهم کردن فضای مناسب برای رشد سلول‌های استخوانی و نیاز به جاری شدن خون، اشاره نمود. به منظور محقق ساختن اهداف فوق، علاوه بر نیاز به ساخت ایمپلنت با ساختار کاملاً متخلخل، لازم است که نوع سلول‌های حفرات به صورت باز^۱ باشد [۱-۵]. درحقیقت در ایمپلنت‌های متخلخل که مشتمل بر دو فاز گازی (حفرات) و فاز جامد (زمینه) هستند، حفرات می‌تواند راه‌بر در (باز) باشد و یا اینکه نسبت به هم غیر مرتبط (بسته^۲) باشند (شکل ۱) [۶].

جدول ۱ خواص مکانیکی استخوان در دو جهت طولی و عرضی [۳].

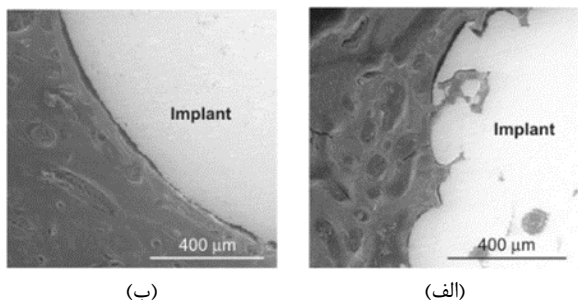
بخش داخلی استخوان	بخش خارجی استخوان		خواص
	عرضی	طولی	
۲ - ۵	۵۱ - ۵۶	۷۹ - ۱۵۱	استحکام کششی (MPa)
	۱۰۶ - ۱۳۳	۱۳۱ - ۲۲۴	استحکام فشاری (MPa)
۶ - ۱۳ ۰/۷۶ - ۴	۱۷ - ۲۰		مدول الاستیک* (GPa)

*در برخی منابع میزان مدول الاستیک استخوان تا ۳۰ GPa ذکر شده‌است.

علاوه بر خواص اشاره‌شده در بالا، در حوزه ایمپلنت‌های استخوانی، دو ویژگی مهم دیگر نیز تأثیرگذار است؛ توانایی قرارگیری سلول‌های استخوانی بر روی ایمپلنت^۳ و تشبیت ایمپلنت از طریق رشد سلول‌های استخوانی در اطراف آن^۴، که به نوبه خود به ویژگی نخست وابسته است. در میان فلزات مختلف، تیتانیوم از بهترین گزینه‌ها برای جایگزینی استخوان است. درحقیقت تیتانیوم و آلیاژهایش به دلیل داشتن خواصی چون مقاومت به خوردگی بالا، خواص مکانیکی فوق‌العاده، وزن پایین، زیست‌سازگاری خوب و پیوند مناسب با استخوان جزء جذاب‌ترین زیست فلزات به منظور ساخت ایمپلنت‌های استخوانی هستند. به‌گونه‌ای که علاوه بر ایمپلنت‌های اتصال دهنده

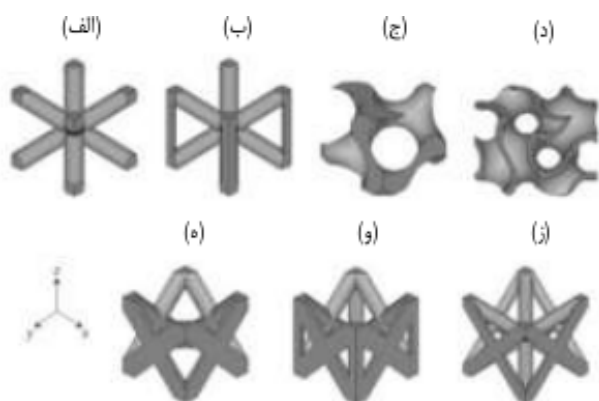
^۱Open cell ^۲Close cell ^۳Osteoconduction ^۴Osteo Integration ^۵Stress Shielding

کردن محیط مناسب منجر به انتقال و توسعه مواد سیال بدن و در نتیجه رشد استخوان می‌شود [۱۱].



شکل ۴ افزایش تکثیر استخوان در ایمپلنت تیتانیومی (الف) متخلخل نسبت به (ب) ایمپلنت بالک از همان جنس با گذر زمان [۱۵].

با توجه به اهمیت هندسه حفرات در تعیین مکانیکی ساختار متخلخل، استفاده از روش‌های ساختی که توان کنترل هندسه حفره را داشته‌باشد بسیار حائز اهمیت است. در شکل ۵، تصاویری از هندسه مختلف حفرات ارائه شده است. با توجه به پیچیدگی‌های قابل مشاهده در حفرات، به‌نظر می‌رسد تنها روشی‌هایی که تا کنون توانایی تولید نمونه با ساختار متخلخل پیچیده را دارند، روش‌های ساخت افزایشی^۱ هستند [۱۷].

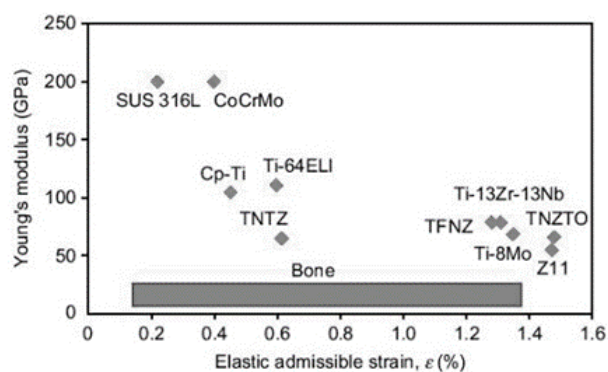


شکل ۵ هفت نوع جای‌نگاری حفرات شبکه در روش ساخت افزایشی: (الف) مکعبی مرکزدار، (ب) مکعبی مرکزدار با دیواره‌های عمودی، (ج) گایرود، (د) فاز زمینه برای گایرود، (ه) مکعبی با وجوه مرکزدار، (و) مکعبی با وجوه مرکزدار همراه با دیواره‌های عمودی، (ز) ترکیب بولین از مورد (الف) و (ه) [۱۷].

روش‌های ساخت افزایشی اولین بار در سال ۱۹۸۰ میلادی توسعه یافته و همچنان استفاده از آنها رو به افزایش است. از مزیت‌های روش‌های فوق، امکان ساخت قطعات با هندسه پیچیده و دقت بالا است. علاوه بر امکان تولید نمونه متخلخل مرسوم، با بکارگیری روش‌های فوق، می‌توان قطعات متخلخل با معماری گرادایانی^۲ تولید نمود. درحقیقت ایده بکارگیری ساختارهای گرادایانی مرتبط با معماری گرادایانی استخوان‌های طبیعی بدن است. چنانچه بکارگیری معماری گرادایانی سبب بهبود در میزان انتقال بار و عروق‌زایی می‌گردد [۱۷].

ساختار استخوان مثال بسیار خوبی برای معماری‌های گرادایانی از نظر زیستی، مکانیکی و آناتومی است. بنابراین طراحی ایمپلنت‌های مدرن که بتوانند با تامین خواص مکانیکی و زیستی

دیگر زیست‌فلزات، همچنان مدول الاستیک آن نسبت به استخوان بالاتر است. بنابراین در ادامه جهت کاهش مدول الاستیک و نزدیکی آن به مدول استخوان طبیعی، فلزات زیست‌سازگار به صورت متخلخل ساخته‌شدند. تخلخل به صورت موثری منجر به کاهش مدول الاستیک ایمپلنت می‌گردد. زیست‌مواد استفاده شده به صورت متخلخل به شدت به حضور ناخالصی‌ها حساس هستند. این مواد به منظور تحمل بار باید از استحکام کافی برخوردار بوده و مقرون‌به‌صرفه باشند؛ یعنی هزینه تمام‌شده آن پایین بوده و برای گستره وسیعی از جمعیت نیز در دسترس باشد [۱۴، ۱]. بنابراین یافتن روشی که قادر به فراهم ساختن تعادل میان هزینه نهایی و همچنین کارایی لازم باشد بسیار حائز اهمیت است.



شکل ۳ مقایسه مدول الاستیک برخی زیست‌فلزات رایج [۱۵].

علاوه بر لزوم استحکام در قطعات متخلخل مورد استفاده در پزشکی، نفوذپذیری که مقیاسی از سهولت جاری شدن مایع در داخل داربست استخوانی متخلخل است، نیز نقشی کلیدی در بازسازی استخوان دارد. بالا بودن میزان نفوذپذیری منجر به افزایش پتانسیل استخوان‌زایی ایمپلنت می‌گردد. نفوذپذیری را می‌توان به توپولوژی بخش داخلی فوم، میزان تخلخل، جهت‌گیری سیال نسبت به تخلخل و زبری سطح دیواره‌های سلولی مرتبط دانست؛ که خود تابع انتخاب روشی مناسب جهت ساخت فوم است [۱۶]. بنابراین ایمپلنت‌های تیتانیومی با ساختار متخلخل به منظور فائق‌گشتن بر مشکلات ذکر شده و ایجاد خواص موردنظر توسعه یافتند. افزایش مقدارحفرات باز با اندازه مشخص علاوه بر افزایش عروق‌زایی منجر به افزایش سطح جهت قرارگیری و چسبیدن سلول‌های استخوانی می‌گردد [۱۰]. شکل ۴ تصاویر SEM از کاهش شکاف در محل تماس ایمپلنت متخلخل با بافت میزبان را نسبت به ایمپلنت بالک نشان می‌دهد [۱۵]. تخلخل معمولاً در راستای طول یا شعاع ایجاد می‌شود. اگرچه طبق نتایج گزارش‌شده، تخلخل به صورت شعاعی استحکام بیشتری نسبت به تخلخل طولی دارد اما تخلخل به صورت طولی بار بیشتری به استخوان انتقال داده که منجر به کاهش اثر محافظت تنشی می‌گردد [۱۰]. در ساختارهای متخلخل با کنترل میزان، اندازه و توزیع تخلخل می‌توان استحکام مکانیکی و مدول الاستیک ایمپلنت را کاهش داده و در نتیجه مقادیر استحکام مکانیکی حاصل از ایمپلنت با بافت استخوان میزبان قابل مقایسه بوده، که در نهایت منجر به کاهش اثر حفاظت تنشی می‌گردد. علاوه بر این حفرات خصوصاً با اندازه ۱۰۰ - ۵۰۰ میکرومتر با فراهم

¹Additive Manufacturing ²Gradient Architecture

- استفاده از فوم فداشونده^۶
- استفاده از ماده فضا ساز^۷
- تفجوشی با جرقه پلاسما^۸
- قالب گیری تزریقی فلزات^۹
- روش های ساخت افزایشی

لازم به ذکر است که انتخاب روش ساخت مناسب بر مبنای معایب و مزایای روش های مختلف ساخت، کاربرد نوع بافت سازنده و همچنین توجه اقتصادی صورت می پذیرد. بنابراین با توجه به اهمیت انتخاب روش تولید بهینه، در ادامه جمع بندی نهایی بر اساس اصول روش های ذکر شده، مزایا و معایب آنها، همراه با برخی از پژوهش های صورت گرفته در هر حوزه ارائه خواهد شد.

۲-۱- ریخته گری انجمادی

ریخته گری انجمادی یکی از روش های ساخت فوم های سرامیکی است و در واقع به منظور ساخت سرامیک ها به صورت متخلخل پیشنهاد شده است. در صورت استفاده از این روش جهت تولید فوم تیتانیوم متخلخل، دوغابی متشکل از پودر تیتانیوم به همراه ماده ای پراکنده ساز، ماده ای آلی (مانند پلی وینیل الکل که مانند چسب عمل می کند) و آب مقطر تهیه می گردد [۵]. در ادامه، مرحله هواز دایی به منظور خروج هوای اضافی انجام گرفته و سپس دوغاب به قالب اضافه شده و برای مدت زمان مشخص تحت دماهای زیر صفر درجه سانتی گراد قرار داده می شود. در این دما آب به صورت دندردیتی شروع به انجماد می کند. و به صورت همزمان به پودر مجاور خود فشار وارد می نماید که منجر به فشردگی ذرات پودر به یکدیگر می شود. در ادامه به منظور حذف کریستال های یخ، نمونه را تحت دماهای نسبتاً بالا قرار داده و در نهایت تفجوشی در دو مرحله؛ (۱) در دمای پایین تر به منظور حذف مواد آلی و (۲) تحت دمای بالاتر به منظور به استحکام رسیدن نمونه انجام می گیرد. ساختار ایجاد شده حاوی حفرات کشیده شده و همراستا است، به گونه ای که ریزساختار حاصل از این روش از نظر غیرهمگن بودن حفرات به ساختار قسمت داخلی استخوان تشبیه شده است [۱۲]. از مزایای این روش می توان به سادگی روش و توانایی تولید حفرات باز اشاره کرد. هر چند کنترل شکل حفرات و تابعیت مورفولوژی حفرات از شرایط انجماد از جمله معایب این روش به شمار می روند [۲۱]. همچنین اگرچه میزان تخلخل در نمونه های تولید شده به این روش تقریباً مستقل از مقدار چسب بکار رفته است، اما فاکتور فوق تأثیر چشمگیری بر ضخامت دیواره ها و پهنای سلول دارد، که پارامترهای بسیار مهمی در کنترل خواص مکانیکی هستند [۲۲]. همچنین با کاهش بازه دمای مربوط به انجماد، کاهش قابل توجهی در میزان تخلخل نهایی ایجاد می شود، که خود می تواند منجر به ایجاد گرادیان تخلخل در ساختار گردد [۲۳].

۲-۲- ریخته گری با ژل

از جمله روش های ساخت فوم تیتانیوم بر اساس حالت مایع است که در ابتدا برای ساخت نمونه های سرامیکی بکار می رفته است. در این روش، مخلوطی از، عامل ژل ساز (برای مثال سفیده تخم مرغ) و مواد پلیمری با هم تحت دمای مشخص بالاتر از دمای

مذکور به بالاترین میزان عملکرد ساختاری برسد مورد توجه واقع شده است [۱۸]. بنابراین پس از ساخت فوم ها با تخلخل به صورت یکنواخت، ساخت فوم های گرادیدانی پیشنهاد شد. در ساختارهای گرادیدانی، ترکیب شیمیایی یا ساختار به صورت پیوسته و تدریجی تغییر کرده که منجر به تغییر خواص مکانیکی، فیزیکی و زیست شیمیایی می گردد [۱۵]. در بین فلزات مختلف مورد استفاده در ایمپلنت های متخلخل با معماری گرادیدانی، فوم تیتانیوم با تخلخل گرادیدانی ساختاری مشابه با ساختار استخوان را ایجاد می کند. درحقیقت بکارگیری ساختار متخلخل گرادیدانی از جنس تیتانیوم نسبت به نمونه بالک آن منجر به کاهش همزمان وزن و مدول الاستیک ایمپلنت و ایجاد ساختاری مشابه با ساختار استخوان می گردد که در نهایت نیاز استخوان به تطبیق خود با شرایط ایمپلنت را کاهش می دهد. شایان ذکر است، داربست استخوانی علاوه بر تخلخل بالا باید امکان اتصال حفرات به یکدیگر را داشته باشد که تخلخل گرادیدانی علاوه بر اینکه این هدف را ممکن می سازد، مکان های بیشتری را به منظور استخوان زایی فراهم می کند. در ادامه با توجه به اهمیت هندسه حفرات در تعیین خواص مکانیکی ساختار متخلخل، استفاده از روش های ساختی که توان کنترل هندسه حفره را داشته باشد بسیار حائز اهمیت هستند [۱۸، ۱۹]. لذا استفاده از روش های ساخت افزایشی جهت تولید قطعات کوچک و هندسه پیچیده سلول که همراه با کاهش عیوب قطعه نهایی است، بسیار مورد توجه قرار دارد [۱۹]. شایان ذکر است، در مقاله فوق با توجه به اهمیت ایمپلنت های متخلخل تیتانیومی در صنایع مختلف بویژه پزشکی، ضمن مرور بیش از پنجاه مقاله، برخلاف اکثر مقالات که تنها متمرکز بر یک روش و یا زیرمجموعه ای از روش های ساخت در حالت جامد و یا مذاب می باشند، به انواع مختلف روش های ساخت (اعم از روش های ذوبی و متالورژی پودر) پرداخته شده و در نهایت بر مبنای کاربرد قطعه متخلخل، مزایا و معایب روش و هزینه ساخت، روش های مناسب پیشنهاد داده شده است.

۲-۲- روش های ساخت فوم تیتانیوم

بر اساس مطالعات صورت گرفته فوم های تیتانیوم بر اساس هر دو حالت مایع یا جامد تولید می شوند. ساخت فوم تیتانیوم بر اساس حالت مایع به علت محدودیت هایی چون نقطه ذوب بسیار بالا (۱۶۷۰ °C)، واکنش تیتانیوم با دیواره قالب ساخته شده از جنس های متفاوت، جذب اکسیژن و نیتروژن در دمای بالاتر از ۴۰۰ °C با مشکل مواجه می گردد [۲۰]. به عنوان مثال، دو روش پاشش پلاسما^۱ و ایجاد حباب^۲ زیرگروه روش های بر پایه حالت مذاب هستند، که بدلیل مشکلات ایجاد شده از جمله هزینه بالا، دمای ساخت بالا، محدودیت ضخامت، جذب ناخالصی، ایجاد حفرات نامنظم و محدودیت در تولید فوم دارای سلول های راه بدر، بیشتر جهت ایجاد پوشش متخلخل بر روی هسته جامد مورد استفاده قرار می گیرند [۷، ۲]. بنابراین، پرکاربردترین روش های مورد استفاده به منظور ساخت فوم های تیتانیوم عبارتند از:

- ریخته گری انجمادی^۳
- ریخته گری با ژل^۴
- ریخته گری دوغابی^۵

¹Plasma Spray ²Bubble Generation ³Freeze Casting

⁴Gel Casting ⁵Slip Casting ⁶Replication ⁷Space Holder

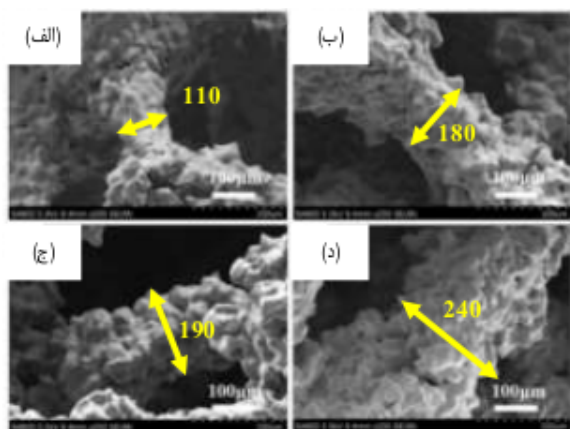
⁸Spark Plasma Sintering ⁹Metal Injection Molding

و مواد افزودنی می‌توان به ساختاری متخلخل حاوی هر دو نوع حفره باز و بسته دست یافت. کنترل اندازه حفرات و مقدار کلی تخلخل با تغییر در ترکیب کلویید صورت می‌گیرد. به‌عنوان مثال، نیرینک و همکارانش [۲۷، ۱] با تغییر نسبت پودر تیتانیوم به مواد افزودنی، به نمونه‌هایی با مقادیر متفاوتی از تخلخل دست یافتند. نتایج بررسی‌های ایشان نشان داد که مقدار استحکام فشاری تابع میزان تخلخل و دمای تف‌جوشی است. به‌گونه‌ای که افزایش دمای مذکور منجر به کاهش میزان تخلخل و نفوذپذیری فوم تولیدی می‌گردد [۲۸]. شایان ذکر است، تولید ساختارهای گرادایانی با استفاده از روش ریخته‌گری دوغابی مشکل است، همچنین سرعت پایین فرایند و کنترل عدم‌تنشینی محلول برای زمان طولانی از محدودیت‌های این روش به‌شمار می‌آید [۱].

۲-۴- استفاده از فوم فداشونده

در این روش، دوغاب تیتانیوم و نمونه فوم پلیمری (برای مثال از جنس پلی‌اورتان) به صورت جداگانه تهیه می‌گردد. سپس فوم داخل دوغاب غوطه‌ور گشته و پس از گذشت زمان لازم خارج می‌شود. در ادامه با اعمال فشار مناسب در بازه زمانی مشخص، امکان خروج دوغاب اضافی فراهم می‌گردد. در نهایت طی دو مرحله خشک کردن و تف‌جوشی، به‌ترتیب فوم پلیمری حذف گردیده و نمونه متخلخل با استحکام مناسب حاصل می‌شود. با توجه به ترکیب شدن اکسیژن با تیتانیوم در دمای بالا، مرحله تف‌جوشی می‌بایست در کوره خلأ انجام گیرد [۵، ۷، ۱۰].

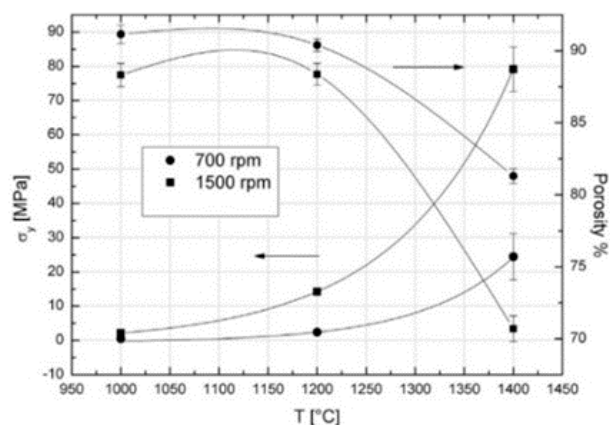
در روش فداشونده سه نوع تخلخل ایجاد می‌گردد که به ترتیب افزایش اندازه شامل: الف) تخلخل اولیه بین دیواره‌ها، ب) تخلخل ثانویه در داخل دیواره‌ها و ج) تخلخل موجود روی دیواره‌ها است. از دلایل استفاده از روش فداشونده به منظور ساخت فوم‌های تیتانیومی متخلخل، امکان تولید فوم با درصد تخلخل بالا، ارتباط بین حفرات با اندازه ماکرو، ایجاد حفراتی مشابه با حفرات قسمت از مهم‌ترین عیوب این روش، انتخاب فومی با شرایط مناسب و غیرسمی است. وانگ و همکارانش [۱۰] با استفاده از پودر تیتانیوم خالص تجاری به عنوان ماده اصلی و پلی‌اورتان به عنوان ماده فداشونده، نمونه‌هایی با حفرات باز و توزیع یکسان از نظر اندازه تولید کردند. از نکات جالب‌توجه این پژوهش، تکرار لایه‌نشانی دوغاب بر روی فوم به دفعات، جهت دستیابی به ضخامت مطلوب است (شکل ۷).



شکل ۷ تأثیر افزایش تعداد دفعات لایه‌نشانی دوغاب بر ضخامت دیواره‌ها، افزایش ضخامت دیواره از شکل (الف) به شکل (د) [۱۰].

اتاق به مدت مشخص و با استفاده از روش مغناطیسی مخلوط گشته، سپس پودر تیتانیوم به مخلوط در حال چرخش که تا دمای اتاق سرد شده به آرامی اضافه می‌گردد. در ادامه مراحل خشک کردن و تف‌جوشی در خلأ، به منظور جدایش مواد آلی و افزایش استحکام فوم نهایی انجام می‌گیرد. ریخته‌گری ژل، بر پایه روش‌های کلونیدی با پایداری مناسب منجر به تولید قطعه به شکل تقریباً دقیق گشته و از دیگر مزایای این روش می‌توان به ساخت اجزا متخلخل با شکل پیچیده، خواص مکانیکی خوب، هزینه پایین، توانایی کنترل اندازه حفرات و راه داشتن حفرات به یکدیگر اشاره کرد [۲۴، ۲۵].

اصلی‌ترین ایراد این روش نیاز به مقادیر بسیار زیاد مایع به منظور دست یافتن به دوغابی با گرانیوی مناسب است. از عیوب دیگر این روش انقباض حین خشک‌شدن نمونه، حساسیت درصد تخلخل به پارامترهای فرایند، عدم کنترل مورفولوژی حفرات، نیاز به کنترل اتمسفر و سمی بودن مونومرهای استفاده شده است [۲۴]. هرچند افزایش میزان مونومرها همراه با افزایش قابل ملاحظه‌ای در استحکام خمشی است [۲۶]. به‌عنوان مثال، ارک و همکارانش [۲۵] با استفاده از پودر هیدرید تیتانیوم و ترکیب کردن این ماده با سه ماده فضا‌ساز پلیمری (PMMA-PnBA) به ساختارهای گرادایانی با هسته چگال و قسمت خارجی متخلخل دست یافتند. نتایج پژوهش ایشان نشان داد که، با تغییر مقادیر ماده فضا‌ساز از ۰٪ تا ۳۰٪، مقادیر مدول الاستیک از ۱۷ به ۸۱ MPa افزایش خواهد یافت. در ادامه، بیاستو و همکارانش [۲۴] با استفاده از روش ریخته‌گری با ژل نمونه‌هایی از جنس آلیاژ Ti-۴V-۶Al ساختند. بررسی‌های ایشان نشان داد که، دمای فرآیند و سرعت مخلوط‌سازی به‌طور مستقیم بر میزان تخلخل تأثیرگذار است، به‌گونه‌ای که، با ازدیاد دمای فرایند و سرعت مخلوط‌سازی، میزان تخلخل کاهش و تنش تسلیم افزایش می‌یابد (شکل ۶).



شکل ۶ تأثیر دما و سرعت مخلوط‌سازی بر استحکام تسلیم و میزان تخلخل [۲۴].

۲-۳- ریخته‌گری دوغابی

این روش، بیشتر برای ساخت سرامیک‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد و استفاده از آن برای ساخت نمونه‌های پودری فلزی مشکل است. جهت ساخت ایمپلنت‌ها، محلول کلونیدی استفاده‌شده باید شامل پودرهای غیرسمی، اقتصادی و زیست‌سازگار باشد. در این روش با انتخاب صحیح مقادیر پودر

فضاساز، چگالی نسبی فوم و در نتیجه استحکام را کاهش می‌دهد [۳۱]. مقدار حفرات تابع ترکیب شیمیایی پودر نیز هست. چنانچه، در مقایسه بین پودر تیتانیوم خالص تجاری و TiH_2 ، به علت تجزیه TiH_2 و جدا شدن هیدروژن، مقدار ریزحفرات در نمونه حاوی TiH_2 بیشتر از نمونه ساخته شده از تیتانیوم خالص است، این مسئله منجر به افزایش زیست‌سازگاری تیتانیوم هیدرید نسبت به تیتانیوم خالص می‌گردد [۳].

۲-۶- تف‌جوشی با جرقه پلاسما

نزدیک به دو دهه از رواج این روش برای تولید ساختارهای گرادیدانی چگال می‌گذرد، که نخستین بار در سال ۱۹۸۹ توسط Sumitomo Coal Mining Co., Ltd (Japan) معرفی گردید. این روش از روش‌های جدید تف‌جوشی محسوب گشته، که ایجاد پیوند بین ذرات در دمای پایین را با بهره‌گیری از انرژی الکتریکی و جرقه پلاسما می‌سازد. در نتیجه میزان نیروی لازم برای این فرآیند نسبت به سایر فرایندهای تف‌جوشی چون پرس داغ تا ۲۰٪ کاهش می‌یابد. استفاده از این روش برای تولید نمونه‌های متخلخل به تازگی رواج یافته است، هرچند نیل به این هدف، نیازمند ترکیب روش تف‌جوشی پلاسما با سایر روش‌های تولید مواد متخلخل است. بنابراین تمامی محدودیت‌های روش دوم را به دنبال دارد. روش SPS با تولید نمونه‌هایی با هزینه اندک، عملکرد عالی و دقت خوب می‌تواند از بهترین گزینه‌ها به منظور ساخت نمونه از جنس تیتانیوم باشد [۳۲، ۳۳].

از پارامترهای تأثیرگذار در این فرآیند دما است، که با تأثیر مستقیم بر بهبود فرآیند تف‌جوشی و اتصال منطقه گردنی بین ذرات پودر منجر به افزایش چگالی پودر در دیواره‌ها می‌گردد، که همراه با افزایش استحکام تسلیم است. در حالی که جهت افزایش مقاومت نسبت به عبور سیال می‌توان اندازه حفرات را کاهش داد [۳۴، ۳۵]. همچنین بکارگیری پرس سرد قبل از فرآیند تف‌جوشی با جرقه پلاسما سبب بهبود استحکام می‌گردد [۳۶]. از جمله تحقیقات صورت گرفته در این زمینه مربوط به ژانگ و همکارانش [۳۳] است، که با ترکیب روش SPS و آمونیم هیدروژن کربنات به عنوان ماده فضاساز، نمونه‌های متخلخلی با چگالی نسبی ۶۰٪ و حفرات راه‌بدر تولید نمودند. شایان ذکر است که اندازه حفرات و مقدار تخلخل نسبی با استفاده از این روش جهت رشد بافت استخوان مناسب است.

۲-۷- روش قالب‌گیری تزریقی فلزات

از جمله روش‌های ساخت نمونه بر اساس حالت جامد است که مشابه با روش‌های ساخت افزایشی بوده و ریزساختار و خواص مکانیکی متفاوتی نسبت به روش‌های حالت مایع ایجاد می‌کند [۱۵]. روش قالب‌گیری تزریقی به منظور ساخت قطعاتی با شکل پیچیده و هندسه خاص، اندازه کوچک با دیواره‌های نازک و همین‌طور تولید چند قطعه به طور همزمان آن هم به شکل نهایی و هزینه پایین بکار می‌رود [۱۵، ۳۷]. به علت تزریق پذیری ناکافی پودر فلزی نسبت به پلیمرها، فرآیند تزریق مشکل است، بنابراین ماده‌ای پلیمری تحت عنوان چسب به منظور تشکیل توده‌ای تزریق‌پذیر^۱ به مواد اولیه اضافه می‌گردد [۱۵]. مراحل ساخت نمونه با استفاده از قالب‌گیری تزریقی شامل مخلوط‌سازی

با توجه به اینکه مقدار تخلخل فوم متأثر از ضخامت لایه‌نشانی شده از دوغاب بر روی دیواره‌های فوم است، بنابراین می‌توان با تکرار لایه‌نشانی فوم به استحکام بیشتری رسید. لازم به ذکر است که پس از هربار پوشش‌دهی فوم با دوغاب، ویسکوزیته دوغاب به صورت گرادیدانی کاهش می‌یابد [۱۰].

۲-۵- استفاده از ماده فضاساز

روش فضاساز از رایج‌ترین روش‌های ساخت فوم‌های تیتانیوم با حفرات باز است. در این روش ذرات پودر تیتانیوم با مواد سازنده که شامل پودر اولیه فلز به همراه ماده فضاساز (موادی چون پلی‌پروپیلن کربنات، کربومیدها، آمونیم بایوکربونات، سدیم کلرید، پتاسیم کربنات پلی متیل متاکریلات)، مخلوط می‌گردد [۲۹]. سپس مخلوط حاصل، تحت فشار مشخص در دمای محیط قرار داده می‌شود. اعمال پرس سرد سبب فشردگی ذرات پودر می‌گردد. در انتها به منظور افزایش استحکام نهایی نمونه مرحله تف‌جوشی تحت زمان و دمای مشخص انجام می‌گیرد [۱۹]. اندازه و نوع ذرات پودر فلز (کروی یا غیرکروی)، دما و زمان تف‌جوشی، تعیین‌کننده درصد تخلخل فوم نهایی است. همچنین، اندازه و شکل حفرات کاملاً مرتبط با اندازه و شکل پودر فضاساز است.

یکی از نکات کلیدی در روش فوق، توجه به اندازه میانگین ذرات پودر فلزی و فضاساز است، به گونه‌ای که میانگین اندازه ذرات پودر باید از میانگین اندازه ذرات پودر فضاساز کوچکتر باشد. مهم‌ترین محدودیت این روش جداسازی ماده فضاساز از نمونه متخلخل و فشرده حاصل است [۶]. حفرات حاصل از روش ماده فضاساز می‌توانند به دو صورت میکرومتری (بر روی دیواره سلولی) و ماکرومتری حاصل از خروج ماده فضاساز باشند. با کاهش اندازه ذرات ماده اولیه، میزان حفرات میکرو کاهش یافته و استحکام دیواره افزایش یابد [۳۰]. در روش فوق، توزیع غیریکنواخت مقدار فشار وارده، سبب تفاوت در ضخامت دیواره حفرات می‌گردد [۹]. وانگ و همکارانش [۱۳] با ترکیب پودر تیتانیوم به همراه ۱۰٪ منیزیم و با استفاده از ماده فضاساز آمونیم هیدروژن کربنات (NH_4HCO_3) نمونه‌هایی متخلخل تولید نمودند. بر اساس نتایج حاصل از آزمایش، با افزایش ماده فضاساز، میزان تخلخل کلی و تخلخل باز افزایش یافته، در حالیکه با افزایش اندازه ماده فضاساز، تنها درصد حفرات باز افزایش می‌یابند. ضمن اینکه افزایش اندازه ذرات ماده فضاساز منجر به کاهش مدول الاستیک و استحکام فشاری فوم می‌گردد (جدول ۲).

جدول ۲ تأثیر میزان تخلخل بر مقدار مدول الاستیک و استحکام فشاری (از A به D_۴ میزان ماده فضاساز کاهش یافته) [۱۳].

نمونه	تخلخل (%)	استحکام فشاری (MPa)	مدول الاستیک (GPa)
A	۱۳/۸	۵۸۲/۹	۷/۱۲
B	۳۰/۸	۱۳۹/۹	۴/۰۱
C	۴۵/۱	۵۱/۳	۲/۷۳
D	۵۰/۱	۴۴/۰	۱/۷۸
E	۵۴/۸	۲۷/۲	۱/۵۸
D _۱	۵۰/۱	۴۶/۷	۱/۹۲
D _۲	۵۰/۴	۴۴/۱	۱/۵۹
D _۳	۵۰/۵	۳۸/۳	۱/۴۴
D _۴	۵۰/۵۵	۳۳/۷	۱/۲۶

در تکمیل تحقیقات ایشان می‌توان گفت افزایش میزان ماده

^۱Feedstock

جرقه الکتریکی و الکترو فلزی جهت تولید ساختارهای تزئینی بکار گرفته شد. هرچند از روش متالورژی پودر و بسیاری دیگر از روش‌ها می‌توان برای تولید ساختارهای گرادانی استفاده کرد، اما پیشرفته‌ترین روش ساخت نمونه‌های گرادانی روش‌هایی بر پایه ساخت افزایشی هستند. این روش‌ها بر اساس استفاده از یک مدل سه‌بعدی و ساخت لایه-لایه مواد بر روی یک زیر لایه صورت می‌گیرد. طراحی ساختارهای متخلخل بر اساس CAD^۲، MRI^۳، CT^۴ و بهینه‌سازی توپولوژی^۵ انجام می‌شود. بهینه‌سازی توپولوژی بر اساس روش‌های ریاضی و در نظر گرفتن بهترین شرایط در اهداف چندگانه، قادر به طراحی ساختارهایی به منظور دستیابی به قطعه‌ای با زیست‌سازگاری و خواص مکانیکی مطلوب است. در ادامه، جهت طراحی ساختارهای متخلخل شبیه به استخوان واقعی، از طراحی IMAGE Base که بر اساس MRI یا CT است، استفاده می‌شود. جهت ساخت قطعه از آلیاژ با اشکال پیچیده می‌توان از این روش استفاده کرد [۴۱].

در فرآیندهای ساخت افزایشی، فلز مورد نظر که به صورت پودر، و یا سیم است با استفاده از فرایند ذوب یا تفجوشی (با استفاده از منبع لیزر یا الکترون) به زیر لایه اعمال می‌شود و در نهایت نمونه منجمد شده، با استفاده از برش سیم از زیر لایه جدا می‌گردد. در روش‌های ساخت افزایشی با کنترل کاملی که بر شکل، هندسه و ترکیب نمونه وجود دارد می‌توان به خواص مکانیکی مطلوب دست یافت [۲]. از دیگر مزایای این روش‌ها قابلیت طراحی الگوهای پیچیده [۱۹، ۴۲]، کاهش زمان تولید [۱۸]، تولید نمونه با تخلخل بالا در مقیاس بسیار کوچک و فراهم کردن خواص استخوان‌زایی مطلوب است. درحقیقت یکی از مزایای روش‌های ساخت افزایشی در مقایسه با سایر روش‌های تولید ساختارهای متخلخل، امکان دستیابی به نمونه‌ای با گرادان در ترکیب یا اندازه تخلخل‌های مشابه با ساختار استخوان طبیعی است [۴۲]. خواص مکانیکی و بیولوژیکی نمونه‌های تولید شده با استفاده از روش‌های ساخت افزایشی تابع ویژگی‌های دستگاه تولیدکننده نمونه، روش ساخت و ماده اولیه است. به‌عنوان نمونه، سرعت اسکن، ضخامت لایه‌ها، فاصله بین خطوط اسکن، توان لیزر یا پرتو الکترونی و فاصله دریچه لیزری^۶ از متغیرهای وابسته به دستگاه‌های مختلف است، که مستقیماً بر روی ویژگی‌های نمونه تأثیر می‌گذارد [۷].

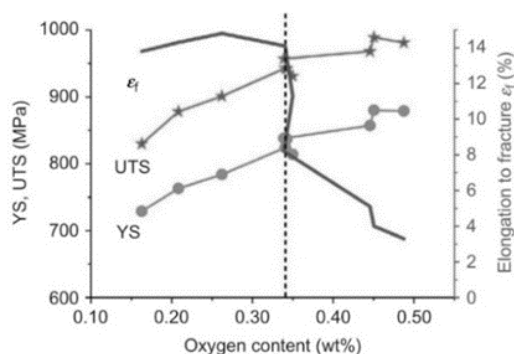
۲-۸-۱- تفجوشی لیزری انتخابی

روش تفجوشی لیزری انتخابی^۷ به دلیل استفاده از تفجوشی به جای ذوب، به دماهای کمتری طی فرایند نیازمند است، که برای ساخت انواع نمونه‌ها با شکل پیچیده بر پایه مواد مختلف به کار برده می‌شود [۷]. شایان ذکر است که با توجه به تفجوشی سطحی ذرات حین فرایند مذکور، استحکام مکانیکی حاصل بسیار پایین است. در نتیجه این روش برای تولید فوم تیتانیومی توصیه نمی‌گردد [۱۷].

۲-۸-۲- ذوب به کمک پرتو الکترون

در روش ذوب به کمک پرتو الکترون^۸ الکترون‌ها توسط فیلامنت تنگستنی گرم شده و به علت پایین بودن سرعت حرکت

مواد اولیه به همراه چسب، تزریق به قالب، حذف ترکیبات اضافی و در نهایت تفجوشی نمونه خام است. انتخاب چسب مناسب در این روش امری بسیار مهم است. از جمله ویژگی‌های لازم در انتخاب چسب مناسب شامل عدم واکنش‌پذیری چسب با پودر فلزی، سهولت حذف از ساختار، در دسترس بودن، گرانبودی و هزینه پایین است. علاوه بر این استفاده از حلال مناسب به منظور خروج چسب بسیار ضروری است [۳۸]. عموماً از این روش به منظور ساخت قطعات چگال استفاده می‌شود اما اخیراً از ترکیب این روش در کنار روش استفاده از مواد فضا‌ساز می‌توان ساختارهای متخلخل ایجاد کرد [۳۹]. از مزایای روش قالب‌گیری تزریقی فلزات، قابلیت کنترل میزان انقباض، چگالی و تخلخل می‌باشد [۳۷، ۳۹]. ضمن اینکه در کنار تخلخل متوسط میزان تنش تسلیم بالایی حاصل می‌گردد [۳۹]. با وجود بالا بودن تقریبی تنش تسلیم حاصل از این روش، استفاده از موادی چون هیدروکسی آپاتیت، علیرغم افزایش زیست‌سازگاری فوم منجر به افزایش تردی و کاهش چشمگیری در توانایی تحمل بار در منطقه تنش هموار^۱ و تنش تسلیم می‌گردد [۴۰]. علاوه بر تردی ناشی از هیدروکسی آپاتیت، عناصر ناخالصی نیز می‌توانند سبب کاهش چقرمگی گردند. به‌عنوان مثال، کربن و اکسیژن از جمله عناصر بین‌نشینی هستند. که به عنوان ناخالصی در فلز تیتانیوم وجود دارد. در روش قالب‌گیری تزریقی، تجزیه چسب نیز همراه با ایجاد کربن در ساختار است. انحلال بیش از میزان استاندارد از عنصر کربن در ساختار نهایی منجر به تشکیل تیتانیوم کارباید و در نتیجه تردی ساختار می‌گردد. حضور اکسیژن در کنار تیتانیوم سبب تشکیل لایه‌های تیتانیوم اکسید بر روی ذرات پودر می‌گردد. حضور لایه‌های فوق حتی در ابعاد نانومتری همراه با افزایش زیست‌سازگاری و مقاومت به خوردگی فوم است. لازم به ذکر است که اکسیژن موجود در ساختار حاصل از تجزیه چسب بوده و یا طی مراحل مختلف روش تزریق پودر فلزات جذب شده است. انحلال اکسیژن بیش از مقادیر استاندارد هم منجر به تغییر در برخی خواص مکانیکی می‌گردد (شکل ۸) [۱۵].



شکل ۸ تأثیر میزان اکسیژن حل‌شده در ساختار آلیاژهای تیتانیوم بر خواص مکانیکی حاصل [۱۵].

۲-۸-۲- روش‌های ساخت افزایشی

تاریخچه فلزات ساخته شده با بکارگیری روش‌های ساخت افزایشی حداقل مربوط به سال ۱۹۲۰ است. نخستین بار این روش توسط بیکر (US patent, 1,533,300) [۸] و با استفاده از

^۱Plateau ^۲Computer Aided Design ^۳Magnetic Resonance Imaging ^۴Computer Tomography Images ^۵Topology Optimization ^۶Laser Hatch Spacing ^۷Selective Laser Sintering (SLS) ^۸Electron Beam Melting (EBM)

هرچند کیفیت سطحی نمونه حاصل پایین است [۱۶، ۴۱]. از جمله پارامترهای موثر وابسته به دستگاه در این روش، توان لیزر، سرعت لیزر، فاصله دریچه لیزر و ضخامت لایه‌ها می‌باشد. از آنجا که با تغییر پارامترهای فرایند، کنترلی بر معماری ریزساختار مانند توزیع حفرات، وجود ندارد، بنابراین اکثر محققین بر کنترل پارامترهای طراحی نسبت به کنترل پارامترهای فرایند به منظور تولید مواد متخلخل با ساختار گرادایانی^۲ متمرکز شده‌اند [۱۸]. به‌عنوان مثال، ژانگ و همکارانش [۱۶] نشان دادند که با افزایش میزان تخلخل در یک ساختار گرادایانی، نفوذپذیری افزایش می‌یابد. همچنین با تغییر دیواره‌ها از حالت منظم به حالتی که به میزان ۳۰٪ به صورت تصادفی قرار گرفته باشند، استحکام فشاری بهبود می‌یابد. لازم به ذکر است، خواص مکانیکی علاوه بر نحوه توزیع حفرات، تابع مورفولوژی حفرات نیز هست. به‌عنوان مثال، مدول الاستیک نمونه‌های متخلخل با معماری مکعبی کمتر از مورفولوژی الماسی است، ضمن اینکه نتایج حاصل از داده‌های آزمایشگاهی و شبیه‌سازی نشان می‌دهد که شکست برای نمونه با معماری مکعبی به صورت یکنواخت و در جهت دیواره‌های عمودی و برای معماری الماسی به صورت مورب و برشی در جهت دیواره‌ها با جهت‌گیری ۴۵ درجه صورت می‌گیرد [۴۶]. بنابراین اندازه سلول‌ها، اندازه و شکل دیواره‌ها، در کنار میزان تخلخل تأثیر قابل توجهی بر مدول الاستیک و استحکام فوم حاصل دارد. ضمن اینکه نتایج حاصل از آزمون فشار در نمونه‌های Ti-6Al-4V با میزان تخلخل بالاتر، نشان داده است که این نمونه‌ها پیش از فروپاشی رفتار الاستیک کمتر اما رفتار برشی بیشتر از خود نشان می‌دهند [۲۶]. در پژوهشی دیگر، یاور و همکارانش [۴۷] نمونه‌های استوانه‌ای با ارتفاع ۱۵ mm و قطر ۱۰ mm را با استفاده از سه نوع معماری حفره: مکعبی، الماسی و مکعب کوتاه‌شده هشت ضلعی^۳، با استفاده از روش ساخت افزایشی تولید نمودند. نتایج حاصل از آزمون فشار مربوط به فلزات متخلخل نشان داد که ساختار متخلخل با معماری الماسی نسبت به دو معماری دیگر، پایین‌ترین استحکام و خواص مکانیکی را از خود نشان می‌دهد. ضمن اینکه خواص مکانیکی ساختار متخلخل سلول واحد مکعبی در بیشتر موارد نسبت به دو مورد دیگر بالاتر بوده، به این صورت که در اثر بارگذاری خستگی تا ۱۰۶ سیکل، شکست در هیچ‌یک از نمونه‌های مکعبی با مقادیر متفاوت تخلخل حتی تا مقادیر ۸۰٪ از مقدار تنش تسلیم مشاهده نشده‌است.

چوی و همکارانش [۱۸] با تغییر اندازه دیواره سلول‌ها (از ۰/۴ mm به ۱/۲ mm) در دو معماری لانه‌زنبوری و مکعبی به نمونه‌هایی با تخلخل گرادایانی دست‌یافتند، به گونه‌ای که تغییرات چگالی در لایه‌های مختلف، اندک است. نتایج به دست آمده گواهِ از بالاتر بودن خاصیت جذب انرژی برای دیواره‌ها با گرادایان در جهت عمودی دارد. تغییر شکل تمامی ساختارهای متخلخل گرادایانی از نواحی با ضخامت پایین‌تر دیواره شروع شده و به نواحی با ضخامت بیشتر دیواره ختم می‌گردد. درحالی‌که نمونه با دیواره یکنواخت شکست برشی به صورت قطری را در قسمت میانی برای کل نمونه‌ها نشان می‌دهد. شکست قطری در این آزمایش به علت چگالی بالای نمونه‌ها قابل مشاهده است. میزان کرنش شکست در ساختار با تخلخل یکنواخت بیشتر از ساختار با تخلخل گرادایانی گزارش شده است. مقادیر تنش قابل تحمل در ساختاری

الکترون‌ها از دو منبع مغناطیسی به منظور تنظیم سرعت آنها استفاده می‌گردد. منبع مغناطیسی اول به منظور تمرکز پرتوهای الکترون تا رسیدن به قطر دلخواه و منبع مغناطیسی دوم به منظور تمرکز پرتو الکترون بر هدف به کار می‌رود. باتوجه به بالا بودن مقدار انرژی منبع، از این روش جهت تولید نمونه‌های چگال با استحکام بالا استفاده می‌گردد. تمیز بودن فرایند تحت شرایط خلأ سبب می‌شود، که میزان عیوب موجود در نمونه‌های تیتانیوم خالص تجاری در این روش در مقایسه با ذوب لیزری انتخابی^۱ کمتر باشد [۲، ۴۱]. سختی سطحی مناسب (جدول ۳) و مقاومت به سایش بالا از مزایای این روش است، هرچند نیاز این فرآیند به دمای بالا، کند بودن فرآیند ناشی از سرعت سرعته‌های پایین و البته هزینه بسیار بالا از جمله محدودیت‌های این روش به‌شمار می‌روند. از جمله متغیرهای فرآیند که بر کیفیت نمونه نهایی تأثیرگذار است می‌توان به: چگالی انرژی، سرعت سرد شدن نمونه و سرعت اسکن اشاره نمود [۴۱، ۴۳].

علاوه بر تأثیر مواردی مانند اندازه و توپولوژی سلول‌ها، چگالی نسبی ساختار هم عاملی بسیار تأثیرگذار بر خواص مکانیکی فوم است. گالاتی و همکارانش [۴۴] برای اولین بار با استفاده از نتایج تجربی حاصل از آزمون فشار بر روی فوم Ti-6Al-4V ساخته شده به روش ذوب با پرتو الکترون و همچنین مدل گیبسون-اشبی نشان دادند که، چگالی نسبی با میزان انرژی جذب شده تا شکست نسبی مرتبط است.

جدول ۳ میزان سختی سلول‌های ساخته‌شده از تیتانیوم به روش EBM [۴۳].

نمونه	تخلخل %	سختی سلول (GPa)
۱	۹۱/۶۵	۳/۲۳
۲	۹۰/۹۷	۳/۳۰
۳	۹۰/۰۸	۳/۳۶
۱	۸۶/۰۰	۳/۰۳
۲	۸۳/۵۲	۳/۱۵
۳	۷۹/۴۶	۳/۲۴
۴	۷۳/۳۶	۳/۳۱
۵	۶۲/۰۸	۳/۵۱

مطالعات نشان می‌دهند که ساختارهای با تخلخل یکنواخت در منطقه تنش هموار، نوسان بسیار شدید از خود نشان می‌دهند که نشان‌دهنده رفتار ترد است در حالیکه ساختارهای متخلخل گرادایانی شکل‌پذیری بیشتری از خود نشان می‌دهند [۴۵]. از دیگر مقایسه‌های صورت گرفته بین ساختارهای مکعبی، هرم مربع‌القاعده و دوازده سطحی لوزی نشان داد، بیشترین میزان مدول یانگ مربوط به ساختار مکعبی است، درحالی‌که دوازده سطحی لوزی دارای پایین‌ترین میزان مدول یانگ است [۱۵].

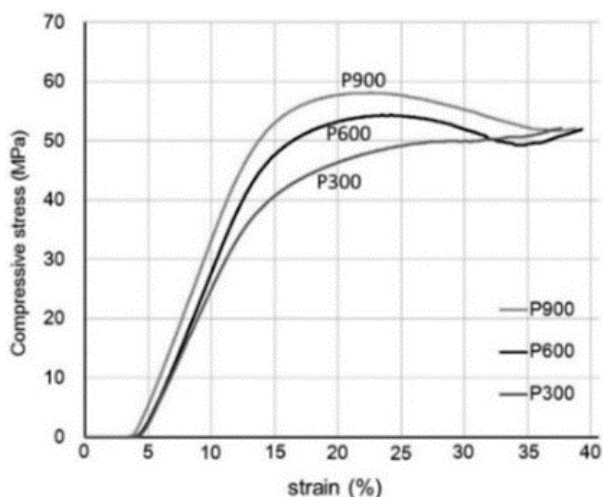
۲-۸-۳- ذوب لیزری انتخابی

در روش SLM از پرتو لیزر به منظور ایجاد پیوند بین ذرات پودر استفاده می‌گردد. توانایی تولید نمونه‌های با ساختار پیچیده و چگالی بالا از جمله مزایای روش فوق است. همچنین باتوجه به اینکه قطر پرتو لیزر کمتر از ۱۰۰ میکرومتر است، انرژی به‌صورت متمرکز بر لایه‌ها وارد شده، که منجر به افزایش دقت می‌گردد. از دیگر مزایای SLM می‌توان به توانایی کنترل درصد حفرات و امکان تولید ساختارهای متخلخل سلول باز اشاره کرد،

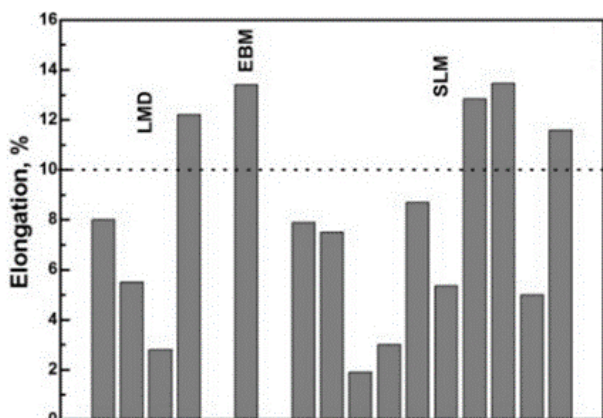
^۱Selective Laser Melting (SLM)

^۲Functionally Graded Porous Materials (FGPS)

^۳Octahedron Truncated Cube



شکل ۱۰ تأثیر اندازه حفرات بر میزان استحکام فشاری [۴۹].



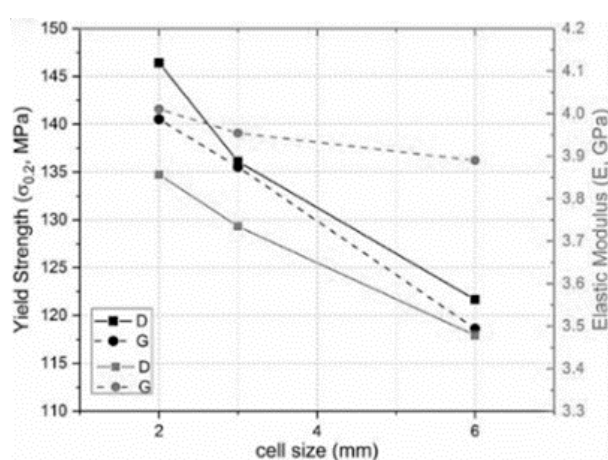
شکل ۱۱ میزان ازدیاد طول حاصل از روش‌های ساخت افزایشی [۵۱].

در جداول ۴ و ۵، خلاصه‌ای ارائه گردیده که مشتمل بر نقش معماری حفرات بر مدول الاستیک و استحکام فشاری قطعات متخلخل ساخته شده از تیتانیوم و آلیاژهای آن به روش‌های مختلف است.

۳- نتیجه‌گیری

از جمله چالش‌های اساسی در زمینه ساختارهای متخلخل، انتخاب روش ساختی مناسب است که ضمن حفظ استحکام و ایجاد حفرات باز با معماری مناسب جهت عبور سلول‌های استخوانی، اتمسفر مناسبی جهت ساخت نمونه‌های تیتانیومی مهیا کند. با توجه به اهمیت روش ساخت بر خواص نهایی، در مقاله علمی-ترویجی حاضر داده‌های حاصل از روش‌های متفاوت ساخت تیتانیوم متخلخل جمع‌آوری و از نظر سهولت روش، خواص مکانیکی و همچنین هزینه تمام‌شده مقایسه انجام شد. تحقیقات صورت‌گرفته نشان می‌دهند گرچه روش‌های ساخت افزایشی کنترل دقیقی بر معماری حفرات داشته و قطعه به شکل نهایی تولید می‌شود، با این وجود، هزینه ساخت بسیار بالا مانعی برای گسترش این روش محسوب می‌گردد. بنابراین توجه به روش‌هایی چون تفجوشی جرقه پلاسما و قالب‌گیری تزریقی فلزات که اخیراً در ترکیب با ماده فضا‌ساز بکار می‌روند، توانایی ایجاد ساختارهای متخلخل با خواص مکانیکی مطلوب در کنار هزینه تمام‌شده کمتر

که جهت‌گیری دیواره‌ها عمودی است، بیشتر است. در ادامه ژانگ و همکارانش [۴۲]، با ساخت داربست‌های فلزی از جنس $Ti-6Al-4V$ بر پایه معماری تخلخل گرادایانی و S -مانند در جهت ارتفاع به شبیه‌سازی رفتار قطعه فلزی با میزان تخلخل در قسمت خارجی و داخلی استخوان پرداختند. آنها از گرادایان S -مانند به دلیل سادگی و انعطاف‌پذیری آن برای توزیع تخلخل استفاده کردند. مدول یانگ بدست‌آمده در این پژوهش، ارتباط مستقیمی با میانگین تخلخل نشان می‌دهد. لیو و همکارانش [۴۸]، با در نظر گرفتن دو معماری گایرود و الماسی نمونه‌هایی با تخلخل گرادایانی از آلیاژ $Ti-6Al-4V$ مطابق معماری TPMS29 ساختند. در نتایج حاصل از آزمون فشار، نقش اندازه سلول‌ها بر استحکام تسلیم و مدول الاستیک نشان داده شده است (شکل ۹).



شکل ۹ تأثیر نوع معماری و اندازه سلول بر مدول الاستیک و استحکام تسلیم [۴۸].

نتایج حاصل نشان می‌دهد با افزایش اندازه سلول‌ها، مدول الاستیک و تنش تسلیم کاهش می‌یابد، هرچند تغییرات مشاهده شده در استحکام و مدول تابع شکل حفرات است.

در ادامه تانیگوجی و همکارانش [۴۹] با بررسی نتایج آزمون‌های زیستی بر روی نمونه‌های ساخته‌شده از جنس تیتانیوم خالص تجاری با اندازه حفرات متفاوت (۳۰۰، ۶۰۰ و ۹۰۰ میکرومتر) بر رشد استخوان خرگوش مشاهده کردند که، اندازه حفره $600 \mu m$ با فراهم کردن استحکام فشاری و مدول الاستیک مناسب (به ترتیب 50 MPa و $557-661$ MPa)، توانایی تثبیت بالا در بازه کوتاه زمانی و رشد عمیق استخوان داشته و گزینه‌ی مناسبی برای ساختار سطحی ایمپلنت‌های استخوانی است. ضمن اینکه اندازه حفره 300 میکرومتری از نظر رشد سلول‌های استخوانی گزینه بهتری نسبت به دو مورد دیگر می‌باشد (شکل ۱۰).

پژوهش دیگری در زمینه نقش نوع معماری نشان می‌دهد که، معماری گایرود نسبت به مکعبی مرکزدار مدول الاستیک، استحکام فشاری و کششی بیشتری از خود نشان می‌دهد [۵۰]. علاوه بر نقش معماری حفرات و متغیرهای ساخت بر مقادیر استحکام فشاری و مدول یانگ، شکل‌پذیری قطعات نیز تابع شکل حفرات و روش ساخت است. در شکل ۱۱، تغییرات شکل‌پذیری در نمونه به ازای روش‌های مختلف ساخت افزایشی ارائه شده است [۵۱].

مقرون به صرفه بودن، استحکام بالا و مدول الاستیک پایینی ایجاد می‌کند و ظاهراً روش مناسبی به منظور ساخت ایمپلنتی با خواص نزدیک به استخوان به شمار می‌رود.

نسبت به روش‌های ساخت افزایشی را دارند. مقایسه خواص مکانیکی حاصل از روش‌های متفاوت ساخت تیتانیوم متخلخل نشان داد که روش SPS با استفاده از ماده فضا ساز علاوه بر

جدول ۴ تأثیر موفولوژی حفرات و میزان تخلخل فوم بر خواص مکانیکی ساختارهای متخلخل

شماره	سال	ماده	روش	نوع حفرات	تخلخل گرادینانی	تخلخل (%)	استحکام فشاری (MPa)	مدول الاستیک (GPa)
۱	۲۰۰۸ [۲۵]	TiH ₂	ریخته‌گری با ژل + فضا ساز	-	-	۴-۴۱	۴۴۵-۱۷۱	۸۱-۱۷
۲	۲۰۰۹ [۱]	تیتانیوم	ریخته‌گری دوغابی	-	-	۵۸/۸، ۵۶/۱ ۶۵/۲	۱۲۱، ۱۵۲، ۱۴۱	-
۳	۲۰۰۹ [۴۶]	Ti-۶ Al-۴ V	فضا ساز	-	-	۶۰	۲۰۰-۲۲	۲/۵-۰/۹۳
۴	۲۰۱۱ [۱۳]	Ti-۱۰%/Mg	فضا ساز	-	-	۳۰/۸ - ۵۴/۸	۱۳۹/۹، -۲۷/۲	۱/۲۶ - ۴/۰۱
۵	۲۰۱۹ [۳۱]	Ti-۶ Al-۲ Co	فضا ساز	-	-	۷۰، ۶۰، ۵۰	۷۳۷-۱۰۲۳	۴۰-۵
۶	۲۰۱۱ [۲۱]	تیتانیوم	ریخته‌گری انجمادی	-	-	۳۷-۵۳	۳۸۰-۱۱۰	۵۲-۱۰
۷	۲۰۲۰ [۲۳]	تیتانیوم	ریخته‌گری انجمادی	نسبتاً کشیده	طولی	۸، ۳۵	۳۹۶	۱۹
۸	۲۰۲۰ [۲۲]	Ti-۶ Al-۴ V	ریخته‌گری انجمادی	کشیده و لایه‌ای	-	۶۰ - ۵۹/۶۰	۵۷/۱۴۲ - ۳۴/۲۴	۲/۵ - ۸۶/۰۵
۹	۲۰۱۲ [۵۱]	Ti-۶ Al-۴ V	ذوب با پرتو الکترون	-	-	۶۲ - ۹۲	۳/۸ - ۱۱۲/۸	۰/۱۹ - ۶/۳۴
۱۰	۲۰۱۲ [۲]	Ti-۶ Al-۴ V (grade23)	ذوب لیزری انتخابی	مستطیلی، مستطیلی با جهت‌گیری ۹۰ درجه، دایره‌ای با جهت‌گیری قطری	-	۸۹ - ۶۴، ۸۰ - ۶۷، ۸۹ - ۶۶	۱۱۳ - ۱۵/۱، ۱۴۷/۲ - ۵۵/۵، ۱۸۴/۸ - ۳۰/۲	۵/۱ - ۶/۷
۱۱	۲۰۱۴ [۸]	Ti-۶ Al-۴ V	ذوب لیزری انتخابی	مکعبی، مکعب کوتاه‌شده، هشت‌ضلعی الماسی	-	۸۹-۶۶	۱۱۳-۱۰۵، ۲۰۱۴۷-۵۵۵	-
۱۲	۲۰۱۵ [۱۱]	Ti-۶ Al-۴ V (grade23)	ذوب لیزری انتخابی	مکعبی الماسی	-	-	۱۸۵ - ۳۰، ۱۱۳ - ۱۵	۱/۵ - ۴/۸ ۰/۵ - ۳/۶
۱۳	۲۰۱۶ [۴۹]	تیتانیوم	ذوب لیزری انتخابی	دوازده سطحی لوزی‌وار	-	۶۴ - ۶۱/۶	۴۰۵۱-۲۰۳۶	۰/۵۵۷-۰/۶۶۱
۱۴	۲۰۱۶ [۲۴]	Ti-۶ Al-۴ V	ریخته‌گری با ژل	-	-	۹۱-۷۱	۶/۵ - ۷۹/۱	-
۱۵	۲۰۱۶ [۲۹]	تیتانیوم (grade4)	فضا ساز	-	-	۶۰، ۴۰، ۲۰	۸۱، ۱۸۶، ۴۵۸	۱۴/۲، ۰۱۸ ۱۲/۳
۱۶	۲۰۱۷ [۳۳]	Ti-۲ Cu-۴ Ca	فضا ساز + SPS	-	-	۴۰	۲۰۶ - ۳۲۵	۶/۲ - ۱۲/۲
۱۷	۲۰۱۹ [۳۶]	تیتانیوم	فضا ساز + SPS	-	-	۷۰ تا	۶۷ - ۳۸۹	۴/۶ - ۲۶/۱
۱۸	۲۰۲۰ [۳۴]	تیتانیوم	فضا ساز + SPS	مکعبی	-	۵۴ - ۶۱/۵	۶۰ - ۱۲۳	۵/۳ - ۸/۱
۱۹	۲۰۱۹ [۳۸]	Ti-۶ Al-۴ V	قالب‌گیری تزریقی فلزات	-	-	-	-	۱۵/۶۲ - ۱۸/۱
۲۰	۲۰۲۰ [۳۹]	تیتانیوم	قالب‌گیری تزریقی فلزات + فضا ساز	-	-	۵، ۴۲	۱۲۳ - ۲۳۰	۷/۸۲ - ۲۱/۶۹
۲۱	۲۰۱۹ [۴۰]	تیتانیوم	قالب‌گیری تزریقی فلزات + فضا ساز	-	-	۶۲	۳۱/۶ - ۵۰/۹	-
۲۲	۲۰۱۷ [۱۰]	تیتانیوم	فوم فداشونده	-	-	۸۴/۲ - ۶۶/۴	۸/۹ - ۸۳/۶	۲
۲۳	۲۰۱۷ [۱۲]	تیتانیوم	ریخته‌گری انجمادی	-	-	۵۰ - ۶۷	۵۸ - ۱۶۲	۲/۵ - ۶/۵
۲۴	۲۰۱۷ [۱۸]	Ti-۶ Al-۴ V (grade23)	ذوب لیزری انتخابی	مکعبی، لانه‌زنبوری	-	۶۵ - ۶۰، ۴۵ - ۳۸	۱۴۴ - ۷۱، ۳۴۹ - ۲۱۳	۵ - ۳۸ ۱۶ - ۷۶
۲۵	۲۰۱۷ [۵۲]	Ti-۶ Al-۴ V	ذوب با پرتو الکترون	مکعب مرکزی	شعاعی	۶۵ - ۲۱	۲۱۲ - ۳۱	۰/۹ - ۳/۶
۲۶	۲۰۱۷ [۴۷]	Ti-۶ Al-۴ V	ذوب لیزری انتخابی	الماس، گابرو	طولی	۹۰ - ۷۰	۱۳۶/۶، ۳۹/۸ - ۱۲۶/۵	۲/۱ - ۳/۸
۲۷	۲۰۱۸ [۴۲]	Ti-۶ Al-۴ V (grade23)	ذوب لیزری انتخابی	-	مانند s*	۵۶/۵ - ۳۸، ۷۵ - ۵۶/۵	۲۷/۱ - ۸۴/۷	۷، ۵-۳، ۳
۲۸	۲۰۲۰ [۲۶]	Ti-۶ Al-۴ V	ذوب لیزری انتخابی	استرات‌های گرد، چهار و شش ضلعی	-	۹۵ - ۷۰	۴ - ۵/۸۸	۰/۱ - ۰/۱۸۴

جدول ۵ ادامه جدول ۴

شماره	سال	ماده	روش	نوع حفرت	تخلخل گرادینانی	تخلخل (%)	استحکام فشاری (MPa)	مدول الاستیک (GPa)
۲۹	۲۰۲۰ [۴۸]	Ti-۶ Al-۴ V	ذوب انتخابی لیزری	گایرود، مکعبی مرکزدار، primitive cell	-	۴۴ - ۹۰	۲۷/۳۲۷.۳ - ۴	۱/۴۷ - ۷/۶
۳۰	۲۰۲۰ [۴۴]	Ti-۶ Al-۴ V	ذوب با پرتو الکترون	dode thin, G-structure 3, Rombi dodecahe dron	-	-	۲/۲۶ - ۸۱/۸۸	۲/۸۱ - ۲۶/۸۸
۳۱	۲۰۱۸ [۵۳]	Ti-۶ Al-۴ V	ذوب با پرتو الکترون	گایرود	-	۷۵ - ۹۰	۱۶/۴۱ - ۸۶/۵۹	۰/۵ - ۹/۲

مراجع

- [10] Wang, Chunli, Chen, Hongjie, Zhu, Xiangdong, Xiao, Zhanwen, Zhang, Kai, and Zhang, Xingdong. An improved polymeric sponge replication method for biomedical porous titanium scaffolds. *Materials Science and Engineering: C*, 70:1192–1199, 2017.
- [11] Jung, Hyun-Do, Yook, Se-Won, Kim, Hyoun-Ee, and Koh, Young-Hag. Fabrication of titanium scaffolds with porosity and pore size gradients by sequential freeze casting. *Materials letters*, 17(63):1545–1547, 2009.
- [12] Yan, Leiming, Wu, Jisi, Zhang, Lei, Liu, Xinli, Zhou, Kechao, and Su, Bo. Pore structures and mechanical properties of porous titanium scaffolds by bidirectional freeze casting. *Materials Science and Engineering: C*, 75:335–340, 2017.
- [13] Wang, Yue-Qin, Jie, TAO, Zhang, Jin-Long, and Tao, WANG. Effects of addition of nh4hco3 on pore characteristics and compressive properties of porous ti-10% mg composites. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 21(5):1074–1079, 2011.
- [14] Warnke, Patrick H, Douglas, Timothy, Wollny, Patrick, Sherry, Eugene, Steiner, Martin, Galonska, Sebastian, Becker, Stephan T, Springer, Ingo N, Wiltfang, Jörg, and Sivananthan, Sureshan. Rapid prototyping: porous titanium alloy scaffolds produced by selective laser melting for bone tissue engineering. *Tissue engineering part c: Methods*, 15(2):115–124, 2009.
- [15] Froes, Francis and Qian, Ma. *Titanium in Medical and Dental Applications*. Woodhead Publishing, 2018.
- [16] Zhang, Z, Jones, D, Yue, S, Lee, PD, Jones, JR, Sutcliffe, CJ, and Jones, E. Hierarchical tailoring of strut architecture to control permeability of additive manufactured titanium implants. *Materials Science and Engineering: C*, 33(7):4055–4062, 2013.
- [17] Ngo, Tuan D., Kashani, Alireza, Imbalzano, Gabriele, Nguyen, Kate T.Q., and Hui, David. Additive manufacturing (3d printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143:172 – 196, 2018.
- [18] Choy, Sing Ying, Sun, Chen-Nan, Leong, Kah Fai, and Wei, Jun. Compressive properties of functionally graded lattice structures manufactured by selective laser melting. *Materials & Design*, 131:112 – 120, 2017.
- [1] Neirinck, Bram, Mattheys, Tina, Braem, Annabel, Fransaeer, Jan, Van der Biest, Omer, and Vleugels, Jef. Preparation of titanium foams by slip casting of particle stabilized emulsions. *Advanced Engineering Materials*, 11(8):633–636, 2009.
- [2] Wieding, Jan, Jonitz, Anika, and Bader, Rainer. The effect of structural design on mechanical properties and cellular response of additive manufactured titanium scaffolds. *Materials*, 5(8):1336–1347, 2012.
- [3] Dezfuli, S Naddaf, Sadrmezhaad, SK, Shokrgozar, MA, and Bonakdar, S. Fabrication of biocompatible titanium scaffolds using space holder technique. *Journal of materials science: materials in medicine*, 23(10):2483–2488, 2012.
- [4] Sola, Antonella, Bellucci, Devis, and Cannillo, Valeria. Functionally graded materials for orthopedic applications—an update on design and manufacturing. *Biotechnology advances*, 34(5):504–531, 2016.
- [5] Singh, R, Lee, PD, Dashwood, RJ, and Lindley, TC. Titanium foams for biomedical applications: a review. *Materials Technology*, 25(3-4):127–136, 2010.
- [6] Azarniya, Abolfazl, Azarniya, Amir, Safavi, Mir Saman, Farshbaf Ahmadipour, Mohammad, Esmaeli Seraji, Melica, Sovizi, Saeed, Saqaei, Mahboobe, Yamanoglu, Ridvan, Soltaninejad, Mohammad, Madaah Hosseini, Hamid Reza, et al. Physicomechanical properties of porous materials by spark plasma sintering. *Critical Reviews in Solid State and Materials Sciences*, 45(1):22–65, 2020.
- [7] Ryan, Garrett and Pandit, Abhay. Dimitrios panagiotis apatsidis. fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials*, 27:2651–2670, 2006.
- [8] Dutta, Bhaskar and Froes, Francis. *Additive manufacturing of titanium alloys: state of the art, challenges and opportunities*. Butterworth-Heinemann, 2016.
- [9] Geetha, Manivasagam, Singh, Ashok K, Asokamani, Rajamanickam, and Gogia, Ashok K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—a review. *Progress in materials science*, 54(3):397–425, 2009.

- cell metal foams. *Transactions of the Indian Institute of Metals*, 73:1–7, 02 2020.
- [31] Abhash, Amit, Singh, Pradeep, Muchhala, Dilip, Kumar, Rajeev, Gupta, Gaurav, and Mondal, DP. Research into the change of macrostructure, microstructure and compressive deformation response of ti6al2co foam with sintering temperatures and space holder contents. *Materials Letters*, 261:126997, 11 2019.
- [32] Aldinger, Fritz, Claussen, Nils, Kaneno, Masayuki, Koumoto, Kunihito, Somiya, Shigeyuki, Spriggs, Richard M., and Uchino, Kenji. Preface to the first edition. in Somiya, Shigeyuki, ed. , *Handbook of Advanced Ceramics (Second Edition)*, p. xi. Academic Press, Oxford, second edition ed. , 2013.
- [33] Zhang, L., He, Zhengyuan, Tan, Jun, Calin, M., K G, Prashanth, Sarac, Baran, V., Bernhard, Jiang, Y.H., Zhou, Ray, and Eckert, J. Designing a multifunctional ti-2cu-4ca porous biomaterial with favorable mechanical properties and high bioactivity. *Journal of Alloys and Compounds*, 727, 08 2017.
- [34] Makena, Isaac, Shongwe, Mxolisi, Machaka, Ronald, and Masete, Mosimanegape. Effect of spark plasma sintering temperature on the pore characteristics, porosity and compression strength of porous titanium foams. *SN Applied Sciences*, 2, 04 2020.
- [35] Makena, Isaac, Shongwe, Mxolisi, Machaka, Ronald, and Matizanhuka, Wallace. Influence of spark plasma sintering temperature on porous titanium microstructural integrity, airflow resistance, and space holder removal. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 104, 10 2019.
- [36] Lascano, Sheila, Arevalo, C., Montealegre-Melendez, Isabel, Munoz, Sergio, Rodriguez-Ortiz, Jose A., Trueba, Paloma, and Torres, Y. Porous titanium for biomedical applications: Evaluation of the conventional powder metallurgy frontier and space-holder technique. *Applied Sciences*, 9:982, 03 2019.
- [37] Dehghan-manshadi, Ali, Chen, Yunhui, Shi, Zhiming, Bermingham, M., StJohn, D, and Dargusch, M. Porous titanium scaffolds fabricated by metal injection moulding for biomedical applications. *Materials*, 11, 09 2018.
- [38] Ramli, Mohd Ikram, Bakar, Abu, Muhamad, Norhamidi, Muchtar, Andanastuti, and Zakaria, Mohd Yusuf. Effect of sintering on the microstructure and mechanical properties of alloy titanium-wollastonite composite fabricated by powder injection moulding process. *Ceramics International*, 03 2019.
- [39] Dehghan-Manshadi, A, StJohn, D, Dargusch, M, and Ma, Qian. Fabrication of highly porous titanium scaffolds using metal injection moulding and space holder. 03 2018.
- [19] Shahali, Hesam, Jaggessar, Alka, and Yarlagaadda, Prasad KDV. Recent advances in manufacturing and surface modification of titanium orthopaedic applications. *Procedia Engineering*, 174:1067–1076, 2017. 13th Global Congress on Manufacturing and Management Zhengzhou, China 28-30 November, 2016.
- [20] Dunand, David. Processing of titanium foams. *Advanced Engineering Materials*, 6:369 – 376, 06 2004.
- [21] Li, Jessica and Dunand, David. Mechanical properties of directionally freeze-cast titanium foams. *Acta Materialia - ACTA MATER*, 59:146–158, 01 2011.
- [22] Chen, Zhuyin, Liu, Xinli, Shen, Ting, Wu, Chuanzong, and Zhang, Lei. Template-assisted freeze casting of macroporous ti6al4v scaffolds with long-range order lamellar structure. *Materials Letters*, 264:127374, 04 2020.
- [23] Trueba, Paloma, Beltrán, Ana M., Bayo, José Manuel, Rodríguez-Ortiz, José Antonio, Larios, Diego F., Alonso, Esteban, Dunand, David C., and Torres, Yadir. Porous titanium cylinders obtained by the freeze-casting technique: Influence of process parameters on porosity and mechanical behavior. *Metals*, 10(2), 2020.
- [24] Biasetto, Lisa, Guzi de Moraes, Elisangela, Colombo, Paolo, and Bonollo, Franco. Ovalbumin as foaming agent for ti6al4v foams produced by gelcasting. *Journal of Alloys and Compounds*, 687, 06 2016.
- [25] Erk, Kendra, Dunand, David, and Shull, Kenneth. Titanium with controllable pore fractions by thermo reversible gelcasting of tih2. *Acta Materialia*, 56:5147–5157, 10 2008.
- [26] Azir, Mohd, Harun, W.S.W, and Kadirgama, Kumaran. A mechanical property evaluation of ti6al4v cellular lattice structures fabricated by selective laser melting. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 788:012010, 06 2020.
- [27] Xu, Qian, Gabbitas, Brian, Matthews, Steven, and Zhang, Deliang. The development of porous titanium products using slip casting. *Journal of Materials Processing Technology*, 213:1440–1446, 08 2013.
- [28] Xu, Qian, Gabbitas, Brian, and Matthews, Steven. Titanium compacts with controllable porosity by slip casting of binary powder mixtures. *Powder Technology*, 266:396–406, 11 2014.
- [29] Torres, Y., Trueba, Paloma, Pavon Palacio, Juan, Chicardi, Ernesto, Kamm, Paul H., García-Moreno, Francisco, and Rodríguez-Ortiz, José A. Design, processing and characterization of titanium with radial graded porosity for bone implants. *Materials & design*, 110, 07 2016.
- [30] Su, Mingzhou, Wang, Huimeng, Zhou, Qiaoling, Chen, Chang, Liu, Kang, and Hao, Xiaodong. Relationship between porosity and spacer content of open

- Amir. Relationship between unit cell type and porosity and the fatigue behavior of selective laser melted meta-biomaterials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 03 2015.
- [48] Liu, Fei, Mao, Zhongfa, Zhang, Peng, Zhang, David, Jiang, Junjie, and Ma, Zhibo. Functionally graded porous scaffolds in multiple patterns: New design method, physical and mechanical properties. *Materials & Design*, 160, 10 2018.
- [49] Taniguchi, Naoya, Fujibayashi, Shunsuke, Takemoto, Mitsuru, Sasaki, Kiyoyuki, Otsuki, Bungo, Nakamura, Takashi, Matsushita, Tomiharu, Kokubo, Tadashi, and Matsuda, Shuichi. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. *Materials Science and Engineering: C*, 59, 10 2015.
- [50] Yu, Guisheng, Li, Zhibin, Li, Shuangjian, Zhang, Qiang, Hua, Youlu, Liu, Hui, Zhao, Xueyang, Dhaidhai, Denzel, Li, Wei, and Wang, Xiaojian. The select of internal architecture for porous ti alloy scaffold: A compromise between mechanical properties and permeability. *Materials & Design*, 192:108754, 04 2020.
- [51] Cheng, X.Y., Li, S.J., Murr, Lawrence, Zhang, Zhenbo, Hao, Y.L, Yang, R, Medina, Francisco, and Wicker, R.B. Compression deformation behavior of ti-6al-4v alloy with cellular structures fabricated by electron beam melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 16, 10 2012.
- [52] Surmeneva, M., Surmenev, Roman, Chudinova, Ekaterina, Koptyug, Andrey, Tkachev, Mikhail, Shkarina, Svetlana, and Rönner, Lars-Erik. Fabrication of multiple-layered gradient cellular metal scaffold via electron beam melting for segmental bone reconstruction. *Materials & Design*, 133, 07 2017.
- [53] Yanez, Alejandro, Cuadrado, A., Martel, Oscar, Afonso, Horacio, and Monopoli, Donato. Gyroid porous titanium structures: A versatile solution to be used as scaffolds in bone defect reconstruction. *Materials & Design*, 140, 11 2017.
- [40] Shbeh, Mohammed, Wally, Zena, Elbadawi, Mohammed, Mosalagae, Mosalagae, Al-Alak, Hassan, Reilly, Gwendolen, and Goodall, Russell. Incorporation of ha into porous titanium to form ti-ha biocomposite foams. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 96, 04 2019.
- [41] Niinomi, Mitsuo and Nakai, M. Titanium-based biomaterials for preventing stress shielding between implant devices and bone. *International journal of biomaterials*, 2011:836587, 06 2011.
- [42] Zhang, Xiangyu, Fang, Gang, Xing, Lei-Lei, Liu, Wei, and Zhou, J. Effect of porosity variation strategy on the performance of functionally graded ti-6al-4v scaffolds for bone tissue engineering. *Materials and Design*, 157:523–538, 08 2018.
- [43] Yan, Ming and Yu, Peng. *An Overview of Den-sification, Microstructure and Mechanical Property of Additively Manufactured Ti-6Al-4V - Comparison among Selective Laser Melting, Electron Beam Melting, Laser Metal Deposition and Selective Laser Sintering, and with Conventional Powder*. 04 2015.
- [44] Del Guercio, Giuseppe, Galati, Manuela, and Sa-boori, Abdollah. Innovative approach to evaluate the mechanical performance of ti-6al-4v lattice structures produced by electron beam melting process. *Metals and Materials International*, 05 2020.
- [45] Wang, Q, Li, S, Hou, W, Wang, Shaogang, Hao, Y.L, Yang, R, and Misra, R.D.K. Mechanistic understanding of compression-compression fatigue behavior of functionally graded ti-6al-4v mesh structure fabricated by electron beam melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 103:103590, 03 2020.
- [46] Dizlek, M., Guden, Mustafa, Turkan, U., and Tasdemirci, Alper. Processing and compression testing of ti6al4v foams for biomedical applications. *Journal of Materials Science*, 44:1512–1519, 03 2009.
- [47] Amin Yavari, Saber, Ahmadi, S.M., Pouran, Behdad, Schrooten, Jan, Weinans, Harrie, and Zadpoor,