

فرآیندهای نوین در مهندسی مواد

ma.iaumajlesi.ac.ir

تأثیر سرعت حرکت پین بر ریزساختار، خواص مکانیکی و زیست سازگاری کامپوزیت‌های سطحی Ti/HA ساخته شده به روش FSP

امیرحسین شهباز^۱، مهرداد عباسی^{۱*}، حامد ثابت^۱

۱- گروه مهندسی مواد و متالورژی، واحد کرج، دانشگاه آزاد اسلامی، کرج، ایران.

mabbasi@kiau.ac.ir *

مقاله پژوهشی

اطلاعات مقاله

دریافت: ۱۴۰۲/۱۰/۱۴

پذیرش: ۱۴۰۳/۰۴/۱۶

کلیدواژگان:

جوشکاری اصطکاکی اغتشاشی

سرعت خطی

تیتانیوم

هیدروکسی آپاتیت

خواص فیزیوشیمیایی.

چکیده

تیتانیوم یکی از مهم‌ترین عناصر فلزی است که در بسیاری از صنایع از جمله هوافضا، پزشکی و خودرو سازی استفاده می‌شود. از سوی دیگر هیدروکسی آپاتیت (HA) یکی از مهم‌ترین مواد استفاده شده در صنایع پزشکی برای جایگزینی استخوان‌های آسیب‌دیده است. این مطالعه به بررسی اثر ریز ساختار بر خواص مکانیکی و زیست سازگاری کامپوزیت‌های سطحی Ti/HA ساخته شده با استفاده از روش جوشکاری اغتشاشی اصطکاکی (FSP) می‌پردازد. ریزساختار با سرعت‌های مختلف ۲۵-۷۰ میلی‌متر در دقیقه تغییر یافت. مطالعات ریز ساختاری نشان داد که سرعت‌های سرعت خطی کمتر (۲۵-۴۰ میلی‌متر در دقیقه) در مقایسه با سرعت‌های بالاتر (۵۰-۷۰ میلی‌متر در دقیقه) منجر به نقص‌های کمتری مانند حفره‌ها و ترک‌ها می‌شود. توزیع ناهمگن تر ذرات HA در ماتریس Ti در سرعت‌های سرعت خطی بالاتر به دلیل اثرات چرخش و نرخ سرد شدن بالاتر مشاهده شد. بررسی‌های مکانیکی نشان داد که استحکام کششی نهایی با افزایش سرعت خطی کاهش می‌یابد. مقادیر ۲۵، ۴۰، ۵۵ و ۷۰ میلی‌متر بر دقیقه به ترتیب ۸۶۵، ۷۴۸، ۷۵۶ و ۵۴۰ مگاپاسکال و مگاپاسکال با انحراف معیار $4 \pm$ درصد به دست آمد. همه نمونه‌ها زیست سازگاری بالایی از خود نشان دادند، اما بیشترین زیست سازگاری سلول‌ها در نمونه تولید شده با سرعت ۷۰ میلی‌متر در دقیقه بود که دارای مقدار بیشتری نقص و تجمع سطحی ذرات HA بود که بر رشد و تکثیر سلولی تأثیر می‌گذاشت. این یافته‌ها نشان می‌دهد که چگونه شرایط فرایند می‌تواند به‌طور قابل توجهی بر خواص مواد از جمله زیست سازگاری سلول در طول زمان تأثیر بگذارد.

The Effect of Pin Speed on the Microstructural, Mechanical, and Biological Properties of Ti/HA Surface Composites Produced by FSP Method

Amirhosein Shahbaz¹, Mehrdad Abbasi^{1*}, Hamed Sabet¹

1- Department of Materials Engineering, Karaj Branch, Islamic Azad University, Karaj, Iran.

* mabbasi@kiau.ac.ir

Article Information

Original Research Paper

Doi: 10.71753/ma.2024.1089980

Keywords:

Friction Stir Processing

Traverse Speed

Titanium

Hydroxyapatite

Physicochemical Properties.

Abstract

Titanium is one of the most important metal elements used in many industries including aerospace, medicine, and automotive. On the other hand, hydroxyapatite (HA) is one of the most important materials used in the medical applications to replace damaged bones. This research explored the influence of microstructure on the mechanical, electrochemical, and biological characteristics of Ti/HA surface composites created through the FSP method. The microstructure was modified by varying traverse speeds within the range of 25–70 mm/min. Examination of the microstructure revealed that lower traverse speeds (25–40 mm/min) resulted in fewer defects such as voids and cracks compared to higher speeds (55–70 mm/min). Higher traverse speeds led to a more heterogeneous distribution of HA particles in the Ti matrix due to increased stirring effects and cooling rates, resulting in more voids and cracks. Mechanical assessments indicated a decrease in ultimate tensile strength with increasing traverse speed. The values for samples at 25, 40, 55, and 70 mm/min were recorded as 865 MPa, 748 MPa, 756 MPa, and 540 MPa, respectively, with a $\pm 4\%$ standard deviation. While all samples exhibited high biocompatibility, the sample produced at a speed of 70 mm/min, which had a higher number of defects and surface agglomeration of HA particles, showed the highest cell viability. These findings highlight the significant impact of processing conditions on material properties, affecting susceptibility to localized forms of cell viability over time.

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

Amirhosein Shahbaz, Mehrdad Abbasi, Hamed Sabet, The Effect of Pin Speed on the Microstructural, Mechanical, and Biological Properties of Ti/HA Surface Composites Produced by FSP Method, New Process in Material Engineering, 2024, 18(3), 45-57.

۱- مقدمه

تیتانیوم (Ti) به دلیل خواص مکانیکی عالی، زیست سازگاری و مقاومت در برابر خوردگی، یک ماده پر کاربرد در ایمپلنت‌های ارتوپدی و دندان‌سازی است [۱]. یکی از چالش‌های ایمپلنت‌های ارتوپدی تیتانیوم، زیست فعالی پایین آن‌هاست. در حالی که Ti یک ماده زیست سازگار است، نمی‌تواند رشد و بازسازی استخوان را به تنهایی تحریک کند. در نتیجه، ادغام ایمپلنت^۱ می‌تواند بیشتر از حد مطلوب طول بکشد یا در برخی موارد اصلاً رخ ندهد [۲-۳]. برای رسیدگی به این موضوع، محققان استراتژی‌های مختلفی را برای بهبود زیست فعالی ایمپلنت‌های Ti ایجاد کرده‌اند. یک رویکرد شامل اصلاح سطح ایمپلنت از طریق تکنیک‌هایی مانند اسپری پلاسما، اچ کردن، یا سندبلاست [۴] است. این روش‌ها سطح را زیر می‌کنند که مساحت کلی آن را افزایش می‌دهد و محیطی ایجاد می‌کند که سلول‌های استخوانی را تشویق می‌کند تا در اطراف آن بچسبند و رشد کنند. استراتژی دیگر شامل پوشاندن ایمپلنت با موادی است که باعث رشد استخوان می‌شود، مانند هیدروکسی آپاتیت (HA) که از مواد معدنی شبیه به استخوان طبیعی موجود در بدن ما ساخته شده است [۵-۶]. پوشش HA سطح بهتری را برای سلول‌های استخوانی برای تشکیل بافت استخوانی جدید فراهم می‌کند و در عین حال ادغام استخوانی^۲ بین سطوح ایمپلنت و بافت‌های بومی را نیز بهبود می‌بخشد [۷]. به‌طور کلی، این راه‌حل‌ها به غلبه بر مشکلات مربوط به زیست فعالی کم مرتبط با ایمپلنت‌های ارتوپدی Ti کمک می‌کنند و بهبود قابل توجهی را در عملکرد بیماران پس از جراحی ارائه می‌دهند.

HA یک ماده سرامیکی زیست سازگار است که به‌طور گسترده به‌عنوان پوشش روی ایمپلنت‌های فلزی برای افزایش یکپارچگی استخوانی آن‌ها و کاهش خطر شکست ایمپلنت استفاده می‌شود [۸]. با این حال، خواص مکانیکی ضعیف پوشش‌های HA خالص کاربرد آن‌ها را در مناطق بارگذاری و تحت تنش^۳ محدود می‌کند. برای غلبه بر این محدودیت، چندین مطالعه بر روی توسعه پوشش‌های

کامپوزیتی با ترکیب HA با مواد دیگر مانند Ti [۹] تمرکز کرده‌اند. کامپوزیت‌های Ti-HA یک راه‌حل امیدوارکننده برای بهبود سطح ایمپلنت‌های Ti هستند. با ترکیب HA که یک ماده معدنی طبیعی موجود در استخوان و دندان است، بر روی سطوح Ti، زیست فعالی ایمپلنت را می‌توان به‌طور قابل توجهی افزایش داد. علاوه بر خواص زیست سازگاری، HA التهاب ناشی از یون‌های فلزی آزاد شده از ایمپلنت‌های فلزی قدیمی را کاهش می‌دهد [۱۰]. بیمارانی که ایمپلنت‌های با پوشش HA دریافت می‌کنند به دلیل افزایش انسجام استخوانی با بافت طبیعی استخوان و همچنین نتایج طولانی مدت بهتر، به دلیل بستر پایداری که برای رشد استخوان جدید فراهم می‌کند، زمان بهبودی سریع‌تری را تجربه می‌کنند [۱۱]. به‌طور کلی، این مزایا کامپوزیت‌های Ti-HA را به گزینه‌ای جذاب برای جراحانی که به دنبال بهینه‌سازی نتایج جراحی موفقیت‌آمیز پس از جراحی ایمپلنت ارتوپدی هستند، تبدیل می‌کند.

توسعه کامپوزیت‌های سطحی Ti-HA انقلابی در زمینه ایمپلنتولوژی ارتوپدی ایجاد کرده است. با ترکیب HA بر روی سطوح Ti، ایمپلنت‌ها را می‌توان زیست فعال‌تر کرد که بهتر با بافت استخوان ترکیب شود [۱۵-۱۲]. در حالی که روش‌های مختلفی برای ساخت این کامپوزیت‌های سطحی وجود دارد، فرایند اغتشاشی اصطکاکی (FSP) به دلیل مزایای منحصر به فرد خود، یک روش برجسته شناخته شده است [۱۶-۱۵].

FSP پیوند سطحی قوی بین دو ماده را تقویت می‌کند و در عین حال آسیب حرارتی را کاهش می‌دهد و ساختار کریستالی ذرات HA را حفظ می‌کند که در ترویج یکپارچگی استخوانی حیاتی است. اگرچه هزینه‌های تجهیزات می‌تواند بیشتر از فرآیندهای پوشش سنتی باشد، بسیاری از جراحان آن را سرمایه‌گذاری ارزشمندی می‌دانند زیرا پوشش‌های ثابتی را ارائه می‌دهد که چسبندگی عالی را ارائه می‌دهد و در نتیجه نتایج طولانی مدت بهتری را برای بیمارانی که تحت عمل جراحی ایمپلنت ارتوپدی قرار می‌گیرند، ارائه می‌دهد [۱۹-۱۷]. FSP یک تکنیک حالت

جامد است که برای ساخت پوشش‌های کامپوزیتی بر روی بسترهای فلزی استفاده می‌شود. FSP شامل استفاده از یک ابزار دوار و چرخشی است که گرما تولید می‌کند و مواد بستر را به حالت پلاستیک می‌برد و امکان ادغام مواد پرکننده را در سطح فراهم می‌کند [۲۳-۲۰].

تحقیقات متعددی استفاده از Ti به عنوان ماده اولیه و پودرهای تقویت‌کننده مختلف در نانو کامپوزیت‌ها را با هدف اولیه افزایش سختی و خواص سطحی نمونه‌ها با استفاده از روش FSP مورد بررسی قرار داده‌اند. نمونه‌های قابل توجه شامل TiN، TiC، CNT، HA، SiC و TiO₂ به عنوان تقویت‌کننده در مطالعات قبلی استفاده شده است. اخیراً یک مطالعه، بر روی استفاده از CNT‌ها به عنوان مواد تقویت‌کننده برای زمینه تیتانیوم از طریق فرآیند FSP متمرکز شده است. نتایج نشان داد که افزایش تعداد پاس‌ها منجر به افزایش استحکام و سختی می‌شود. این پدیده را می‌توان به توزیع بهبودیافته نانولوله‌های کربنی درون دانه‌های تبلور مجدد یافته، نسبت داد [۱۹].

علاوه بر این، زیست سازگاری آلیاژهای تیتانیوم یک جنبه حیاتی است که اهمیت قابل توجهی دارد، حتی گاهی اوقات از افزایش خواص مکانیکی نیز پیشی می‌گیرد. FSP یک روش مؤثر برای تولید پوشش‌های کامپوزیت HA /Ti با خواص مکانیکی و زیست سازگاری بهبودیافته است [۱۵-۱۶]. در حالی که تحقیقات محدودی در مورد این موضوع انجام شده است، در ادامه بر دو مطالعه مرتبط منتشر شده متمرکز می‌شویم.

در یک مطالعه خدابخشی و همکاران [۱۵] بر روی نقشه‌برداری ساختاری جهت‌گیری و خصوصیات بافتی یک نانو کامپوزیت سطحی CP-Ti/HA که از طریق FSP تولید شده بود، متمرکز شدند. آن‌ها از تجزیه و تحلیل پراش پراکندگی برگشتی الکترون (EBSD) و میکروسکوپ الکترونی عبوری (TEM) برای ایجاد ارتباط بین ویژگی‌های ریزساختاری و بافت کریستالوگرافی تشکیل شده به دلیل جریان مواد و پدیده‌های بازیابی دینامیکی^۴ در نمونه تیتانیومی نانو کامپوزیت سطحی CP-Ti/HA استفاده

کردند. نمونه‌های تغییر شکل پلاستیک شدید در دمای بالا از طریق FSP منجر به جذب نیتروژن و اکسیژن در ساختار زیرلایه تیتانیومی شد و در نتیجه ساختاری با دانه فوق‌العاده ریز هم‌محور با اندازه متوسط $> 1/4$ میکرومتر در سطح هر دو نمونه تشکیل شد.

تا جایی که می‌دانیم، رحمتی و همکاران [۱۵] و خدابخشی و همکاران [۱۶] تنها افرادی بودند که بر روی کامپوزیت سطحی HA/Ti پژوهش نموده‌اند. آن‌ها با استفاده از روش FSP، خواص مکانیکی و جهت‌گیری فازی را بررسی نمودند.

با این حال، این مطالعات اطلاعاتی را در رابطه با تأثیر پارامترهای فرایند بر روی این کامپوزیت‌ها ارائه ننمودند. علاوه بر این، هیچ تحقیقی برای بررسی چگونگی تأثیر تغییر پارامترهای فرآیند بر خواص مهم، مانند ویژگی‌های زیست سازگاری این کامپوزیت‌ها، ارائه نداده است؛ بنابراین، این مطالعه با هدف بررسی رفتار زیست پزشکی و مکانیکی پوشش‌های کامپوزیت HA /Ti بر روی بسترهای Ti اعمال شده توسط FSP انجام شد. این مطالعه با هدف ارزیابی اثرات پارامترهای مختلف پردازش بر روی خواص کامپوزیت سطح و تعیین پتانسیل آن‌ها برای استفاده در کاربردهای زیست پزشکی انجام شد.

۲- روش تحقیق

۲-۱- آماده‌سازی نمونه‌ها

ورق Ti (CP-Ti درجه ۲) به ابعاد $300 \times 200 \times 10$ میلی‌متر مکعب به عنوان فلز پایه (BM) تهیه شد. آنالیز عنصری ورق Ti با استفاده از طیف‌سنجی انتشار نوری (OES) اندازه‌گیری شد و نتایج در جدول ۱ ارائه شده است. پس از آن، ورق Ti به صورت مکانیکی پولیش شد تا لایه اکسید و سایر آلودگی‌ها حذف شود.

از نانوذرات HA (> 200 نانومتر، خلوص ۹۹/۹٪، نانچینگ، چین) استفاده شد. برای فرآیند FSP از یک ابزار استوانه‌ای کاربید تنگستن با قطر شانه ۱۸ میلی‌متر و یک پین مخروطی با قطر کوچک ۵ میلی‌متر، قطر بزرگ ۶ میلی‌متر و ارتفاع ۴ میلی‌متر استفاده شد. چهار شیار با عمق ۳/۵ میلی‌متر و عرض

برای اطمینان از صحت داده‌ها، نتایج پس از پنج تکرار به صورت میانگین گزارش شد. سپس سطوح شکسته شده نمونه‌ها با استفاده از آنالیز FESEM مورد بررسی قرار گرفت.

۲-۴- خواص زیست سازگاری

۲-۴-۱- آزمون MTT

محلولی از PBS حاوی MTT با ۵ mg/ml تهیه و در دمای ۱ درجه سانتی‌گراد در یک محفظه تاریک نگهداری شد. سلول‌های ۲۹۲-G در صفحات ۲۴۰-چاهکی با غلظت ۱/۳ × ۱۰^۴ سلول در چاه کشت داده شدند و به مدت ۲۴ تا ۷۲ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد و با رطوبت در حدود ۹۰ درصد انکوبه شدند. محیط رشد RPMI-۱۶۴۰ که شامل سرم جنین گاوی (۱۰٪) و پن-سترب (۱٪) بود، به عنوان محیط کشت سلول‌ها استفاده شد. پس از زمان‌های مشخص شده انکوباسیون، محیط رشد از هر چاهک خارج شد و مخلوطی شامل محیط رشد شامل محلول MTT (۱۰٪) به آن اضافه شد. سپس این چاه‌ها به مدت چهار ساعت در شرایط مشابه در یک محفظه تاریک که در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری می‌شود، انکوبه شدند. پس از این مرحله، محیط حاوی MTT با دی‌متیل سولفوکسید (DMSO) جایگزین شد که کریستال‌های آبی تشکیل شده در طول انکوباسیون را حل کند. حلال در هر چاه پس از گذشت پانزده دقیقه دیگر قبل از خواندن توسط دستگاه ELISA reader برای اندازه‌گیری سطوح جذب به طور خاص در طول موج‌های تقریباً ۷۰۰ نانومتر، پیت شد.

۲-۳- نتایج و بحث

تصاویر میکروسکوپ نوری از چهار نمونه Ti که با نانوذرات HA با استفاده از FSP با سرعت‌های سرعت خطی ۲۵، ۴۰، ۵۵ و ۷۰ میلی‌متر بر دقیقه ترکیب شده‌اند، در شکل ۱(ب) نشان داده شده است. ریزساختار نمونه‌های FSP شده را می‌توان به مناطق مختلفی تقسیم کرد که هر کدام دارای ویژگی‌های متمایز هستند. این مناطق در شکل ۱(ب) نشان داده شده است. منطقه چرخش در مرکز ناحیه FSP شده که

۱/۵ میلی‌متر در طول ورق Ti ایجاد شد. پس از شستن و تمیز کردن ورق Ti، نانوذرات HA به صورت خمیر با استفاده از محلول آب-PVA مخلوط شده و با استفاده از کاردک داخل شیار پر شدند. سپس، یک فرآیند FSP شامل سه گذر در امتداد شیار برای توزیع همگن ذرات HA در بستر Ti انجام شد. فرآیند FSP در سرعت‌های سرعت خطی مختلف ۲۵، ۴۰، ۵۵ و ۷۰ میلی‌متر بر دقیقه با سرعت دورانی (۱۲۰۰ دور در دقیقه) با استفاده از ابزار فوق‌الذکر انجام شد. این روش به صورت شماتیک در شکل ۱(الف) نشان داده شده است. آماده سازی نمونه برای ارزیابی فاز، ریز ساختار، مکانیکی و بیولوژیکی نشان داده شده است. با توجه به این شکل، نمونه‌های مختلف به صورت طولی (در امتداد محور FSP) برای آزمایش کشش و سایر ارزیابی‌ها با استفاده از دستگاه وایرکات EDM برش داده شدند.

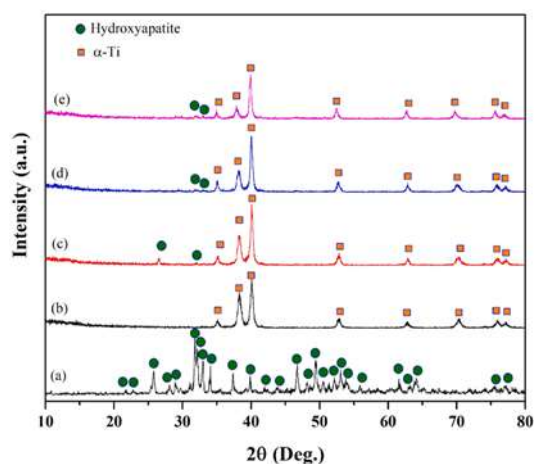
۲-۲- مشخصه یابی

برای ارزیابی فاز نمونه‌ها، پراش پرتو ایکس (XRD؛ Panalytical Xpert PRO) با منبع تابش Cu-ka در محدوده ۱۰-۸۰ درجه، با سرعت اسکن ۲ درجه در دقیقه استفاده شد. فازها با استفاده از نرم‌افزار نسخه PANalytical HighScore Plus شناسایی شدند. برای بررسی ریز ساختار و توزیع ذرات HA در ماتریس Ti، آزمون میکروسکوپ الکترونی گسیل میدانی (TESCAN Mira3، FESEM) انجام شد. آنالیز طیف سنجی پرتو ایکس پراکنده انرژی (EDS) نیز برای بررسی ترکیب شیمیایی نمونه‌ها مورد استفاده قرار گرفت.

۲-۳- خواص مکانیکی

آزمون کشش مطابق با استاندارد ASTM E8M انجام شد. طبق این استاندارد، نمونه‌های استخوانی شکل با عرض ۶ میلی‌متر و طول گیج ۱۳ میلی‌متر، همان‌طور که در شکل ۱(الف) نشان داده شده است، تهیه شدند. تمام آزمایش‌های کششی در دمای اتاق با سرعت ثابت ۰/۲ میلی‌متر در دقیقه با استفاده از آزمون یونیورسال SANTAM انجام شد.

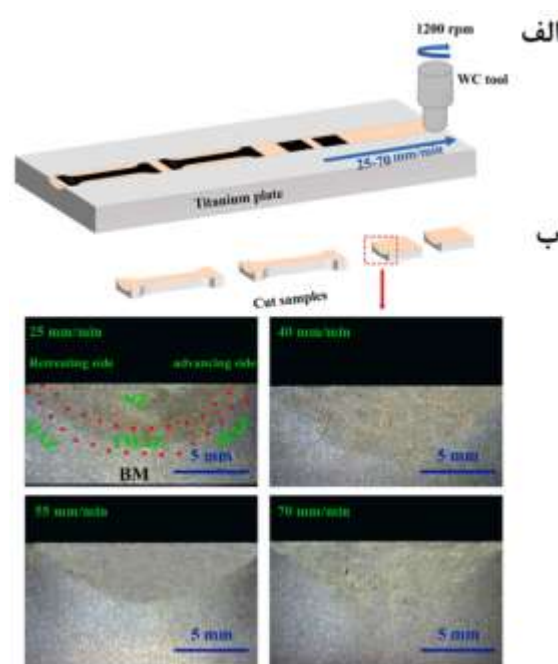
است که ابزار در همان جهت حرکت خود می‌چرخد، در حالی که در سمت عقب‌نشینی، مخالف حرکت خود می‌چرخد. این امر منجر به تفاوت در ریزساختار و خصوصیات بین این دو منطقه می‌شود. در سمت پیشروی، تغییر شکل پلاستیک مواد به دلیل نیروهای برشی زیاد اعمال شده توسط ابزار FSP که منجر به پالایش دانه می‌شود، رخ می‌دهد. این دانه‌های ریزتر، از تبلور مجدد دینامیکی فلزاتی که تحت دماهای بالا تولید شده توسط فرآیند FSP دچار تغییر شکل پلاستیکی شدید شده‌اند، حاصل می‌شود. از سوی دیگر، در طرف‌های عقب‌نشینی^۸، سطوح نسبتاً پایین‌تری از تنش در مقایسه با سمت پیشرونده وجود دارد که منجر به ساختار دانه‌ای درشت‌تر، تخلخل بالاتر و استحکام کمتر در مقایسه با سمت پیشروی می‌شود [۲۴]. به‌طور خاص، در سرعت‌های سرعت خطی پایین‌تر (یعنی ۲۵-۴۰ میلی‌متر در دقیقه)، عیوب کمتری مانند فضای خالی و تخلخل، در مقایسه با سرعت‌های بالاتر (یعنی ۵۵-۷۰ میلی‌متر در دقیقه) مشاهده می‌شود. این امر نشان می‌دهد که یک محدوده بهینه برای سرعت خطی هنگام استفاده از FSP برای ترکیب نانوذرات HA بر روی سطوح Ti وجود دارد.



شکل (۲): الگوهای XRD: (الف) نانوذرات HA و نمونه‌های FSP شده با سرعت‌های سرعت خطی مختلف، (ب) ۲۵ میلی‌متر در دقیقه، (ج) ۴۰ میلی‌متر در دقیقه، (د) ۵۵ میلی‌متر در دقیقه و (ه) ۷۰ میلی‌متر در دقیقه.

بر اساس الگوی XRD نمونه‌های FSP شده، نشان داده شده در شکل ۲، پیک‌های ضعیف HA را می‌توان در مقایسه با

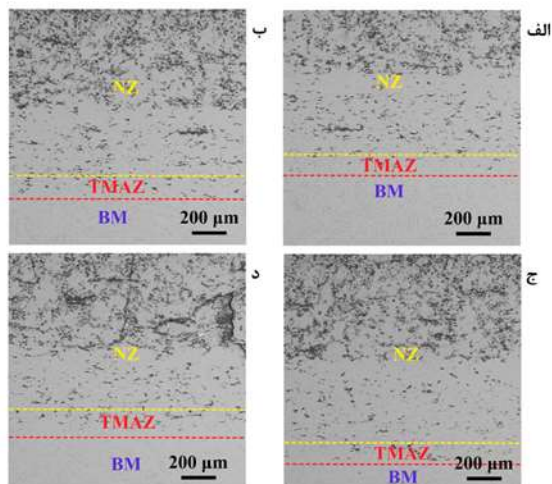
ابزار از آن عبور کرده است، قرار دارد. در این منطقه، تغییر شکل پلاستیک شدید به دلیل دمای بالا ایجاد شده توسط گرمایش ناشی از اصطکاک و اختلاط مکانیکی مواد رخ می‌دهد. منطقه متأثر از حرارت^۵ (HA Z) در مجاورت منطقه چرخش قرار دارد و دماهای بالایی را تجربه می‌کند، اما مانند منطقه چرخش دچار تغییر شکل پلاستیکی یا اختلاط قابل توجهی نمی‌شود. در نتیجه، رشد دانه می‌تواند رخ دهد و باعث ایجاد دانه‌های درشت‌تر در نزدیکی مرز آن، با مواد پایه شود.



شکل (۱): (الف) شماتیک فرآیند FSP و آماده سازی نمونه همراه با و (ب) تصاویر نوری از سطح مقطع نمونه‌های FSP با سرعت‌های سرعت خطی مختلف.

منطقه تحت تأثیر مکانیکی حرارتی^۶ (TMAZ) اطراف HA Z است که درجه خاصی از ورودی گرما را در طول عملیات تجربه می‌کند، اما کمتر از آنچه توسط HA Z تجربه می‌شود، است. همچنین این منطقه درجاتی از تغییر شکل پلاستیکی ناشی از عمل چرخش که منجر به تغییر در ریزساختار می‌شود را تجربه می‌کند. منطقه ناگت^۷ (NZ) به‌طور خاص به بخش مرکزی در SZ اشاره دارد که در آن فشرده‌ترین فرایند مکانیکی انجام می‌شود و همچنین جایی که بالاترین درجه حرارت وجود دارد. سمت پیشروی جایی

خطی منجر به تشدید عیوب ریزساختاری مانند ترک‌ها، حفره‌ها و تخلخل در منطقه چرخش می‌شود. توزیع ناهمگن و وجود شکاف‌ها و حفره‌های بزرگ را می‌توان به‌ویژه در نمونه FSP شده با سرعت خطی ۷۰ میلی‌متر در دقیقه مشاهده نمود (شکل ۳(د)).



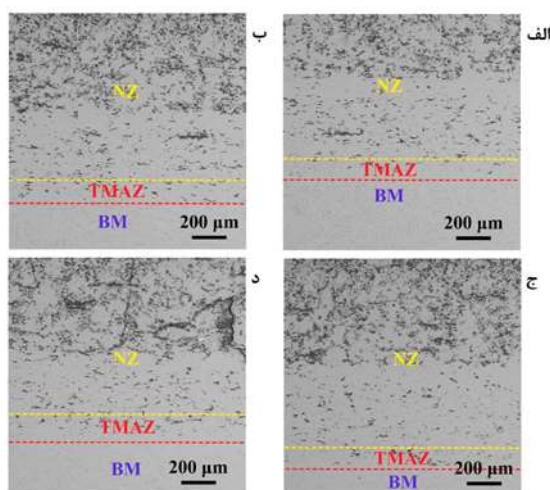
شکل (۳): تصاویر FESEM الکترون‌های پس پراکنده از سطح مقطع نمونه‌های FSP شده با سرعت خطی متغیر: الف) ۲۵ میلی‌متر در دقیقه، ب) ۴۰ میلی‌متر در دقیقه، ج) ۵۵ میلی‌متر در دقیقه و د) ۷۰ میلی‌متر در دقیقه.

در سرعت‌های سرعت خطی بالاتر، زمان کمتری برای پراکنده شدن گرما از ناحیه چرخش وجود دارد که منجر به دماهای پایین‌تر و زمان‌های در معرض قرارگیری کوتاه‌تر می‌شود. این امر می‌تواند به دلایل مختلفی منجر به ایجاد حفره شود. یکی از این دلایل این است که سرعت خطی بالا احتمال ادغام کامل بین نواحی مجاور را افزایش می‌دهد و در نتیجه فضاهای خالی ایجاد می‌شود. علاوه بر این، در سرعت‌های سرعت خطی بالا، زمان کافی برای خروج حباب‌های گاز تولید شده در طول فرآیند از فلز مذاب قبل از انجماد وجود ندارد که منجر به محبوس شدن حباب‌های گاز در منطقه FSP و در نتیجه ایجاد حفره می‌شود. در نهایت، تنش‌های حرارتی ناشی از چرخه‌های (سیکل‌های) گرمایش و سرمایش سریع مرتبط با سرعت‌های سرعت خطی بالا نیز می‌تواند به تشکیل فضای خالی در منطقه FSP کمک کند. سرعت خطی بالا همچنین می‌تواند منجر به

Ti مشاهده کرد. با مقایسه ضریب تضعیف جرم^۹ بالای Ti (۲۰۸ سانتیمتر مربع بر گرم) با HA (۸۷ سانتیمتر مربع بر گرم) [۲۵]، می‌توان چنین استنباط کرد که زمینه Ti مقدار قابل توجهی از پرتو ایکس پراش شده را جذب می‌کند و لذا باعث می‌شود فاز HA و شدت پیک‌های HA کم به نظر برسد. همان‌طور که در الگوی XRD نمونه FSP شده با سرعت خطی ۲۵ میلی‌متر در دقیقه نشان داده شده است، پیک‌های HA مشاهده نمی‌شوند. با بررسی دقیق‌تر الگوی XRD نمونه‌های FSP شده، آشکار شد که شدت قله‌های HA در سرعت‌های سرعت خطی بالاتر برجسته‌تر می‌شود. این تغییر در شدت را می‌توان به توزیع متفاوت فازها در سطح نمونه نسبت داد که ناشی از سرعت خطی است. این امکان وجود دارد که سرعت خطی بالاتر باعث شده است که فاز HA به سمت سطح کامپوزیت برود و در نتیجه شدت پیک‌های مربوطه در الگوی XRD افزایش یابد. به‌منظور به دست آوردن درک عمیق‌تر از این پدیده، تحقیقات بیشتر می‌تواند شامل تجزیه و تحلیل ریزساختار و توزیع فاز در نمونه‌ها با استفاده از تکنیک‌هایی مانند SEM و EDS باشد. این تکنیک‌های مکمل می‌توانند بینش‌های ارزشمندی در مورد توزیع فضایی فاز HA و برهمکنش آن با ماتریس Ti، در نتیجه درک جامع‌تری از چگونگی تعیین تأثیر سرعت عبور بر ویژگی‌های سطح نمونه‌های کامپوزیت ارائه می‌دهد.

شکل ۳ تصاویر FESEM از سطح مقطع یک مقطع در منطقه چرخش را در نمونه‌های FSP شده با سرعت‌های سرعت خطی متفاوت نشان می‌دهد که با استفاده از الکترون‌های پس-پراکنش^{۱۰} گرفته شده‌اند. به‌طور کلی، ذرات HA در این تصاویر تیره‌تر به نظر می‌رسند که در ماتریس Ti با پراکنش مناسب قرار گرفته‌اند. توزیع همگن بیشتر ذرات HA در ریزساختار نمونه‌های FSP شده با سرعت خطی ۲۵ و ۴۰ میلی‌متر در دقیقه قابل مشاهده است (شکل ۳(الف) و (ب)). با این حال، افزایش سرعت خطی در FSP منجر به توزیع ناهمگن تر ذرات HA در ماتریس Ti شده است. علاوه بر این، مشهود است که افزایش سرعت

ندارد. این امر می‌تواند به تجمع ذرات در این مناطق به دلیل تفاوت در شرایط ریزساختاری محلی در مقایسه با سایر مناطق در طول منطقه FSP منجر شود. علاوه بر این، اثرات تجمع در این مناطق به دلیل افزایش غلظت ذرات مشاهده شد [۲۸]. با این حال، افزایش سرعت خطی منجر به تشکیل ترک در نمونه‌های FSP شده در سرعت‌های ۵۵ و ۷۰ میلی‌متر بر دقیقه شد (که در شکل ۱ (ج) و (د) مشاهده می‌شود). ترک‌ها به شیب‌های حرارتی بالا ناشی از چرخه‌های گرمایش و سرمایش سریع در طول عملیات با سرعت خطی افزایش یافته، نسبت داده می‌شوند. این تنش‌های حرارتی می‌توانند به دلیل انقباض یا انقباض مواد در هنگام انجماد باعث ترک خوردن شوند [۲۹].



شکل (۴): تصاویر FESEM الکترون‌های پس پراکنده از سطح مقطع نمونه‌های FSP شده در سمت عقب‌نشینی: الف) ۲۵ میلی‌متر در دقیقه، ب) ۴۰ میلی‌متر در دقیقه، ج) ۵۵ میلی‌متر در دقیقه و د) ۷۰ میلی‌متر در دقیقه.

برای ارزیابی دقیق نواحی تیره (HA) و روشن (Ti) و مقایسه سطح بالایی نمونه‌ها، تصاویر FESEM همراه با آزمایش نقشه EDS از سطح بالایی نمونه‌ها گرفته شد. نتایج برای نمونه‌های FSP با سرعت خطی ۲۵-۷۰ میلی‌متر در دقیقه در شکل ۵ ارائه شده است.

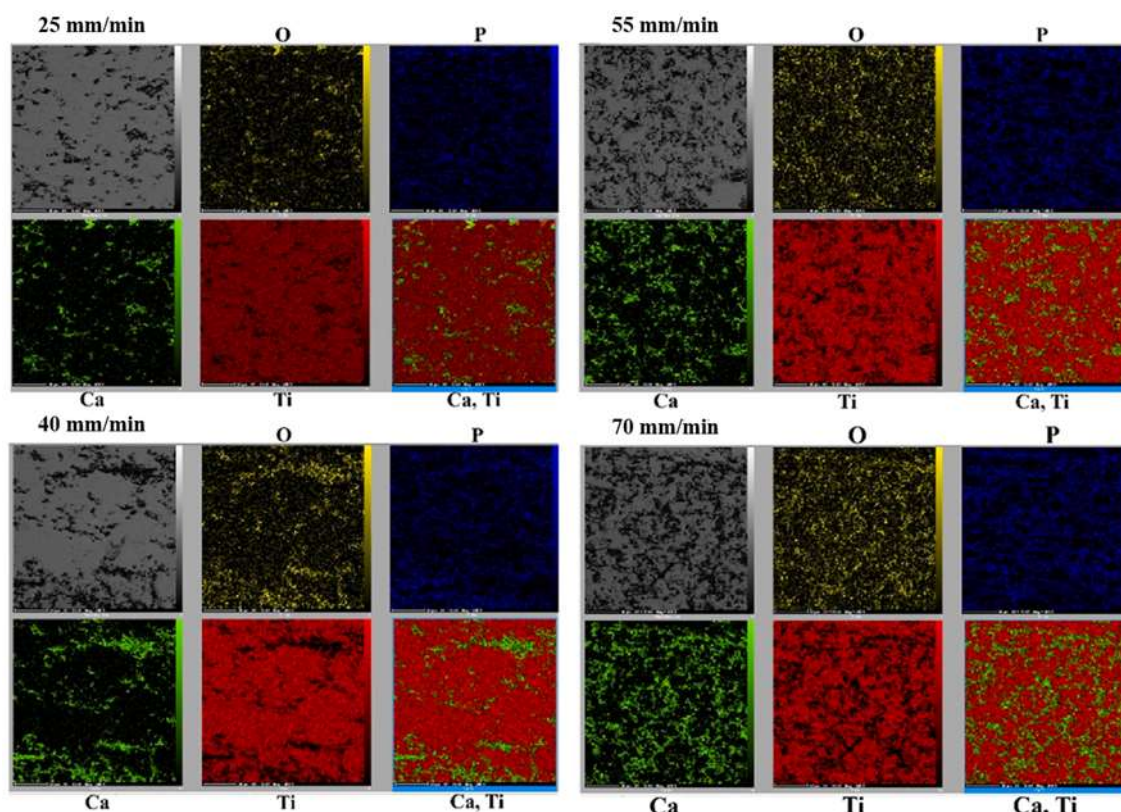
ایجاد ترک در ناحیه FSP به دلیل افزایش نرخ سرد شدن شود که منجر به سطوح بالاتر تنش‌های پسماند و حساسیت بیشتر به ترک می‌شود. این مورد به‌ویژه در ساخت کامپوزیت بسیار مهم است، زیرا شامل دو یا چند فاز با ضرایب انبساط متغیر است و نرخ‌های خنک‌کننده بالا می‌تواند منجر به تنش‌های حرارتی و ترک شود [۲۶].

همچنین از تصاویر میکروسکوپی می‌توان دریافت که کسر ذرات HA در NZ بیشتر از سایر مناطق چرخش است. همچنین افزایش سرعت خطی باعث کسر بیشتری از این ذرات در NZ شده است.

NZ تغییر شکل پلاستیک شدید و گرمایش موضعی را در طول FSP تجربه می‌کند. در نتیجه، مواد تحت تبلور مجدد دینامیکی قرار می‌گیرند که اصلاح دانه^{۱۱} و توزیع مجدد ذرات را در منطقه FSP ارتقا می‌دهد.

این فرآیند منجر به توزیع یکنواخت‌تر ذرات در داخل جوش می‌شود و غلظت بالاتری در ناحیه قطعه به دلیل نزدیکی آن به پین و شانه ابزار دوار مشاهده می‌شود. علاوه بر این، هنگامی که مواد در حین چرخش در اطراف پین ابزار جریان می‌یابند، یک ناحیه از فضای خالی ایجاد می‌کند که در آن پیوند حالت جامد بین سطوح مجاور ایجاد می‌شود. این امر بیشتر به افزایش محتوای ذرات در این منطقه در مقایسه با سایر مناطق در طول منطقه FSP کمک می‌کند [۲۷].

ریزساختار نمونه‌ها مشاهده جالبی را نشان داد. تجمع بیشتری از ذرات در سمت عقب‌نشینی نمونه‌ها مشاهده شد که توزیع ناهمگن‌تری را در مقایسه با مناطق دیگر نشان داد. این پدیده در شکل ۴ مشهود است. علاوه بر این، اثرات تجمع ذرات HA نیز در این مناطق قابل توجه بود. با این حال، در سمت عقب‌نشینی، از آنجایی که ابزار قبلاً از آن بخش عبور کرده است، چنین عمل چرخش یا اتصال حالت جامد وجود



شکل (۵): تصاویر FESEM و همچنین آنالیز نقشه EDS از سطح بالایی نمونه‌های FSP شده با سرعت سرعت خطی ۲۵-۷۰ میلی‌متر در دقیقه.

نتایج XRD است که نشان می‌دهد افزایش سرعت خطی منجر به تشدید قله‌های HA شده است. تجزیه و تحلیل XRD به وضوح نشان داد که با افزایش سرعت خطی، شدت قله‌های HA برجسته‌تر می‌شود. این یافته شواهد بیشتری را برای حمایت از این ایده ارائه می‌کند که توزیع فازها روی سطح تحت تأثیر سرعت خطی در طول فرآیند FSP است. تشدید قله‌های HA نشان می‌دهد که سرعت خطی بالاتر می‌تواند مهاجرت فاز HA به سمت سطح کامپوزیت را تسهیل کرده باشد.

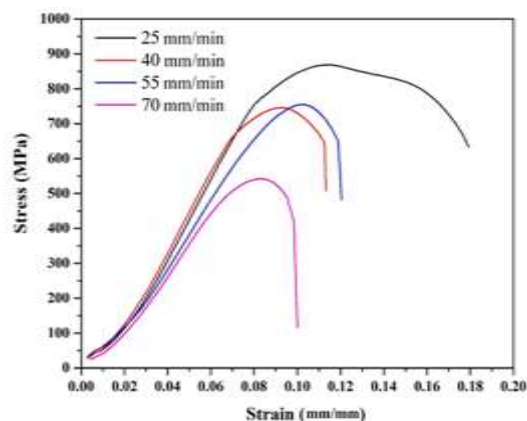
این پدیده حاکی از آن است که برهمکنش بین فاز HA و ماتریس Ti تحت تأثیر سرعت خطی قرار می‌گیرد و در نهایت بر ویژگی‌های سطح نمونه‌های مرکب تأثیر می‌گذارد؛ بنابراین، همبستگی بین سرعت خطی و تشدید قله‌های HA اهمیت در نظر گرفتن سرعت خطی را به عنوان یک پارامتر کلیدی در تعیین خواص سطحی مواد کامپوزیتی برجسته می‌کند [۳۰].

بر اساس نتایج تجزیه و تحلیل نقشه عنصری از سطح بالایی نمونه‌ها، مشاهده شد که اثرات تراکم شدید در مناطق خاصی که غنی از کلسیم، فسفر و اکسیژن هستند وجود دارد. این اثرات به‌ویژه در سرعت‌های سرعت خطی بالا در طول FSP قابل توجه بود. حداقل سطح این اثر در نمونه FSP فرآوری شده با سرعت خطی ۲۵ میلی‌متر در دقیقه مشاهده شد، در حالی که در نمونه FSP شده با سرعت خطی ۷۰ میلی‌متر در دقیقه به حداکثر سطح خود رسید. این مشاهدات نشان می‌دهد که بهینه‌سازی پارامترهای فرآیند، مانند سرعت عبور، برای دستیابی به توزیع ذرات موردنظر و به حداقل رساندن اثرات خوشه‌بندی یا تجمع در منطقه FSP شده حیاتی است. در سرعت‌های بالاتر، به دلیل چرخه‌های گرمایش/سرمایش سریع یا الگوهای جریان ناشی از هندسه ابزار، زمان کافی برای توزیع مجدد یکنواخت ذرات در طول عملیات می‌تواند وجود نداشته باشد. این امر می‌تواند منجر به الگوهای توزیع غیریکنواخت و خوشه‌بندی شود که در اینجا با ذرات HA دیده می‌شود. این مشاهدات تأییدی بر

می‌دهد که افزایش سرعت خطی می‌تواند به دلیل عواملی مانند گرادیان‌های حرارتی بالاتر که منجر به تشکیل حفره‌ها/ترک‌ها و الگوهای پراکندگی غیریکنواخت ذرات HA در مناطق FSP شده می‌شود و بر هر دو ویژگی شکل‌پذیری و استحکام تأثیر منفی بگذارد. با این حال، علی‌رغم این چالش‌ها، همه نمونه‌ها در جاتی از تغییر شکل پلاستیک را قبل از شکست از خود نشان می‌دهند که می‌تواند به حضور فاز ماتریس Ti انعطاف‌پذیر نسبت داده شود. میزان این تغییر شکل پلاستیکی به عواملی مانند توزیع اندازه ذرات، نسبت کسر حجمی بین فازهای Ti و HA و همچنین پارامترهای پردازش مانند سرعت خطی بستگی دارد.

تصاویر FESEM سطح شکست نمونه‌های FSP شده در سرعت‌های مختلف، حالت شکست انعطاف‌پذیر غالب در ماتریس Ti همراه با شکستگی ترد ذرات HA را نشان می‌دهد (شکل ۷). وجود فضاهای خالی و تخلخل نیز به‌ویژه در سرعت‌های سرعت خطی بالاتر قابل توجه است. مکانیسم تقویتی برای کامپوزیت‌های حاوی مخلوط HA /Ti که از طریق تکنیک FSP فراوری می‌شوند، شامل عوامل متعددی مانند الگوهای پراکندگی، توزیع اندازه ذرات، نسبت کسر حجمی بین فازهای مختلف و پارامترهای فرایند مانند سرعت عبور می‌شود. در این مورد، حالت شکست شکل‌پذیر مشاهده شده را می‌توان به حضور یک فاز ماتریس Ti انعطاف‌پذیر نسبت داد که رفتار تغییر شکل پلاستیک را تحت بارهای اعمال شده یا شرایط فرایند افزایش می‌دهد. در این میان، حالت‌های شکست ترد مرتبط با ذرات HA نشان می‌دهد که این مناطق ممکن است سطوح بالاتری از تمرکز تنش را به دلیل توزیع غیریکنواخت ذرات در سراسر منطقه FSP شده تجربه کرده باشند. علاوه بر این، وجود حفره‌ها و تخلخل که در تصاویر FESEM مشاهده می‌شود، می‌تواند خواص مکانیکی را با کاهش سطح مقطع موجود برای کاربردهای بارگذاری تضعیف کند و در عین حال مناطق مستعد شروع ترک در طول بارگذاری را ایجاد کند [۳۲].

رفتار تنش-کرنش کششی کامپوزیت‌های سطحی FSP شده Ti/HA با سرعت‌های سرعت خطی مختلف در شکل ۶ ارائه شده است. با توجه به نمودارها، رفتار پلاستیک در تمام نمودارهای تنش-کرنش نمونه‌ها مشاهده می‌شود.

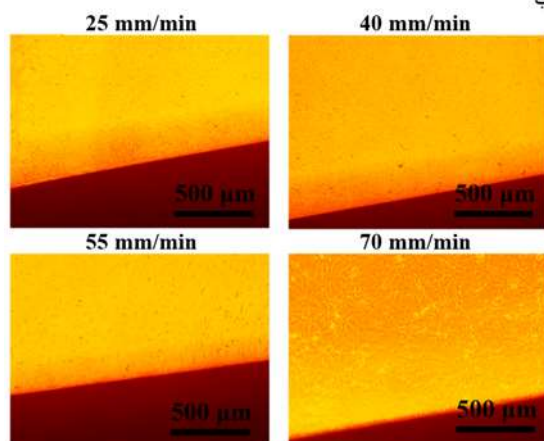
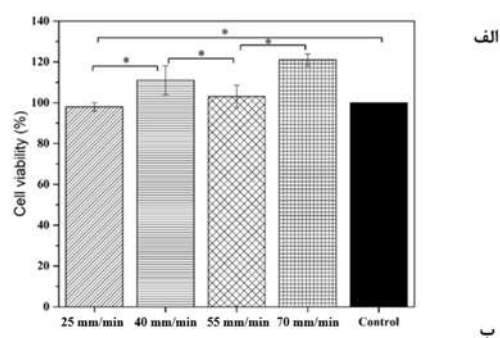


شکل (۶): نمودارهای تنش-کرنش نمونه‌های FSP شده با سرعت‌های سرعت خطی مختلف ۲۵، ۴۰، ۵۵ و ۷۰ میلی متر در دقیقه.

یک یافته قابل توجه مشاهده ازدیاد طول در نمودار تنش-کرنش نمونه‌های تحت FSP است. تیتانیوم که به دلیل کشش استثنایی خود در مقایسه با مواد فلزی معمولی شناخته شده است، این ویژگی را مدیون ساختار کریستالی شش‌ضلعی بسته^{۱۲} و خواص مکانیکی متمایز خود است. ظرفیت کشش قابل توجه تیتانیوم آن را قادر می‌سازد تا قبل از رسیدن به استحکام تسلیم، تغییر شکل قابل توجهی را تجربه کند. هنگام تجزیه و تحلیل منحنی‌های تنش-کرنش تیتانیوم، مهم است که رفتار مکانیکی متمایز آن در نظر گرفته شود.

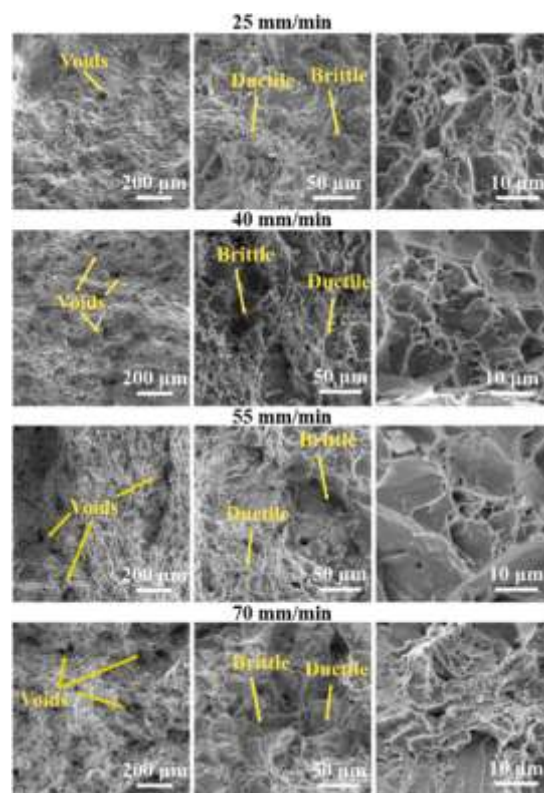
ازدیاد طول مشاهده شده و منطقه الاستیک گسترده در تیتانیوم با خواص مکانیکی به‌خوبی تثبیت شده آن، مطابقت دارد [۳۱]. علاوه بر این، یک روند کاهشی در استحکام کششی نهایی با افزایش سرعت خطی در طول فرایند مشاهده می‌شود. مقادیر اندازه‌گیری شده برای نمونه‌های FSP شده در سرعت‌های سرعت خطی ۲۵، ۴۰، ۵۵ و ۷۰ میلی متر بر دقیقه با مقاومت کششی نهایی تقریباً 865 ± 28 مگاپاسکال، 748 ± 18 مگاپاسکال، 756 ± 26 مگاپاسکال و 540 ± 22 مگاپاسکال مطابقت دارد. این مشاهدات نشان

تخلخل عامل مهمی است که می‌تواند بر پاسخ زیست سازگاری سلول‌ها به کامپوزیت‌های Ti/HA تأثیر بگذارد. همان‌طور که سرعت خطی در طول پردازش FSP افزایش می‌یابد، می‌تواند تغییراتی در تخلخل و ریزساختار این مواد ایجاد کند که می‌تواند بر زنده ماندن سلول تأثیر بگذارد. به‌طور خاص، افزایش سرعت خطی می‌تواند منجر به گرمای ورودی کمتر و نرخ سرد شدن بالاتر شود که می‌تواند باعث انجماد سریع‌تر مواد مذاب و در نتیجه ساختارهای متخلخل‌تر شود. نشان داده شده است که وجود منافذ در مواد کامپوزیتی Ti/HA با ایجاد مکان‌هایی برای چسبندگی و تکثیر سلولی، تأثیر قابل توجهی بر رفتار سلولی دارد. این به دلیل است که اندازه، شکل و توزیع منافذ بر عواملی مانند سطح در دسترس برای اتصال و همچنین تبادل مواد مغذی بین سلول‌ها و محیط اطراف تأثیر می‌گذارد. [۳۳].



شکل (۸): (الف) نمودار زنده ماندن سلول و زیست سازگاری به همراه (ب) تصاویر میکروسکوپ نوری سلول‌های استئوبلاست در مجاورت نمونه‌های FSP شده پس از ۴۸ ساعت کشت.

این مشاهدات نشان می‌دهد که چگونه عواملی مانند سرعت خطی می‌توانند بر الگوهای توزیع ذرات در سراسر مناطق



شکل (۷): تصاویر FESEM از سطح شکست نمونه‌های FSP شده در سرعت‌های خطی مختلف ۷۰-۳۰ میلی‌متر در دقیقه.

نتایج زیست سازگاری و زنده ماندن سلولی و تصاویر نوری سلول‌های استئوبلاست پس از ۴۸ ساعت کشت در شکل ۸ ارائه شده است. با توجه به نمودار، می‌توان مشاهده کرد که هیچ روند منظمی در تغییرات زنده ماندن سلول‌ها با افزایش سرعت خطی در قطعات وجود ندارد؛ اما مشاهده می‌شود که تمامی نمونه‌ها زیست سازگاری بالایی دارند، به‌طوری‌که نمونه ساخته شده با سرعت ۷۰ میلی‌متر بر دقیقه، بالاترین درصد زنده ماندن سلولی را نسبت به سایر نمونه‌ها نشان داد. همان‌طور که در شکل ۵ نشان داده شده است، مشاهده شد که تجمع سطحی ذرات HA به‌ویژه در سرعت‌های سرعت خطی بالا در طول FSP قابل توجه است. حداقل سطح این اثر در نمونه FSP شده با سرعت خطی ۳۰ میلی‌متر در دقیقه مشاهده شد، در حالی که در نمونه FSP شده با سرعت خطی ۷۰ میلی‌متر در دقیقه به حداکثر سطح خود رسید؛ بنابراین، افزایش سرعت خطی فرآیند می‌تواند منجر به افزایش زنده ماندن سلول به دلیل افزایش تجمع سطحی و محتوای بالاتر HA در سطح کامپوزیت شود. علاوه بر این،

FSP شده تأثیر بگذارند. از این رو بهینه‌سازی پارامترهای فرآیند به دستیابی به خواص موردنظر کمک می‌کند و در عین حال نقص‌هایی مانند توزیع‌های غیریکنواخت یا اثرات خوشه‌بندی که در اینجا با ذرات HA دیده می‌شود را به حداقل می‌رساند؛ بنابراین، بهینه‌سازی پارامترهای فرایند مانند سرعت خطی می‌تواند با کاهش نرخ‌های تشکیل عیب به حداقل رساندن اثرات نامطلوب مربوط به تخریب مواد در طول زمان کمک کند و در عین حال خواص مطلوبی مانند توزیع یکنواخت در مناطق FSP شده را افزایش دهد که منجر به بهبود عملکرد مکانیکی می‌شود.

۴- نتیجه‌گیری

در این مطالعه به بررسی تأثیر تغییر سرعت خطی در طول فرایند FSP بر ریزساختار، خواص مکانیکی و زیست سازگاری کامپوزیت‌های سطح Ti/HA پرداخته شد. نتایج نشان داد که سرعت خطی کمتر (۳۰-۴۰ میلی‌متر در دقیقه) در مقایسه با سرعت‌های بالاتر (۵۵-۷۰ میلی‌متر در دقیقه) باعث ایجاد عیوب کمتری مانند حفره‌ها، ترک‌ها و تخلخل می‌شود. نرخ‌های سرد کردن بالاتر در سرعت‌های سرعت خطی سریع‌تر منجر به توزیع ناهمگن‌تر ذرات HA در ماتریس Ti شد. با افزایش سرعت خطی، استحکام کششی نهایی کاهش یافت. مقادیر برای نمونه‌های ساخته شده در ۱۰، ۴۰، ۵۵ و ۷۰ میلی‌متر بر دقیقه به ترتیب تقریباً $26 \pm$ ، $40 \pm$ ، $55 \pm$ و $70 \pm$ مگاپاسکال، 26 ± 756 مگاپاسکال و 22 ± 540 مگاپاسکال بود.

همه نمونه‌ها سطح بالایی از زیست سازگاری را نشان دادند. جالب توجه است، مشخص شد که زنده ماندن سلول و زیست سازگاری با افزایش تخلخل نمونه و تجمع سطح، همراه با مقدار ذرات HA در سطح کامپوزیت‌ها افزایش می‌یابد. بر اساس این نتایج، بالاترین زیست سازگاری برای سرعت خطی ۱۵ میلی‌متر بر دقیقه (قابلیت زنده ماندن سلولی ۱۲۰ درصد) به دست آمد.

بر اساس یافته‌های ما، انتخاب سرعت خطی بهینه برای کاربرد کامپوزیت‌های سطحی Ti/HA به خواص موردنظر و الزامات عملکرد آن برای کاربردهای مختلف بستگی دارد.

اگر هدف اولویت‌بندی استحکام مکانیکی باشد، سرعت‌های سرعت خطی کمتر (۳۰-۴۰ میلی‌متر در دقیقه) نتایج بهتری را از نظر مقاومت کششی نهایی نشان می‌دهند. از سوی دیگر، اگر تمرکز روی افزایش زنده ماندن سلول‌ها و زیست سازگاری باشد، سرعت خطی بالاتر ۷۰ میلی‌متر بر دقیقه به دلیل وجود نقص و تراکم سطحی ذرات HA، بالاترین زیست سازگاری را نشان می‌دهد؛ بنابراین، در نظر گرفتن کاربرد خاص و الزامات آن هنگام تعیین سرعت خطی بهینه برای کامپوزیت‌های سطحی Ti/HA مهم است. بسته به تعادل مطلوب بین خواص مکانیکی، مقاومت در برابر خوردگی و پاسخ سلولی، کاربردهای مختلف می‌تواند از سرعت‌های خطی متفاوت بهره ببرند؛ به عبارت دیگر برای کاربردهای مختلف می‌توان از سرعت‌های خطی متفاوت بهره‌مند شد.

۵- مراجع

- [1] M. H. Lin, Y. H. Wang, C. H. Kuo, S. F. Ou, P. Z. Huang, T. Y. Song, Y. C. Chen, S. T. Chen, C. H. Wu, Y. H. Hsueh & F. Y. Fan, "Hybrid ZnO/chitosan antimicrobial coatings with enhanced mechanical and bioactive properties for titanium implants", Carbohydrate Polymers, vol. 257, pp. 117639, 2021.
- [2] B. Priyadarshini, M. Rama, Chetan & U. Vijayalakshmi, "Bioactive coating as a surface modification technique for biocompatible metallic implants: a review", Journal of Asian Ceramic Societies, vol. 7, pp. 397-406, 2019.
- [3] N. López-Valverde, J. Flores-Fraile, J. M. Ramírez, B. Macedo de Sousa, S. Herrero-Hernández & A. López-Valverde, "Bioactive Surfaces vs. Conventional Surfaces in Titanium Dental Implants: A Comparative Systematic Review", Journal of Clinical Medicine, 2020.
- [4] A. Kurup, P. Dhattrak & N. Khasnis, "Surface modification techniques of titanium and titanium alloys for biomedical dental applications: A review", Materials Today: Proceedings, vol. 39, pp. 84-90, 2021.
- [5] A. Jaafar, C. Hecker, P. Árki & Y. Joseph, "Sol-Gel Derived Hydroxyapatite Coatings for Titanium Implants: A Review", Bioengineering, 2020.
- [6] A. Fathi, M. Ahmed, M. Afifi, A. Menazea & V. Uskoković, "Taking hydroxyapatite-coated titanium implants two steps forward: surface modification

CP-Ti/HA surface nanocomposite produced by friction-stir processing", *Surface and Coatings Technology*, vol. 374, pp. 460-475, 2019.

[17] F. Yousefpour, R. Jamaati & H. Jamshidi Aval, "Investigation of microstructure, crystallographic texture, and mechanical behavior of magnesium-based nanocomposite fabricated via multi-pass FSP for biomedical applications", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 125, pp. 104894, 2022.

[18] W. Liu, S. Liu & L. Wang, *Surface Modification of Biomedical Titanium Alloy: Micromorphology, Microstructure Evolution and Biomedical Applications*, Coatings, 2019.

[19] M. Hakakzadeh, H. R. Jafarian, S. H. Seyedein, A. R. Eivani, N. Park & A. Heidarzadeh, "Production of Ti-CNTs surface nanocomposites for biomedical applications by friction stir processing: Microstructure and mechanical properties", *Materials Letters*, vol. 300, pp. 130138, 2021.

[20] V. Sharma, U. Prakash & B. V. M. Kumar, "Surface composites by friction stir processing: A review", *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 224, pp. 117-134, 2015.

[21] S. Bharti, N.D. Ghetiya & K. M. Patel, "A review on manufacturing the surface composites by friction stir processing", *Materials and Manufacturing Processes*, vol. 36, pp. 135-170, 2021.

[22] M. Hosseini & H. Danesh Manesh, "Friction Stir Welding of Ultrafine-Grained Al 1050: Investigation of Pin Geometry, Welding Atmosphere Temperature and Welding Speeds on the Mechanical Properties", *New Process in Material Engineering*, vol. 16, no. 2, pp. 51-63, 2022.

[23] R. Pouriamanesh & D. Kamran, "Study the microstructure and hardness of FSW of API 70 steel at the presence of TiO₂ particles, in Persian", *New Process in Material Engineering*, vol. 12, no. 3, pp. 121-135, 2018.

[24] M. M. El-Sayed, A. Y. Shash, M. Abd-Rabou & M. G. ElSherbiny, "Welding and processing of metallic materials by using friction stir technique: A review", *Journal of Advanced Joining Processes*, vol. 3, pp. 100059, 2021.

[25] R. Jenkins & R. L. Snyder, "Introduction to X-ray Powder Diffractometry", vol. 138, Wiley Online Library 1996.

using graphene mesolayers and a hydroxyapatite-reinforced polymeric scaffold", *ACS biomaterials science & engineering*, vol. 7, pp. 360-372, 2020.

[7] D. Ke, A. A. Vu, A. Bandyopadhyay & S. Bose, "Compositionally graded doped hydroxyapatite coating on titanium using laser and plasma spray deposition for bone implants", *Acta Biomaterialia*, vol. 84, pp. 414-423, 2019.

[8] Z. Bal, T. Kaito, F. Korkusuz & H. Yoshikawa, "Bone regeneration with hydroxyapatite-based biomaterials", *Emergent Materials*, vol. 3, pp. 521-544, 2020.

[9] G. Ji, Y. Zou, Q. Chen, H. Yao, X. Bai, C. Yang, H. Wang & F. Wang, "Mechanical properties of warm sprayed HATi bio-ceramic composite coatings", *Ceramics International*, vol. 46, pp. 27021-27030, 2020.

[10] L. Zhu, X. Ye, G. Tang, N. Zhao, Y. Gong, Y. Zhao, J. Zhao & X. Zhang, "Biomimetic coating of compound titania and hydroxyapatite on titanium", *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, vol. 83A, pp. 1165-1175, 2007.

[11] K. Rungcharassaeng, J. L. Lozada, J. Y. K. Kan, J. S. Kim, W. V. Campagni & C. A. Munoz, "Peri-implant tissue response of immediately loaded, threaded, HA-coated implants: 1-year results", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 87, pp. 173-181, 2002.

[12] X. Zheng, M. Huang & C. Ding, "Bond strength of plasma-sprayed hydroxyapatite/Ti composite coatings", *Biomaterials*, vol. 21, pp. 841-849, 2000.

[13] A. Arifin, A. B. Sulong, N. Muhamad, J. Syarif & M. I. Ramli, "Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review", *Materials & Design*, vol. 55, pp. 165-175, 2014.

[14] S. Yang, W. Li & H. C. Man, "Laser cladding of HA/Ti composite coating on NiTi alloy", *Surface engineering*, vol. 29, pp. 409-431, 2013.

[15] R. Rahmati & F. Khodabakhshi, "Microstructural evolution and mechanical properties of a friction-stir processed Ti-hydroxyapatite (HA) nanocomposite", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 88, pp. 127-139, 2018.

[16] F. Khodabakhshi, R. Rahmati, M. Nosko, L. Orovčík, Š. Nagy & A. P. Gerlich, "Orientation structural mapping and textural characterization of a

titanium containing nitrogen", *Acta Materialia*, vol. 240, pp. 118356, 2022.

[32] H. J. Zhang, H. J. Liu & L. Yu, "Microstructure and mechanical properties as a function of rotation speed in underwater friction stir welded aluminum alloy joints", *Materials & Design*, vol. 32, pp. 4402-4407, 2011.

[33] M. Demirel & B. Aksakal, "Effect of porosity on the structure, mechanical properties and cell viability of new bioceramics as potential bone graft substitutes", *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 20, 2018.

۶- پی‌نوشت

- [1] Implant Integration
- [2] Osseo Integration
- [3] Load-Bearing
- [4] Dynamic Restoration Phenomena
- [5] Heat-Affected Zone
- [6] Thermo-Mechanically Affected Zone
- [7] Nugget Zone
- [8] Retreating Sides
- [9] Mass Attenuation Coefficient
- [10] Backscattered Electrons
- [11] Grain Refinement
- [12] Hexagonal Close-Packed

[26] I. Dinaharan, N. Murugan & E. T. Akinlabi, "Friction stir processing route for metallic matrix composite production", 2021.

[27] R. S. Mishra & Z. Y. Ma, "Friction stir welding and processing", *Materials Science and Engineering: R: Reports*, vol. 50, pp. 1-78, 2005.

[28] V. Rubtsov, A. Chumaevskii, A. Gusarova, E. Knyazhev, D. Gurianov, A. Zykova, T. Kalashnikova, A. Cheremnov, N. Savchenko, A. Vorontsov, V. Utyaganova, E. Kolubaev & S. Tarasov, "Macro- and Microstructure of In Situ Composites Prepared by Friction Stir Processing of AA5056 Admixed with Copper Powders", *Materials*, 2023.

[29] P. Asadi, G. Faraji & M. K. Besharati, "Producing of AZ91/SiC composite by friction stir processing (FSP)", *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 51, pp. 247-260, 2010.

[30] M. Raafi, T. S. Mahmoud, H. M. Zakaria & T. A. Khalifa, "Microstructural, mechanical and wear behavior of A390/graphite and A390/Al₂O₃ surface composites fabricated using FSP", *Materials Science and Engineering: A*, vol. 528, pp. 5741-5746, 2011.

[31] Y. Chong, T. Tsuru, B. Guo, R. Gholizadeh, K. Inoue & N. Tsuji, "Ultrahigh yield strength and large uniform elongation achieved in ultrafine-grained