

تولید، مشخصه‌یابی و ارزیابی خواص مکانیکی نانوکامپوزیت آلیاژ پایه کبالت با تقویت کننده نانوپودر فورستریت

مژگان بهرامی*، محمدحسین فتحی و مهدی احمدیان
گروه پژوهشی بیومواد، دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان

(دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۱۱/۳۰ - دریافت نسخه نهایی: ۱۳۹۱/۰۷/۲۹)

چکیده -

(SEM)

(XRD)

واژگان کلیدی :

Preparation, Characterization and Mechanical Properties Evaluation of Co-Based Alloy Nanocomposite Reinforced with Forsterite Nanopowder

M. Bahrami*, M.H. Fathi and M. Ahmadian

1. Biomaterials Group, Department of Materials Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan

Abstract: Short life of current total hip replacement metallic implants is generally dependent on the aseptic loosening of the implant, which occurs due to mismatch of elastic modulus between bone and metallic implant materials. Decreasing in elastic

*: مسئول مکاتبات، پست الکترونیکی: m_Bahrami25@yahoo.com

modulus of implant could be successful. Forsterite is biocompatible and bioactive ceramic which has suitable mechanical properties. In presented research the composite materials based on Co-Cr-Mo alloy with 10, 15 and 20wt% of forsterite nanopowder as reinforcement were fabricated and mechanical behavior of the composites were evaluated. Composites were fabricated by ball milling, cold pressing and sintering. X-ray diffraction (XRD) and scanning electron microscopy (SEM) were used for characterization and evaluation phase composition and microstructure of the composites. Density, microhardness, compressive strength and elastic modulus of fabricated composites were evaluated. Obtained results showed elastic modulus of composite materials based on Co-Cr-Mo alloy reinforced with 10, 15 and 20wt% of forsterite nanopowder decreased significantly. Results also showed that the compressive strength of Co-base alloy composites reinforced with 10, 15 and 20 wt% forsterite were lower than cast Co-Cr-Mo alloy. With increasing in the content of reinforcement, compressive strength of the composites were decreased. Microhardness of prepared composites were higher than cast Co-Cr-Mo alloy. With increasing in content of bioceramic reinforcement, microhardness of the composites were increased.

Keywords: Co-Cr-Mo alloy, forsterite nano-bioceramic, composite, mechanical properties

B	پهنای پیک در نصف ارتفاع (رادیان)	λ	طول موج پرتو ایکس مورد استفاده (نانومتر)
D	متوسط اندازه دانه‌های کریستالی (نانومتر)	θ	زاویه براگ (درجه)
ε	متوسط کرنش شبکه		

دوام بیشتر در بدن محسوس و قطعی است. یک راه به منظور افزایش عمر و دوام کاشتنی فلزی در بدن می‌تواند کاهش ضریب کشسانی ماده کاشتنی برای انطباق آن با استخوان باشد. همچنین می‌توان پیوند بین سلول‌های زنده و کاشتنی را از طریق بهبود ساختار یا ترکیب افزایش داد [۳]. از سوی دیگر، در بین بیوسرامیک‌ها، فورستریت سرامیک نوینی است که به عنوان بیوماده شناخته شده است. بررسی‌های اخیر نشان داده است که فورستریت می‌تواند به عنوان یک بیوسرامیک کاربرد داشته باشد. مقایسه خواص مکانیکی فورستریت با هیدروکسی‌آپاتیت نشان می‌دهد که فورستریت خواص مکانیکی بهتری نسبت به هیدروکسی‌آپاتیت دارد و بنابراین، در صورتی که از نظر زیست‌سازگاری بتواند خواصی در حد هیدروکسی‌آپاتیت داشته باشد، می‌تواند در مواردی نظیر کاشتنی‌های تحت بار کاربرد داشته باشد. بر اساس آزمون تعیین سمیت، فورستریت هیچ‌گونه اثر سمی بر روی سلول‌های استخوان ساز ندارد [۴]. نتایج آزمون‌های زیست‌فعالی که بر روی سرامیک فورستریت با اندازه‌ی دانه میکرونی انجام شده است نشان داده که سرامیک فورستریت علی‌رغم زیست‌سازگاری با بدن، زیست فعال نیست [۵]. بر اساس نتایج

۱- مقدمه

در بین مواد مورد استفاده در کاشتنی‌های ارتوپدی، آلیاژهای پایه کبالت از جایگاه ویژه‌ای برخوردارند. تخمین زده شده است که حدود ۵۰ درصد پروتزهای مفصل ران از آلیاژهای کبالت-کرم-مولیبدن (وایتالیم) ساخته می‌شوند [۱]. علت استفاده گسترده از آلیاژهای مذکور، خواص مکانیکی، مقاومت سایشی، مقاومت خوردگی و زیست‌سازگاری مناسب آنهاست [۲]. از چالش‌های پیش رو در رابطه با استفاده از بیومواد فلزی این است که بیومواد فلزی زیست خنثی بوده و دارای ضریب کشسانی بالاتری نسبت به استخوان طبیعی دارند که باعث کاهش عمر و دوام کاشتنی فلزی در بدن می‌شود. طول عمر کوتاه کاشتنی‌های مفصل ران، بین ۷ تا ۱۲ سال، به طور کلی ناشی از شل شدن کاشتنی است که دلایل آن عبارت است از: ناهماهنگی و عدم انطباق ضریب کشسانی بین استخوان (۳۰-۱۰ گیگاپاسکال) و کاشتنی فلزی (۲۴۸ گیگاپاسکال برای آلیاژ کبالت-کرم-مولیبدن) و در نتیجه پدیده تنش سپری، پیوند ضعیف بین بافت میزبان و کاشتنی فلزی به علت سطح زیست خنثی، سایش و لق شدن در کاشتنی فلز-پلیمر. به همین دلیل، نیاز به بهبود خواص کاشتنی‌های مفصل ران کامل به منظور

جدول ۱- ترکیب شیمیایی آلیاژ کبالت- کرم- مولیبدن مورد استفاده و استاندارد ASTM F75

آلیاژ	کبالت	کرم	مولیبدن	کربن	منگنز	سیلیسیم
ASTM F75/06	باقیمانده	۲۷-۳۰	۵-۷	۰/۳۶۵	≤۱	۱
آلیاژ مورد استفاده	باقیمانده	۲۸	۵	≤۰/۳۵	≤۰/۳۵	≤۰/۳۵

وزنی نانوپودر فورستريت به عنوان تقويت کننده، به روش متالورژی پودر تهیه شد و تأثیر تقويت کننده بر خواص مکانیکی و از جمله ضريب کشسانی نانو کامپوزیتها بررسی شد.

۲- مواد و روشها

۲-۱- مواد اولیه

مواد اولیه مورد استفاده در این پژوهش شامل آلیاژ مصرفی به عنوان ماده زمینه نانوکامپوزیت و مواد مورد نیاز برای تهیه نانوپودر فورستريت به عنوان ماده تقويت کنندهی نانوکامپوزیت بود. به این منظور، از آلیاژ کبالت- کرم- مولیبدن با ترکیب شیمیایی مطابق با استاندارد ASTM F75 ساخت شرکت بگو (BEGO) آلمان استفاده شد. ترکیب شیمیایی آلیاژ مصرفی در جدول (۱) آمده است. مشخصات مواد مورد استفاده برای تهیه نانوپودر فورستريت نیز در جدول (۲) آمده است.

۲-۲- تهیه پودر آلیاژ کبالت- کرم- مولیبدن

برای تهیه پودر آلیاژ کبالت- کرم- مولیبدن از شمشهای ریختگی آلیاژ کبالت- کرم- مولیبدن استفاده شد. با استفاده از عملیات فرزکاری، براده برداری از شمشها انجام شد و برادهها با استفاده از دستگاه آسیاب گلوله‌ای سیاره‌ای (Fretch Pulverisette-5) تحت اتمسفر آرگون آسیاب شد تا به صورت پودر درآید. تحت این شرایط، براده‌های آلیاژ کبالت- کرم- مولیبدن به مدت ۷ ساعت و با نسبت گلوله به پودر ۱:۲۰ آسیابکاری شد. توزیع دانه‌بندی پودر تولیدی ۱۵۰-۵۵ میکرومتر به دست آمد. پس از آسیابکاری، پودر آلیاژ پایه کبالت تحت

مطالعات انجام شده، نانوپودر فورستريت در مقایسه با فورستريت میکرونی به دلیل دارا بودن خواصی چون ترشوندگی، انرژی سطحی و غیره می‌تواند واکنش‌هایی نظیر جذب سلولی را در تقابل با پروتیینها و سلول‌های استخوان ساز افزایش داده و طول عمر بیشتری را برای کاشتنی تضمین کند. از طرفی به دلیل خواص بهبود یافته فورستريت نانومتری به دلیل نسبت سطح به حجم بالاتر و امکان واکنش‌پذیری بالاتر با محیط اطراف به دلیل انرژی سطحی بالاتر، نشان داده شده است که نانوسرامیک فورستريت خواص زیست‌فعالی بهتری را در تماس با محلول شبیه‌سازی شده بدن نشان می‌دهد. همچنین نشان داده شده است که چسبندگی و رشد سلول‌های استخوان ساز در سطح نانوسرامیک فورستريت مشاهده شده است که نشان دهندهی زیست‌سازگاری فورستريت نانومتری است [۶]. وجود خواص بهتر مواد نانومتری در مقایسه با مواد میکرونی مشابه، متخصصان بیومواد را بر آن داشت تا در ساخت مواد زیستی-پزشکی نیز از چنین ویژگی‌هایی استفاده کنند. به طور کلی عملکرد سلول‌های استخوان ساز بر روی سرامیک‌های نانوساختار افزایش محسوس می‌یابد. در مقایسه با بیوسرامیک‌های سنتی، در مورد آلومینا، تیتانیا و هیدروکسی‌آپاتیت نانومتری افزایش تکثیر سلول‌های استخوان ساز، تشکیل فسفات‌های قلیایی و رسوب مواد حاوی کلسیم مشاهده شده است [۷-۱۰].

با توجه به مزایای بر شمرده شده برای آلیاژهای پایه کبالت به منظور استفاده در کاشتنی‌ها به ویژه در کاشتنی‌های تحت بار و همچنین نانوبیوسرامیک فورستريت به عنوان بیوماده زیست فعال، در این پژوهش نانوکامپوزیت‌هایی با زمینه آلیاژ پایه کبالت همراه با ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد

جدول ۲- مواد مورد استفاده برای تهیه فورستریت

نام ماده	خلوص	شرکت
هگزاهیدرات منیزیم (Mg(NO ₃) ₂ ·6H ₂ O)	۹۹/۹۹	Merck, Germany
سیلیس کلئیدی (SiO ₂)	۳۴ درصد وزنی جزء جامد	Sigma, Aldrich
پلی وینیل الکل (PVA)	وزن مولکولی: ۷۲۰۰۰	Merck, Germany
ساکارز	۹۹/۵	Merck, Germany
اسید نیتریک	-	Merck, Germany

عملیات آنیل در دمای ۱۰۰۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲ ساعت تحت اتمسفر آرگون قرار گرفت.

۲-۴- تهیه نانوکامپوزیت آلیاژ پایه کبالت- نانوپودر

فورستریت

برای تهیه نانوکامپوزیت‌ها، مقادیر ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزنی از نانوپودر فورستریت با پودر آلیاژ کبالت-کرم-مولیبدن در دستگاه آسیاب گلوله‌ای سیاره‌ای به مدت ۱ ساعت تحت اتمسفر آرگون مخلوط شد. سرعت چرخش دستگاه ۳۰۰ دور در دقیقه و نسبت گلوله به پودر ۲۰:۱ بود. بررسی مورفولوژیکی پودرهای نانوکامپوزیتی پس از آسیاکاری به وسیله میکروسکوپ الکترونی روبشی (Philips XL30) انجام شد. پس از مخلوط سازی، پودرهای نانوکامپوزیتی حاوی مقادیر مختلف نانوپودر فورستریت تحت فشار ۷۵۰ مگاپاسکال پرس سرد شده و سپس تف جوشی نمونه‌ها در دمای ۱۱۰۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۴ ساعت و تحت اتمسفر آرگون انجام شد. سرعت گرم کردن کوره ۱۰ درجه سانتی‌گراد در دقیقه بود و نمونه‌ها در کوره سرد شدند. نمونه‌های نانوکامپوزیتی آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزنی نانوپودر فورستریت توسط تکنیک پراش پرتو ایکس (Philips X'Pert - MPD System) (XRD) مورد ارزیابی فازی قرار گرفت.

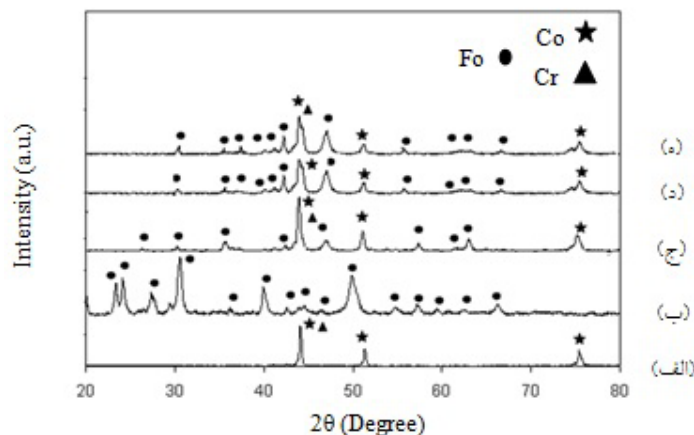
۲-۵- اندازه‌گیری چگالی

پس از تف جوشی، چگالی نمونه‌های نانوکامپوزیتی به روش ارشمیدس محاسبه شد.

۲-۳- تهیه نانوپودر فورستریت

برای تهیه نانوپودر فورستریت از روش سل-ژل اجرا شده توسط خرازیها و همکاران در گروه پژوهشی بیومواد دانشگاه صنعتی اصفهان استفاده شد [۱۱]. محلول آبی نمک منیزیم و سیلیس کلئیدی با نسبت مولی استوکیومتری (Mg:Si=2:1) تهیه شد. پس از آن، محلول آبی ساکارز (با نسبت مولی ساکارز: فلز= ۴:۱) تهیه و به محلول اولیه حاوی نمک منیزیم اضافه شد. محلول حاصل به مدت ۲ ساعت توسط همزن هم زده شد. پلی وینیل الکل (با نسبت مولی مونومر : فلز= ۱:۰/۸) نیز در آب مقطر حل و به محلول قبل اضافه شد. پس از آن pH محلول با استفاده از اسید نیتریک بر روی ۱ تنظیم و به مدت ۲ ساعت با استفاده از همزن مغناطیسی در دمای محیط و به مدت ۲ ساعت در دمای ۸۰ درجه سانتی‌گراد هم زده شد. ژل تهیه شده به مدت ۲۴ ساعت پیرسازی و سپس در دمای ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد خشک شد. ژل خشک شده به مدت ۲ ساعت در کوره در دمای ۸۰۰ درجه سانتی‌گراد قرار گرفت.

برای تحلیل فازی و شناسایی ساختار فازی نانوپودر فورستریت تهیه شده، از تکنیک پراش پرتو ایکس (Philips X'Pert - MPD System) (XRD) استفاده شد و به کمک الگوی پراش پرتو ایکس و روش شرر، اندازه دانه نانوپودرها تعیین شد.



شکل ۱- الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به : (الف) آلیاژ کبالت- کرم- مولیبدن پس از آنیل، (ب) پودر فورستریت، (ج) کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰ درصد وزنی فورستریت، (د) کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۵ درصد وزنی فورستریت ، (ه) کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت حاوی ۲۰ درصد وزنی فورستریت پس از سینترینگ در دمای ۱۱۰۰ درجه سانتی گراد

درصد وزنی نانوپودر فورستریت پس از تف جوشی در دمای ۱۱۰۰ درجه سانتی گراد در شکل (۱) آمده است. اندازه کریستالیت‌های پودر فورستریت با استفاده از الگوی پراش پرتو ایکس و روش شرر [۱۲]، معادله (۱)، ۲۵ نانومتر به دست آمد.

$$d = 0.89\lambda / B \cos\theta \quad (1)$$

بررسی‌های فازی مربوط به نانوکامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی مقادیر مختلف نانوپودر فورستریت، حضور فورستریت، کبالت و کرم را تأیید کرد. این نتایج نشان داد که پس از تف جوشی نمونه‌های نانوکامپوزیتی در دمای ۱۱۰۰ درجه سانتی گراد، فورستریت پایدار بوده و در این دما تجزیه حرارتی فورستریت رخ نداده است. در واقع می‌توان گفت که دمای تف جوشی مورد استفاده تأثیری بر پایداری حرارتی فورستریت نداشته است.

۳-۲- مطالعه با میکروسکوپ الکترونی روبشی

تصاویر تهیه شده با میکروسکوپ الکترونی روبشی از پودرهای نانوکامپوزیتی آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزنی نانوپودر فورستریت پس از مخلوط سازی پودر

۲-۶- سنجش و تعیین خواص مکانیکی نانوکامپوزیت‌ها

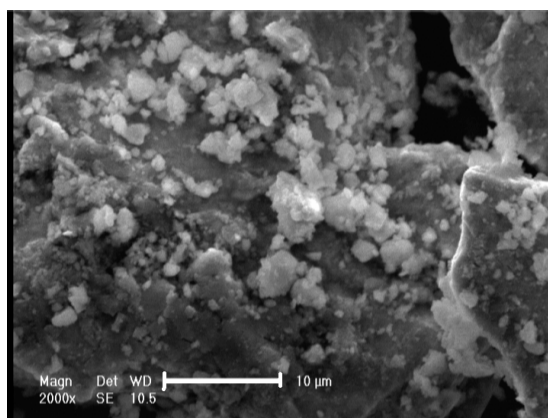
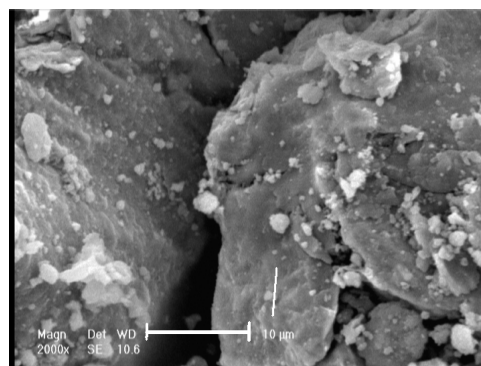
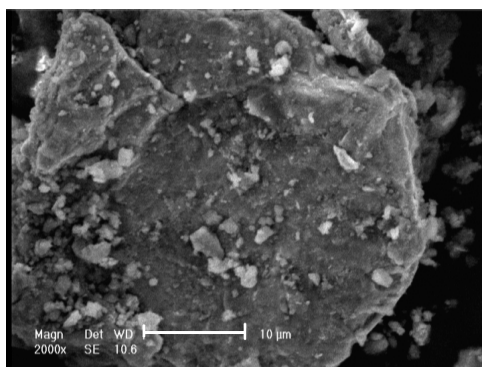
پس از آماده سازی سطح نمونه‌های نانوکامپوزیتی، ریزسختی با استفاده از روش ویکرز اندازه‌گیری شد. به این منظور از نیروی ۱۰۰ گرم (۰/۹۸ نیوتن) و مدت زمان بارگذاری نیز ۱۵ ثانیه استفاده شد. هر نمونه در ۱۰ نقطه سختی سنجی شد و میانگین حاصل به عنوان نتیجه‌ی نهایی گزارش شد.

برای انجام آزمون فشار نمونه‌های نانوکامپوزیتی به صورت استوانه‌هایی با ابعاد مشخص تهیه و پس از تف جوشی و آماده‌سازی سطح تحت آزمون فشار قرار گرفتند. نمونه‌های استوانه‌ای به صورت تک محوری با سرعت تغییر شکل ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه تحت فشار قرار گرفتند. نتایج حاصل، میانگین نتایج به دست آمده از ۳ آزمون فشار برای هر نمونه است.

۳- نتایج و بحث

۳-۱- مشخصه یابی و ارزیابی ساختاری (فازی)

الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به آلیاژ پایه کبالت، نانوپودر فورستریت و نانوکامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰

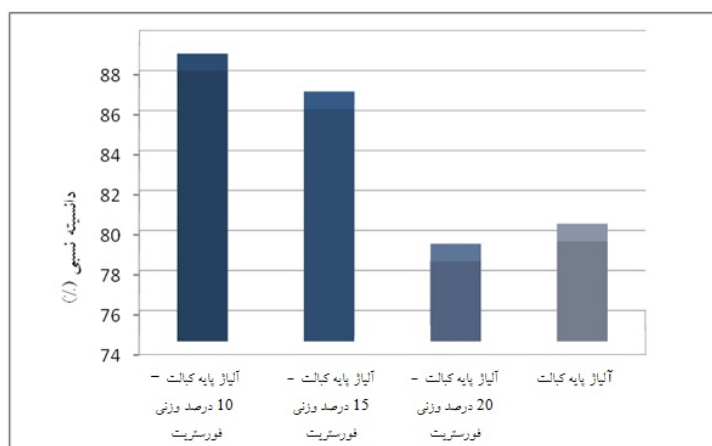


شکل ۲- تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی از پودر کامپوزیتی آلیاژ پایه کبالت حاوی:
 (الف) ۱۰ درصد وزنی فورستریت، (ب) ۱۵ درصد وزنی فورستریت، (ج) ۲۰ درصد وزنی فورستریت

۳-۳- چگالی

همان‌طور که گفته شد از روش ارشمیدس برای تعیین چگالی نمونه‌های نانوکامپوزیتی آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزنی نانوپودر فورستریت استفاده شد. چگالی نسبی می‌افتد، آگلومره شدن ذرات سرامیکی در کامپوزیت‌های زمینه فلزی است. علت این امر آن است که در اثر اعمال نیرو از طرف گلوله‌ها به ذرات پودر، به هم چسبیدن و شکستهای مکرر ذرات اتفاق می‌افتد و مساحت فصل مشترک بین ذرات پودر زیاد می‌شود. ریز شدن ساختار همراه با افزایش چگالی عیوب، به ترتیب مسافت‌های نفوذ را کوتاه‌تر کرده و سرعت نفوذ را

آلیاژ پایه کبالت و نانوپودر فورستریت در آسیاب گلوله‌ای سیاره‌ای به مدت ۱ ساعت، در شکل (۲) آمده است. همان‌طور که در شکل مذکور مشاهده می‌شود، با افزایش درصد وزنی نانوپودر فورستریت در نانوکامپوزیت‌ها، این ذرات آگلومره شده‌اند. آگلومره شدن نانوذرات سرامیکی در کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت حاوی ۲۰ درصد وزنی نانوپودر فورستریت نسبت به سایر درصد‌های وزنی اضافه شده به آلیاژ بیشتر است. یکی از پدیده‌هایی که طی آسیاکاری ماده زمینه و تقویت کننده اتفاق نانومتری آگلومراسیون شدیدتر است. علت این امر مربوط به ماهیت نانومتری ذرات و انرژی سطحی بالای آنهاست.



شکل ۳- چگالی نسبی آلیاژ پایه کبالت و کامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزنی فورستريت پس از ساینترینگ

به خوبی فضاهای خالی بین ذرات زمینه را پر کرده و در نتیجه چگالی کاهش پیدا می‌کند. می‌توان گفت که با افزایش درصد وزنی تقویت کننده در نانوکامپوزیت‌ها، اصطکاک داخلی ذرات افزایش می‌یابد که این امر موجب ممانعت از اختلاط مواد و قرارگیری مناسب ذرات تقویت کننده در فضاهای خالی بین ذرات زمینه می‌شود. این مطلب در سال ۲۰۰۱ میلادی توسط دای و همکارانش [۱۴] به این صورت توصیف شد که مقادیر کم تقویت کننده به راحتی می‌توانند خلل و فرج بین زمینه فلزی را پر کنند و در نتیجه ساده تر متراکم شوند.

۴-۳- خواص مکانیکی

نتایج حاصل از اندازه‌گیری ریزسختی نمونه‌های تف جوشی شده در جدول (۳) آمده است. به طور کلی نتایج نشان داد که با افزودن نانوپودر فورستريت به آلیاژ پایه کبالت، سختی افزایش می‌یابد. افزایش سختی می‌تواند منجر به افزایش مقاومت سایشی شود. از آن جا که آلیاژهای پایه کبالت به عنوان کاشتنی‌های مفصل ران مورد استفاده قرار می‌گیرند، مقاومت سایشی این آلیاژها از اهمیت زیادی برخوردار است. چنانچه

افزایش می‌دهد. از طرفی افزایش موضعی دما در ذرات پودر منجر به افزایش سرعت نفوذ می‌شود [۱۳]. در رابطه با ذرات نانوکامپوزیت‌های تهیه شده در شکل (۳) نشان داده شده است. نتایج نشان داد که با افزایش درصد تقویت کننده در نانوکامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزنی فورستريت چگالی نسبی کاهش یافت. مقایسه چگالی نمونه‌های تف جوشی شده نشان داد که چگالی نمونه‌های کامپوزیتی بیشتر از آلیاژ پایه کبالت پرس سرد و تف جوش شده است. علت این امر را می‌توان به پر شدن تخلخل‌ها و فضاهای خالی بین ذرات آلیاژ پایه کبالت توسط ذرات تقویت کننده نسبت داد. به گونه‌ای که با افزایش درصد تقویت کننده تا ۱۵ درصد وزنی چگالی در مقایسه با آلیاژ پایه کبالت تف جوش شده افزایش داشته است. اما با افزایش تقویت کننده به میزان ۲۰ درصد وزنی کاهش چگالی در مقایسه با آلیاژ پایه کبالت تف جوش شده مشاهده شد. علت این امر را می‌توان به آگلومراسیون زیاد ذرات تقویت کننده در کامپوزیت نسبت داد که منجر به توزیع نایک‌نواخت تقویت کننده در زمینه آلیاژ پایه کبالت می‌شود. توزیع نایک‌نواخت تقویت کننده در زمینه باعث می‌شود که تقویت کننده نتواند

جدول ۳- سختی آلیاژ پایه کبالت و نمونه‌های کامپوزیتی آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد

وزنی فورستريت

نام ماده	ریزسختی (ویکرز)
آلیاژ ریختگی کبالت- کرم- مولیبدن (ASTM F75)	۳۸۰
آلیاژ کبالت- کرم- مولیبدن پس از پرس سرد و سیتترینگ	۳۴۴±۲۷
کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت- ۱۰ درصد وزنی فورستريت	۶۴۲±۳۶
کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت- ۱۵ درصد وزنی فورستريت	۶۶۳±۴۶
کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت- ۲۰ درصد وزنی فورستريت	۶۹۱±۵۰

جدول ۴- استحکام فشاری و ضریب کشسانی آلیاژ پایه کبالت و کامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵

و ۲۰ درصد وزنی فورستريت

نام ماده	استحکام فشاری (مگاپاسکال)	ضریب کشسانی (گیگاپاسکال)
آلیاژ ریختگی کبالت- کرم- مولیبدن (ASTM F75)	۱۲۵۰	۲۴۰
آلیاژ کبالت- کرم- مولیبدن پس از پرس سرد و سیتترینگ	۸۵۰±۵	۸۳±۳
کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت- ۱۰ درصد وزنی فورستريت	۸۸۲±۹	۱۱۸±۳
کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت- ۱۵ درصد وزنی فورستريت	۸۶۵±۶	۱۱۳±۶
کامپوزیت آلیاژ پایه کبالت- ۲۰ درصد وزنی فورستريت	۸۰۰±۷	۱۰۵±۸

نتایج حاصل از اجرای آزمون فشار نانوکامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزنی فورستريت در جدول (۴) آمده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود با افزودن ۱۰ تا ۲۰ درصد وزنی نانوپودر فورستريت به آلیاژ پایه کبالت و تهیه کامپوزیت استحکام فشاری در مقایسه با آلیاژ پایه کبالت پرس سرد و تف جوشی شده افزایش می‌یابد. علت این امر را می‌توان به پر شدن تخلخل‌ها و فضاهاى خالی بین ذرات آلیاژ پایه کبالت توسط ذرات تقویت کننده نسبت داد. مقایسه استحکام فشاری کامپوزیت‌ها با استحکام فشاری آلیاژ کبالت-کرم- مولیبدن ریختگی نشان داد که استحکام فشاری نانوکامپوزیت‌های مذکور کمتر از آلیاژ پایه کبالت ریختگی است. علت این امر وجود تخلخل در ساختار نانوکامپوزیت‌های مذکور است.

مقاومت سایشی این کاشتنی‌ها مناسب نباشد منجر به شل شدن و لق شدن کاشتنی با گذشت زمان و همچنین رهايش يون‌های کبالت و کرم می‌شود. با افزایش مقدار فورستريت، سختی کامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت افزایش می‌یابد. همچنین در مقایسه با آلیاژ کبالت-کرم- مولیبدن ریختگی و نیز آلیاژ کبالت-کرم - مولیبدن پرس سرد و تف جوشی شده سختی افزایش یافت. افزایش سختی را می‌توان به حضور فاز سخت‌تر در زمینه و ایجاد محدودیت بیشتر برای تغییر شکل موضعی زمینه در طول اثرگذاری نسبت داد. با توجه به اینکه فورستريت دارای سختی بالاتری نسبت به آلیاژ پایه کبالت است، انتظار می‌رود که با افزودن این بیوسرامیک به آلیاژ پایه کبالت و تهیه کامپوزیت سختی افزایش یابد.

تنش سپری دارای اهمیت زیادی است. چنانچه اختلاف بین ضریب کشسانی ماده کاشتنی و استخوان زیاد باشد تمرکز تنش شدیدتری اتفاق می افتد که به معنای عدم انتقال مناسب بار بین کاشتنی و استخوان است. نتایج نشان داد که با افزایش مقدار تقویت کننده بیوسرامیکی در نانوکامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی نانوپودر فورستریت، ضریب کشسانی کامپوزیت‌ها کاهش می‌یابد.

۴- جمع بندی

نانوکامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزنی نانوپودر فورستریت به روش متالورژی پودر تهیه شد. این نانوکامپوزیت‌ها در مقایسه با آلیاژ کبالت-کرم-مولیبدن ریختگی دارای سختی بالاتری بودند. ضریب کشسانی کامپوزیت‌های مذکور کاهش قابل ملاحظه‌ای در مقایسه با آلیاژ پایه کبالت ریختگی داشت که از نقطه نظر کاهش عدم تطابق ضریب کشسانی استخوان و ماده کاشتنی و در نتیجه کاهش اثر پدیده تنش سپری دارای اهمیت زیادی است. اگرچه استحکام فشاری نانوکامپوزیت‌ها در مقایسه با آلیاژ پایه کبالت ریختگی کاهش یافت ولی همچنان استحکام بالاتری در مقایسه با بیومواد فلزی دیگر نظیر فولاد زنگ نزن و آلیاژ تیتانیوم داشتند که مناسب برای کاربرد در کاشتنی‌های تحت بار نظیر کاشتنی‌های مفصل ران است. با افزایش درصد وزنی تقویت کننده در نانوکامپوزیت، استحکام فشاری و ضریب کشسانی کاهش و سختی افزایش یافت.

اگرچه استحکام فشاری نانوکامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزنی فورستریت تهیه شده در مقایسه با آلیاژ پایه کبالت ریختگی کاهش یافته است اما استحکام فشاری این کامپوزیت‌ها همچنان بیشتر از بیومواد فلزی دیگر نظیر آلیاژ تیتانیوم (Ti-6Al-4V) و فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال است [۱۵ و ۱۶]. استحکام این کامپوزیت‌ها برای کاربرد در کاشتنی‌های تحت بار نظیر کاشتنی‌های مفصل ران مناسب است.

کاهش قابل ملاحظه استحکام فشاری با افزودن ۲۰ درصد وزنی فورستریت در نانوکامپوزیت مشاهده شد. علت را در این مورد می‌توان به آگلومراسیون زیاد ذرات فورستریت در کامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی ۲۰ درصد وزنی فورستریت نسبت داد. آگلومره شدن ذرات منجر به توزیع نایکونواخت تقویت کننده در زمینه کامپوزیت شده که باعث افت خواص مکانیکی می‌شود. محققان گزارش کرده‌اند که نقابصی از قبیل ترک معمولاً از این مناطق آگلومره شده آغاز می‌شود [۱۷ و ۱۸].

ضریب کشسانی نانوکامپوزیت‌های آلیاژ پایه کبالت حاوی فورستریت نسبت به ضریب کشسانی آلیاژ پایه کبالت ریختگی کاهش داشته است. علت کاهش ضریب کشسانی وجود تخلخل در کامپوزیت‌های مذکور و همچنین وجود فاز سرامیکی با ضریب کشسانی کمتر در زمینه آلیاژ پایه کبالت است. این عوامل از جمله عوامل تأثیرگذار بر ضریب کشسانی‌اند. کاهش ضریب کشسانی از نقطه نظر کاهش عدم تطابق ضریب کشسانی استخوان و ماده کاشتنی و در نتیجه کاهش اثر پدیده

مراجع

1. Oksiuta, Z., Dabrowski, J.R., and Olszyna, A. "Co-Cr-Mo-based Composite Reinforced with Bioactive Glass," *Material Processing Technology*, Vol. 209, pp. 978-985, 2008.
2. Spriano, S., Verne, E., and Faga, M.G., "Surface Treatment on an Implant Cobalt Alloy for High Biocompatibility and Wear resistanc," *Wear*, Vol. 259, pp.919-925, 2005.
3. Espana, F., Krishna Balla, V., Bose, S., and Bandyopadhyay, A., "Design and Fabrication of CoCrMo Alloy Based Novel Structures for Load Bearing Implants Using Laser Engineered Net Shaping," *Materials Science and Engineering C*, Vol. 30, pp. 50-57, 2010.
4. Ni, S., Chou, L., and Chang, J., "Preparation and Characterization of Forsterite (Mg_2SiO_4)

- Bioceramics," *Ceramic International*, Vol. 33, pp. 83-88, 2007.
5. Ni, S., Chang, J., and Chou, L., "In Vitro Studies of Novel CaO-SiO₂-MgO System Composite Bioceramics," *Material Science: Material Medicine*, pp. 3186-3193, 2007.
 6. Kharaziha, M., and Fathi, M.H., "Improvement of Mechanical Properties and Biocompatibility of Forsterite Bioceramic Addressed to Bone Tissue Engineering," *The mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 3, PP. 530- 537, 2010.
 7. Webster, T.J., Ergun, C., Doremus, R.H., Siegel, R.W., and Bizios, R., "Specific Protein Mediate Enhanced Osteoblast Adhesion on Nanophase Ceramics," *Biomedical Material Research*, Vol.51(3), pp. 475-483, 2000.
 8. Webster, T.J., Siegel, R.W., and Bizios, R., "Enhanced Functions of Osteoblast On Nanophase Ceramics," *Biomaterials*, 21, pp. 1803-1810, 2000.
 9. Webster, T.J., Schadler, L.S., Siegel, R.W., and Bizios, R., "Mechanisms of Enhanced Osteoblast Adhesion on Nanophase Alumina Involve Vitronectin," *Tissue Engineering*, Vol.7(3), pp. 291-301, 2001.
 10. Webster, T.J., Ergun, C., Doremus, R.H., Siegel, R.W., and Bizios, R., "Enhanced Functions of Osteoclast- Like Cells on Nanophase Ceramics," *Biomaterials*, Vol. 22(11), pp. 1327-1333, 2001.
 11. Kharaziha, M., and Fathi, M.H., "Synthesis and Characterization of Bioactive Forsterite Nanopowder," *Ceramics International*, Vol. 35, pp. 2449-2454, 2009.
 12. Cullity, B.D., *Elements of X-Ray diffracton*, Addison-Wesley, 1978.
۱۳. فتحی، م.ح.، حنیفی، آ.، مستغاثی، ب.، خواص و کاربرد پزشکی بیوسرامیک‌ها، چاپ اول، نشر ارکان، ۱۳۸۸.
14. Dai, L.H., and Huang, G.J., "An Incremental Micromechanical Scheme for Nonlinear Particulate Composites," *International Journal of Mechanical Sciences*, Vol. 43, pp. 1179-1193, 2001.
 15. Min, L., Hai-ping, Y., and Chun-feng, L., "Microstructure and Mechanical Properties of Ti6Al4V Powder Compacts Prepared by Magnetic Pulse Compaction," *Nonferrous Metals. Society*, Vol. 20, pp. 553-558, 2010.
 16. Touns p, A., and Hashmi, M.S.J., "Effect of Sintering Temperature on the Densification, Shrinkage and Compressive Strength of Stainless Steel 300 Series," *Materials Processing Technology*, Vol. 37, pp. .551-557, 1993.
 17. Aldas, K., and Mahmut, D.M., "Experimental and Theoretical Analysis of Particle Distribution in Particulate Metal Matrix Composites," *Materials Processing Technology*, Vol. 160, pp. 289-295, 2005.
 18. Ozden, S., Ekici, R., and Nair, F., "Investigation of Impact Behavior of Aluminium Based SiC Particles Reinforced Metal Matrix Composites," *Composites*, Vol. 38, Part A, 2007.