



# بررسی اثر افزودن گرافن نانوساختار بر رفتار خوردگی بیوکامپوزیت منیزیم-استرانسیوم-کلسیم در الکترولیت شبیه ساز بدن

فاطمه پوراسکندریون<sup>۱</sup>\*، احسان محمدی زهرانی<sup>۲</sup>، علی داودی<sup>۳</sup> <sup>۱</sup>دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی متالورژی و مواد، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد <sup>۲</sup>استادیار، گروه متالورژی و مواد، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد <sup>۳</sup>دانشیار، گروه متالورژی و مواد، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد E-mail: fatemeh.poorsn@gmail.com

## چکیدہ

در دهههای اخیر منیزیم و آلیاژهای آن به علت خواص فوق العادهای که دارند برای کاربردهای زیستی و پزشکی مورد توجه قرار گرفتند. اگرچه نرخ بالای خوردگی و خواص مکانیکی ضعیف از جمله محدودیتهای آلیاژهای منیزیم محسوب میشود. آلیاژ-Mg 0.35-0.3Ca به دلیل داشتن عناصر آلیاژی زیست سازگار با محیط بدن یکی از جدیدترین آلیاژهای توسعه یافته برای کاربردهای پزشکی است. در این پژوهش به بررسی تاثیر افزودن تقویت کننده یگرافن با ابعاد نانو(GNP) با مقادیر ۲٫۰٪ و ۴٫۰ درصد وزنی بر روی خواص خوردگی آلیاژ پایه ریخته گری شده Mg-0.3Sr-0.3Ca در محیط الکترولیت شبیه از بدن (SBF) پرداخته شده است. تاثیر ذرات تقویت کننده ی گرافن بر بهبود خواص مکانیکی آلیاژ پایه ی Mg-0.3Sr-0.3Ca توسط محققین در مطالعات گذشته بررسی شده است. برای بررسیهای ریز ساختاری و شناسایی فازها از میکروسکوپ نوری، میکروسکوپ الکترونی روبشی( MSC)، میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی( FESEM) و آنالیز عنصری SDF استفاده شد. به منظور بررسی خواص خوردگی آلیاژ پایه و بیوکامپوزیتهای تقویت کننده با گرافن، آزمونهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک و امپدانس الکتروشیمیایی در محلول شبیه ساز بدن در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد انجام شد. نتایج حاصل از بررسیهای ریز ساختاری نشان داد که افزودن گرافن منجر به کاهش اندازهی دانه میشود. همچنین تصاویر حاصل از MSC، MSC، میکروسکوژی فازهای بین فازی و عناصری در محلول شبیه ساز بدن آلیاژی در ساختار را نشان می دهد. نتایج آزمونهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک و امپدانس الکتروشیمیایی نشان داد که افزودن گرافن منجر به کاهش اندازهی در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد انجام شد. نتایج حاصل از بررسیهای ریز ساختاری نشان داد که افزودن گرافن منجر به کاهش اندازه ی در دمای ۲۷ درجه سانتیگراد انجام شد. نتایج SID-30 مورفولوژی فازهای بین فلزی و توزیع عنصری کربن و عناص در دمای تور در انشان می دهد. نتایج آزمونهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک و امپدانس الکتروشیمیایی نشان داد که با افزایش درصد گرافن چگالی جریان خوردگی کاهش می یابد. و مقاومت به خوردگی افزایش پیدا میکند.

بيوكامپوزيت منيزيوم، گرافن، محلول شبيه ساز بدن، امپدانس الكتروشيميايي

## ۱\_ مقدمه

منیزیم و آلیاژهای آن به دلیل سبک بودن و چگالی پایین، میتوانند جایگزین مناسبی برای آلومینیوم و سایر فلزات باشند. اخیرا کاربرد آلیاژهای منیزیم در صنایع خودروسازی و هوافضا گسترش پیدا کرده است. علاوه بر این، استفاده از آلیاژهای منیزیم در کاربردهای پزشکی نیز توسعه پیدا کرده است. این آلیاژها به دلیل داشتن خواص زیست سازگاری و تجزیه پذیری عالی، غیرسمیبودن، خواص مکانیکی و مدول الاستیک مشابه با بافت استخوانی انسان، و چگالی پایینتر نسبت به سایر مواد زیستی فلزی در تولید







ایمپلنت های موقت و استنتهای قلبی و عروقی مورد استفاده قرار گرفتهاند. آلیاژهای تیتانیوم و فولاد زنگ نزن ، زمانی که به عنوان ایمپلنت استفاده می شوند، خواص مکانیکی مناسبی را از خود نشان می دهند، اما در اثر خورده شدن در بدن یون های سمی ایجاد می کنند و به بدن آسیب می رسانند. علاوه بر آن، خواص مکانیکی آنها مشابه با بافت استخوان نیست و می تواند منجر به ترک خوردگی استخوان شود. این آلیاژها توسط بدن جذب نمی شوند و پس از ترمیم استخوان نیاز به جداسازی و خارج کردن ایمپلنت از طریق جراحی را دارند. اما عنصر منیزیم در بافت استخوانی بدن وجود دارد و در داخل بدن به هیدروکسیدهای قابل حل تجزیه می شود که می توانند از طریق ادرار دفع شوند و منیزیم با انحلال درون بافت، استخوان سازی می کند و تا پایان دوره درمان ، در بدن باقی می ماند و توسط بدن جذب می شود. بنابراین نیاز به عمل جراحی مجدد برای خروج ایمپلنت از بدن نیست. با این وجود محدودیت اصلی آلیاژهای منیزیم، سرعت خوردگی بالای آنها در محیطهای آبی است. بنابراین برای بهبود مقاومت به خوردگی از روشهایی چون نوع باشد که دو پارامتر مقاومت به خوردگی و تولید کامپوزیتهای آبی است. بنابراین برای بهبود مقاومت به خوردگی از روشهایی چون لیتوی باشد که دو پارامتر مقاومت به خوردگی و خواص مکانیکی را بهبود بخشد. از این رو امروزه عناصر آلیاژی باید به لیتوی باشد که دو پارامتر مقاومت به خوردگی و خواص مکانیکی را بهبود بخشد. از این رو امروزه عناصر آلیاژی چون آلومینیوم، لیتیوی باشد که دو پارامتر مقاومت به خوردگی و خواص مکانیکی را بهبود بخشد. از این رو امروزه عناصر آلیاژی چون آلومینیوم لیتوم منگنز، روی، زیر کونیوم، کلسیم و استرانسیوم به منیزیم است. انتخاب فاز تقویت کننده بر اساس نوع زمینه فلزی، کاربرد کامپوزیت لیتوم می می بهبود خواص مکانیکی و خوردگی آلیاژهای منیزیم است. انتخاب فاز تقویت کننده بر اساس نوع زمینه فلزی، کاربرد کامپوزیت و سازگاری با فاز زمینه صورت می گیرد. اخیرا تعداد زیادی از محققان به منظور بهبود خواص کامپوزیتها، در صدد تولید نانوکامپوزیتها هستند[۲].

از جمله تحقیقاتی که در زمینهی کامپوزیتسازی منیزیم انجام شده، میتوان به پژوهش ابراهیمی<sup>۱</sup> و همکاران اشاره کرد که تاثیر افزودن نانو ذرات گرافن و اکسید منیزیم را بر روی خواص مکانیکی آلیاژ پایه منیزیوم-استرانسیوم-کلسیم مورد بررسی قرار دادند. افزودن این دو تقویت کننده منجر به اصلاح دانهها و کاهش جابجایی دوقلوییها حین بارگزاری شد و تنش تسلیم و تنش شکست در هر دو آزمون فشاری و کششی بهبود یافت[۳].

پژوهش دیگری توسط راشاد<sup>۲</sup> و همکاران انجام شد که در آن رفتار خوردگی کامپوزیت منیزیم-گرافن در محلول سدیم کلراید مورد بررسی قرار گرفت. در این پژوهش، برای افزودن گرافن به منیزیم از روش رسوبدهی بخار شیمیایی استفاده شد. حضور نانوصفحات گرافن در زمینهی منیزیمی منجر به ایجاد خوردگی گالوانیک شد و با عملکرد زمینهی منیزیمی به عنوان آند، منجر به تشکیل حفرات موضعی در نزدیکی نانو پلیتهای گرافن گردید و در نتیجه مقاومت به خوردگی کامپوزیت کاهش یافت [۴].

آلیاژ منیزیمی مورد استفاده در پژوهش حاضر دارای مقادیری عناصر آلیاژی کلسیم و استرانسیوم است. انتخاب کامپوزیتها در این پژوهش به گونهای بود که دارای درصدهای متفاوتی از ذرات تقویت کننده ی گرافن باشند که به روش ریخته گری گردابی تولید شدند و سپس تحت عملیات همگنسازی قرار گرفتند تا تاثیر ذرات تقویت کننده بر روی خواص خوردگی در محیط شبیه ساز بدن بررسی شود. جهت بررسی میکروساختاری نمونهها، متالوگرافی انجام شد و برای بررسی فازهای موجود در آلیاژ پایه و کامپوزیتها تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی، میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی، و آنالیز عنصری EDS مورد تحلیل قرار گرفتند. در انتها برای بررسی خواص خوردگی نمونهها آزمونهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک و امپدانس الکتروشیمیایی انجام شدند.

## ۲\_ مواد و روش تحقیق

آمادەسازى نمونە

به منظور بررسی رفتار خوردگی آلیاژ مورد استفاده در این تحقیق، ابتدا آلیاژ پایه منیزیم تولید شد و سپس کامپوزیت تقویت شده با درصدهای مختلفی از گرافن ریختهگری شد. ترکیب شیمیایی آلیاژ پایه مورد استفاده در این پژوهش پس از انجام آزمون کوانتومتری در جدول ۱ ارائه شده است.







جدول۱. ترکیب شیمیایی آلیاژ پایه

منيزيم	كلسيم	استرانسيوم	عناصر آلياژي
<u>%</u> ٩٩,٣٧۶			درصد وزنى

طول متوسط ذرات گرافن بکار رفته در کامپوزیت در این پژوهش، ۱۲-۴ میکرون و ضخامت لایههای گرافنی در حدود ۱۸-۲ نانومتر است. پس از ریخته گری آلیاژ پایه منیزیمی، کامپوزیت با درصدهای مختلفی از ذرات تقویت کنندهی گرافن (۰٫۲ و ۰٫۴ درصد وزنی) به روش ریخته گری گردابی تولید و سپس همگن سازی شد.

# بررسی ریزساختاری

به منظور بررسی ریزساختاری و برقراری ارتباط بین ریزساختار و میزان خوردگی نمونهها، متالوگرافی و انجام مشاهدات میکروسکوپی بر روی نمونههای ریخته گری انجام شد. برای این کار ابتدا نمونه ها مقطع زده شدند. سپس نمونهها با استفاده از دستگاه تراش، کف تراشی شدند و سطح مقطع نمونههای نهایی یک سانتیمترمربع بود. سپس نمونهها مانت شدند و عملیات سمباده زنی با گریدهای ۲۴۰ تا ۴۰۰۰ انجام شد و سپس نمونهها پولیش شدند. در این پژوهش برای آشکار سازی ریزساختار از محلول استیک پیکرال استفاده شد. سپس نمونهها با الکل شستشو داده شده و خشک شدند. برای مشاهده ریزساختار از میکروسکوپ نوری مدل OLYMPUS سپس نمونهها با الکل شستشو داده شده و خشک شدند. برای مشاهده ریزساختار از میکروسکوپ نوری مدل BX60MF5 و تعیین فازهای موجود در نمونهها از میکروسکوپ الکترونی روبشی مدل MIP استفاده شد. برای بررسی ریزساختاری، مورفولوژی آزمونهای الکتروشیمیایی

برای بررسی نرخ خوردگی نمونهها از آزمونهای الکتروشیمیایی استفاده شد. یکی از این آزمونها پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی است. در این آزمون از دستگاه پتانسیواستات مدل ZIVE و یک سیستم سه الکترودی که در آن نمونه به عنوان الکترود کاری، پلاتین به عنوان الکترود کمکی و الکترود کالومل اشباع به عنوان الکترود مرجع استفاده شدند. از محلول شبیه سازی شده بدن در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد و با pH خنثی معادل ۷٫۴ به عنوان الکترولیت استفاده شد. نمونهها از گرید ۴۰۰ تا ۲۰۰۰ سنباده زده شدند. سپس با استفاده از الکل شسته شده و در الکترولیت قرار گرفتند. آزمون پتانسیل مدار باز به مدت ۶۰۰ ثانیه و پلاریزاسیون پتانسیو دینامیک با نرخ روبش ۱۳۷/s انجام شد. آزمون امپدانس الکتروشیمیایی با دامنه ولتاژ ۱۰ میلیولت و محدوده فرکانس ۱ تا ۱۰۰۰۰

## ۳\_نتايج و بحث

تصاویر میکروسکوپ نوری مربوط به ریزساختار آلیاژ پایه ریخته گری و همگن شده در شکل ۱ نشان داده شده است. مطابق با تصاویر زیر این آلیاژ شامل دانههای درشت است که اندازهی متوسط دانهها در حدود ۱۷۸ میکرون است. همانطور که در شکل ۱ مشاهده میشود، دوقلویی هایی در داخل دانهها وجود دارد که با علامت پیکان در شکل ۱ (ب) مشخص شدهاند. دلیل حضور دانههای درشت و توزیع غیر یکنواخت آنها شرایط ریخته گری گردابی آلیاژ و همگنسازی آن است. علت تفاوت رنگهای موجود در زمینه در تصاویر متالوگرافی پس از اچ کردن، تفاوت در جهات صفحات کریستالوگرافی است که در اثر برخورد نور رنگهای مختلف ایجاد می کند. همچنین رسوباتی در امتداد مرزدانهها دیده می شود که ماهیت آنها با استفاده از آنالیز EDS در بخش بعد مورد بررسی قرار گرفته شد. این رسوبات با علامت پیکان در شکل ۱ (ج) مشخص شده اند.









شکل۱. ریزساختار آلیاژ پایه Mg-0.3Sr-0.3Ca با بزرگنمایی (الف) ۱۰۰ (ب) ۲۰۰ (ج) ۵۰۰

به منظور بهبود خواص مکانیکی و خوردگی آلیاژ پایه منیزیم، تقویت کننده ی گرافنی با درصدهای مختلف افزوده شده است. شکل ۲ تصویر میکروسکوپ نوری کامپوزیت Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.2GNP را نشان میدهد. ریزساختار شامل دانههای درشت منیزیم و دوقلوییهایی در داخل دانهها است و اندازه یمتوسط دانهها در حدود ۱۵۴ میکرون است. که نشان دهنده ی تاثیر تقویت کننده ی گرافن بر ریزدانگی و کاهش اندازه ی دانهها است.



شکل ۲. ریزساختار میکروسکوپ نوری کامپوزیت Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.2GNP با بزرگنمایی(الف)۱۰۰(ب)۲۰۰







ریزساختار کامپوزیت Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.4GNP در شکل ۳ نشان داده شده است. با توجه به شکل زیر دوقلویی در داخل دانهها وجود دارد و اندازهی متوسط دانهها درحدود ۱۳۵میکرون است که با افزودن ۰٫۴٪ گرافن شاهد کاهش اندازهی دانهها هستیم.



شکل ۳. ریزساختار میکروسکوپ نوری کامپوزیت Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.4GNP با بزرگنمایی(الف) ۱۰۰ (ب) ۲۰۰

به منظور بررسی ترکیب فازهای ثانویه و رسوبات تشکیل شده در آلیاژ و توزیع عناصر آلیاژی از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) و میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی(FESEM) استفاده شد. و برای تشخیص نوع عناصر موجود در ریزساختار از آنالیز EDS به صورت نقطه ای استفاده شد. تصاویر FESEM قبل از غوطهوری و توزیع ذرات تقویت کننده ی گرافنی در پژوهش انجام شده توسط رمضان زاده و همکاران به طور کامل بررسی شده است که برخی از آنها در این پژوهش آورده شدهاند[۵].

<sup>3</sup> M. Bornapour

<sup>4</sup> Hunter B. Henderson









شکل ۴. تصاویر SEM آلیاژ پایه Mg-0.3Sr-0.3Ca با بزرگنمایی(الف)۱۰۰۰(ب)۲۵۰۰(ج)۵۰۰۰(د)



شکل ۵. آنالیز نقطه ای نقاط مشخص شده در شکل ۴ (الف)نقطه ۱ (ب) نقطه ۲ (ج) نقطه ۳ (د) نقطه ۴







در شکل ۶ تصاویر میکروسکوپ الکترونی گسیل میدانی و آنالیز EDS از توزیع عناصر کامپوزیت Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.4GNP و توزیع عناصر استرانسیوم، کلسیم و کربن ارائه شدهاند. عنصر کربن تقریبا به صورت یکنواخت توزیع شده است اما در ریزساختار مناطقی وجود دارد که کربن در آنها تجمع کرده است و در واقع مقادیری کربن آلگومره مشاهده می شود که به دلیل نسبت سطح به حجم بالای صفحات گرافن در حضور مقادیربالای گرافن است. با افزایش درصد کربن، حجم این آلگومره ها در ریزساختار افزایش پیدا می کند. همچنین با توجه به نقشهی توزیع عناصر مشخص است که عناصر آلیاژی استرانسیوم و کلسیم بر روی این گرافنهای آلگومره شده تجمع کردهاند[۵].



شکل ۶. تصاویر FESEM و آنالیز EDS مپ از نمونهی کامپوزیت Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.4GNP [۵]

نتایج حاصل از آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیک بر روی نمونههای ریخته گری شده (همگن شده) در محلول شبیه ساز بدن در شکل ۷ ارائه شده است. همچنین نتایج حاصل از آزمون امپدانس به صورت منحنی نایکوئست برای آلیاژ پایه و کامپوزیتها در شکل ۸ نشان داده شده است. مدار معادل منحنی مربوطه نیز در شکل ۹ آورده شده است. مقادیر جریان خوردگی(icor) و پتانسیل خوردگی (Ecor) در جدول ۲ آورده شده است.









شکل ۷. منحنی پلاریزاسیون پتانسیودینامیک از آلیاژ پایه و الیاژهای تقویت شده با ذرات گرافن



شکل۸. منحنی نایکوئست از نتایج آزمون امپدانس الکتروشیمیایی از آلیاژ پایه و الیاژهای تقویت شده با ذرات گرافن در مقایسه با نتایج حاصل از مدار معادل



شکل۹. مدار معادل برازش شده برای توضیح نتایج آزمون امپدانس الکتروشیمیایی







جدول۲. دانسیته جریان خوردگی و پتانسیل خوردگی حاصل از اعمال روش برون یابی تافل بر روی منحنی پلاریزاسیون پتانسیودینامیک

Sample	Ecorr (V vs. SCE)	icorr (A/cm <sup>2</sup> )
Mg-0.3Sr-0.3Ca	-1.47	4.32E-03
Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.2GNP	-1.43	1.43E-03
Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.4GNP	-1.46	1.16E-04

جدول۳. مقادیر مقاومت محلول، مقاومت لایه اکسیدی و مقاومت لایه دو گانه الکتروشیمیایی استخراج شده از نتایج آزمون امپدانس الکتروشیمیایی

Sample	$R_{solution} (\Omega.cm^2)$	$\mathbf{R}_{dl}(\Omega.cm^2)$	$R_{\text{oxide layer}}(\Omega.cm^2)$
Mg-0.3Sr-0.3Ca	20.917	29.57	103.07
Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.2GNP	26.107	43.5	154.59
Mg-0.3Sr-0.3Ca/0.4GNP	28.45	44.8	619.43

با توجه به منحنیهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در شکل ۷ و نتایج ارائه شده در جدول ۲ میتوان دریافت که میزان خوردگی آلیاژ پایه Mg-0.3Sr-0.3Ca کمترین سرعت خوردگی را دارد. نتایج نشان میدهد که با افزایش درصد تقویت کننده ی گرافن، میزان خوردگی کاهش مییابد. به طوری که در نمونه با ۰٫۴۰٪ گرافن میزان چگالی جریان خوردگی در حدود یک دهک کاهش پیدا کرده است. در ابتدای مراحل غوطهوری در محلول شبیه ساز بدن لایه 2(OH) بر روی سطح نمونه تشکیل میشود که با گذشت زمان این لایه انحلال مییابد و تخریب میشود. بنابراین نتایج امپدانس الکتروشیمیایی میتواند با مدار معادلی با دو ثابت زمانی در حالت موازی برازش شود. شکل ۹ مدار معادل را نشان میدهد که در آن CPE عنصر فاز ثابت است و به عنوان خازن غیر ایده آل در نظر گرفته میشود. پارامترهای ۶ مقاومت محلول، Ra مقاومت لایهی الکتروشیمیایی میتواند با مدار معادلی با دو ثابت زمانی در حالت موازی برازش شود. شکل ۹ مدار معادل را نشان میدهد لایهی الکتروشیمیایی میتواند با مدار معادلی با دو ثابت زمانی در مالت موازی برازش شود. شکل ۹ مدار معادل را نشان میده رفتار خوردگی آلیاژ منیزیم نیز تطابق دارد[۶۹]. با توجه به جدول ۳ میزان مقاومت محلول با مدار پیشنهادی توسط محققین برای توضیح سانتیمترمربع است. کمترین مقاومت مربوط به آلیاژ پایه Mg-0.35C میزان مقاومت محلول به طور میانگین در حدود ۲۵ اهم در پایه تقریبا ۶ برابر افزایش میزان گرافن تا ۰٫۴٪ در کامپوزیت منیزیم-گرافن مقدار مقاومت لایه اکسیدی نسبت به حالت آلیاژ پایه تقریبا ۶ برابر افزایش پیدا می کند. با افزایش بیدا کرده است.

وقتی گرافن به آلیاژ پایه افزوده میشود به صورت یکنواخت در ریزساختار توزیع میشود. به دلیل رسانایی حرارتی بالای گرافن نسبت به زمینه، زودتر سرد میشود و در برخی مناطق به صورت موضعی آلگومرههای گرافن را مشاهده می کنیم. بالا بودن ضریب انبساط حرارتی گرافن و سریع سرد شدن آن نسبت به زمینهی منیزیمی باعث ایجاد فواصل (گپ) هایی در فصل مشترک گرافن ومنیزیم میشود. بنابراین فصل مشترک آنها از نوع پر انرژی خواهد بود. از طرفی عناصر آلیاژی تمایل به تجمع در مرزدانهها و فصل مشترکهای پر انرژی دارند. با افزودن گرافن فصل مشترکهای پر انرژی بین گرافن و زمینهی منیزیمی افزایش می ابد. بنابراین این عناصر روی گرافنهای آلگومره شده تجمع می کنند. بنابراین با افزودن گرافن کسر حجمی فازهای ثانویه تشکیل شده در امتداد مرزدانهها با حضور گرافن کاهش پیدا می کند. که با پژوهش انجام شده توسط ترابی<sup>6</sup> و همکاران مطابقت دارد[۹]. از طرفی به دلیل اینکه فازهای ثانویه پیلهای گالوانیک موضعی تشکیل می دهند با حضور گرافن و تجمع آنها روی آلگومرهها نسبت کاتد به آند کاهش پیدا می کند و اثر پیل گالوانیک ناشی از فازهای ثانویه کاهش می یابد و بهبود رفتار خوردگی را به دنبال خواهد د







- با افزودن تقویت کنندههای گرافن اندازهی دانه کاهش پیدا می کند.
- · تصاویر حاصل از میکروسکوپ الکترونی روبشی فازهای دوتایی و سه تایی از Mg(Sr,Ca) را در امتداد مرزدانهها و داخل دانهها با مورفولوژیهای متفاوت نشان داد و آنالیز EDS نیز صحت حضور این فازها را تایید میکند.
- نتایج حاصل از آزمونهای پلاریزاسیون و امپدانس الکتروشیمیایی نشان داد که با افزایش درصد تقویت کنندهی گرافن رفتار خوردگی کامپوزیت بهبود پیدا می کند. و مقاومت کامپوزیت در محیط محلول شبیه ساز بدن افزایش می یابد.

مراجع

[<sup>1</sup>]Ding Y, Wen C, Hodgson P, Li Y. Effects of alloying elements on the corrosion behavior and biocompatibility of biodegradable magnesium alloys: a review. Journal of materials chemistry B. <sup>Y</sup> · <sup>Y</sup> <sup>S</sup> <sup>Y</sup> <sup>Y</sup> <sup>Y</sup>

[ $\gamma$ ] Fiedler B, Gojny FH, Wichmann MH, Nolte MC, Schulte K. Fundamental aspects of nano-reinforced composites. Composites science and technology.  $\gamma \cdot \cdot \hat{\gamma}$ ;  $\hat{\gamma} : \hat{\gamma} :$ 

[r] Ramezanzade S, Ebrahimi G, Torabi-parizi M, Ezatpour H. Synergetic effect of GNPs and MgOs on the mechanical properties of Mg–Sr–Ca alloy. Materials Science and Engineering: A.  $r \cdot r \cdot r$ 

[ $^{\circ}$ ] Rashad M, Pan F, Asif M, Chen X. Corrosion behavior of magnesium-graphene composites in sodium chloride solutions. Journal of magnesium and alloys.  $7 \cdot 17 : 3 \cdot 77 : 1 - 7$ 

[۵] زاده، شر, ابراهیمی غ. تولید و بررسی ریزساختار و رفتار مکانیکی کامپوزیت منیزیم -گرافن-منیزیا با هدف کاربرد پزشکی ۱۳۹۸.

[<sup>7</sup>] Li M, He P, Wu Y, Zhang Y, Xia H, Zheng Y, et al. Stimulatory effects of the degradation products from Mg-Ca-Sr alloy on the osteogenesis through regulating ERK signaling pathway. Scientific reports. <sup>Y</sup> 1<sup>7</sup>; <sup>7</sup>; <sup>m</sup>Y<sup>m</sup>Y<sup>m</sup>

[ $\vee$ ] Bornapour M, Celikin M, Pekguleryuz M. Thermal exposure effects on the invitro degradation and mechanical properties of Mg–Sr and Mg–Ca–Sr biodegradable implant alloys and the role of the microstructure. Materials Science and Engineering: C.  $\vee \vee \diamond$ ;  $\forall \hat{\tau}: \forall \hat$ 

[ $\P$ ] Parizi MT, Ebrahimi G, Ezatpour H. Effect of graphene nanoplatelets content on the microstructural and mechanical properties of AZ  $\land$  magnesium alloy. Materials Science and Engineering: A. . $\lor \forall \forall : \forall \forall \neg \land \forall; \forall \cdot \lor \forall$ 







# The effect of addition of nanostructured graphene on corrosion behavior of magnesium-strontium-calcium bio-composite in simulated body fluid electrolyte

#### Fatemeh pooreskandarioon<sup>1</sup>, Ehsan Mohammadi Zahrani<sup>2</sup>, Ali Davoodi<sup>3</sup>

<sup>1\*</sup> MSc Student, Metallurgy and Materials Engineering Dep., Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad
<sup>2</sup> Assistant Professor, Metallurgy and Materials Engineering Dep., Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad
<sup>3</sup> Associate Professor, Metallurgy and Materials Engineering Dep., Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad
\*Email: fatemeh.poorsn@gmail.com

#### Abstract

In recent decades, magnesium and its alloys have been extensively investigated as attractive candidates for biomedical and medical applications due to their biocompatibity and bioactivity. However, their high corrosion rates and poor mechanical properties have limited the applications of these family of alloys in medical applications. Mg-0.3Sr-0.3Ca alloy is a newly developed Mg-alloy for medical applications. In this study, the effect of adding graphene nanoparticles (GNPs) with different weight percentages (0.2%, 0.4%) on corrosion properties of Mg-0.3Sr-0.3Ca cast alloy in simulated body fluid (SBF) is investigated. Optical microscope, scanning electron microscope (SEM), field emission scanning electron microscopy (FESEM), and EDS techniques were utilized for microstructural evaluation and phase identification studies. In order to investigate the corrosion properties of base alloy and graphenereinforced composites, electrochemical techniques namely potentiodynamic polarization test and electrochemical impedance spectroscopy technique were performed in the SBF solution at 37°C. The results of microstructural studies showed that the addition of graphene reduced grain size of the alloy. Furthermore, SEM and FESEM photomicrographs and the results of EDS elemental analysis revealed the morphology and chemical analysis of intermetallic phases the elemental distribution of carbon element within the microstructure of the alloy. The results of the electrochemical investigation confirmed that the corrosion current density decreases with increasing the graphene percentage that led to an improved corrosion resistance of the alloy with 0.4 wt.% of graphene in comparison with 0.4 wt.%.

#### Keywords

Magnesium Alloy biocomposite, graphene, SBF, EIS