



بررسی رفتار خوردگی و استحکام نانو کامپوزیت منیزیم - روی - بریجیت جهت کاربردهای پزشکی

سید جواد سیدین نیا^۱ دانشگاه مالک اشتر (کارشناسی ارشد مهندسی مواد)

حمید رضا بخششی راد^۲

^۲. دانشگاه آزاد نجف آباد (دانشیار)

چکیده

در سال های اخیر پیشرفت های زیادی در زمینه ی توسعه ی منیزیم و آلیاژهای آن برای کاربردهای قلبی و ارتوپدی انجام شده است. این آلیاژها مزیت زیادی نسبت به آلیاژهای پایه آهن و آلیاژهای پایه Zn دارد. هر چند که کاربردهای وسیع منیزیم به دلیل نرخ خوردگی بالای آن به شدت محدود شده است. در نتیجه مطالعات زیادی روی توسعه ی آلیاژهای منیزیم با هدف بهبود خواص مکانیکی و خواص خوردگی انجام گرفته است. بدین منظور در این تحقیق از روش آلیاژسازی مکانیکی جهت سنتز کامپوزیت Mg-Zn-Brg با هدف بهبود مقاومت به خوردگی و استحکام مکانیکی استفاده گردید. در این پژوهش برای مشخصه یابی کامپوزیت سنتز شده فوق از آنالیز پراش پرتو ایکس XRD، میکروسکوپ الکترونی روبشی FESEM و استفاده می گردد در این روش پژوهش همچنین رفتار خوردگی توسط آزمونهای پلاریزاسیون، امپدانس، غوطه وری، کاهش وزن و میزان آزاد شدن گاز هیدروژن انجام خواهد گرفت. بنابر این هدف اصلی تحقیق سنتز نانو کامپوزیت پایه ی منیزیم با تقویت کننده های سرامیکی از جنس بریجیت Big; Ca7MgSi4O16 می باشد. بررسی نتایج نشان می دهد که نانو کامپوزیت Mg-Zn محتوی ۱۵ درصد وزنی بریجیت منجر به بهبود خواص مکانیکی حدود ۶۴ درصد (۹۰ مگاپاسکال به ۱۴۰ مگاپاسکال) گردیده است. همچنین نتایج آزمون پلاریزاسیون بهبود مقاومت به خوردگی را به میزان ۵۱ درصد ($ohm.cm^2$) ۹۴.۹۷ به ۱۸۶.۵۶ افزایش نشان داد. از طرفی نرخ تخریب از ۰.۳ mpy به ۰.۸۵ mpy تغییر گردیده است. بنابراین با بررسی کلیه نتایج آزمون های مقاومت خوردگی و استحکام مکانیکی نمونه نانو کامپوزیت Mg-Zn محتوی ۱۵ درصد وزنی بریجیت به عنوان نمونه برگزیده



جهت انجام بررسی های تکمیلی معرفی می گردد. علاوه بر این اضافه کردن نانو کامپوزیت پایه منیزیم باعث بهبود خواص زیست تخریب پذیری می شود.

واژه های کلیدی: نانو کامپوزیت Mg-Zn-Brg، آلیاژسازی مکانیکی، رفتار خوردگی، خواص مکانیکی.

مقدمه

عموماً زیست مواد تخریب در مواردی مورد استفاده قرار می گیرند که نیاز به حضور موقتی برخی از کاشتنی ها از فرایند ترمیم بافت آسیب دیده باشد، انتظار می رود کاشتنی های موقتی در اغلب موارد خاص همچون زمینه های ارتوپدی کار گرفته شوند [۱]. فلزات زیست تخریب پذیر در شرایط پیچیده فیزیولوژیک بدن انسان باید با نرخ تخریب مناسب با مدت زمان ترمیم، تخریب شوند. محصول تخریب باید انتقال یافته و از بدن حذف شوند و تجمع سیستمیک و محلی نداشته باشند [۲]. منیزیم یک عنصر مهم اما کمیاب در بدن است که در ماتریکس خارج سلولی و استخوان، وجود دارد و ارتباط نزدیکی با تمایز سلولی و معدنی شدن بافت کلیسینه شده دارد، همچنین یک اثر غیر مستقیم بر متابولیسم مواد مدنی می گذارد. منیزیم می تواند استئوبلاست را افزایش دهد و به طور مستقیم



عامل محرک تکثیر باشد. کمبود منیزیم در بدن رشد سلولی را مهار کرده و خطر ابتلا به پوکی استخوان را تجدید می کند. همچنین منیزیم، حلالیت سرامیکی را کاهش می دهد و نقش مهمی در تخریب پذیری سرامیک ها ایفا می کند [۳]. منیزیم به عنوان ماده فلزی که دارای استحکام و چگالی نزدیک به استخوان می باشد و همچنین ماده ای زیست تخریب پذیر بوده و نیاز به عمل مجدد جهت خارج نمودن قطعه از بدن را ندارد توجه ویژه ای در استفاده در بیو مواد جلب نموده است. علی رغم اینکه زیست تخریب پذیری از خواص ویژه منیزیم جهت استفاده در کاربرد های پزشکی می باشد ولی خوردگی منیزیم بسیار بالا و کنترل نشده می باشد. از طرفی با وجود اینکه منیزیم دارای نسبت استحکام به وزن بالایی است، استحکام آن در مقایسه با سایر فلزات سازه ای پایین تر است و برای کاربردهای پزشکی که نیازمند تحمل بار هستند مناسب نمی باشد [۴]. بریجیت یک سرامیک سزیمی به همراه این فرمول $\text{Ca}_7\text{MgSiO}_{16}$ ساختار کریستالی بریجیت اورتورمبیک است و معمولا خالص نیست و به همراهش مواد معدنی وجود دارد [۵-۶] ترکیبات یونی محلول از این سرامیک زیستی در غلظت ۶.۲۵ تا ۵۰ میلی گرم بر میلی لیتر موجب رشد سلولی می شود. اما در غلظت های ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی گرم بر میلی لیتر موجب کاهش رشد سلولی می شود. در مطالعات دیگر نشان داده شده زمانی که غلظت یون های کلسیم، سیلیسیم و منیزیم به ۰.۲۸، ۹.۹۵ و ۰.۲۴ میلی مول افزایش پیدا کند، تکثیر سلول های استخوان ساز کاهش می یابد [۱۴-۱۶]. بریجیت یک سرامیک سزیم سازگار سلولی است [۷]. وو و همکاران نشان دادند که محصولات انحلال یونی دیوپیسید و آکرومانیت و سرامیک بریجیت در غلظت های ۱.۲۵ و ۱۲.۵ میلی گرم بر میلی لیتر تکثیر سلول های استخوان ساز را تحریک میکند. در حالی که در غلظت بیشتر تکثیر سلول های استخوان ساز کاهش می یابد بنابراین زمانی که غلظت به ۱۰۰ میلی گرم بر میلی لیتر برسد اثر محرکی دیده نمی شود. [۸] وو نشان داد که بریجیت تشکیل هیدروکسید آپاتیت را القا می کند و باعث رشد سلول های استخوان ساز می شود [۱۴]. هیو و همکاران ثابت کردند که بریجیت می تواند تشکیل آپاتیت را القا کند. [۹] هیو و همکاران اثرات ضد باکتریایی بریجیت را با افزایش در مقدار pH آب نشان دادند [۱۰]. زی و همکاران ثابت کردند که بریجیت باعث تحریک سلولهای بنیادی مزین شیمال (یک نوع سلول در استخوان است) استخوان انسان و رکزایی سلول های اندوتلیال آئورت (یک لایه سلولی که تمام عروق را می پوشانند) بیشتر از دیوپیسید می شود [۱۱]. Zhao و همکاران گزارش کردند که عصاره های بریجیت در غلظت ۱۲/۵ تا ۱۰۰ میلی گرم بر میلی لیتر باعث افزایش قابل توجه تکثیر سلول های لیگامان اطراف دندانها و اثر قوی سیمانی شدن می شود. در ۲۰۰ میلی گرم بر میلی لیتر تکثیر سلولی به طور معنی داری کاهش می یابد [۱۲]. رضوی و همکاران گزارش کردند که زیست فعالی آلیاژ منیزیم با پوشش بریجیت افزایش می یابد [۱۳].

مواد و روش تحقیق

فعالیت های انجام شده در این پروژه شامل آلیاژسازی، ساخت آلیاژ های نانو کامپوزیتی، بررسی زیست فعالی و زیست تخریب پذیری می باشد. در این مقاله به نحوه انجام آزمایشات متالوگرافی، میکروسکوپ الکترونی نوری، میکروسکوپ الکترونی روبشی، آنالیز عنصری، آزمون فشار، آزمون کاهش وزن، آزمون های خوردگی (الکتروشیمیایی پالیزاسیون، امپدانس الکتروشیمیایی و آزمون غوطه وری)، آزمون pH، آزمون FTIR، آزمون آبگریز بودن بر روی آلیاژ نانوانو کامپوزیتی منیزیم-روی-بریجیت با درصدهای وزنی ۱۵، ۷/۵ و ۲۰ در صد وزنی بریجیت پرداخته می شود. ابتدا مواد اولیه، شامل پودر منیزیم خالص با اندازه ذرات ۵-۲۰ میکرون، روی خالص با اندازه ذرات کمتر از ۸۰ میکرون و پودر بریجیت با اندازه ذرات کمتر از نانومتر تهیه گردید. سپس جهت تهیه نانو کامپوزیت منیزیم - روی - بریجیت، با درصد وزنی ۱۵، ۷/۵ و ۲۰ که سخت کننده آن بوده است مخلوط گردید و مخلوط پودر در آسیاب و با سرعت ۶۰۰ دور بر دقیقه تحت اتمسفر آرگون با خلوص ۹۹٪ برای سه ساعت آسیاب و مخلوط گردید. $\text{Ca}_7\text{MgSiO}_{16}$ یاهمان بریجیت یک سرامیک سزیمی است که به عنوان تقویت کننده در نانو کامپوزیت منیزیم - روی مورد استفاده قرار می گیرد.



$CaCO_3 + MgO + 4SiO_2 = Ca_7Mg(SiO_4) + 7CO_2$ گرم ۷/۱۴۷، $CaCO_3$ ۲/۴۵ گرم

SiO_2 ۰/۴۱ گرم MgO می باشد. مواد را باهم مخلوط کرده و در کاپ مخصوص، به مدت ۱۰ ساعت در بالمیل قرار می دهیم. سپس به مدت ۳ ساعت دردمای ۱۱۰۰ سانتی گراد جهت کلیسنة شدن درون کوره قرار می دهیم.

نتایج و بحث

نتایج شکل (۳) نشان داد که حضور بریجیت باعث استحکام بیشتر نانو کامپوزیت می گردد، بریجیت به عنوان فاز تقویت کننده جلوی حرکت نابجایی ها را می گیرد و مانع از رشد دانه ها می شود بنابراین استحکام فشاری را افزایش می دهد. در حالی که با افزایش مقادیر بیشتر بریجیت درصد ازدیاد طول نسبی افزایش یافته همچنین نانو کامپوزیت خیلی ترد می شود در نتیجه استحکام به دلیل تردی بیش از حد کاهش می یابد. و این به معنی آن است که نانو کامپوزیت پایه منیزیمی حاوی ۷/۵ و ۱۵ درصد وزنی بریجیت دارای استحکام فشاری مناسبی نسبت به دیگر نانو کامپوزیت ها می باشد.

جدول ۳ زاویه تماس نشان می دهد که نانو کامپوزیت منیزیم - روی ۱۵ درصد بریجیت بیشترین زاویه تماس و کمترین نفوذ محلول شبیه ساز بدن در بین نانو کامپوزیت های حاوی بریجیت بوده است می باشد. که می تواند تاثیر بسزایی در بر روی رفتار خوردگی داشته باشد. فازها و ترکیبات سرامیکی دارای انرژی سطحی بالاتری نسبت به فلزات دارند، لذا منجر به کاهش زاویه تماس می گردند. افزایش درصد بریجیت به دلیل آگلومره شدن موجب کاهش زاویه تماس می گردد. شکل (۴) می توان نتیجه گرفت نانو کامپوزیت های پایه منیزیم حاوی بریجیت مانع از تخریب می شوند. نانو کامپوزیت حاوی ۱۵ درصد وزنی بریجیت ۳۸ میلی لیتر بر سانتی مترمربع و برای نانو کامپوزیت منیزیم - روی تا ۱۶۱ میلی لیتر بر سانتی مترمربع افزایش می یابد. با توجه به نتایج آزمایشات حضور ۱۵ درصدی بریجیت روی سطح نانو کامپوزیت بطور فعال موجب افزایش مقاومت در برابر تخریب زمینه می شود. علاوه بر این میزان جذب نانو کامپوزیت ها با توجه به اندازه گیری زاویه تماس کاهش می یابد که منجر به کاهش میزان نفوذ محلول شبیه سازی شده بدن در زمینه کامپوزیتی می شود و در نتیجه میزان تخریب نانو کامپوزیت ها کاهش می یابد. بطور کلی کاهش نرخ آزاد شدن هیدروژن در زمان های طولانی، به دلیل رسوب محصولات خوردگی در روی سطح نانو کامپوزیت های بریجیت می باشد که بطور قابل توجهی از آزاد شدن هیدروژن از سطح نانو کامپوزیت ها جلوگیری می کند بطوری که هر چه مقدار رسوبات کلسیم سیلیکات روی سطح بیشتر باشد نرخ آزاد شدن هیدروژن کاهش می یابد، آزاد شدن گاز هیدروژن و افزایش مقدار pH محلول شبیه سازی شده بدن اساساً میزان خوردگی را نشان می دهند و معمولاً به عنوان شاخص کنترل کننده های میزان تخریب منیزیم اندازه گیری می شوند. به عنوان مثال، در نانو کامپوزیت پایه منیزیم - روی با محلول شبیه سازی شده بدن واکنش می دهد و در اثر انحلال منیزیم و آزاد شدن یون منجر به افزایش pH محلول می - گردد. شکل (۵) منحنی های نایکوئیست نشان داده شده در شکل ۴ مشخص است که منحنی مربوط به نمونه MC2 منیزیم - روی با ۱۵ درصد بریجیت دارای بیشترین مقاومت پلاریزاسیون و مقدار این پارامتر در منحنی مربوط به نمونه MC منیزیم - روی دارای کمترین مقدار نسبت دیگر نمونه ها می باشد. همچنین با مقایسه بین دو نمونه MC3 و MC1 با ۲۰ و ۷/۵ درصد وزنی بریجیت به نظر می رسد که این پارامتر برای این دو نمونه نزدیک به هم می باشد. همانگونه که از جدول ۴ قابل مشاهده است، مقاومت پلاریزاسیون نمونه MC2 نسبت به دیگر نمونه ها بیشتر است و این مقاومت در نمونه MC کمترین مقدار می باشد. این مقادیر در شکل (۱) نتایج حاصل از امپدانس در کمترین فرکانس منحنی های باد را تایید می نماید. مطابق جدول (۴) و شکل ۵ حاصل از نمودارهای پلاریزاسیون، مقاومت پلاریزاسیون نمونه، MC2 منیزیم - روی با ۱۵ درصد بریجیت از نمونه های دیگر بیشتر است. همچنین مطابق نتایج حاصل از



آزمون امپدانس، در اینجا نیز مقاومت خوردگی نمونه MC، منیزیم - روی به شکل قابل توجهی از دیگر نمونه ها کمتر می باشد نتایج بررسی ریخت شناسی با استفاده از میکروسکوپ روبشی و آنالیز عنصری بعد خوردگی جهت تعیین مورفولوژی و عناصر موجود در نانو کامپوزیت منیزیم - روی و منیزیم - روی - بریجت با درصد های مختلف بریجیت از میکروسکوپ الکترونی روبشی و آنالیز عنصری استفاده می شود. شکل های ۶ و ۷ میکروسکوپ الکترونی روبشی مربوط به نانو کامپوزیت های پایه منیزیم - روی و منیزیم - روی با درصد های مختلف بریجیت که پس از ۷۲ ساعه غوطه وری در محلول شبیه ساز بدن می باشد. که عموماً رسوب O, Ca, Si, Mg نشان داده می شود. یک فیلم $Mg(OH)_2$ بر روی سطح تشکیل می شود. در محلول شبیه ساز بدن محصول خوردگی $Mg(OH)_2$ با برخی از OH^- متصل می شود و مولکول $Mg(OH)_2.nHO$ را تشکیل می دهد. هنگامی که نمونه ها از محلول شبیه سازی شده بدن خارج و در هوا خشک می شوند فیلم به علت از دست دادن آب خشک شده و ترک بر روی آن ظاهر می گردد. منیزیم در هنگام زیست تخریب پذیری با آزاد شدن گاز هیدروژن همراه است، همچنین مقاومت به خوردگی پایینی دارد، به همین دلیل جهت افزایش مقاومت به خوردگی آن بریجیت به آن اضافه گردید. همانطور که مشاهده می کنیم بیشترین میزان خوردگی و حفره مربوط شکل های ۷ (الف) منیزیم - روی و (ب) منیزیم - روی با ۷/۵ درصد بریجیت می باشد که به دلیل تجمع رسوبات درخوشه های بزرگ می باشد. تجمع آگلومره ها روی سطح نمونه و رسوب محصولات خوردگی بیشتری را به دنبال دارد ولی به دلیل اینکه محصولات خوردگی سست بوده از استحکام مناسبی برخوردار نمی باشند، که می تواند ناشی از فروپاشی لایه های سطح در برخی نقاط و نفوذ محلول شبیه سازی شده بدن به سطح نانو کامپوزیت می باشد و خوردگی را تشدید کند. همچنین می توان اثبات کرد بیشترین یکنواختی و کمترین خوردگی مربوط به نانو کامپوزیت های پایه منیزیم ۱۵ و ۲۰ درصد بریجیت می باشد.

نتیجه گیری

- (۱) نتایج نشان می دهد افزودن بریجیت تا ۱۵ درصد به نانو کامپوزیت تولید شده موجب بهبود استحکام فشاری می شود. وبا افزایش بیش از ۱۵ درصد بریجیت باعث کاهش استحکام فشاری در نانو کامپوزیت های ساخته شده می شود
- (۲) نتایج آزمون زاویه تماس نشان می دهد که نانو کامپوزیت منیزیم - روی - ۱۵ درصد بریجیت بیشترین زاویه تماس و کمترین نفوذ محلول شبیه ساز بدن بوده است که می تواند تاثیر بسزایی در بر روی رفتار خوردگی داشته باشد. افزایش درصد بریجیت به دلیل آگلومره شدن موجب کاهش زاویه تماس می گردد.
- (۳) با افزایش درصد وزنی بریجیت تا ۱۵ درصد موجب افزایش مقاومت به خوردگی در حدود $(186/56 \text{ ohm.cm}^2)$ میشود که بیشترین مقاومت خوردگی نسبت به سایر نمونه ها دارد. ولی با افزایش بیشتر بریجیت موجب کاهش مقاومت به خوردگی $(167/25 \text{ ohm.cm}^2)$ به علت شکست لایه های خوردگی می گردد.



تشکر و قدردانی

از جناب آقای مهندس چمی، مدیر محترم آزمایشگاه مرکز تحقیقات دانشگاه آزاد نجف آباد جهت همکاری در استفاده از دستگاه SEM سپاسگزاری می‌شود.

منابع

1. H. Hermawan, D. Mantovani, Degradable metallic biomaterials: the concept, current developments and future directions. *Minerva Biotechnol* 21:207-216, 2009..
2. RON. Waksman, R. Pakala, R. Baffour... , [Short-term effects of biocorrosible iron stents in porcine coronary arteries](#), *Journal of Interv Cardiol* 21:15-20, 2008.
3. G. Song, "Control of biodegradation of biocompatible magnesium alloys", *Corros. Sci.*, Vol. 49, pp.1696–1701, ۲۰۰۷.
4. Koc, E. Kannan, M.B. Unal, M. Candan E." Influence of zinc on the microstructure, mechanical properties and in vitro corrosion behavior of magnesium-zinc binary alloys" *Journal of Alloys and Compounds.*, Vol. 648, pp. 291-296, ۲۰۱۵.
5. Anthony, J.W., Bideaux, R.A., Bladh, K.W., Nichols, M.C Handbook of mineralogy, mineral data publishing, (2003).
6. Wu, C., Chang, J. Synthesis and in vitro bioactivity of bredigite powders, *J. Biomater. Appl.*, 21, 251–263, doi:10.1177/0885328206062360, (2007).
7. Wu, C., Chang, J., Zhai, W., Ni, S.: A novel bioactive porous bredigite (Ca₇MgSi₄O₁₆) scaffold with biomimetic apatite layer for bone tissue engineering, *J. Mater. Sci. M.*, 18, 857–864, doi:10.1007/s10856–006–0083–0, (2007).
8. Wu, C., Chang, J.: Degradation, bioactivity, and cytocompatibility of diopside, akermanite, and bredigite ceramics, *J. Biomed. Mater. Res. B*, 83, 153–160, doi:10.1002/jbm.b.30779, (2007).
9. Huang, X.-H., Chang, J.: Preparation of nanocrystalline bredigite powders with apatite-forming ability by a simple combustion method, *Mater. Res. Bull.*, 43, 1615–1620, doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.materresbull.2007.06.033, (2008).
10. Hu, S. et al.: Antibacterial activity of silicate bioceramics, *J. Wuhan Univ. Technol.*, 26, 226–230, doi:10.1007/s11595–011–0202–8, (2011).
11. Zhai, W. et al.: Stimulatory effects of the ionic products from Ca-Mg-Si bioceramics on both osteogenesis and angiogenesis in vitro, *Acta biomater.*, 9, 8004–8014, doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2013.04.024, (2013).
12. Zhou, Y., Wu, C., Zhang, X., Han, P., Xiao, Y.: The ionic lproducts from bredigite bioceramics induced cementogenic differentiation of periodontal ligament cells via activation of the Wnt/b-catenin signalling pathway, *J.Mater. Chem. B*, 1, 3380–3389, doi:10.1039/C3TB20445F, (2013).
13. Razavi, M. et al.: Surface modification of magnesium alloy implants by nanostructured bredigite coating, *Mater. Lett.*, doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.matlet.2013.09.068.
14. Wu, C., Chang, J., Wang, J., Ni, S., Zhai, W.: Preparation and characteristics of a calcium magnesium silicate (bredigite) bioactive ceramic, *Biomaterials*, 26, 2925–2931, doi:10.1016/j.biomaterials.2004.09.019, (2005).

جدول ۱: مواد اولیه مورد نیاز برای ساخت نانو کامپوزیت

ماده	خلوص	شرکت سازنده	کشور سازنده	متوسط اندازه ذرات
منیزیم	۱۰۰٪	Merck	آلمان	۲۰-۵ میکرون
روی	۱۰۰٪	Merk	آلمان	۲۰-۵ میکرون
سیلیکات کلسیم (بریجیت)				
اتانول	۷۰٪	زیست / پیده	ایران	



جدول ۲: مشخصات و کد بندی نمونه های نانو کامپوزیت های ساخته شده.

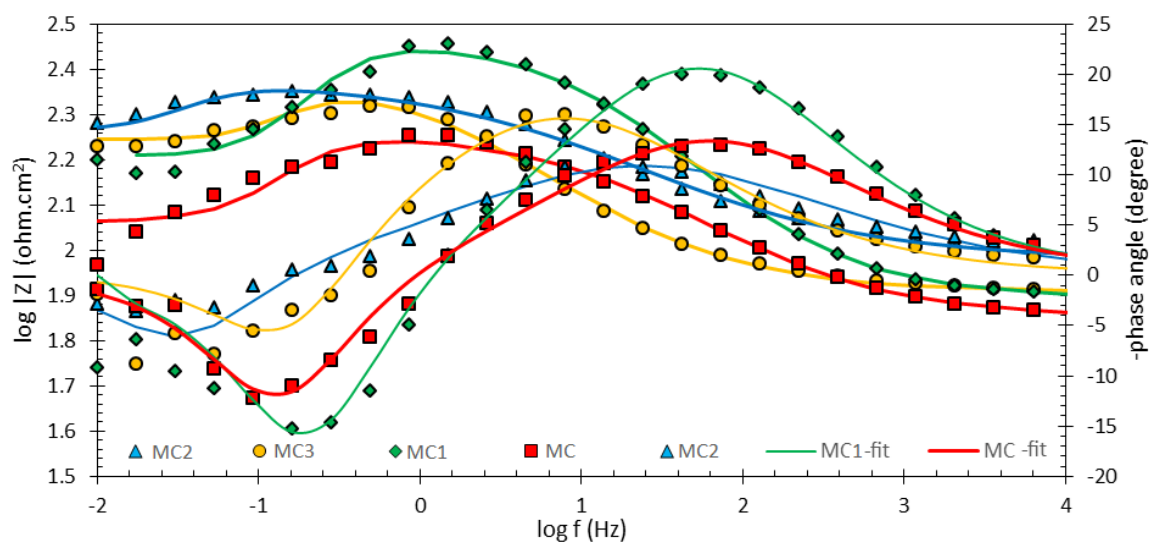
ردیف	منیزیم (درصد وزنی)	روی (درصد وزنی)	برجیت (درصد وزنی)	کد گذاری
۱	۹۸/۸٪	۱/۲٪	-	MC
۲	۹۱/۳٪	۱/۲٪	۷/۵	MC1
۳	۸۳/۵٪	۱/۲٪	۱۵	MC2
۴	۷۸/۵٪	۱/۲٪	۲۰	MC3

جدول ۳: نتایج مقادیر زاویه تماس

منیزیم حاوی ۲۰ درصد برجیت	منیزیم حاوی ۱۵ درصد برجیت	منیزیم حاوی ۷/۵ درصد برجیت	منیزیم - روی	نانو کامپوزیت
۷۶	۹۶/۴	۹۶	۱۰۲/۹	زاویه تماس

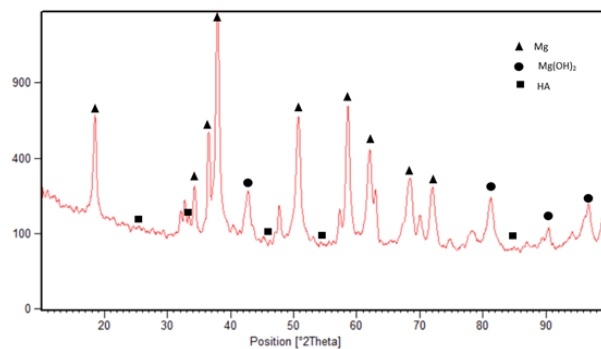
جدول ۴: نتایج حاصل از منحنی های پلاریزاسیون نمونه ها

Samples	$\beta_a (v.dec^{-1})$	$-\beta_c (v.dec^{-1})$	$E_{corr} SCE (V)$	$i_{corr} (\mu A/cm^2)$	$R_p (ohm.cm^2)$
MC2	0.25	0.49	-1.46	385.28	186.56
MC3	0.17	0.43	-1.47	316.29	167.25
MC1	0.14	0.41	-1.48	254.56	178.01
MC	0.10	0.62	-1.35	393.70	94.97

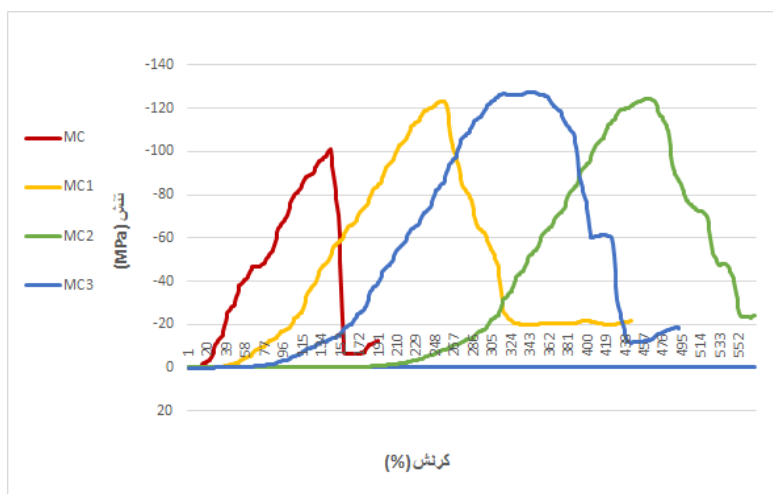




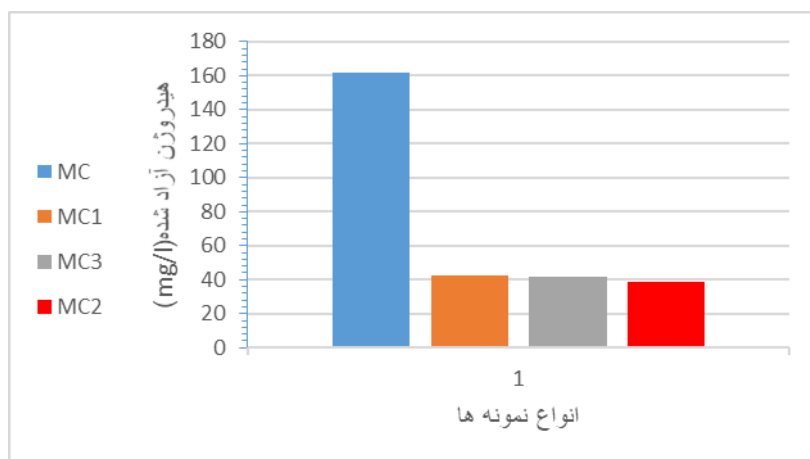
شکل (۱): نمودار بود مربوط به نمونه های مورد مطالعه نانو کامپوزیت پایه منیزیم



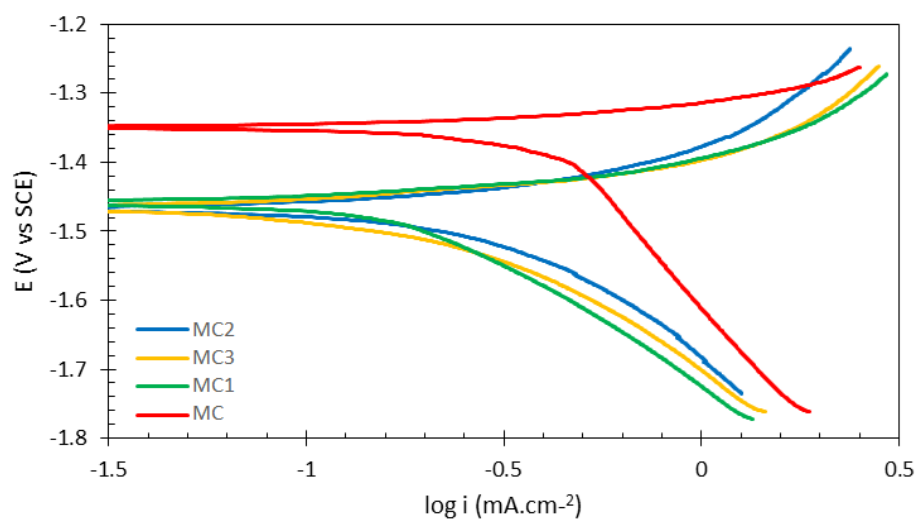
شکل ۲: الگوی پرش پرتو ایکس نانو کامپوزیت منیزیم-روی حاوی ۲۰ درصد وزنی بریجیت بعد از غوطه وری.



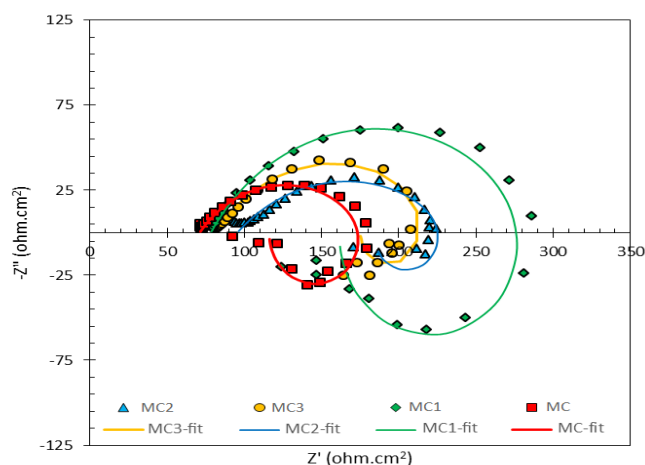
شکل ۳: نمودار استحکام فشاری نانو کامپوزیت منیزیم - روی با درصد های مختلف بریجیت



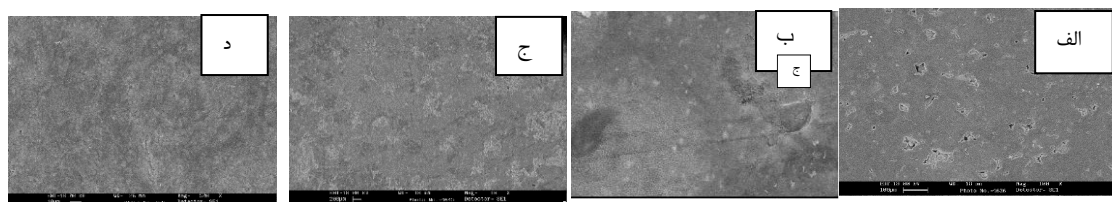
شکل ۴: نمودار آزاد شدن گاز هیدروژن در محلول شبیه ساز بدن



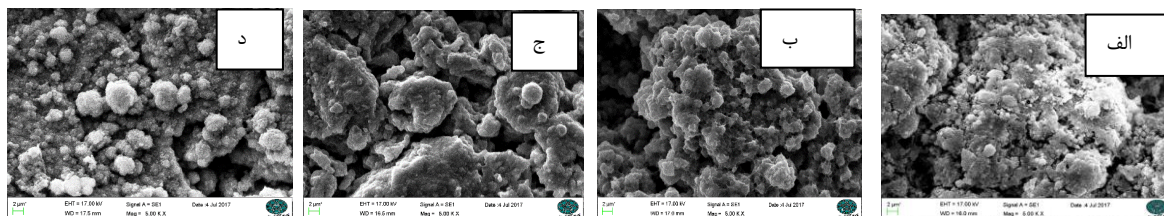
شکل ۵: منحنی های پلاریزاسیون نمونه ها نانو کامپوزیت پایه منیزیم



شکل ۶: نمودار نایکوئیست حاصل از آزمون EIS نمونه های مورد مطالعه نانو کامپوزیت پایه منیزیم



شکل ۶: تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از نانو کامپوزیت منیزیم - روی و کامپوزیت های منیزیم - روی با درصد های مختلف بریجیت با بزرگنمایی ۱۰۰ قبل از خوردگی (الف) بدون بریجیت (ب) ۷/۵ درصد (ج) ۱۵ درصد (د) ۲۰ درصد بریجیت



شکل ۷: تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از نانو کامپوزیت منیزیم - روی و نانو کامپوزیت های منیزیم - روی با درصد های مختلف بریجیت با بزرگنمایی ۱۰۰ بعد از خوردگی (الف) بدون بریجیت (ب) ۷/۵ درصد (ج) ۱۵ درصد (د) ۲۰ درصد بریجیت



Investigation on the corrosion behavior of Mg-Zn-xBrg nano composite for medical applications

Sayed Javad Sayedainniya

Hamid Reza Bakhsheshi Rad Ph.D.
Islamic Azad University, Najafabad Branch

Ebrahim Karamiyan, Ph.D.

1-1-

Abstract - ۲-۱

In recent years, there have been many advances in the development of magnesium and its alloys for cardiac and orthopedic applications. These alloys have a great advantage over base iron alloys and base alloys Zn. However, vast applications of magnesium are severely restricted due to its high corrosion rate. As a result, many studies have been conducted on the development of magnesium alloys with the aim of improving mechanical properties and corrosion properties. For this purpose, the mechanical alloying method for the synthesis of Mg-Zn-Brg composite with the aim of improving corrosion resistance and mechanical strength will be used in this research. In this research, XES X-ray diffraction analysis, FESEM scanning electron microscope, is used to characterize the synthesized composite. In this research, the behavior is also performed by polarization, impedance, immersion, weight loss, and release of hydrogen gas. Took Therefore, the main purpose of the study was to synthesize nano-composite magnesium base with ceramic enhancers of Big Brigitte; $\text{Ca}_7\text{MgSi}_4\text{O}_{16}$. The results show that Mg-Zn nanocomposite containing 15 wt% Bridget has improved mechanical properties by about 64% (90 MPa to 140 MPa). Also, the results of polarization test showed an improvement of corrosion resistance by 51% (ohm.cm²) at 94.97 to 186.56. On the other hand, the degradation rate has changed from 0.3 mpy to 0.85 mpy. Therefore, by examining all the results of the corrosion resistance and mechanical strength tests, the Mg-Zn nanocomposite specimen containing 15 wt% Bridget as the sample is introduced for further studies. In addition, adding nano-composite magnesium base improves the biodegradability properties.

Keywords: : Mg-Zn-Brg nanocomposite; Mechanical alloying; Corrosion behavior; Mechanical properties.-1-3