



بررسی تجربی خواص مکانیکی، خوردگی و زیست‌سازی کامپوزیت Ti/RGO ساخته شده با روش ترکیبی سینترینگ پلاسمای جرقه‌ای و اکستروژن برشی ساده

سیدمحمد رضا سده‌ئی¹، محمد خسروی^{2*}، یدالله یعقوبی نژاد³

1- دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی بیرجند، بیرجند

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی بیرجند، بیرجند

3- دانشیار، مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی بیرجند، بیرجند

* بیرجند، صندوق پستی 13114-16846، mkhosravi@birjandut.ac.ir

چکیده

اطلاعات مقاله:

با توجه به اهمیت بالای تیتانیوم خالص در صنعت پزشکی و ضعف خواص مکانیکی و فیزیکی این فلز، در این تحقیق به جهت رشد خواص مکانیکی و در عین حال بهبود خواص زیستی، کامپوزیت تیتانیوم خالص تقویت شده با نانوذرات اکسید گرافن احیا شده با استفاده از روش سینترینگ پلاسمای جرقه‌ای ساخته و در دمای اتاق با روش اکستروژن برشی ساده تحت فرآیند تغییر شکل پلاستیک شدید قرار گرفت. تأثیر سینترینگ پلاسمای جرقه‌ای، فرآیند تغییر شکل پلاستیک شدید و قرارگیری در محلول شبیه‌ساز بدن بر تغییرات خواص مکانیکی، خوردگی و زیستی این گرید تیتانیوم بررسی شد. در اثر افزودن مقدار 0.1 درصد وزنی اکسیدگرافن احیاء شده به تیتانیوم خالص و سپس ریزدانه کردن ساختار کامپوزیت تولیدی، با یک مرحله اکستروژن برشی ساده، میزان ایجاد کلسیم (استخوان‌سازی) در بدنه و بعد از قرارگیری 28 روزه در محلول شبیه‌ساز بدن، بیشتر و دارای کیفیت بالاتری نسبت به نمونه خالص سینتر شده است. همچنین میزان استحکام کششی این نمونه نیز بعد از قرارگیری 28 روزه در محلول شبیه‌ساز بدن بیشتر از نمونه خالص سینتر شده بوده به طوری که استحکام کششی نمونه خالص و نمونه دارای اکسیدگرافن احیاء شده ریزدانه شده به ترتیب 750 و 1089.4 مگاپاسکال ثبت شده است.

دریافت: 1401/05/22

پذیرش: 1401/08/08

کلیدواژه‌ها

تیتانیوم، سینترینگ پلاسمای جرقه‌ای، خوردگی، اکستروژن برشی ساده، زیست‌سازی

Experimental investigation of mechanical properties, corrosion and biocompatibility of Ti/RGO composite made by the combined method of spark plasma sintering and simple shear extrusion

Sayed Mohammad Reza Sedehi¹, Mohammad Khosravi^{1*}, Yadollah Yaghoobinezhad²

1- Department of Mechanical Engineering, Birjand University of Technology, Birjand, Iran

2- Department of Materials Engineering, Birjand University of Technology, Birjand, Iran

* P.O.B. 16846-13114, Birjand, Iran, mkhosravi@birjandut.ac.ir

Keywords

Titanium, Spark plasma sintering, Corrosion, Simple shear extrusion, Biocompatibility

Abstract

Considering the high importance of pure titanium in the medical industry and the weak mechanical and physical properties of this metal, in this research, in order to develop mechanical properties and at the same time improve biological properties, pure titanium composite reinforced with regenerated graphene oxide nanoparticles using the method SPS was fabricated and subjected to severe plastic deformation at room temperature by a simple shear extrusion method. The effect of plasma sintering, severe plastic deformation process and placement in a body simulating solution on changes in the mechanical, corrosion and biological properties of this titanium grade was investigated. As a result of adding 0.1% by weight of RGO to pure titanium and then fine-granulating the produced composite structure, with a simple shear extrusion step, the amount of calcium (bone formation) in the body and after 28 days in the body simulating solution, more and it has a higher quality than the pure sintered sample. Also, the tensile strength of this sample after 28 days in the body simulating solution was higher than the pure sintered sample, so that the tensile strength of the pure sample and the sample with fine-grained RGO were recorded as 750 and 1089.4 MPa, respectively.

1- مقدمه

از نقایص استخوانی به طور مداوم از بیماری‌های مختلفی مانند استئوآرتریت، آرتریت پس از سانحه، آرتریت روماتوئید منشاء می‌گیرند. این نقایص به یک مشکل پزشکی مهم در سراسر جهان تبدیل شده و تبعات خطرناکی مانند

در دنیای کنونی بیماری‌های استخوانی مرتبط با اسکلت انسان و آسیب‌های ناشی از آن در زمان‌های کنونی شیوع بیشتری داشته است [1]. تعداد زیادی

Please cite this article using:

برای ارجاع به مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:

Sedehi, S. M. R., Khosravi, M., Yaghoobinezhad, Y., "Experimental investigation of mechanical properties, corrosion and biocompatibility of Ti/RGO composite made by the combined method of spark plasma sintering and simple shear extrusion," In Persian, Journal of Science and Technology of Composites, Vol. 9, No. 1, pp. 1921-1926, 2022. <https://doi.org/10.22068/JSTC.2022.559027.1797>

بهبود خواص مکانیکی مواد است. در این راستا، تکنیک‌های تغییرشکل شدید پلاستیک با ایجاد مقدار قابل توجهی از کرنش پلاستیکی قادر به تولید مواد با ساختار زیر میکرون یا حتی ساختار نانو هستند [21-19]. اکستروژن برشی ساده⁴، که در سال 2009 توسط پردیس و ابراهیمی معرفی گردید [22]، یکی از جدیدترین تکنیک‌های تغییرشکل پلاستیک شدید است که بر اساس فشار دادن مواد از طریق یک کانال اکستروژن مستقیم طراحی شده است. با این حال، اطلاعات نسبتاً محدودی در مورد تأثیر همزمان فرایندهای سینترینگ پلاسما جرقه‌ای⁵ و تغییرشکل پلاستیک شدید بر خواص مکانیکی و زیست-سازگاری کامپوزیت‌های تیتانیوم تقویت شده با گرافن یا مواد مرتبط با آن موجود است، اما ثابت شده است که حضور گرافن و ریزدانه کردن فلزات تأثیر بسزایی بر افزایش خواص کامپوزیت دارد. هدف از این پژوهش بررسی همزمان خواص مکانیکی و قابلیت زیست‌سازگاری کامپوزیت‌های پایه تیتانیوم تقویت شده با درصد‌های مختلف اکسیدگرافن احیاء شده در سه مرحله سینترینگ پلاسما جرقه‌ای، اکستروژن برشی ساده و قرارگیری در محلول شبیه‌ساز بدن است، که در ادامه پژوهش قبلی نویسندگان این مقاله صورت پذیرفته است [23].

2- آزمایش‌های تجربی

در ادامه متن، به جهت سهولت خواندن مخاطب، نمونه‌های آزمایش به ترتیب نمونه خالص سینتر شده - 7 روز (نمونه 1) نمونه خالص سینتر شده - 28 روز (نمونه 2)، نمونه دارای 0.05 درصد گرافن مرحله آنیل - 7 روز (نمونه 3)، نمونه دارای 0.05 درصد گرافن مرحله آنیل - 28 روز (نمونه 4)، نمونه دارای 0.1 درصد گرافن یک پاس ریزدانه شده - 7 روز (نمونه 5)، نمونه دارای 0.1 درصد گرافن یک پاس ریزدانه شده - 28 روز (نمونه 6)، نمونه دارای 0.1 درصد گرافن دو پاس ریزدانه شده - 7 روز (نمونه 7)، نمونه دارای 0.1 درصد گرافن دو پاس ریزدانه شده - 28 روز (نمونه 8) نام‌گذاری می‌شوند که در این مدل نام‌گذاری، عدد روز معرف مدت‌زمان قرارگیری نمونه در محلول شبیه‌ساز بدن است. مراحل آزمایش‌های تجربی در شکل‌های 1 و 2 نشان داده شده است. در تحقیق قبلی پژوهشگران این مقاله [23]، ابتدا ترکیبی یکنواخت از پودرهای تیتانیوم خالص و اکسید گرافن احیاء شده آماده و سپس از طریق روش تف-جوشی پلاسما جرقه‌ای نمونه‌های کامپوزیت ساخته شده است. در مراحل بعد به جهت افزایش قابلیت شکل‌دهی، نمونه‌ها به مدت 16 ساعت در دمای 800 درجه سانتی‌گراد تحت فرایند آنیل قرار گرفتند و در نهایت ساختار کامپوزیت با روش اکستروژن برشی ساده (یک و دو پاس)، ریزدانه شد.

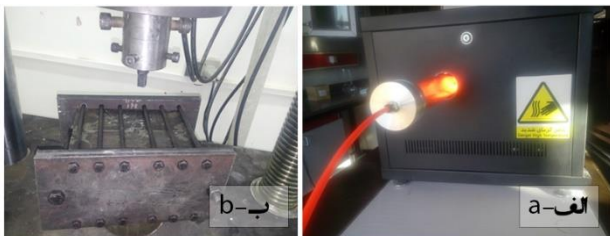


Fig. 1 a) Tube furnace device for annealing b) Simple shear extrusion mold

شکل 1 الف) دستگاه کوره تیوبی جهت آنیل ب) قالب اکستروژن برشی ساده

عوارض پاتولوژیک در انسان ایجاد می‌کنند. ارزیابی صورت گرفته نشان دهنده آنست که بیش از 50٪ از زنان و 20٪ از مردان بالای 50 سال در طول عمر باقیمانده خود تحت تأثیر شکستگی استخوان قرار می‌گیرند [2]. چنین نقایص استخوانی ممکن است به جراحی برای تعویض کامل زانو و لگن به کاشت اجزاء دائمی یا موقت نیاز داشته باشد [3]. این امر باعث شد که افراد متعدد تحقیقات را به تولید یک ماده زیستی سوق دهند، در صورتی که این ماده زیستی بتواند برای تکرار یک ویژگی واقعی استخوان مانند چقرمگی و استحکام استفاده شود [4,5]. جیانگ وان و همکاران مشاهده کردند که بیومواد قادر به تحمل بار در فرآیندهای زیستی نیستند [6]. ونجوان و همکاران نیز بررسی کردند که انتخاب مواد زیستی جایگزین برای تعیین مواد جدید برای رشد مولکول‌ها و جایابی سلول در نقطه آسیب حیاتی است [7]. ویکتور بلتران و همکاران مشاهده کردند که مواد زیستی نقش مهمی برای جایگزینی بیولوژیکی استخوان آلونولی بازسازی شده ایفا می‌کنند. در حال حاضر، امروزه فلزات به شدت به عنوان جایگزینی برای استخوان‌های طبیعی استفاده می‌شود. با گذشت زمان، مواد فلزی خواص خود را از دست می‌دهند و نمی‌توانند بارهای فشاری را تحمل کنند و ممکن است در معرض شکست قرار گیرند. همچنین، فلزات با گذشت زمان تمایل به سست شدن ساختار دارند که به نوبه خود ممکن است باعث ایجاد اثرات ناخواسته مانند مسمومیت و واکنش‌های نامطلوب شود [8].

ایمپلنت‌ها برای کاربردهای زیست‌پزشکی در دو دهه گذشته دچار تحولات سریع و چشمگیری شده‌اند. از نظر زیست‌سازگاری، تیتانیوم به دلیل تشکیل یک لایه غیرفعال پایدار تیتانیا¹ بر روی سطح آن نسبت به سایر مواد فلزی برتری دارد [9]. یکی دیگر از خواص مطلوب این فلز، مدول الاستیک پایین، سبکی وزن، تولید آثار کمتر در توموگرافی کامپیوتری و تصویربرداری تشدید مغناطیسی² نسبت به سایر فلزات حوزه ارتوپدی است [9]. Ti-6Al-4V پرمصرف‌ترین آلیاژ تیتانیوم برای جراحی بوده که علیرغم عملکرد عالی و مقاومت در برابر خوردگی، غلظت بالایی از یون‌های فلزی در بافت‌های اطراف ایمپلنت‌ها شناسایی شده است که ایمنی طولانی‌مدت ایمپلنت‌های این نوع آلیاژ را زیر سؤال می‌برد [9]. یک رویکرد جایگزین برای غلبه بر مشکل انتشار یون مضر، استفاده از تیتانیوم خالص است. با این حال، خواص مکانیکی تیتانیوم خالص تجاری به خوبی آلیاژ Ti64 نیست. تغییرشکل پلاستیک شدید³ فرصتی برای ریز کردن دانه‌های جامدات حجیم معمولی برای تولید اندازه دانه در زیر میکرومتر یا حتی محدوده نانومتر با استحکام، زیست‌فعالی و خواص ضد باکتریایی بالاتر را فراهم می‌کند.

به منظور بهبود خواص مکانیکی کامپوزیت‌های پایه تیتانیوم، برخی از ذرات سخت از جمله [10]TiB، [11]TiC، [12]ZrO₂، [13]Al₂O₃ و غالباً با استفاده از فن‌آوری‌های مختلف ساخت وارد کامپوزیت تیتانیوم می‌شوند. گرافن که برای اولین بار در سال 2004 توسط آندره گایم و کنستانتین نووسلف ساخته شد [14]، به دلیل ویژگی‌های منحصر به فردی مانند استحکام کششی 130 گیگاپاسکالی [15] می‌تواند به عنوان تقویت‌کننده مناسب برای مواد کامپوزیتی مورد استفاده قرار گیرد. این ماده در سال‌های اخیر، به عنوان یک تقویت‌کننده موثر در خواص مکانیکی کامپوزیت‌های تیتانیوم [16]، دستاوردهای قابل توجهی را نشان داده است. از سویی دیگر تغییرشکل پلاستیک شدید به عنوان یک رویکرد موثر برای دستیابی به مواد نانوساختار در نظر گرفته می‌شود [17,18]. به طور کلی، ریزدانه کردن ساختار روشی برای

4 Simple shear extrusion
5 Spark plasma sintering

1 TiO₂
2 Magnetic resonance imaging
3 Severe plastic deformation

1-2- قرارگیری 7 و 28 روزه نمونه‌های منتخب در محلول شبیه‌ساز بدن

جهت بررسی میزان زیست‌پذیری نمونه‌ها و میزان تمایل آن‌ها به حمایت از رشد عوامل استخوانی از آزمون غوطه‌وری در محلول شبیه‌ساز بدن استفاده شد. مقادیر ترکیبات موجود در این محلول در جدول 1 با مقادیر پلاسمای خون انسان مقایسه شده است. به همین جهت ابتدا نمونه‌ها درون ظروف تهیه شده به حجم 15 میلی‌لیتر قرار داده شده و سپس مقدار 10 cc محلول درون هر ظرف ریخته و به درون یک انکوباتور با دمای 37 درجه سانتی‌گراد منتقل گردید. 5٪ گاز CO₂ درون انکوباتور دمیده شد و نمونه‌ها در مدت زمان‌های 7 و 28 روز درون محلول قرار گرفتند. محتوی محلول هر ظرف هر دو روز یک بار جهت جلوگیری از ته‌نشین شدن محلول و تنظیم غلظت محلول تعویض شد. پس از اتمام زمان‌های مذکور نمونه‌ها از درون محلول خارج و پس از چندین بار شستشو با آب مقطر با استفاده از یک خشک‌کن، خشک گردید و جهت بررسی خواص مکانیکی و بایو آماده شد.



Fig. 2 Schematic of the stages of experimental tests

شکل 2 شماتیک مراحل آزمایش‌های تجربی

جدول 1 مقایسه ترکیبات محلول شبیه‌ساز بدن و پلاسمای خون انسان

Table 1 Comparison of soluble compounds of SBF and human blood plasma

متغیر	محلول شبیه‌ساز	پلاسمای بدن
+Na	142.00	142.00
+K	5.00	5.00
+Mg ₂	1.50	1.50
+Ca ₂	2.50	2.50
-Cl	103.8	147.96
-HPO ₄	1.00	1.00
-SO ₄	0.50	0.50
-HCO ₃	27.0	4.20

2-2- آزمون کشش و مورفولوژی بدنه و سطح مقطع شکست کامپوزیت

مقاومت کششی نمونه‌ها پس از قرارگیری 7 و 28 روزه در محلول شبیه‌ساز بدن با استفاده از دستگاه تک محوره با نیروی 200 نیوتن و با سرعت 0.01 میلی‌متر در دقیقه بررسی شد. نمونه‌ها به صورت مکعب مستطیل با ابعاد: ارتفاع 10 و سطح مقطع 1.5 × 1.5 میلی‌متر (برش نمونه‌های تولید شده توسط دستگاه وایرکات) می‌باشد. هر نمونه سه بار تکرار و میانگین نتایج محاسبه شد. استاندارد مورد استفاده ASTM E8/E8M-16a می‌باشد. همچنین برای بررسی تغییرات مورفولوژی بدنه و سطح مقطع شکست نمونه‌ها بعد از قرارگیری در محلول شبیه‌ساز بدن، از میکروسکوپ الکترونی نشر میدانی (SEM) مدل MIRA3 ساخت شرکت TESCAN جمهوری چک دارای قدرت تفکیک در حد 1.5 نانومتر در ولتاژ 15 کیلوولت استفاده شد.

3-2- آزمون خوردگی

برای بررسی مقاومت به خوردگی نمونه‌های دارای بدترین و بهترین نتایج آزمون کشش با استفاده از دستگاه Ivium Stat- A و نرم‌افزار Corrview و آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیک و بخش پلاریزاسیون خطی در محدوده‌ی 1 V آندی و کاتدی نسبت به پتانسیل مدار باز الکتروود با سرعت روبش 1 mV/s انجام شد. جهت پایداری الکتروود در محلول NaCl 3.5٪، برای هر نمونه 45 دقیقه زمان لحاظ گردید. جریان خوردگی و پتانسیل خوردگی در محدوده‌ی 20 mV نسبت به پتانسیل مدار باز با اعمال شیب‌های متقارن بر روی شاخه‌های آندی و کاتدی محاسبه گردیدند.

3- نتایج و بحث

1-3- آزمون شبیه‌ساز بدن

قرار گرفتن نمونه‌ها در مدت 7 و 28 روز در محلول شبیه‌ساز بدن به منظور توانایی آن‌ها در رشد عناصر استخوانی مورد بررسی قرار گرفته است. نمود حضور عناصر استخوانی در سطح به صورت آشکار، قابل مشاهده است. بعلاوه، آنالیز EDS نمونه‌ها حضور عناصر P و Ca را به عنوان عناصری جدید در ساختار تأیید می‌کند. به طور کلی زمانی می‌توان ادعا نمود که نمونه‌ها نسبت به شرایط شبیه‌سازی شده بدن واکنش مثبت نشان داده‌اند که مقدار Ca/P آن نزدیک بافت استخوانی انسان و چیزی در حدود 67.1 باشد [24]. که این متغیر به ترتیب برای نمونه‌های 1، 5 و 6 که دارای حداقل و حداکثر خواص نتایج آزمون کشش هستند، مقدار 12.2، 14.2 و 06.2 را ثبت کرده است. مقایسه این نتایج با استفاده از شکل 3 و 4 نمایش داده شده است. بنابراین با توجه به آنالیزها می‌توان گفت هر سه نمونه نسبت به شرایط شبیه‌سازی بدن پاسخ مثبت داشته‌اند. مقایسه‌ای از نتایج این پژوهش با تحقیقات اخیر در شکل 2 درج شده است.

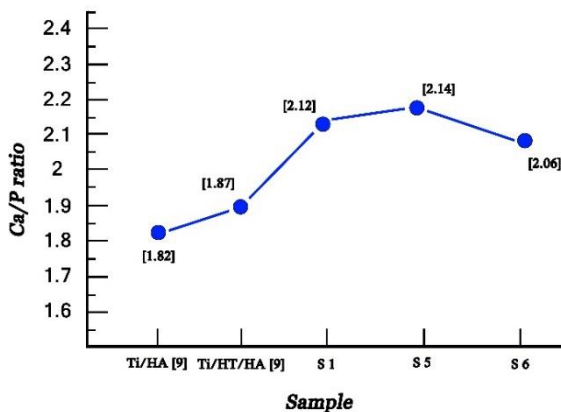


Fig. 3 Results of The presence of bone elements

شکل 3 نتایج حضور عناصر استخوانی

2-3- آزمون کشش و مورفولوژی بدنه و سطح مقطع شکست کامپوزیت

همانطور که قبلاً نشان داده شده است نمونه 1 قبل از قرارگیری در محلول شبیه‌ساز بدن قادر به تحمل تنش کششی 711.8 مگاپاسکال بوده در حالی که نمونه 5 و 6 در همین شرایط تنش به ترتیب 966.3 و 969 مگاپاسکال را تحمل نموده‌اند. 28 روز قرارگیری در محلول شبیه‌ساز بدن در افزایش استحکام کششی نمونه‌های اول و دوم تأثیر مثبتی ولی در نمونه سوم افت استحکام را سبب شده به طوری که استحکام کششی نمونه‌های 1، 2 و 3 به ترتیب به 750، 1089 و 826.8 مگاپاسکال رسیده است. مطابق شکل 4 می‌توان متوجه شد

جدول 2 نتایج آزمون خوردگی

Table 2 Corrosion test results

نمونه 6	نمونه 5	نمونه 1	متغیر
-1.4556	-0.8971	-1.4039	پتانسیل خوردگی (V vs. Ag/AgCl)
5.841	1.419	243	شدت جریان خوردگی ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)
2.021	1.190	673.1	شیب آندی (V/decade)
0.721	0.639	575.0	شیب کاتدی (V/decade)
274.3	430.9	5.382	مقاومت پلاریزاسیون ($\text{ohm}\cdot\text{cm}^2$)
1765	879.1	883.5	سرعت خوردگی ($\mu\text{m}/\text{year}$)

4- نتایج

ارتقاء خواص مکانیکی و زیستی کاشتنی‌ها همواره از مهم‌ترین چالش‌های آن‌ها بوده است. لذا هر چه فرایند تولید آن‌ها عاری از مواد مضر و هزینه‌های بالا باشد، ساختاری ایده‌آل برای صنعتی شدن خواهد داشت. دو روش کامپوزیت‌سازی و ایجاد ساختار ریزدانه در فلزات، راه‌هایی متداول و موثر برای بالا بردن خواص مختلف هستند که ترکیب این دو روش می‌تواند باعث عمیق شدن این تأثیرات شود. در این پژوهش نمونه تیتانیوم تقویت شده با نانوذرات اکسید گرافن احیاء شده و با استفاده از روش سینترینگ پلاسما جرقه‌ای ساخته و سپس در دمای اتاق با روش اکستروژن برشی ساده در طی یک و دو پاس تحت فرآیند تغییر شکل پلاستیک شدید قرار گرفتند. اثرات سه مرحله سینترینگ پلاسما جرقه‌ای، اکستروژن برشی ساده و محلول شبیه‌ساز بدن بر خواص مکانیکی، خوردگی و زیست‌سازگاری نمونه‌ها مورد بررسی قرار گرفت و نتیجه‌گیری زیر حاصل شد:

1- در اثر افزودن مقدار 0/1 درصد وزنی اکسیدگرافن احیاء شده به تیتانیوم خالص و سپس ریزدانه کردن ساختار کامپوزیت تولیدی، با یک مرحله اکستروژن برشی ساده، میزان ایجاد کلسیم و حمایت از رشد عوامل استخوانی در نمونه بعد از قرارگیری 28 روزه در محلول شبیه‌ساز بدن، بیشتر و دارای کیفیت بالاتری نسبت به نمونه خالص سینتر شده است. به طوری که این متغیر به ترتیب برای نمونه‌های 1، 5 و 6 مقدار 12.2، 14.2 و 06.2 را ثبت کرده است. بنابراین با توجه به آنالیزها می‌توان گفت هر سه نمونه نسبت به شرایط شبیه‌سازی بدن پاسخ مثبت داشته‌اند.

2- همچنین میزان استحکام کششی این نمونه نیز بعد از قرارگیری 28 روزه در محلول شبیه‌ساز بدن بیشتر از نمونه خالص سینتر شده بوده به طوری که استحکام کششی نمونه خالص و نمونه دارای اکسیدگرافن احیاء شده ریزدانه شده به ترتیب 750 و 1089/4 مگاپاسکال ثبت شده است.

3- نتایج آزمون خوردگی حاکی از آن است که ریزدانه کردن ساختار و اضافه کردن گرافن به ساختار تیتانیوم خالص تا حد بهینه‌ای باعث افزایش مقاومت به خوردگی می‌شود اما پس از آن باعث کاهش این متغیر می‌شود.

5- تقدیر و تشکر

نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند از شرکت نانو سطوح شرق ایران برای تأمین اکسید گرافن احیاء شده و همچنین خانم مهندس حداد (شهرستان گناباد) که با نظرات سازنده خود نویسندگان را بهره‌مند ساخته‌اند، تقدیر نمایند.

ریزدانه کردن کامپوزیت به مقداری بهینه تأثیرات بسیار زیادی در بهبود خواص مکانیکی نسبت به قبل از آن دارد. با توجه به تفاوت‌های موجود در ساختار نمونه‌ها و کیفیت پودر نانوکامپوزیتی می‌توان نتیجه گرفت ریزدانه کردن ساختار، حضور درصدی اکسید گرافن احیاء شده می‌تواند در این رشد استحکام کششی موثر واقع شود. با بررسی تغییرات استحکام کششی نمونه‌ها می‌توان متوجه شد غوطه‌وری در محلول شبیه‌ساز بدن استحکام کششی را تا پایان روز هفتم به صورت پیوسته کاهش خواهد داد. اما پس از آن مجدداً رشد آن آغاز شده و بعد از 28 روز غوطه‌وری به افزایش خواهد داشت. پس از روز هفتم با توجه به واکنش مثبت نمونه به شرایط شبیه‌سازی شده بدن و رشد عناصر کلسیم و فسفر نمونه تقویت شده و مقاومت آن افزایش یافته است. بنابراین می‌توان این نمونه‌ها را زیست‌سازگار دانست.

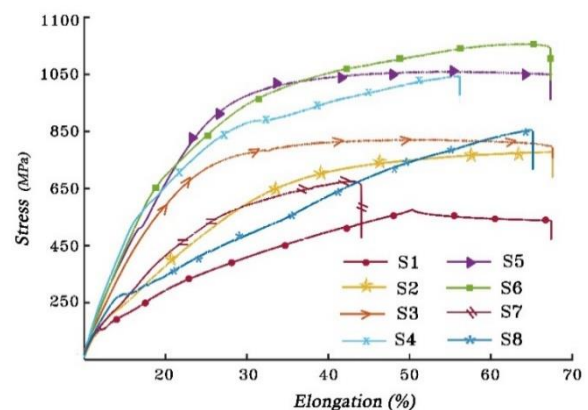


Fig. 4 Tensile test results

شکل 4 نتایج آزمون کشش

3-3- مورفولوژی بدنه و سطح مقطع شکست کامپوزیت‌های Ti/rGO بعد از قرارگیری 28 روزه در محلول شبیه‌ساز بدن

مورفولوژی بدنه و سطح شکست SEM نمونه‌ها در مراحل مختلف در شکل 5 نشان داده شده است. تشکیل کلسیم بر سطوح بیرونی و شکست نمونه‌ها به وضوح مشاهده می‌شوند. همانگونه که قبلاً اشاره شد، میزان ایجاد کلسیم بر روی بدنه نمونه اول بیشتر از دو نمونه دیگر بوده اما در سطح مقطع شکست نمونه دوم، نسبت Ca/P، درصد وزنی مقدار بالاتری را نشان می‌دهد.

3-4- خوردگی

نتایج آزمون خوردگی نشان‌دهنده آن است که نمونه پنجم که دارای بهترین نتایج استحکام کششی بعد از قرارگیری در محلول شبیه‌ساز بدن است، بهترین عملکرد را نیز از نظر خوردگی داشته و میزان مقاومت به خوردگی این نمونه در حد گرید Ti-6Al-4V تیتانیوم می‌باشد [25]. تحقیقات نشان داده است که اگر پتانسیل خوردگی افزایش و چگالی جریان خوردگی سیر نزولی داشته باشد، خوردگی نمونه کاهش می‌یابد [26, 27]. با تجمیع نتایج به دست آمده از شکل 6 و جدول 2 مشخص است که نرخ خوردگی برای نمونه پنجم کمترین و به ازای نمونه ششم بیشترین مقدار را ثبت کرده است، این نتیجه حاکی از آن است که ریزدانه کردن ساختار و اضافه کردن گرافن به ساختار تیتانیوم خالص تا حد بهینه‌ای باعث افزایش مقاومت به خوردگی می‌شود اما پس از آن باعث کاهش این متغیر می‌شود. همچنین مقاومت به خوردگی برای نمونه پنجم بیشترین و به ازای نمونه ششم کمترین مقدار را اتخاذ کرده است.

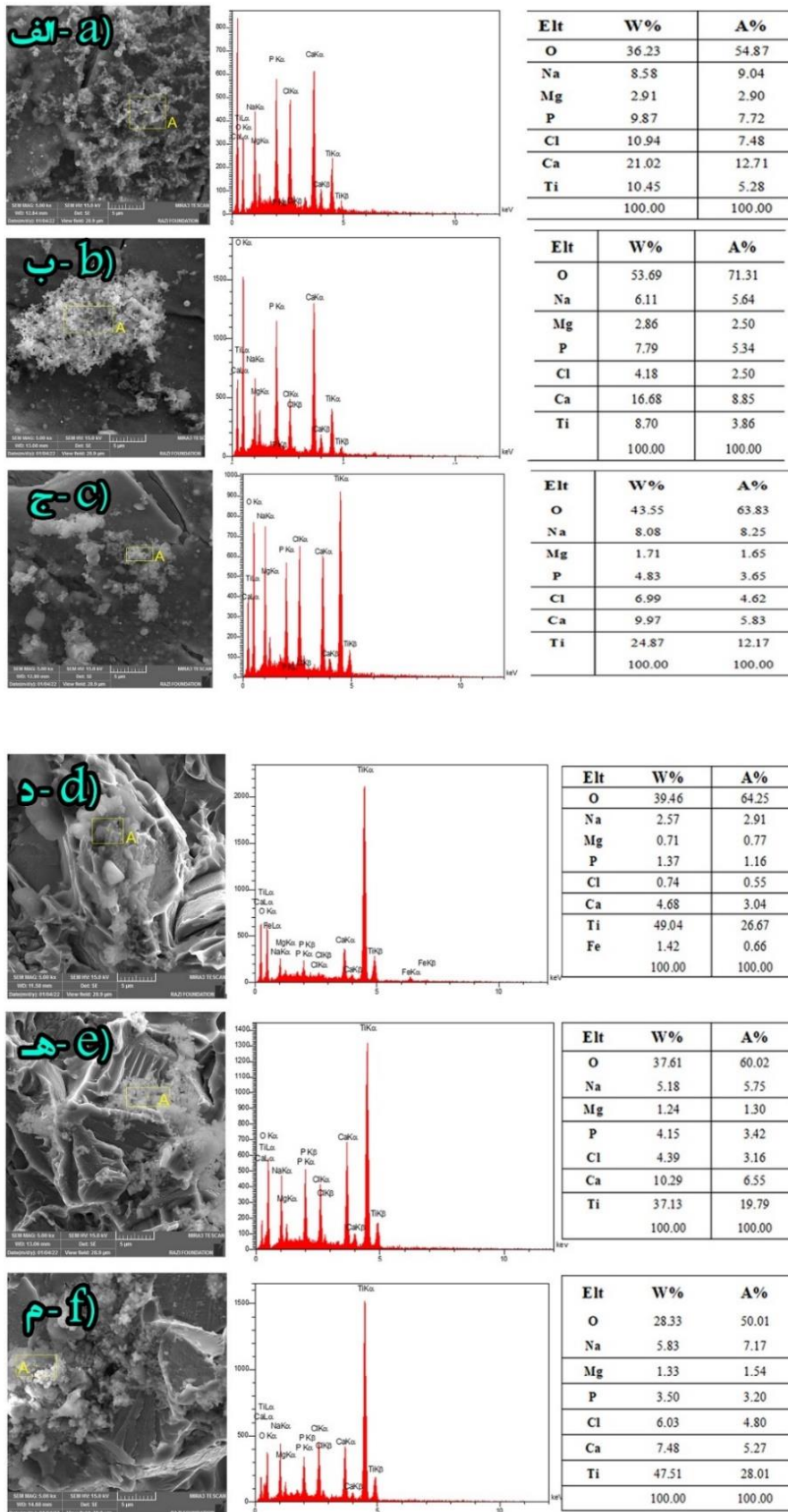


Fig. 5 SEM images of the composite body: a) sample 1 b) sample 5 c) sample 6 and fracture surface d) sample 1 e) sample 5 f) sample 6

شکل 5 تصاویر SEM از بدنه کامپوزیت: الف) نمونه اول ب) نمونه پنجم ج) نمونه ششم و از سطح مقطع شکست د) نمونه اول ه) نمونه پنجم م) نمونه ششم

- Journal of Alloys and Compounds, Vol. 812, No. 1, pp. 152057, 2020.
- [11] Dong, L., Chen, W., Deng, N., Song, J., & Wang, J., "Investigation on arc erosion behaviors and mechanism of W70Cu30 electrical contact materials adding graphene," Journal of Alloys and Compounds, Vol. 696, No. 1, pp. 923-930, 2017.
- [12] Pérez-Bustamante, R., Bolaños-Morales, D., Bonilla-Martínez, J., Estrada-Guel, I., & Martínez-Sánchez, R., "Microstructural and hardness behavior of graphene-nanoplatelets/aluminum composites synthesized by mechanical alloying," Journal of alloys and compounds, Vol. 615, No. 1, pp. S578-S582, 2014.
- [13] Khodabakhshi, F., Arab, S. M., Švec, P., & Gerlich, A. P., "Fabrication of a new Al-Mg/graphene nanocomposite by multi-pass friction-stir processing: Dispersion, microstructure, stability, and strengthening," Materials Characterization, Vol. 132, No. 1, pp. 92-107, 2017.
- [14] Lütjering, G., Williams, J.C., Gysler, A., "Titanium engineering materials and progresses," 2nd ed. Berlin: Springer; Vol. 379, 2007.
- [15] Luo, S. D., Li, Q., Tian, J., Wang, C., Yan, M., Schaffer, G. B., & Qian, M., "Self-assembled, aligned TiC nanoplatelet-reinforced titanium composites with outstanding compressive properties," Scripta Materialia, Vol. 69, No. 1, pp. 29-32, 2013.
- [16] Shufeng, L. I., Kondoh, K., Imai, H., Chen, B., Jia, L., & Umeda, J., "Microstructure and mechanical properties of P/M titanium matrix composites reinforced by in-situ synthesized TiC-TiB," Materials Science and Engineering: A, Vol. 628, No. 1, pp. 75-83, 2015.
- [17] Valiev, R. Z., & Langdon, T. G., "Principles of equal-channel angular pressing as a processing tool for grain refinement," Progress in materials science, Vol. 51, No. 7, pp. 881-981, 2006.
- [18] Zhilyaev, A. P., & Langdon, T. G., "Using high-pressure torsion for metal processing: Fundamentals and applications," Progress in Materials science, Vol. 53, No. 6, pp. 893-979, 2008.
- [19] Azushima, A., R. Kopp, A. Korhonen, D.Y. Yang, F. Micari, G.D. Lahoti, P. Groche, J. Yanagimoto, N. Tsuji, A. Rosochowski, A. Yanagida, "CIRP Ann," Manuf & Technol, Vol. 57, No. 6, pp. 716-735, 2008.
- [20] Valiev, R. Z., Islamgaliev, R. K., & Alexandrov, I. V., "Bulk nanostructured materials from severe plastic deformation," Progress in materials science, Vol. 45, No. 2, pp. 103-189, 2000.
- [21] A.P. Zhilyaev, T.G. Langdon, Prog. Mater Sci, Vol. 53, No. 2, pp. 881-981, 2008.
- [22] Pardis, N., & Ebrahimi, R., "Deformation behavior in Simple Shear Extrusion (SSE) as a new severe plastic deformation technique," Materials Science and Engineering: A, Vol. 527, No. 2, pp. 355-360, 2009.
- [23] Sedehi, S. M. R., Khosravi, M., & Yaghoubinezhad, Y., "Mechanical properties and microstructures of reduced graphene oxide reinforced titanium matrix composites produced by spark plasma sintering and simple shear extrusion," Ceramics International, Vol. 47, No. 23, pp. 33180-33190, 2021.
- [24] Cengiz, B. "avuz Gokce." Y., Yildiz, N., Aktas, Z. and Calimli, A., "Characterization of hydroxyapatite nanoparticles," Colloids and Surfaces A: Physicochem," Eng. Aspects, Vol. 156, pp. 29-33, 2008.
- [25] Taheridoustad, I., Khosravi, M., & Yaghoubinezhad, Y., "Fabrication of GO/RGO/TiC/TiB2 nanocomposite coating on Ti-6Al-4V alloy using electrical discharge coating and exploring its tribological properties," Tribology International, Vol. 156, No. 23, pp. 106860, 2021.
- [26] Zhang, Y., Chen, F., Zhang, Y., & Du, C., "Influence of graphene oxide additive on the tribological and electrochemical corrosion properties of a PEO coating prepared on AZ31 magnesium alloy," Tribology International, Vol. 146, No. 23, pp. 106135, 2020.
- [27] Yaghoubinezhad, Y., & Afshar, A., "Experimental design for optimizing the corrosion resistance of pulse reverse electrodeposited graphene oxide thin film," Journal of Solid State Electrochemistry, Vol. 19, No. 5, pp. 1367-1380, 2015

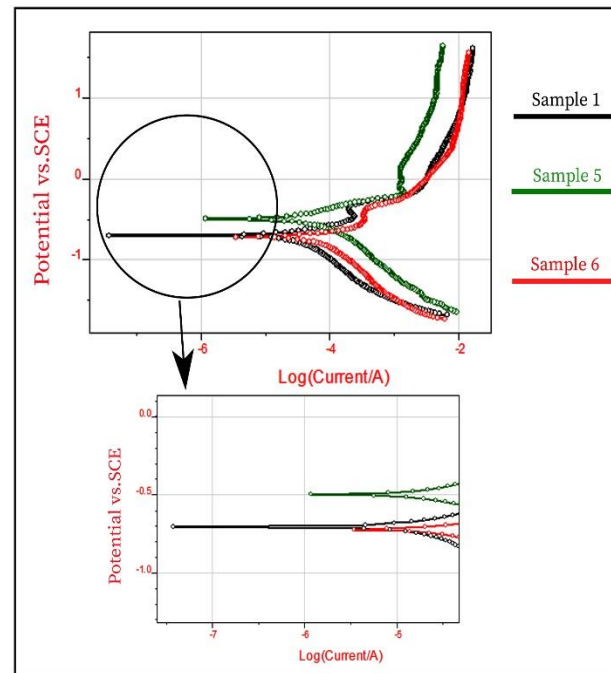


Fig. 6 Corrosion test results

شکل 6 نتایج آزمون خوردگی

6- مراجع

- [1] Gao, C., Peng, S., Feng, P., and Shuai, C., "Bone biomaterials and interactions with stem cells," Bone research, Vol. 5, No. 1, pp. 1-33, 2017.
- [2] Hasany, M., Thakur, A., Taebnia, N., Kadumudi, F. B., Shahbazi, M. A., Pierchala, M. K., "Combinatorial screening of nanoclay-reinforced hydrogels: a glimpse of the -holy grail- in orthopedic stem cell therapy," ACS applied materials & interfaces, Vol. 10, No. 41, pp. 34924-34941, 2018.
- [3] Gill, S. P. S., Raj, M., Singh, P., Kumar, D., Singh, J., & Rastogi, P., "Infected nonunion with implant in situ in long bone fractures, managed by retention of implant-our experience," Journal of Orthopedics, Traumatology and Rehabilitation, Vol. 9, No.1, pp. 29, 2018.
- [4] Saghiri, M. A., Orangi, J., Asatourian, A., Gutmann, J. L., Garcia-Godoy, F., Lotfi, M., & Sheibani, N., "Calcium silicate-based cements and functional impacts of various constituents," Dental materials journal, Vol. 36, No.1, pp. 8-18, 2017.
- [5] Jin, W., & Chu, P. K. "Orthopedic implants," Vol. 17, No.20, pp. 1-15, 2017.
- [6] Wan, X., Hu, A., Li, M., Chang, C., & Mao, D., "Performances of CaSiO3 ceramic sintered by Spark plasma sintering," Materials Characterization, Vol. 59, No.3, pp. 256-260, 2008.
- [7] Liu, W., Huan, Z., Xing, M., Tian, T., Xia, W., Wu, C., "Strontium-substituted dicalcium silicate bone cements with enhanced osteogenesis potential for orthopaedic applications," Materials, Vol. 12, No. 14, pp. 2276, 2019.
- [8] Beltrán, V., Lazzarini, M., Figueroa, R., Sousa, V., & Engelke, W., "In Situ Endoscopic Analysis of Vascular Supply and Regenerated Alveolar Bone in β -TCP Grafted and Ungrafted Postextraction Sites before Implant Placement: A Prospective Case Control Study." BioMed Research International, 2019.
- [9] Balasubramanian, R., Nagumothu, R., Parfenov, E., & Valiev, R., "Development of nanostructured titanium implants for biomedical implants-A short review," Materials Today: Proceedings, Vol. 46, No. 1, pp. 1195-1200, 2021.
- [10] Cao, H. C., & Liang, Y. L., "The microstructures and mechanical properties of graphene-reinforced titanium matrix composites,"