



تأثیر اندازه پودر منیزیم در استحکام فشاری بایوکامپوزیت متخلخل منیزیم-هیدروکسی آپاتیت

علیرضا رونقی^۱، امیرحسین جباری مستحسان^۲، محمد صدیقی^{۳*}

۱- فارغ التحصیل کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

۲- پژوهشگر پسادکتری، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

۳- عضو هیئت علمی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

* ایمیل نویسنده مسئول: sedighi@iust.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی

دریافت: ۲۵ مهر ۱۴۰۲

پذیرش: ۲۹ آبان ۱۴۰۲

کلیدواژگان:

پودر منیزیم

بایوکامپوزیت

منیزیم/هیدروکسی آپاتیت

اندازه پودر

ساختار متخلخل

استحکام فشاری

چکیده

منیزیم و آلیاژهای آن به دلیل دارا بودن مدول الاستیسیته مشابه با استخوان و همچنین ویژگی‌های زیست سازگاری و زیست تخریب پذیری، کاربردهای گسترده‌ای در صنایع پزشکی و ساخت ایمپلنت‌های جذبی پیدا کرده‌اند. از طرفی بکارگیری ایمپلنت‌های منیزیمی با ساختار متخلخل می‌تواند سبب رشد نرخ جایگزینی استخوان به جای ایمپلنت جذبی گردد. با اضافه نمودن ذرات تقویت کننده هیدروکسی آپاتیت به منیزیم و آلیاژهای آن، می‌توان خواص مکانیکی و خوردگی آن را نیز بهبود بخشید. در این مقاله اثر اندازه پودر منیزیم در استحکام فشاری بایوکامپوزیت متخلخل منیزیم-هیدروکسی آپاتیت مورد مطالعه قرار گرفته است. نمونه‌های منیزیمی و کامپوزیتی غیر متخلخل و متخلخل با درصد تخلخل حجمی ۲۴٪ و ۵۸٪ با استفاده از روش متالورژی پودر ساخته شده‌اند. برای این منظور دو نوع پودر منیزیم با اندازه‌های متفاوت ۶۳ μm و ۲۵۰ μm، ذرات تقویت کننده هیدروکسی آپاتیت و ذرات آمونیوم بی‌کربنات بعنوان فاصله دهنده بکار گرفته شد. نتایج آزمون فشار تک محوره نشان داد استحکام تمامی نمونه‌های خالص و کامپوزیتی که با پودرهای منیزیمی به اندازه ۶۳ μm ساخته شده‌اند نسبت به نمونه‌های ساخته شده با پودر ۲۵۰ μm تا میزان ۱۰۳٪ بیشتر است. همچنین در تمامی تخلخل‌های بررسی شده کامپوزیت‌ها در مقایسه با نمونه‌های خالص استحکام فشاری بالاتری از خود نشان می‌دهند.

Effect of magnesium particle size on compressive strength of Mg/Hydroxyapatite porous bio-composite

Alireza Ronaghi¹, Amirhossein Jabbari Mostahsan², Mohammad Sedighi^{3*}

1- MSc Graduate, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

2- Postdoctoral Researcher, Faculty of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

3- Faculty Member, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

* Corresponding Author's Email: sedighi@iust.ac.ir

Article Information

Original Research Paper

Received: 17 October 2023

Accepted: 20 November 2023

Keywords:

Magnesium Powder

Bio-Composite

Mg/Hydroxyapatite

Particle Size

Porous Structure

Compressive Strength

Abstract

Magnesium and its alloys have found a wide range of applications in medical industry and manufacturing of absorbable bio-implants because of having a modulus of elasticity similar to bone as well as having biocompatibility and biodegradability characteristics. Moreover, employing magnesium implants with a porous structure can lead to an increase in the rate of bone replacement instead of the initial absorbable implant. On the other hand, by adding hydroxyapatite reinforcing particles to magnesium and its alloy, their mechanical properties and corrosion resistance may be improved. In this paper, the effect of magnesium particle size on compressive strength of Mg/hydroxyapatite porous bio-composites has been studied. The magnesium and composite specimens with non-porous and porous (with a volume porosity of 24% and 58%) structures were produced using powder metallurgy method. For this purpose, two types of magnesium powder with particle sizes of 63 μm and 250 μm, hydroxyapatite particles as reinforcement, and ammonium bicarbonate particles as space holder, were used. The results of the uniaxial compressive tests revealed that the strength of all the pure and composite specimens fabricated by 63 μm powder has improved up to 103%, compared to those of the specimen fabricated by 250 μm powder. In addition, for both amounts of volume porosity, the composites offer a higher compressive strength than that of the pure specimens.

Please cite this article using:

Ronaghi A, Jabbari Mostahsan A, Sedighi M. Effect of magnesium particle size on compressive strength of Mg/Hydroxyapatite porous bio-composite. Iranian Journal of Manufacturing Engineering. 2023 Apr 21;10(2):33-40. doi: 10.22034/IJME.2023.420947.1861 [In Persian]

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

۱- مقدمه

در سال‌های اخیر در میان قطعات فلزی با ساختار متخلخل، استفاده از قطعات منیزیمی و آلیاژهای آن به طور چشم‌گیری افزایش یافته است. چگالی پایین، نسبت استحکام به وزن بالا، قابلیت ماشینکاری مطلوب و همچنین زیست سازگار بودن از دلایل اصلی توجه به این فلز است [۱-۳]. از طرفی داشتن خواص نزدیک به بافت استخوان انسان و قابلیت زیست تخریب‌پذیری در محیط بدن، منیزیم و آلیاژهای آن را به گزینه‌ای مناسب جهت ساخت ایمپلنت‌های جذبی تبدیل نموده است [۴]. ایمپلنت‌های منیزیمی علاوه بر آنکه امکان تأمین استحکام لازم برای بازسازی استخوان در هفته‌های ابتدایی پس از عمل جراحی کاشت را دارند، پس از بهبود بافت آسیب دیده، به مرور جذب بدن خواهند شد و نیاز به عمل جراحی مجدد به منظور خارج‌سازی ایمپلنت را رفع می‌نمایند. از طرفی یون منیزیم عاملی ضروری برای بازسازی بافت‌های استخوانی آسیب دیده است [۵]. در بدن هر انسان بالغ در حدود ۲۴-۲۵ g (یک مول) منیزیم موجود است که نیمی از آن در استخوان‌ها قرار دارد [۶]. این عوامل سبب می‌گردد تا حد مشخصی از یون‌های منیزیم که بعد از تجزیه ایمپلنت در بدن آزاد می‌شوند، نه تنها ضرری برای بدن نداشته باشند، بلکه مورد استفاده بدن نیز قرار گیرند. همچنین مقدار اضافه آن به راحتی از طریق ادرار از بدن دفع می‌شود [۷]. مجموع نکات مذکور باعث شده است تا تحقیق بر روی منیزیم به عنوان ماده تشکیل دهنده ایمپلنت‌های تجزیه‌پذیر برای محققان در رشته پزشکی جذابیت داشته باشد.

استفاده از ایمپلنت‌های متخلخل منیزیمی در زمانی که این قطعات جایگزین بخشی از استخوان می‌شود، می‌تواند سبب افزایش نرخ جایگزینی استخوان با ایمپلنت گردد [۸]. با این حال ساخت قطعات متخلخل منیزیمی همچنان فرایندی چالش برانگیز است. علی‌رغم پیشرفت چشمگیر روش‌های ساخت افزایشی، ساخت نمونه‌های متخلخل منیزیمی با این روش با محدودیت‌های جدی روبرو است. اشتعال‌زایی بالای منیزیم و تمایل بالای آن به اکسید شدن سبب بروز مشکلاتی قابل توجه در تولید ایمپلنت‌های متخلخل منیزیمی شده است [۹]. از این رو ساخت این نوع از قطعات با استفاده از روش‌های دیگر همچنان مورد توجه است. یکی از راه‌های ساخت منیزیم متخلخل، استفاده از قالب نمکی برای دستیابی به ساختاری متخلخل است. کریکلند و همکارانش [۱۰] یک تکنیک چندمرحله‌ای نوین با هدف تولید ایمپلنت منیزیم متخلخل با درصد تخلخل ۴۰٪ با قابلیت کنترل منافذ با بهره‌گیری از ادغام روش نمونه‌سازی سریع و ریخته‌گری ابداع نمودند. در نخستین مرحله از این روش، ابتدا قالبی سه بعدی از جنس پلیمر اکریلیک و با هندسه نهایی قطعه مورد نظر طراحی و با استفاده از پرینتر سه بعدی تولید شد. سپس این قالب با خمیری از جنس نمک و ژلاتین پر گشت. پس از خشک شدن خمیر، کل مجموعه داخل کوره قرار گرفت تا قالب پلیمری و مواد اضافی حذف شود و فقط قالب نمکی خالص باقی بماند. در ادامه منیزیم مذاب در داخل قالب نمکی ریخته‌گری شد. در انتها نیز نمک مورد نظر با سدیم هیدروکسید شسته شد و منافذ منظمی در داخل قطعه منیزیمی حاصل گردید [۱۱]. استحکام فشاری نمونه‌هایی که در این پژوهش مورد بررسی قرار گرفتند حدود ۱۵ MPa بود. مشکل اصلی این روش نیاز به ساخت قالب نمکی مستحکم و جلوگیری از ایجاد واکنش در قطعه منیزیمی در زمان ریخته‌گری و نیز شستشوی نهایی است. نگوین و همکاران [۱۲] سیستمی را که شامل یک قالب دو تکه بود، برای نفوذ بهتر خمیر نمکی به قالب پلیمری طراحی کردند. فرایند تشکیل قالب نمکی با استفاده از این سیستم حداقل به ۲۲ ساعت زمان احتیاج دارد. زیمرمان و همکاران [۱۳] برای ایجاد تعادل یون کلر در زمان شستن قالب نمکی و جلوگیری از خوردگی منیزیم، از محلول سدیم سولفید استفاده کردند. این محلول خوردگی ناشی از وجود یون کلر را کاهش می‌دهد [۱۴].

یکی دیگر از راه‌های تولید منیزیم متخلخل، استفاده از روش متالورژی پودر است. در این روش پودر منیزیم با ذرات فاصله‌دهنده مخلوط و سپس با فشار سرد یا گرم فشرده می‌شوند. سپس نمونه‌ها جهت حذف ذرات فاصله‌دهنده و تشکیل ساختار متخلخل برای مدت زمانی مشخص در دماهای مختلف زینتر می‌شوند [۱۵]. سیدرئوفی و همکاران [۱۶] با هدف ساخت نمونه‌های منیزیمی متخلخل، از پودر منیزیم با خلوص ۹۹/۶٪ با اندازه ذرات مابین ۷۵-۱۰۰ μm، پودر روی و همچنین پودر کاربامید با اندازه ذرات در محدوده ۲۵۰-۵۰۰ μm به عنوان فاصله‌دهنده استفاده کردند. در این تحقیق قبل از فرایند فشرده‌سازی سرد تحت فشار اعمالی ۲۶۵ MPa، مقداری هگزان مایع به منظور چسبندگی بهتر ذرات به یکدیگر به پودرها اضافه شد. سپس طی دو مرحله فرایند زینتر انجام گرفت. در مرحله اول هدف تبخیر مایع هگزان و همچنین کاربامید در دمای ۲۵۰ °C به مدت ۴ ساعت بود. در مرحله دوم نمونه‌ها با حضور گاز آرگون تا دمای ۵۵۰ °C به مدت ۲ ساعت زینتر شدند. استحکام نمونه‌هایی با ۳۰ درصد تخلخل در این پژوهش به میزان ۲۱ MPa گزارش شد.

جمع‌بندی مطالعات گذشته بر روی ساخت منیزیم متخلخل نشان می‌دهد که استفاده از روش متالورژی پودر نسبت به روش قالب نمکی، به امکانات و هزینه کمتری نیاز دارد. همچنین برای ساخت کامپوزیت پایه منیزیمی، روش متالورژی پودر نسبت به قالب نمکی ارجحیت دارد، چرا که کامپوزیت‌سازی می‌تواند در طی فرایند اصلی ساخت به وقوع بپیوندد. از طرفی نمونه‌های تولید شده به روش متالورژی پودر دارای استحکام مناسبی هستند، به طوری که استحکام آن‌ها با نمونه‌های ساخته‌شده به روش قالب نمکی قابل مقایسه است. بررسی تأثیر پارامترهای ساخت بر خواص مکانیکی این محصول می‌تواند سبب دستیابی به نمونه‌هایی با استحکام بالاتر شود. هدف اصلی این پژوهش مطالعه تأثیر اندازه پودر منیزیم در استحکام فشاری نمونه‌های متخلخل از جنس منیزیم و کامپوزیت منیزیم-هیدروکسی آپاتیت است. در مطالعه پیش رو نمونه‌های متخلخل منیزیم خالص و کامپوزیت با تخلخل حجمی ۲۴٪ و ۵۸٪ با استفاده از دو نوع پودر منیزیم با اندازه متفاوت و به روش متالورژی پودر ساخته شده‌اند. سپس میزان استحکام فشاری آن‌ها اندازه‌گیری و نتایج با استحکام نمونه‌های بدون تخلخل مقایسه شده است.

۲- روش تحقیق

برای تهیه نمونه‌ها از دو نوع پودر منیزیم خالص با درصد خلوص بالاتر از ۹۹/۹٪ و میانگین قطر ۶۳ μm و ۲۵۰ μm ساخت شرکت مرک^۱ آلمان استفاده شده است. ذرات هیدروکسی آپاتیت با میانگین اندازه کمتر از ۱ μm و نسبت وزنی ۴٪ (نسبت به وزن منیزیم) به منظور ساخت کامپوزیت به کار گرفته شده است. به منظور ایجاد تخلخل در نمونه‌ها، به ذرات فاصله دهنده‌ای نیاز می‌باشد تا در دمایی به مراتب کمتر از دمای ذوب منیزیم تبخیر شوند، واکنشی با ذرات منیزیم نداشته باشند و آسیبی به نمونه‌ها وارد نکنند. برای رسیدن به این هدف، ذرات آمونیوم بی‌کربنات با میانگین اندازه ۳۵۰ μm انتخاب شدند. برای دستیابی به نمونه‌های منیزیم خالص و کامپوزیت بدون تخلخل و نمونه‌هایی با درصد تخلخل‌های حجمی ۲۴٪ و ۵۸٪، ذرات منیزیم و آمونیوم بی‌کربنات با استفاده از عملیات جارمیل با یکدیگر مخلوط و در ادامه در صورت نیاز پودر هیدروکسی آپاتیت به آن اضافه شده است. جدول ۱ مقدار پودرهای مورد نیاز برای ساخت نمونه‌های کامپوزیتی با تخلخل مختلف را نشان می‌دهد.

مخلوط پودرها طی عملیات فشرده‌سازی سرد به صورت استوانه‌هایی با قطر و ارتفاع ۱۶ mm درآمدند. سپس این قطعات طی دو مرحله در کوره توپویی زینتر شدند. در مرحله اول، به منظور حذف ذرات آمونیوم بی‌کربنات از سطوح بیرونی، نمونه‌ها برای چهار مرتبه و در هر مرتبه به مدت ۴۵ دقیقه در دمای ۲۱۰°C قرار گرفتند. پس از هر مرتبه نمونه‌ها از کوره خارج و به مدت ۲۰ دقیقه در اتانول شسته شدند. علت انجام این فرایند، حذف بیشتر ذرات آمونیوم بی‌کربنات از داخل نمونه می‌باشد. در مرحله دوم زینتر کردن به منظور حذف کامل ذرات آمونیوم بی‌کربنات از نواحی داخلی نمونه و همچنین بالا رفتن استحکام، نمونه‌ها در حضور گاز آرگون به مدت شش ساعت در دمای ۵۵۰°C قرار گرفتند. نرخ افزایش دما عاملی موثر بر استحکام نمونه‌ها است، بطوریکه افزایش ناگهانی دما باعث ایجاد شوک حرارتی و آسیب دیدن پیکره نمونه‌ها خواهد شد. لذا نرخ افزایش دما در حین فرایند ۳°C/min تعیین شد. در شکل ۱ نمونه منیزیمی با تخلخل ۲۴٪ پس از پایان دو مرحله زینتر کردن قابل مشاهده است.

جدول ۱ مقدار مواد اولیه مورد نیاز برای ساخت کامپوزیت‌های متخلخل

تخلخل نمونه	منیزیم (g)	آمونیوم بی‌کربنات (g)	هیدروکسی آپاتیت (g)
۲۴٪	۳/۴۹	۱/۱۰	۰/۱۴
۵۸٪	۱/۹۸	۲/۶۹	۰/۰۷

¹ Merck

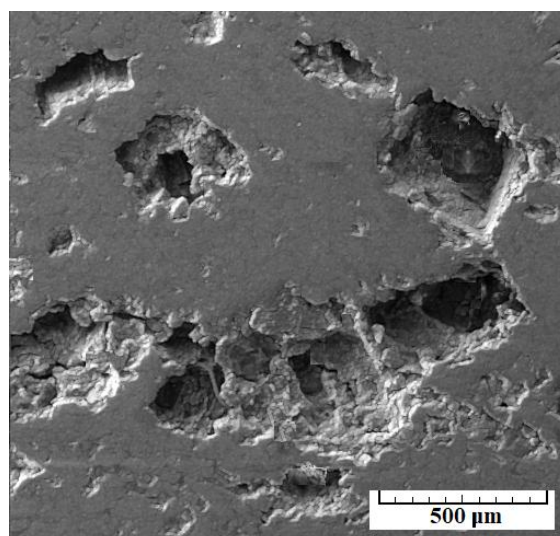


شکل ۱ نمونه منیزیمی با تخلخل ۲۴٪ ساخته شده از پودر $63 \mu\text{m}$ بعد از دو مرحله زینتر

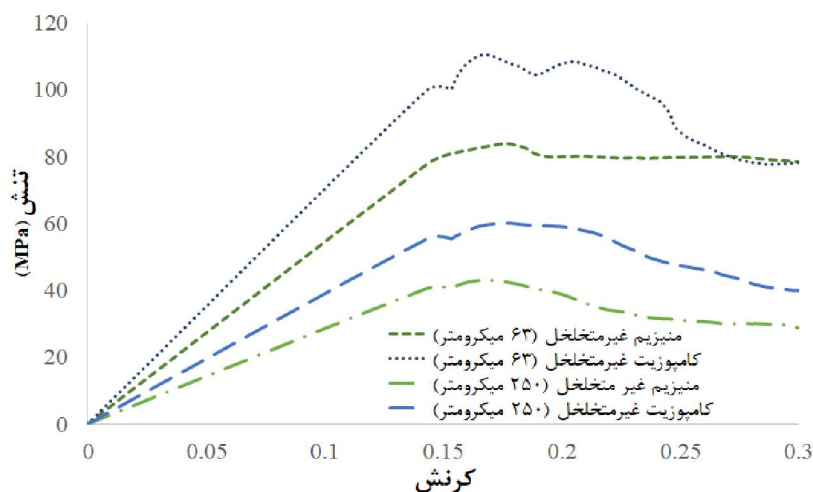
در آزمون فشار برای هر حالت دو نمونه مورد آزمایش قرار گرفت و میانگین نتایج گزارش شد. حین آزمون فشار سرعت حرکت فک متحرک برابر با 1 mm/min تنظیم و مقدار کرنش از جابجایی فک متحرک محاسبه گشت. همچنین مقدار تنش با تقسیم مقدار نیروی اعمالی بر سطح مقطع ظاهری (بدون در نظر گرفتن تخلخل) و اولیه نمونه‌ها بدست آمد و مقدار استحکام فشاری در اولین پیک نمودار در نظر گرفته شد.

۳- نتایج و بحث

شکل ۲ تصویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از منافذ موجود در نمونه کامپوزیتی منیزیم-هیدروکسی آپاتیت که با تخلخل ۵۸٪ و با استفاده از پودر منیزیم با میانگین قطر $63 \mu\text{m}$ ساخته شده است را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود، اندازه ذرات آمونیومی کربنات (با میانگین $350 \mu\text{m}$) تأثیری مستقیم در اندازه منافذ ایجاد شده در ساختار نمونه دارد. شکل ۳ نمودار تنش-کرنش حقیقی نمونه‌های بدون تخلخل منیزیم خالص و کامپوزیتی را تحت بارگذاری فشاری نشان می‌دهد. آزمون‌های فشار پس از کرنش ۳۰٪ متوقف شدند.



شکل ۲ منافذ موجود در نمونه کامپوزیتی با تخلخل ۵۸٪

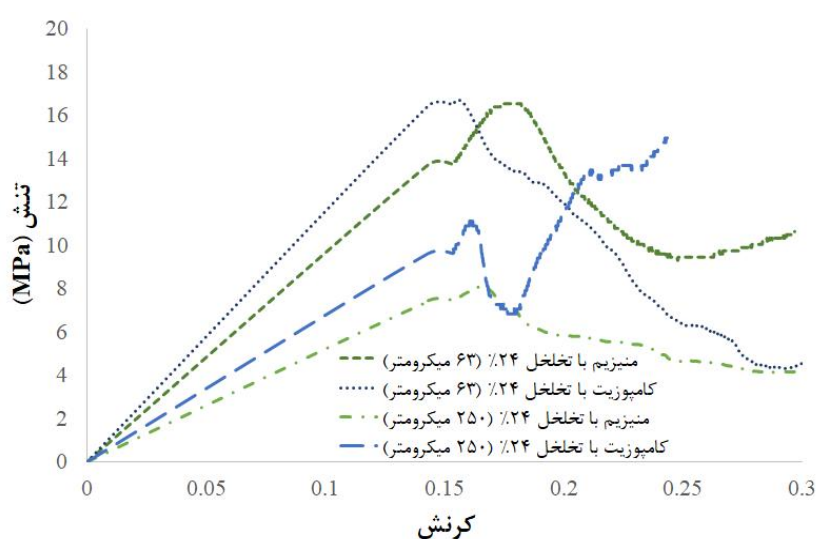


شکل ۳ نمودار تنش- کرنش فشاری نمونه‌های بدون تخلخل منیزیم خالص و کامپوزیتی

مطابق با نتایج شکل ۳، نمونه‌های خالص و کامپوزیتی ساخته شده با پودر $63 \mu\text{m}$ نسبت به نمونه‌های ساخته شده با پودر $250 \mu\text{m}$ دارای استحکام بالاتری هستند. با توجه به اندازه ذرات فاصله دهنده، استفاده از پودر منیزیمی ریزتر می‌تواند سبب تشکیل سازه‌ای مستحکم‌تر و یکپارچه‌تر در اطراف ذرات فاصله دهنده آمونیوم بی‌کربنات گردد.

برای هر دو اندازه پودر، استحکام فشاری نمونه‌های کامپوزیتی نسبت به نمونه‌های خالص بیشتر است، این مقدار برای نمونه‌ها با پودر $63 \mu\text{m}$ برابر با 32% و برای پودر $250 \mu\text{m}$ برابر با 39% است. وجود ذرات تقویت کننده هیدروکسی آپاتیت سبب جلوگیری از رشد اندازه دانه در زمان زینتر می‌شود، چگالی ناهنجاری‌ها را بالا می‌برد و مانعی در برابر حرکت ناهنجاری‌ها است. همچنین حضور این ذرات در زمان اعمال نیرو بارپذیری کامپوزیت را افزایش می‌دهد [۱۷-۲۰].

نمودار تنش-کرنش حقیقی فشاری نمونه‌های منیزیم خالص و کامپوزیتی ساخته شده با تخلخل 24% در شکل ۴ به نمایش درآمده است. افزایش مقدار تنش پس از یک افت قابل توجه به دلیل بسته شدن منافذ در اثر ایجاد آسیب در نمونه‌ها است. این اتفاق سبب افزایش سطح مقطع مؤثر نمونه تحت بارگذاری فشاری می‌شود و در نتیجه مقدار نیروی مورد نیاز برای ادامه فشرده‌سازی را افزایش می‌دهد. با توجه به این نکته مقدار استحکام فشاری نهایی قبل از اولین افت چشمگیر تنش در نظر گرفته شده است.

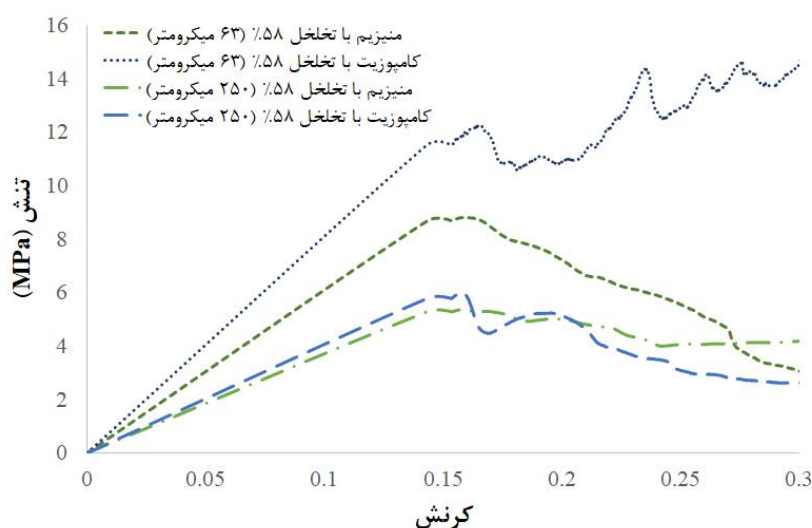


شکل ۴ نمودار تنش-کرنش فشاری نمونه‌های منیزیم خالص و کامپوزیتی با تخلخل 24%

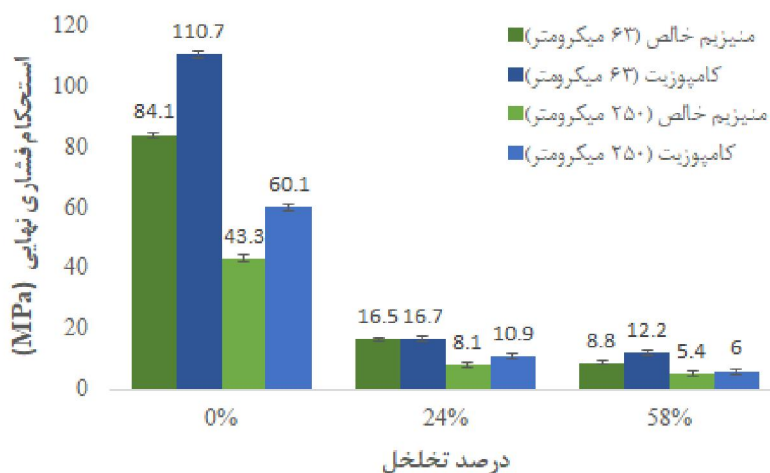
مطابق انتظار افزایش تخلخل در تمامی نمونه‌ها سبب کاهش استحکام فشاری می‌گردد. بیشترین کاهش استحکام با ۸۵٪ مربوط به نمونه کامپوزیتی با اندازه پودر ۶۳ μm و کمترین کاهش با ۸۰٪ مربوط به نمونه منیزیم خالص با اندازه پودر ۶۳ μm است. مطابق با روند مشاهده شده برای نمونه‌های بدون تخلخل، کاهش اندازه پودر منیزیم و استفاده از ذرات تقویت کننده هیدروکسی آپاتیت سبب افزایش استحکام فشاری شده است.

شکل ۵ نمودار تنش-کرنش حقیقی نمونه‌های منیزیم خالص و کامپوزیتی با تخلخل ۵۸٪ را نشان می‌دهد. با افزایش تخلخل از ۲۴٪ به ۵۸٪، استحکام فشاری نمونه‌ها بین ۲۷٪ تا ۴۷٪ کاهش یافته است. وجود تخلخل علاوه بر کاهش سطح مؤثر واقعی نمونه‌ها (که در محاسبات انجام شده برای تخمین مقدار تنش از آن صرف نظر شده است)، سبب ایجاد نقاطی با تمرکز تنش بالا می‌شود. در نتیجه امکان تشکیل و رشد ترک و در نتیجه فروپاشی سازه تحت تنش‌های اعمالی کمتر، افزایش می‌یابد. مانند نمونه‌های بدون تخلخل و نمونه‌هایی با تخلخل ۲۴٪، استحکام فشاری در نمونه‌های کامپوزیت و نمونه‌هایی که با پودر ۶۳ μm ساخته شده‌اند به ترتیب نسبت به نمونه‌های خالص و نمونه‌های ساخته شده از پودر ۲۵۰ μm بیشتر است.

در شکل ۶ مقدار استحکام فشاری نهایی نمونه‌های مختلف با یکدیگر مقایسه شده است. در مقایسه با پژوهش‌های مشابه انجام شده [۱۱، ۱۶]، مقدار استحکام نمونه‌های ساخته شده با پودر ۶۳ μm قابل قبول است.



شکل ۵ نمودار تنش-کرنش فشاری نمونه‌های منیزیم خالص و کامپوزیتی با تخلخل ۵۸٪



شکل ۶ مقایسه استحکام فشاری نهایی نمونه‌های مختلف

۴- نتیجه گیری

در این مقاله اثر اندازه پودر منیزیم در استحکام فشاری بایوکامپوزیت متخلخل منیزیم-هیدروکسی آپاتیت بعنوان ماده‌ای با توانایی استفاده در ایمپلنت‌های جذبی مورد مطالعه قرار گرفت. نمونه‌های منیزیمی و کامپوزیتی بدون تخلخل و نیز با درصد تخلخل‌های ۲۴٪ و ۵۸٪ با استفاده از روش متالورژی پودر و بهره‌گیری از دو نوع پودر منیزیم با اندازه‌های $63 \mu\text{m}$ و $250 \mu\text{m}$ ساخته شدند. ذرات آمونیوم بی‌کربنات بعنوان فاصله‌دهنده و ذرات هیدروکسی آپاتیت به عنوان تقویت کننده بکار گرفته شدند. با توجه به نتایج آزمون فشار تک‌محوره، موارد ذیل می‌تواند بعنوان جمع بندی ارائه گردد:

- مطابق انتظار، افزایش تخلخل تأثیر مستقیم و چشمگیری بر کاهش استحکام فشاری نمونه‌ها دارد. از دلایل این امر می‌توان به کاهش سطح مقطع مؤثر در نمونه‌ها و نیز ایجاد مناطق تمرکز تنش اشاره نمود.
- تمامی نمونه‌های ساخته شده (نمونه‌های منیزیم خالص و نمونه‌های کامپوزیت با درصد تخلخل مختلف) از پودر منیزیم با متوسط اندازه $63 \mu\text{m}$ نسبت به نمونه‌های ساخته شده با پودر $250 \mu\text{m}$ استحکام فشاری بیشتری (تا میزان ۱۰۳٪) از خود به نمایش می‌گذارند. با توجه به اندازه ذرات فاصله‌دهنده آمونیوم بی‌کربنات، استفاده از پودر منیزیمی ریزتر می‌تواند سبب تشکیل سازه‌ای مستحکم‌تر و یکپارچه‌تر در اطراف این ذرات شود.
- برای تمامی تخلخل‌های بررسی شده، افزودن پودر هیدروکسی آپاتیت بعنوان تقویت کننده به میزان ۴٪ وزنی منیزیم و ساخت نمونه‌های کامپوزیتی سبب افزایش استحکام فشاری نمونه‌ها می‌شود.

References

- [1] Davis ME. Ordered porous materials for emerging applications. *Nature*: 2002;417(6891):813-21. doi: 10.1038/nature00785
- [2] Hornberger H, Virtanen S, Boccaccini AR. Biomedical coatings on magnesium alloys—a review. *Acta biomaterialia*: 2012;8(7):2442-55. doi: 10.1016/j.actbio.2012.04.012
- [3] Friedrich HE, Mordike BL. *Magnesium technology*: Springer; 2006. doi: 10.1007/3-540-30812-1
- [4] Chen J, Tan L, Yu X, Etim IP, Ibrahim M, Yang K. Mechanical properties of magnesium alloys for medical application: A review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*: 2018;87:68-79. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.07.022
- [5] Zhang B, Hou Y, Wang X, Wang Y, Geng L. Mechanical properties, degradation performance and cytotoxicity of Mg-Zn-Ca biomedical alloys with different compositions. *Materials Science and Engineering: C*. 2011;31(8):1667-73. doi: 10.1016/j.msec.2011.07.015
- [6] Elin RJ. Assessment of magnesium status. *Clinical Chemistry*: 1987;33(11):1965-70. doi: 10.1093/clinchem/33.11.1965
- [7] Hofstetter J, Martinelli E, Weinberg AM, Becker M, Mingler B, Uggowitz P, et al. Assessing the degradation performance of ultrahigh-purity magnesium in vitro and in vivo. *Corrosion Science*: 2015;91:29-36. doi: 10.1016/j.corsci.2014.09.008
- [8] Nag S, Banerjee R. *Fundamentals of Medical Implant Materials*. In: Narayan RJ, editor. *Materials for Medical Devices*. 23: ASM International; 2012. p. 0. doi: 10.31399/asm.hb.v23.a0005682
- [9] Wang Q, Tan L, Xu W, Zhang B, Yang K. Dynamic behaviors of a Ca-P coated AZ31B magnesium alloy during in vitro and in vivo degradations. *Materials Science and Engineering: B*. 2011;176(20):1718-26. doi: 10.1016/j.mseb.2011.06.005
- [10] Kirkland N, Kolbeinsson I, Woodfield T, Dias G, Staiger M. Synthesis and properties of topologically ordered porous magnesium. *Materials Science and Engineering: B*. 2011;176(20):1666-72. doi: 10.1016/j.mseb.2011.04.006
- [11] Staiger M, Kolbeinsson I, Newman J, Woodfield T, Sato T. Orientation imaging microscopy of polycrystalline sodium chloride. *Materials characterization*: 2010;61(4):413-9. doi: 10.1016/j.matchar.2010.01.007
- [12] Nguyen TL, Staiger MP, Dias GJ, Woodfield TB. A novel manufacturing route for fabrication of topologically-ordered porous magnesium scaffolds. *Advanced Engineering Materials*: 2011;13(9):872-81. doi: 10.1002/adem.201100029
- [13] Zimmermann T, Hort N, Zhang Y, Müller W-D, Schwitalla A. The video microscopy-linked electrochemical cell: an innovative method to improve electrochemical investigations of biodegradable metals. *Materials*: 2021;14(7):1601. doi: 10.3390/ma14071601

- [14] Witte F, Kaese V, Haferkamp H, Switzer E, Meyer-Lindenberg A, Wirth C, et al. In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response. *Biomaterials*: 2005;26(17):3557-63. doi: [10.1016/j.biomaterials.2004.09.049](https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.09.049)
- [15] Yazdimamaghani M, Razavi M, Vashae D, Moharamzadeh K, Boccaccini AR, Tayebi L. Porous magnesium-based scaffolds for tissue engineering. *Materials Science and Engineering: C*. 2017;71:1253-66. doi: [10.1016/j.msec.2016.11.027](https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.11.027)
- [16] Seyedraoufi Z, Mirdamadi S. Synthesis, microstructure and mechanical properties of porous Mg-Zn scaffolds. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*: 2013;21:1-8. doi: [10.1016/j.jmbbm.2013.01.023](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.023)
- [17] Mohammadi S, Jabbari A, Sedighi M. Mechanical Properties and Microstructure of Mg-SiC p Composite Sheets Fabricated by Sintering and Warm Rolling. *Journal of Materials Engineering and Performance*: 2017;26:3410-9. doi: [10.1007/s11665-017-2760-1](https://doi.org/10.1007/s11665-017-2760-1)
- [18] Sabet A, Jabbari A, Sedighi M. Microstructural properties and mechanical behavior of magnesium/hydroxyapatite biocomposite under static and high cycle fatigue loading. *Journal of Composite Materials*: 2018;52(13):1711-22. doi: [10.1177/0021998317731822](https://doi.org/10.1177/0021998317731822)
- [19] Omid N, Jabbari A, Sedighi M. Mechanical and microstructural properties of titanium/hydroxyapatite functionally graded material fabricated by spark plasma sintering. *Powder Metallurgy*: 2018;61(5):417-27. doi: [10.1080/00325899.2018.1535391](https://doi.org/10.1080/00325899.2018.1535391)
- [20] Ghazizadeh E, Jabbari A, Sedighi M. In vitro corrosion-fatigue behavior of biodegradable Mg/HA composite in simulated body fluid. *Journal of Magnesium and Alloys*: 2021;9(6):2169-84. doi: [10.1016/j.jma.2021.03.027](https://doi.org/10.1016/j.jma.2021.03.027)