



پژوهش‌نامه ریخته‌گری

مقاله پژوهشی:

بررسی خواص مکانیکی و سرعت خوردگی در محلول شبیه سازی بدن فوم‌های سلول باز منیزمی ریخته‌گری

جابر اسدی^۱، بهمن کروجی^{۲*}، سید علیرضا حسینی^۲، مصطفی علیشاهی^۲

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی مواد و پلیمر دانشگاه حکیم سبزواری

۲- استادیار گروه مهندسی مواد و پلیمر دانشگاه حکیم سبزواری

* نویسنده مکاتبه کننده: bkorojy@hsu.ac.ir

چکیده:

دریافت: ۱۳۹۹/۰۴/۲۱

پذیرش: ۱۳۹۹/۰۷/۱۶

در این پژوهش فوم‌های منیزیمی سلول باز با مورفولوژی نامنظم و کروی در اندازه و میزان تخلخل‌های متفاوت با استفاده از مواد فضا‌ساز نمکی (NaCl) به روش فلزخورانی تولید شدند. پس از تعیین میزان تخلخل‌های بسته، اثر مورفولوژی و میزان تخلخل بر خواص مکانیکی فوم‌های تولیدی مورد بررسی قرار گرفت. بررسی ساختار فوم‌ها نشان داد که بیش از ۹۳ درصد سلول‌های فوم‌های تولیدی دارای تخلخل باز هستند و فوم‌های با سلول نامنظم میزان بالاتری از سلول بسته را دارا هستند. همچنین درصد تخلخل فوم‌ها از ۵۴ تا ۶۲ درصد متفاوت بود. نتایج آزمایش فشار نشان داد که با افزایش درصد تخلخل خواص مکانیکی نظیر مدول یانگ فوم (E^*) و تنش منطقه هموار (σ_{PL}^*) کاهش می‌یابد. همچنین فوم‌های با سلول نامنظم نسبت به فوم‌های با سلول کروی به علت داشتن منطقه همواره پهن‌تر در منحنی تنش- کرنش، میزان جذب انرژی بالاتری دارند. سرعت خوردگی فوم‌ها نیز با انجام آزمایش غوطه‌وری در محلول شبیه‌سازی بدن (Simulated Body Fluid; SBF) برای دو نمونه فوم با مورفولوژی سلول کروی و کمترین مقدار سلول بسته اندازه‌گیری شد. نتایج نشان داد که اندازه تخلخل فوم‌ها بر سرعت خوردگی اثرگذار است، به طوری که فوم‌های با اندازه سلول کوچک‌تر نسبت به فوم‌های با اندازه سلول بزرگ‌تر سرعت خوردگی بیشتری داشتند.

واژه‌های کلیدی:

فوم منیزیمی،
روش فلزخورانی،
خواص مکانیکی،
محلول شبیه‌سازی بدن،
سرعت خوردگی.

ارجاع به این مقاله:

جابر اسدی، بهمن کروجی، سید علیرضا حسینی، مصطفی علیشاهی، بررسی خواص مکانیکی و سرعت خوردگی در محلول شبیه‌سازی بدن فوم‌های سلول باز منیزمی ریخته‌گری، پژوهش‌نامه ریخته‌گری، پاییز ۱۳۹۹، جلد ۴، شماره ۳، صفحات ۱۵۵-۱۶۵.

شناسه دیجیتال: (DOI): 10.22034/frj.2020.239102.1123

۱- مقدمه

سلولی باز یا بسته داشته باشند که بر جهت‌دار شدن خواص‌شان اثرگذار است [1,2]. برای تولید فوم‌های فلزی، منیزیم به دلیل سبکی و خواص مکانیکی مطلوب، مورد توجه قرار گرفته است. بر اساس تحقیقات انجام‌شده، وجود منطقه هموار گسترده فوم‌های منیزیمی در آزمایش فشار باعث شده است تا این فوم‌ها برای کاربردهای جذب انرژی، گزینه مناسبی باشند [4]. همچنین در مقایسه با فوم‌های آلومینیومی با توجه به نسبت وزنی کمتر، دارای استحکام ویژه بالاتری هستند [5].

اخیراً منیزیم به عنوان گزینه مناسب جهت کاربردهای پزشکی معرفی شده است. منیزیم به دلیل نزدیک بودن خواص مکانیکی آن با بافت استخوان و همچنین زیست‌سازگاری^۱ و زیست

در دهه‌های اخیر فلزات سلولی با عنوان فوم‌های فلزی به دلیل خواص مطلوب مکانیکی، الکتریکی، حرارتی و صوتی جذابیت‌های زیادی را جهت کاربردهای مهندسی در ساختارهای سبک پیدا کرده‌اند [1,2]. خواص مکانیکی و حرارتی فوم‌های فلزی، بیشتر به ضخامت یال‌ها و دیواره‌های سلولی آن وابسته است. به طور کلی می‌توان عنوان کرد که خواص فوم‌های فلزی به خواص فلز پایه، چگالی نسبی $\frac{\rho}{\rho_b}^*$ (نسبت چگالی فوم به چگالی ماده در حالت متراکم یا چگال)، ساختار سلولی، مورفولوژی سلول‌ها از لحاظ باز و بسته بودن و اندازه آنها وابسته است [1,3]. جامدات سلولی می‌توانند مورفولوژی سلولی مختلف و همچنین ساختار

¹ Biocompatibility

طعام تبلور مجدد بدست آمد. در جدول (۱) مشخصات ابعادی ذرات نمک بر اساس حداقل اندازه باقی‌مانده روی هر الک آورده شده است. اندازه متوسط حفرات ایجاد شده پس از تهیه نمونه‌های کامپوزیتی منیزیم-نمک توسط نرم‌افزار تحلیل تصویر MIP4 مورد ارزیابی مجدد قرار گرفت.

بعد از تهیه ذرات نمک، به منظور تولید فوم ابتدا شمش منیزیم با درجه خلوص تجاری ۹۹/۹٪ با ابعاد محفظه فلزخورانی ریخته‌گری شد. سپس مطابق شکل (۱) قطعه‌ای از شمش منیزیم تولید شده، در کف قالب فلزخورانی (ساخته شده از فولاد زنگ‌نزن AISI 304) قرار داده شده و ذرات نمک روی آن ریخته شد. روی توده ذرات نمک یک دیسک گرافیتی قرار داده شد. سپس محفظه تحت فشار گاز آرگون به میزان ۰/۵ بار قرار گرفت تا ذرات نمک بواسطه تماس مکانیکی، قالب نمکی را ایجاد نمایند. بعد از جایگزینی دیسک گرافیتی با دیسکی از منیزیم و آب‌بندی محفظه فلزخورانی، جریان گاز آرگون به محفظه متصل شد. سپس محفظه فلزخورانی در کوره الکتریکی با دمای ۷۴۰ درجه سانتی‌گراد قرار گرفت. دمای محفظه فلزخورانی با استفاده از دماسنج تماسی نوع K اندازه‌گیری شد. بعد از اطمینان از ذوب منیزیم، فشار آرگون تا ۵ بار افزایش یافت تا مذاب منیزیم به داخل منافذ توده قالب نمکی نفوذ نماید. در پایان محفظه فلزخورانی از کوره خارج شده و از کف توسط یک سیستم خنک‌کننده آبگرد سرد شد. فوم‌های منیزیمی تولیدی با مورفولوژی سلولی کرووی با حرف S و مورفولوژی سلولی نامنظم با حرف I نام‌گذاری شدند (جدول ۱).

بعد از تولید فوم و با توجه به مقاومت به خوردگی ضعیف منیزیم در محیط‌های آبی حاوی یون کلر، شستشوی این دسته از کامپوزیت‌ها در محلول آبی حاوی هیدرواکسید سدیم (چهار گرم در لیتر) با pH بالاتر از ۱۱ صورت گرفت. زمان شستشو برای هر مرحله ۵ دقیقه در نظر گرفته شد.

جدول ۱- مشخصات نامگذاری نمونه‌ها بر اساس اندازه ذرات نمک و مورفولوژی حفرات فوم‌های تولیدشده در این تحقیق.

نام نمونه	S۶۰۰	S۱۰۰۰	S۲۰۰۰	I۷۰۰	I۱۴۰۰
حداقل اندازه ذرات نمک (μm)	۵۹۵	۱۰۰۰	۲۰۰۰	۷۰۷	۱۴۱۰
مورفولوژی حفرات	کرووی	کرووی	کرووی	نامنظم	نامنظم

تخریب‌پذیری^۱ مورد توجه ویژه قرار گرفته است [6,7]. همچنین این فلز می‌تواند نیاز روزانه بدن انسان به این عنصر که حدود ۲۵۰ تا ۳۵۰ میلی‌گرم در روز است را تامین نماید [6,8]. استفاده از ساختارهای سلولی باز کاربرد فوم‌های منیزیمی را به عنوان داربست‌های^۲ استخوانی پیشنهاد داده است. این نوع ساختار موجب مهاجرت سلول‌های استخوان‌ساز، مواد مغذی و توسعه عروق خونی و نهایتاً بهبود سریع‌تر بافت استخوان شود [9,10]. یکی از ویژگی‌های بارز منیزیم در کاشت‌های بدنی خاصیت زیست‌تخریب‌پذیری آن است، به طوری که این نوع کاشت برخلاف کاشت‌های دائمی به مرور در محیط بدن تجزیه شده و هزینه‌های ناشی از جراحی مجدد را حذف می‌کند [11].

با توجه به اهمیت موضوع، کار تحقیق و توسعه بر روی فوم‌های منیزیمی به عنوان نسل جدیدی از فوم‌های با قابلیت جذب انرژی مناسب به همراه استحکام ویژه بالا و همچنین پتانسیل بالقوه آن جهت کاربردهای پزشکی در حال انجام است. بنابراین هدف از انجام پژوهش حاضر تولید فوم‌های منیزیم سلول باز با مورفولوژی و اندازه تخلخل متفاوت است، تا اثر مورفولوژی و میزان تخلخل بر خواص مکانیکی و سرعت خوردگی‌شان در محلول شبیه‌سازی بدن^۳ (SBF) مورد بررسی قرار گیرد. علاوه بر این ایجاد سلول‌های با اندازه متفاوت در یک نمونه با توجه به تنوع ساختارمتخلخل بافت استخوان، به عنوان یک روش جدید جهت تولید فوم برای کاربردهای داربستی مورد توجه قرار گرفت. روش‌های مختلفی نظیر استفاده از مواد فضا‌ساز^۴ (تیتانیوم، NaCl)، متالورژی پودر، تزریق گاز هیدروژن و لیزر جهت ساخت قطعات متخلخل منیزیمی مورد استفاده قرار گرفته‌است [9,11]، که در این پژوهش از مواد فضا‌ساز نمک NaCl با استفاده از روش فلزخورانی جهت تولید نمونه فوم‌های منیزیمی استفاده شد.

۲- مواد و روش انجام آزمایش

در این پژوهش فوم‌های منیزیم خالص به روش فلزخورانی در منافذ باز قالب تهیه شده از ذرات نمک، تولید شدند. ذرات نمک در دو دسته نامنظم و کرووی مورد استفاده قرار گرفتند. برای تولید ذرات نمک کرووی، ابتدا مقدار مورد نیاز از نمک توزین و سپس با آسیاکردن به شکل پودر درآمد. پودر نمک بدست آمده با ۵ درصد وزنی پودر ژلاتین حیوانی مخلوط شده و در یک دیسک چرخان با پاشش آب به ذرات کرووی با اندازه مختلف تبدیل شد. با استفاده از سری الک استاندارد ASTM ذرات کرووی تولیدی طبقه بندی شدند. ذرات نمک نامنظم از طریق الک کردن نمک

³ Simulated Body Fluid; SBF

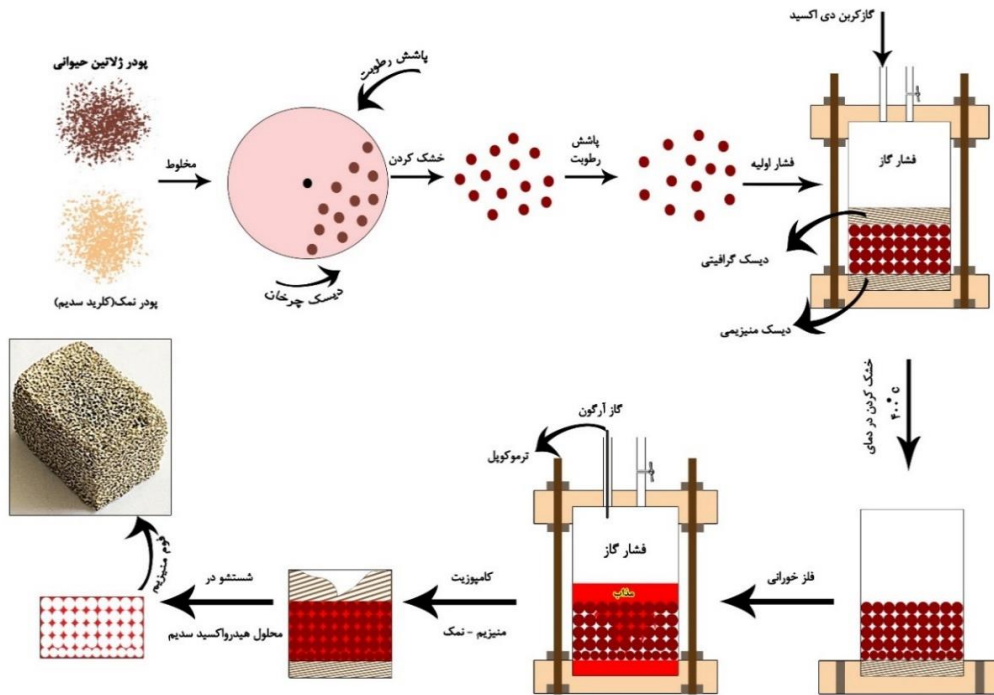
⁴ Space holder

¹ Biodegradability

² Scaffold

جدول ۲- ترکیب شیمیایی محلول شبیه سازی بدن (SBF) برای آزمایش غوطه‌وری.

SO ₄ ²⁻	HPO ₄ ²⁻	Cl ⁻	HCO ₃ ⁻	Mg ²⁺	Ca ²⁺	K ⁺	Na ⁺	یون
۰/۵	۱	۱۴۸/۸	۴/۲	۱/۵	۲/۵	۵	۱۴۲	غلظت یون در محلول (میلی مول بر لیتر)

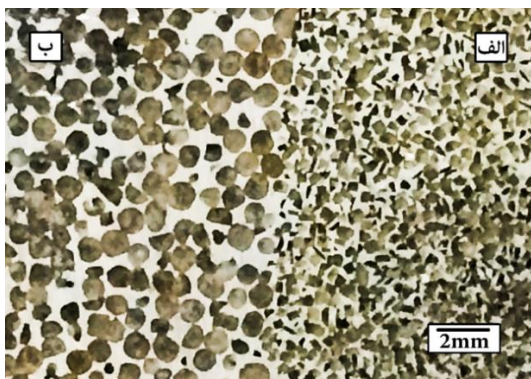


شکل ۱- شمای فرآیند تولید فوم‌های منیزی‌بی.

در هر مرحله و به منظور جلوگیری از افزایش غلظت یون کلر در محیط، محلول شستشو تعویض گردید. در انتها برای حل شدن رسوبات باقی مانده و تمیز شدن سطح نمونه‌ها از محلول با ۵ درصد حجمی اسید استیک صنعتی به مدت ۲ دقیقه برای شستشوی نهایی استفاده شد. میزان تخلخل کل هر نمونه با محاسبه نسبت چگالی ظاهری فوم به چگالی منیزیم در حالت چگال و بر اساس رابطه (۱) به دست آمد [۴].

در این رابطه P درصد تخلخل نمونه، ρ^* چگالی ظاهری فوم، ρ_b چگالی منیزیم در حالت چگال است. میزان تخلخل‌های بسته در فوم‌های تولیدی نیز با استفاده از روش ارشمیدس محاسبه گردید. بررسی سطح و ساختار فوم‌ها توسط میکروسکوپ نوری Olympus GX51 انجام گرفت. جهت بررسی رسوبات ایجاد شده در نمونه‌ها پس از آزمایش غوطه‌وری از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) مدل MIRA3 شرکت TESCAN مجهز به طیف‌سنجی پراش انرژی پرتو ایکس (EDS) استفاده شد. برای بررسی خواص مکانیکی فوم‌ها نمونه‌هایی استوانه‌ای به ابعاد

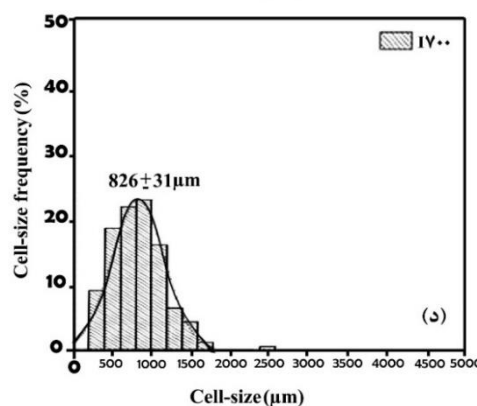
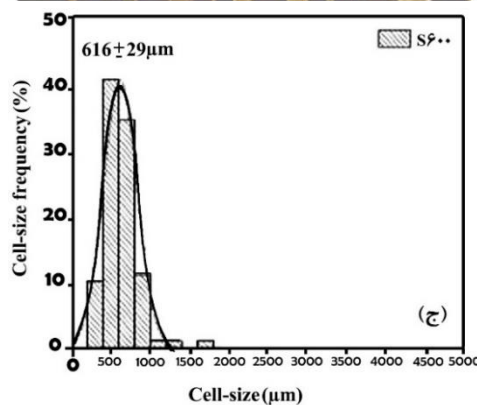
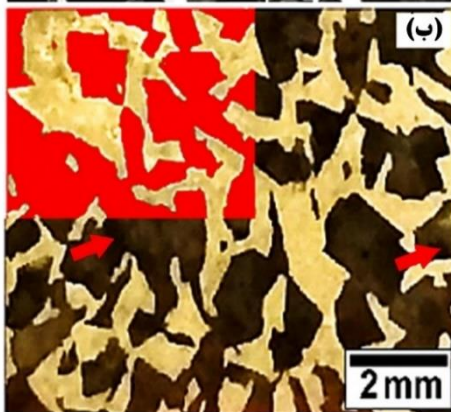
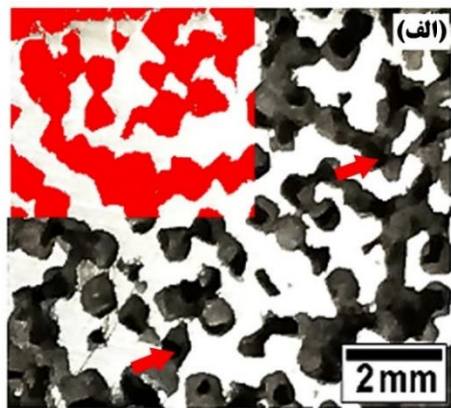
$$P = \left(1 - \frac{\rho^*}{\rho_b}\right) \times 100 \quad (1)$$



شکل ۲- مقطعی از فوم تولید شده با دو مورفولوژی و اندازه سلول متفاوت: (الف) سلول نامنظم با قطر متوسط ۲۵۰ میکرومتر، (ب) سلول کروی با قطر متوسط ۶۰۰ میکرومتر.

در این رابطه P درصد تخلخل نمونه، ρ^* چگالی ظاهری فوم، ρ_b چگالی منیزیم در حالت چگال است. میزان تخلخل‌های بسته در فوم‌های تولیدی نیز با استفاده از روش ارشمیدس محاسبه گردید. بررسی سطح و ساختار فوم‌ها توسط میکروسکوپ نوری Olympus GX51 انجام گرفت. جهت بررسی رسوبات ایجاد شده در نمونه‌ها پس از آزمایش غوطه‌وری از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) مدل MIRA3 شرکت TESCAN مجهز به طیف‌سنجی پراش انرژی پرتو ایکس (EDS) استفاده شد. برای بررسی خواص مکانیکی فوم‌ها نمونه‌هایی استوانه‌ای به ابعاد

درصد است، که این میزان تخلخل با میزان تخلخل داربست‌های استخوانی که بین ۵۰ تا ۷۰ درصد است [9,16]، مطابقت دارد.



شکل ۳- الف) مقطعی از ساختار سلول باز فوم SF600، ب) مقطعی از ساختار سلول باز فوم IV00، ج) نمودار توزیع اندازه سلول فوم SF600، د) نمودار توزیع اندازه سلول فوم IV00.

لازم به ذکر است که این دو نمونه فوم دارای کمترین میزان تخلخل بسته بودند که از نظر کاربرد پزشکی مطلوب‌تر است. میزان محلول برای هر نمونه 175 cc در نظر گرفته شد. میزان تولید گاز H₂ برای هر نمونه به‌طور متوالی در ساعت‌های مختلف، اندازه‌گیری شد و نرخ تولید هیدروژن بر اساس mL/cm².day محاسبه گردید.

۳- نتایج و بحث

۳-۱- بررسی تخلخل و ساختار

امروزه منیزیم به عنوان یک فلز قابل قبول از لحاظ خواص مکانیکی و نزدیکی این خواص با بافت استخوان، جذابیت‌های زیادی برای کاربردهای پزشکی پیدا کرده است [6,10]، یکی از موارد استفاده آن به‌صورت داربست و به عنوان پرکننده‌های استخوانی است [11,13]. با توجه به ساختار استخوان که از بیرون به سمت داخل دارای لایه‌هایی به ترتیب متراکم^۶ (تخلخل‌های کوچک) تا اسفنجی^۷ (تخلخل‌های بزرگ) است [14]، ایجاد یک ساختار با تخلخل گرادینتی می‌تواند برای کاربردهای پزشکی مناسب باشد. همان‌طور که در شکل (۲) نشان داده شده‌است، مقطع نمونه تولیدشده در این تحقیق با دو اندازه ذرات نمک در یک مرحله فلز‌خورانی شده و مورفولوژی حفرات نیز به دو صورت نامنظم و کروی به‌ترتیب از سمت راست به چپ مشخص است. تصاویر (الف) و (ب) در شکل (۳)، مورفولوژی حفرات فوم‌های IV00 و SF600 را نشان می‌دهد. ارتباط بین سلول‌ها در نقاط اتصال آنها به صورت رنگی در تصویر نشان داده شده است. همچنین وجود سلول‌های باز در داخل حفرات توسط پیکان قرمز رنگ مشخص شده است. نمودارهای توزیع اندازه حفرات برای این نمونه‌ها نیز در شکل (۳-ج) و شکل (۳-د) آورده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، فوم SF600 توزیع سلولی یکنواخت‌تری نسبت به فوم IV00 دارد. یکنواخت‌تر بودن اندازه‌های سلول علاوه بر ایجاد رفتار یکنواخت در منحنی‌های تنش-کرنش فشاری [15]، سبب ایجاد سلول‌های بسته کمتری نیز می‌شود. عدم یکنواختی ذرات نمک هنگام فلز‌خورانی موجب بسته‌شدن فضاهای نفوذ مذاب بین ذرات بزرگتر توسط ذرات کوچک‌تر شده و در نتیجه سلول‌های بسته بیشتری را ایجاد می‌کند.

مقادیر اندازه‌گیری شده خواص فشاری و تخلخل فوم‌های تولیدی در این تحقیق در جدول (۳) آورده شده است. بر اساس اندازه‌گیری، میزان درصد تخلخل فوم‌های تولیدی بین ۵۴ تا ۶۲

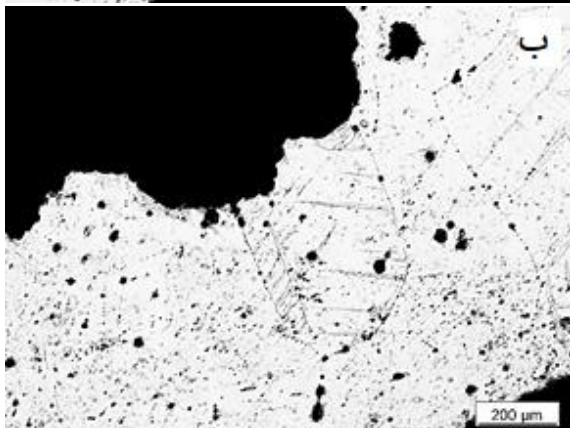
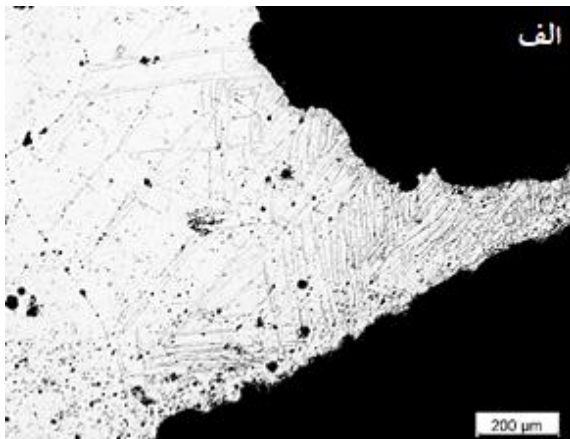
⁷ Cancellous

⁶ Cortical

جدول ۳- مقادیر اندازه‌گیری شده خواص فشاری و تخلخل نمونه فوم‌های تولیدشده در این تحقیق.

ظرفیت جذب انرژی W (MJ/m ³)	نسبت چگالی ρ^*/ρ_b	مدول یانگ E* (GPa)	تنش هموار σ^*_{PL} (MPa)	تخلخل‌های بسته (%)	تخلخل کل $(1-(\rho^*/\rho_b))$ %	اندازه سلول (μm)	نمونه
۸/۶	۰/۳۷۷۵	۰/۰۸۵	۳/۴۰	۱/۵۲	۶۲/۲۵	۶۱۶ ± ۲۹	S۶۰۰
۸/۶	۰/۴۶۰۵	۰/۱۴۰	۷/۶۰	۳/۷۴	۵۳/۹۵	۱۱۸۵ ± ۴۳	S۱۰۰۰
۶/۴	۰/۴۲۴۵	۰/۱۲۲	۴/۹۹	۳/۱۸	۵۷/۵۵	۲۱۵۰ ± ۸۸	S۲۰۰۰
۹/۴	۰/۴۴۰۲	۰/۱۵۵	۳/۱۰	۴/۳۶	۵۵/۹۸	۸۲۶ ± ۳۱	IV۰۰
۱۰/۶	۰/۳۹۰۵	۰/۱۹۵	۶/۹	۷	۶۰/۹۵	۱۴۹۵ ± ۵۴	I۱۴۰۰

به صورت کلی تا ۵ درصد کرنش فشاری است، فوم‌ها رفتار الاستیک برگشت پذیر را نشان داده‌اند. مدول یانگ فوم‌ها از شیب خط مماس با این بخش از منحنی‌های تنش-کرنش به دست آمده است. بخش دوم (II) از منحنی‌ها، از پیک اولیه منحنی‌های تنش-کرنش شروع می‌شود و معمولاً تا ۶۰ درصد کاهش طول ادامه می‌یابد. با شروع این منطقه یال‌ها شروع به تخریب می‌کنند و فوم‌ها در یک تنش تقریباً ثابت، کرنش زیادی را تحمل می‌کنند. بروز این سطح هموار ناشی از اثر هم‌زمان کارسختی در یال‌ها (افزایش سطح تنش) و شکسته شدن دیواره‌های سلول (کاهش سطح تنش) است.



شکل ۴- تصویر میکروسکوپ نوری از دوقلویی در ریزساختار:

الف) نمونه S2000، ب) نمونه IV00.

بررسی ساختار سلول‌ها نیز نشان داد که بیش از ۹۳ درصد از حفرات سلولی فوم‌ها باز هستند. وجود حفرات سلولی باز موجب رشد و تسریع بهبود بافت استخوان در داربست‌ها می‌شود [9,10]. میزان حفرات بسته در فوم‌های با سلول نامنظم (IV۰۰ و I۱۴۰۰) بیشتر از فوم‌های با سلول کروی است. علت این موضوع به دو پارامتر عدم یکنواختی توزیع اندازه سلولی و وجود گوشه‌های تیز در ذرات نمک مربوط است. ذرات گوشه‌دار نمک به هنگام عملیات فلزخورانی شسته شده و موجب از بین رفتن اتصال بین ذرات شده و در نتیجه سلول‌های بسته بیشتری ایجاد می‌شوند. تصویر ریزساختار فوم‌های IV۰۰ و S2000 در شکل (۴) آورده شده است. دوقلویی شدن، بخصوص در گوشه‌های تیز، در ساختار قابل مشاهده است. با توجه به اینکه فرآیند انجماد نمونه‌ها به وسیله سرمایش از کف قالب صورت گرفت، تشکیل دوقلویی در ریزساختار ناشی از تنش‌های انقباضی حاصل از فرآیند انجماد بوده است. منیزیم و برخی از آلیاژهای آن مستعد ایجاد دوقلویی بر اثر ایجاد تنش‌های مکانیکی یا تبلور مجدد هستند [17]. به طور کلی دوقلویی‌ها توسط نقص چیدمان اتمی در مرزخانه‌ها یا فصل مشترک آنها و با ایجاد تنش‌های موضعی در این مناطق ایجاد می‌گردند. این مرزها یا فصل مشترک‌ها به علت دارا بودن منبع بزرگی از عیوب، عامل جوانه‌زنی و رشد دوقلویی‌ها هستند [18]. همان طور که شکل (۴) نشان می‌دهد، چگالی دوقلویی‌ها در فوم IV۰۰ نسبت به فوم S2000 بیشتر است.

گوشه‌های تیز ذرات نمک در فوم‌های نامنظم، سبب تمرکز تنش بیشتر در مقایسه با ذرات نمک کروی می‌شود که منجر به جوانه‌زنی و رشد دوقلویی بیشتر در این نمونه‌ها شده است.

۳-۲- بررسی رفتار تغییر شکل فشاری

منحنی‌های تنش-کرنش فشاری برای نمونه فوم‌های تولیدی در شکل (۵) آورده شده است. منحنی‌های تنش-کرنش به دست آمده را می‌توان به سه بخش تفکیک کرد. در بخش اول (I) که

نشان می‌دهد که نمونه‌های با تخلخل نامنظم، منطقه هموار و به طور کلی خواص مکانیکی بالاتری نسبت به نمونه‌های با تخلخل کروی دارند. علت این موضوع به جهت‌دار بودن یال‌ها و دیواره‌های سلول در فوم‌های با تخلخل نامنظم مربوط است. این یال‌ها و دیواره‌ها با داشتن جهت‌های بی‌قاعده، مقاومت بیشتر در هنگام اعمال نیرو از خود نشان می‌دهند. علاوه بر این، میزان سلول‌های بسته و وجود دوقلویی بیشتر در ساختار این فوم‌ها موجب افزایش نرخ کار سختی و در نتیجه موجب افزایش خواص مکانیکی می‌شود [19,20]. گیبسون و اشبی مدل ریاضی برای ارتباط بین خواص مکانیکی فوم‌ها با نسبت چگالی‌شان ارائه کرده‌اند [1,2]، بر اساس این روابط (روابط شماره ۲ و ۳) خواص مکانیکی فوم‌ها با افزایش نسبت چگالی افزایش می‌یابد.

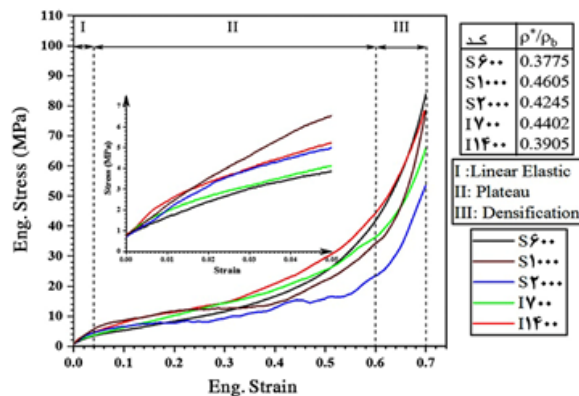
$$\frac{E^*}{E_b} = C_1 \left(\frac{\rho^*}{\rho_b}\right)^2 \quad (2)$$

$$\frac{\sigma_{PL}^*}{\sigma_{ys}} = C_2 \left(\frac{\rho^*}{\rho_b}\right)^{\frac{3}{2}} \quad (3)$$

در رابطه (۲)، E^* مدول یانگ فوم است که به جنس ماده، ضخامت دیواره‌ها و یال‌ها و مورفولوژی سلول‌ها وابسته است. E_b مدول یانگ ماده در حالت چگال (متراکم) است که برای منیزیم خالص ۴۰ گیگاپاسکال گزارش شده است [21]. C_1 نیز مقدار ثابتی است که به شکل هندسی سلول‌ها وابسته است و برای بیشتر اشکال سلولی تقریباً برابر با یک در نظر گرفته می‌شود. در رابطه (۳)، σ_{PL}^* تنش شروع تخریب یال‌ها است که به جنس ماده، ضخامت یال‌ها و دیواره‌ها و مورفولوژی سلول‌ها بستگی دارد. σ_{ys} تنش تسلیم ماده در حالت چگال است که برای منیزیم خالص برابر با ۲۱ مگاپاسکال است [21]. C_2 مقداری ثابت است که به شکل هندسی سلول‌ها وابسته است و برای فوم‌های با ساختار سلولی باز برابر با ۰٫۳ در نظر گرفته می‌شود. شکل (۶) ارتباط بین خواص مکانیکی با نسبت چگالی فوم‌های با سلول کروی بدست آمده در این تحقیق را به همراه مدل گیبسون-اشبی نشان می‌دهد.

با دقت در نمودارها مشخص است که شیب خطوط نمونه فوم‌های تولیدی با شیب خطوط معادلات گیبسون-اشبی متفاوت است و عرض از مبدا خطوط (C) هم اختلاف زیادی را نشان می‌دهد. علت این تفاوت به مورفولوژی سلول در مدل محاسبه شده گیبسون-اشبی مربوط است که براساس یک سلول مکعب مربع به‌دست آمده است [1,2].

(الف)



(ب)



شکل ۵- الف) منحنی‌های تنش-کرنش مهندسی نمونه فوم‌های تولیدی در آزمایش فشار، ب) نمونه‌های آماده‌شده جهت بررسی رفتار تغییر شکل فشاری، قبل و بعد از آزمایش فشار.

تنش σ_{PL}^* (تنش شروع شکسته شدن یال‌ها و دیواره‌ها) برای فوم‌ها از پیک اولیه منحنی‌های تنش-کرنش به‌دست می‌آید و در صورت نبود پیک اولیه، این تنش از نقطه تقاطع خط مماس بر منطقه الاستیک و منطقه هموار^۱ تعیین می‌شود. بخش سوم (III) منحنی‌ها، ناحیه فشرده‌شدن ساختار سلولی است. در این مرحله دیواره‌ها و یال‌های سلول‌ها به‌طور کامل تخریب شده‌اند و یال‌های مخالف هم به یکدیگر رسیده و فشرده می‌شوند. یکی از پارامترهای مهم در منحنی‌های تنش-کرنش فشاری و تعیین خواص مکانیکی نظیر E^* ، σ_{PL}^* ، میزان درصد تخلخل یا نسبت چگالی $\frac{\rho^*}{\rho_b}$ است، به طوری که با افزایش درصد تخلخل یا کاهش نسبت چگالی، این خواص کاهش می‌یابد [1,2].

بررسی نتایج خواص مکانیکی فوم‌های با تخلخل کروی (جدول ۳) نشان می‌دهد که با افزایش میزان تخلخل، E^* و σ_{PL}^* کاهش می‌یابد. مقایسه خواص مکانیکی و رفتار منحنی‌های تنش-کرنش فشاری فوم‌های با تخلخل نامنظم با فوم‌های با تخلخل کروی

¹ Plateau

جدول ۴- خواص مکانیکی فوم‌های تولیدی و استخوان اسفنجی.

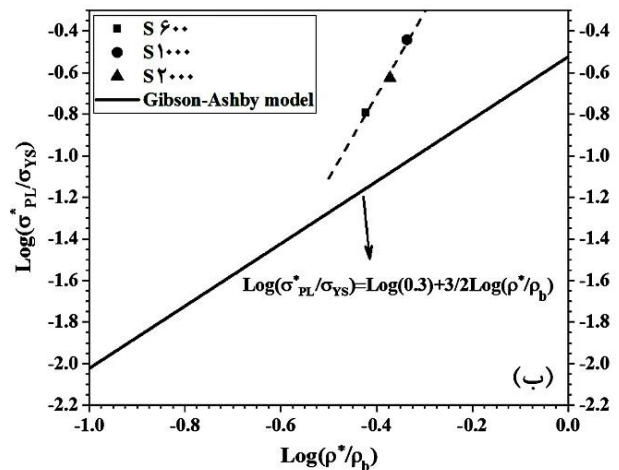
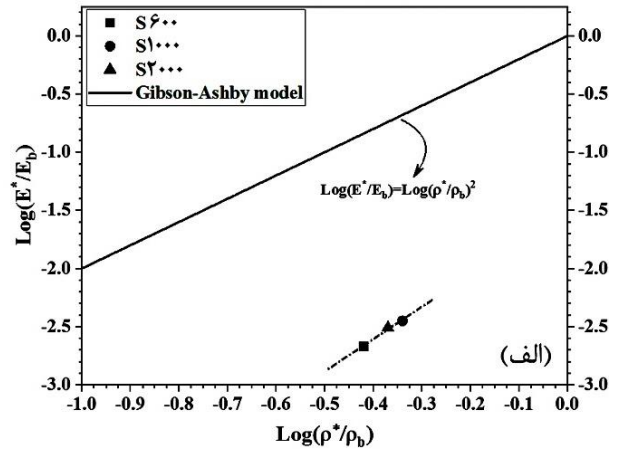
استحکام فشاری (MPa)	مدول یانگ (GPa)	چگالی ($\frac{gr}{cm^3}$)	خواص مکانیکی
۳/۱-۷/۶	۰/۰۸۵-۰/۱۹۵	۰/۶۵-۰/۸۰	فوم‌های تولیدی
۴-۱۲	۰/۰۱-۱/۵۷	۱-۱/۴	استخوان اسفنجی

۳-۳- جذب انرژی

ظرفیت جذب انرژی فوم‌های تولیدی با محاسبه سطح زیر منحنی‌های تنش- کرنش فشاری به دست آمده است. همانطور که منحنی‌های تنش-کرنش فشاری نمونه فوم‌های تولیدی نشان می‌دهد (شکل ۵)، پهنای منطقه هموار این فوم‌ها تا حدود کرنش ۰/۶ گسترش یافته است که نشان‌دهنده قابلیت جذب انرژی در فوم‌های منیزیمی است. شکل (۷) میزان جذب انرژی فوم‌های منیزیم تولید شده در این تحقیق را نشان می‌دهد که نتایج آن در جدول (۳) آورده شده است. میزان جذب انرژی برای هر نمونه فوم با استفاده از معادله (۶) و درصد کاهش طول بین ۵ تا ۶۰ درصد محاسبه شد [1,2].

$$W = \int_0^{\epsilon} \sigma d\epsilon \quad (6)$$

در رابطه بالا، W میزان جذب انرژی بر حسب MJ/m³، σ میزان تنش و dε تغییرات کرنش را نشان می‌دهند. همانطور که منحنی‌های تنش-کرنش فشاری فوم‌ها در شکل (۵) نشان می‌دهند، فوم‌های با سلول نامنظم دارای منطقه هموار با سطح تنشی بالاتری نسبت به فوم‌های با سلول کروی هستند. بنابراین میزان جذب انرژی فوم‌های نامنظم بیشتر از فوم‌های کروی است. در فوم‌های با سلول کروی، نمونه فوم S۶۰۰ برخلاف درصد تخلخل بالاتر، میزان جذب انرژی بالاتری داشته است. بررسی منحنی تنش-کرنش فشاری (شکل ۵) این فوم نشان می‌دهد که تنش اعمالی بر حسب کرنش با یک شیب ثابت و یکنواخت در منطقه هموار پیش رفته است، که علت آن همان طور که در شکل (۳) نشان داده شده است، مربوط به توزیع یکنواخت اندازه سلول این فوم است. اساریو هرمنندز و همکارانش [۴] خواص مکانیکی و میزان جذب انرژی فوم‌های منیزیمی خالص تولید شده به منظور کاربرد پزشکی را بررسی کردند. نتایج نشان داده است که فوم‌های تولیدی این محققین دارای جذب انرژی ۸/۱-۵/۲ MJ/m³ می‌باشند. همچنین در تحقیقی دیگر که توسط یانگ و همکارانش [۵] در ارتباط با خواص مکانیکی فوم‌های منیزیمی و مقایسه آن با خواص فوم‌های آلومینیمی انجام شده، نشان داده است که فوم‌های منیزیمی در مقایسه با فوم‌های آلومینیمی



شکل ۶- رابطه لگاریتمی خواص مکانیکی فوم‌های تولیدی با نسبت چگالی به همراه مدل گیبسون-اشبی: (الف) بر اساس نسبت مدول E^* و (ب)

$$\text{بر اساس نسبت تنش } \frac{\sigma_{PL}^*}{\sigma_{ys}}$$

بنابراین با توجه به تفاوت مورفولوژی سلولی در این تحقیق، وجود این اختلاف طبیعی به نظر می‌رسد. نتایج به دست آمده از خواص مکانیکی فوم‌های با سلول کروی در این پژوهش و مدلسازی آن بر اساس روابط گیبسون-اشبی به صورت روابط (۴) و (۵) نشان داده شده است.

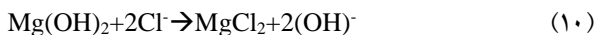
$$\frac{E^*}{E_b} = 0.032 \left(\frac{\rho^*}{\rho_b} \right)^{2.79} \quad (4)$$

$$\frac{\sigma_{PL}^*}{\sigma_{ys}} = 7.72 \left(\frac{\rho^*}{\rho_b} \right)^{3.99} \quad (5)$$

معادلات (۴) و (۵) می‌توانند به عنوان یک مدل پیشنهادی برای فوم‌های منیزیمی سلول باز با مورفولوژی کروی مورد استفاده قرار گیرند. همچنین با توجه به نزدیکی خواص مکانیکی فوم‌های تولید شده در این پژوهش به خواص استخوان اسفنجی [7,8,22] که در جدول (۴) آورده شده است، این فوم‌ها می‌توانند به عنوان داربست‌های استخوانی در کاربردهای پزشکی پیشنهاد کردند.

یکی از روش‌های بررسی رفتار خوردگی منیزیم جهت کاربردهای پزشکی، استفاده از آزمایش‌های بیرون‌تنی^۱ با استفاده از محلول شبیه‌سازی بدن به روش غوطه‌وری است [6]. همان طور که واکنش رابطه (۹) نشان می‌دهد به ازای یک مول از بین رفتن منیزیم، یک مول گاز هیدروژن تولید می‌گردد. بنابراین با اندازه‌گیری میزان گاز هیدروژن تولید شده از نمونه‌ها در آزمایش غوطه‌وری، می‌توان نرخ تولید هیدروژن و سرعت خوردگی را محاسبه کرد [24,25]. شکل (۸) میزان آزادسازی هیدروژن برای فوم‌های S۶۰۰ و S۲۰۰۰ را در بازه زمانی ۲۴ ساعت نشان می‌دهد. همانطور که مشخص است با گذشت زمان، شیب منحنی‌ها کاهش یافته‌است. این موضوع همانطور که در معادله (۹) نشان داده شده است، به دلیل ایجاد یک لایه شبه پایدار از هیدروکسید منیزیم روی سطح نمونه‌ها است که باعث کاهش سرعت رهایش گاز هیدروژن و در نتیجه کاهش سرعت خوردگی می‌شود [6].

شکل (۹) تصویر SEM به همراه آنالیز عنصری EDS از رسوبات ایجاد شده بر سطح نمونه‌ها را پس از آزمایش غوطه‌وری نشان می‌دهد. نمونه‌ها پس از خارج شدن از محلول شبیه‌سازی بدن در ابتدا در هوای آزاد خشک شده و سپس جهت بررسی نوع رسوب ایجاد شده بر سطح‌شان مورد آنالیز قرار گرفتند. با توجه به اینکه در آنالیز عنصری EDS عنصر هیدروژن مورد شناسایی قرار نمی‌گیرد و نتایج هم درصد بالایی از عناصر اکسیژن و منیزیم را نشان داده است، می‌توان دریافت که رسوب ایجاد شده بر سطح نمونه‌ها از نوع هیدروکسید منیزیم بوده است. این ترکیب به عنوان یک لایه محافظ بر روی سطح نمونه‌ها عمل می‌کند. اما با توجه به اینکه در محلول‌های شبیه‌سازی یون Cl^- وجود دارد، این ترکیب نسبت به این یون بسیار حساس بوده و براساس معادله ۱۰ واکنش داده [6] و تولید کلرید منیزیم می‌کند. بدین ترتیب فرآیند تخریب با تولید هیدروکسید منیزیم بر سطح و واکنش آن با یون Cl^- ادامه می‌یابد.

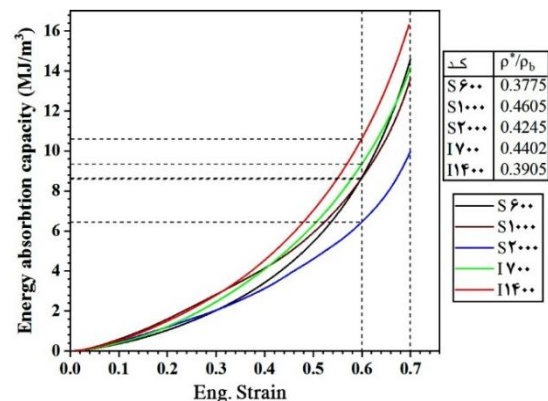
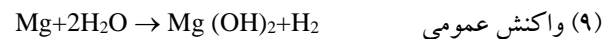


شکل (۱۰) نرخ آزادسازی هیدروژن برای نمونه‌های S۶۰۰ و S۲۰۰۰ را نشان می‌دهد. همانطور که از شکل (۸) و (۱۰) مشخص است، میزان آزادسازی هیدروژن و نرخ آن در نمونه فوم S۲۰۰۰ کمتر از نمونه فوم S۶۰۰ است. علت این تفاوت به میزان مساحت سطح تماس سلول‌ها با محلول شبیه‌سازی بر می‌گردد. در نمونه فوم S۲۰۰۰ به توجه به میزان تخلخل کمتر و قطر بیشتر سلول‌ها، مساحت سطح تماس این فوم با محلول شبیه‌سازی کمتر

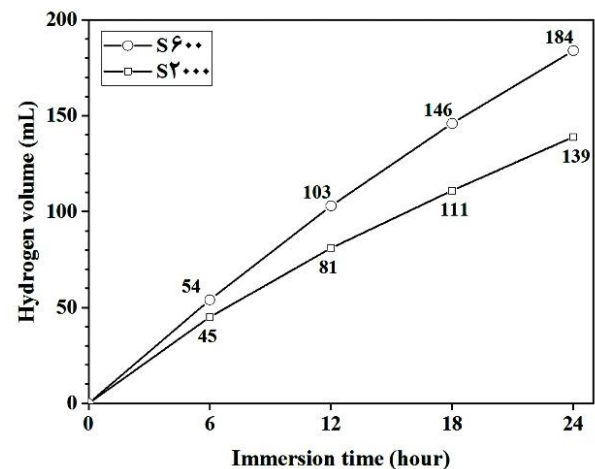
خواص مکانیکی بالاتری دارند و همچنین میزان جذب انرژی‌شان به فوم‌های آلومینیمی نزدیک است. با توجه به چگالی پایین منیزیم نسبت به سایر فلزات و رفتار منحنی‌های تنش-کرنش و میزان جذب انرژی خوب این فلز در حالت فوم، می‌توان آنها را گزینه خوبی برای کاربردهای مناسب با این خواص پیشنهاد کرد.

۳-۴. بررسی سرعت خوردگی

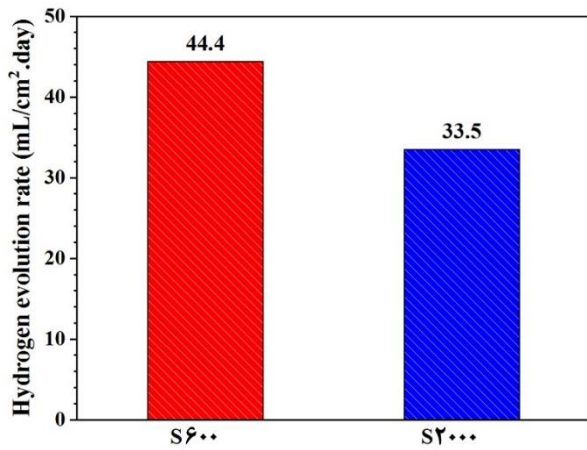
منیزیم در محیط‌های آبی براساس واکنش‌های الکتروشیمیایی روابط (۷) تا (۹) خورده شده و گاز هیدروژن آزاد می‌کند. این فلز در محیط بدن نیز با آب موجود در بافت واکنش داده و گاز هیدروژن آزاد می‌کند [6,23].



شکل ۷- میزان جذب انرژی بر حسب کرنش برای نمونه فوم‌های تولید شده.



شکل ۸- میزان آزادسازی هیدروژن بر حسب زمان برای نمونه‌های S۶۰۰ و S۲۰۰۰ در آزمایش غوطه‌وری در محلول شبیه سازی بدن.



شکل ۱۰- نرخ آزادسازی هیدروژن برای نمونه فوم‌های S600 و S2000.

۴- نتیجه‌گیری

در این تحقیق فوم‌های منیزیم خالص سلول باز با اندازه سلول و مورفولوژی متفاوت تولید شد. اثر مورفولوژی و درصد تخلخل بر روی رفتار فشاری مورد ارزیابی قرار گرفت. همچنین اثر اندازه سلول بر سرعت خوردگی فوم‌ها در محلول شبیه‌سازی بدن اندازه‌گیری شد. نتایج کلی زیر به دست آمد:

۱- با افزایش درصد تخلخل در فوم‌ها، خواص مکانیکی نظیر مدول یانگ فوم (E^*) و تنش منطقه هموار (σ_{PL}^*) کاهش می‌یابد. فوم‌های با مورفولوژی سلول نامنظم به علت جهات متفاوت یال‌ها و دیواره‌ها به هنگام اعمال نیرو، خواص بهتری را نسبت به فوم‌های با مورفولوژی سلول کروی ارائه دادند.

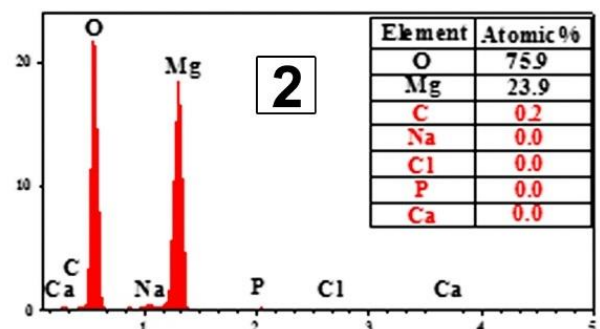
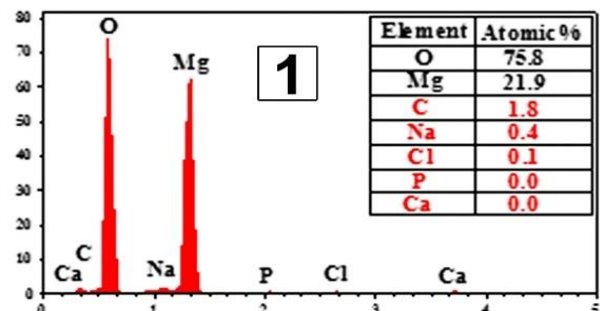
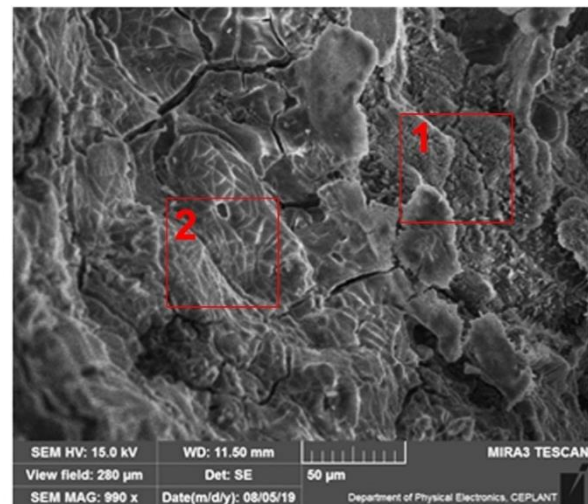
۲- یکنواخت‌تر بودن توزیع اندازه سلولی موجب یکنواختی رفتار منحنی‌های تنش- کرنش با یک شیب ملایم در منطقه هموار، جذب انرژی بهتر و میزان تخلخل‌های بسته کمتر می‌شود.

۳- رفتار منحنی‌های تنش-کرنش در منطقه هموار فوم‌های منیزیم نشان داد که این فوم‌ها گزینه‌های مناسبی برای کاربردهای جذب انرژی هستند. فوم‌های با مورفولوژی سلول نامنظم به علت بالاتر بودن خطوط منحنی در منطقه هموار منحنی تنش-کرنش، جذب انرژی بالاتری را نسبت به فوم‌های با مورفولوژی کروی داشتند.

۴- مدل‌سازی انجام‌شده از فوم‌های با مورفولوژی سلول کروی براساس روابط گیبسون-اشبی می‌تواند به عنوان یک مدل پیشنهادی برای این فوم‌ها استفاده شود.

۵- در آزمایش غوطه‌وری کاهش قطر سلول و به تبع آن افزایش سطح کل تماس با محلول خورنده شبیه‌سازی بدن، موجب افزایش نرخ تولید هیدروژن و در نتیجه افزایش سرعت خوردگی شد.

از نمونه فوم S600 است و در نتیجه میزان واکنش با یون Cl^- کمتر شده و موجب کاهش نرخ رهایش گاز هیدروژن می‌شود. بنابراین به عنوان یک نتیجه کلی می‌توان بیان کرد که با افزایش ابعاد سلولی میزان رهایش گاز هیدروژن به علت کاهش سطح تماس با محلول کاهش می‌یابد. با توجه به اینکه متناسب با نوع استخوان از نظر میزان و اندازه تخلخل و همچنین محل در بدن، خواص مکانیکی استخوان اسفنجی متغیر است (جدول ۴). بنابراین انتخاب نمونه فوم مناسب برای کاربردهای داربستی به نوع استخوان و محل کشت آن وابسته است. اما با توجه به آزادسازی هیدروژن از ایمپلنت‌های منیزیمی در محل کشت و اثرات احتمالی ناشی از عفونت [۶]، بر اساس نتایج این تحقیق می‌توان نمونه فوم S2000 را به علت نرخ آزاد سازی هیدروژن کمتر در آزمایش غوطه‌وری، برای کاربرد داربستی پیشنهاد کرد.



شکل ۹- تصویر SEM از رسوب ایجادشده در سطح نمونه در آزمایش غوطه‌وری و آنالیز عنصری EDS از رسوب.

مراجع

- [14] Mescher A.L., Junqueira's Basic Histology: Text and Atlas, 2018, McGraw-Hill Education, New York.
- [15] Jia G., Hou Y., et al., Precise fabrication of open porous Mg scaffolds using NaCl templates: Relationship between space holder particles, pore characteristics and mechanical behavior, *Materials & Design*, 2018, 140, 106–113.
- [16] He G., Liu P., Tan Q., Porous titanium materials with entangled wire structure for load-bearing biomedical applications, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012, 5, 16–31.
- [17] Yi S., Schestakow I., Zaefferer S., Twinning-related microstructural evolution during hot rolling and subsequent annealing of pure magnesium, *Materials Science and Engineering: A*, 2009, 516(1–2), 58–64.
- [18] Beyerlein I.J., McCabe R.J., Tomé C.N., Effect of microstructure on the nucleation of deformation twins in polycrystalline high-purity magnesium: a multi-scale modeling study, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 2011, 59(5), 988–1003.
- [19] Qiao Y., Wang X., Liu Z., Wang E., Effects of grain size, texture and twinning on mechanical properties and work-hardening behaviors of pure Mg, *Materials Science and Engineering: A*, 2013, 578, 240–246.
- [20] Jiang L., Jonas J.J., et al., Twinning and texture development in two Mg alloys subjected to loading along three different strain paths, *Acta Materialia*, 2007, 55(11), 3899–3910.
- [21] Avedesian M.M., Baker H., ASM specialty handbook: magnesium and magnesium alloys, ASM international, 1999.
- [22] Razavi M., Fathi M., et al., In vivo study of nanostructured diopside (CaMgSi₂O₆) coating on magnesium alloy as biodegradable orthopedic implants, *Applied Surface Science*, 2014, 313, 60–66.
- [23] Esmaily M., Svensson J.E., et al., Fundamentals and advances in magnesium alloy corrosion, *Progress in Materials Science*, 2017, 89, 92–193.
- [24] Abidin N.I.Z., Atrens A.D., Martin D., Atrens A., Corrosion of high purity Mg, Mg₂Zn_{0.2}Mn, ZE41 and AZ91 in Hank's solution at 37 C, *Corrosion Science*, 2011, 53(11), 3542–3556.
- [25] Song G., Atrens A., John D.H., An hydrogen evolution method for the estimation of the corrosion rate of magnesium alloys, *Essential Readings in Magnesium Technology*, Springer International Publishing, Cham, 2016, 565–572.
- [1] Ashby M.F., Evans T., et al., *Metal Foams: A Design Guide*, 2000, Butterworth-Heinemann, Boston.
- [2] Gibson L.J., Ashby M.F., *Cellular Solids: Structure and Properties*, Cambridge University Press, Cambridge, 1999.
- [3] Banhart J., *Manufacture, characterization and application of cellular metals and metal foams*, *Progress in Materials Science*, 2001, 46, 559–632.
- [4] Osorio-Hernández J.O., Suarez M.A., et al., Manufacturing of open-cell Mg foams by replication process and mechanical properties, *Materials & Design*, 2014, 64, 136–141.
- [5] Yang D.H., Shang-Run Y., et al., Compressive properties of cellular Mg foams fabricated by melt-foaming method, *Materials Science and Engineering: A*, 2010, 527(21–22), 5405–5409.
- [6] Agarwal S., Curtin J., Duffy B., Jaiswal S., Biodegradable magnesium alloys for orthopaedic applications: A review on corrosion, biocompatibility and surface modifications, *Materials Science and Engineering: C*, 2016, 68, 948–963.
- [7] Rezwani K., Chen Q.Z., Blaker J.J., Boccaccini A.R., Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering, *Biomaterials*, 2006, 27(18), 3413–3431.
- [8] Bornapour M., Investigation of New Biodegradable Magnesium Alloy with Improved Biocorrosion, Biocompatibility and Mechanical Properties for Use in Temporary Cardiovascular Stents, 2014, McGill University, Montreal.
- [9] Yazdimamaghani M., Razavi M., et al., Porous magnesium-based scaffolds for tissue engineering, *Materials Science and Engineering: C*, 2017, 71, 1253–1266.
- [10] Cheng M., Wahafu T., et al. A novel open-porous magnesium scaffold with controllable microstructures and properties for bone regeneration, *Scientific reports*, 2016, 6, 24134.
- [11] Wen C., *Metallic Foam Bone: Processing, Modification and Characterization and Properties*, Woodhead Publishing, Cambridge, 2016.
- [12] ASTM G31-72 Standard. Standard Practice for Laboratory Immersion Corrosion Testing of Metals, American Society of Testing and Materials, 2004.
- [13] Liu Y.J., Yang Z.Y., Tan L.L., Li H., Zhang Y.Z., An animal experimental study of porous magnesium scaffold degradation and osteogenesis, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 2014, 47, 715–720.



IRANIAN FOUNDRYMEN'S
SOCIETY

Founding Research Journal

Research Paper:

Investigation of Mechanical Properties and in vitro Corrosion Rate of Open-Cell Cast Magnesium Foams

Jaber Asadi¹, Bahman Korojy^{2*}, Seyed Alireza Hosseini², Mostafa Alishahi²

1. M.Sc. Graduate, Department of Materials and Polymer Engineering, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, IRAN

2. Assistant Professor, Department of Materials and Polymer Engineering, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, IRAN

* Corresponding Author: bkorojy@hsu.ac.ir

Paper history:

Received: 11 July 2020

Accepted: 07 October 2020

Abstract

In this study, open-cell magnesium foams with irregular and spherical morphology in different sizes and amounts of porosity were produced using the melt infiltration method into a NaCl space holder material. After determining the amount of closed porosity, the effects of morphology and porosity on the mechanical properties of the produced foams were investigated. Structure evaluation of the foams showed that more than 93% of the cells of the produced foams have open porosity and the foams with the irregular cells have a higher amount of the closed cells. Also, the amount of porosity of the foams varied from 54 to 62%. The results of the compression test showed that with increasing the porosity percentage, mechanical properties such as Young's modulus of the foams (E^*) and stress of the plateau zone (σ_{PL}^*) decreased. Also, the irregular cell foams have a higher energy absorption than the spherical cell foams due to the wider plateau zone in the stress-strain curve. The in vitro corrosion rate of the foams was also studied by immersion test in the simulated body fluid (SBF) for two foams specimens with spherical cell morphology and the lowest closed cell amount. The results of the corrosion test have also shown that the size of the porosity of the foams can affect the corrosion rate, so that the smaller cell size foams had higher corrosion rate than the larger cell size foams.

Keywords:

Magnesium foam,
Melt infiltration method,
Mechanical properties,
Simulated body fluid,
Corrosion rate.

[Please cite this article using:](#)

Jaber Asadi, Bahman Korojy, Seyed Alireza Hosseini, Mostafa Alishahi, Investigation of mechanical properties and in vitro corrosion rate of open-cell cast magnesium foams, in Persian, Founding Research Journal, 2020, 4(3) 155-165.

DOI: 10.22034/frj.2020.239102.1123

Journal homepage: www.foundingjournal.ir