

ساخت فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه به روش متالورژی پودر و بکارگیری فضا ساز با کاربرد در بیوایمپلنت‌ها: بررسی ماکرو مورفولوژی، ریزساختار و ارزیابی خواص فشاری

علی نیک‌بخت*، امیرحسین توکلیان

پژوهشکده فناوری‌های نو، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

چکیده

در این مقاله امکان بکارگیری خاصیت پیرومقاومت به عنوان ابزاری برای پایش برخط و تشخیص وجود عیب در این مقاله فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه با کاربرد بالقوه در ایمپلنت‌های استخوانی با استفاده از روش متالورژی پودر تولید شده است. درجه‌بندی بر اساس تغییر چگالی بین لایه‌ها با لحاظ کردن سه ترکیب مختلف پودر منیزیم و ذرات کاربامید (که به عنوان فضا ساز مورد استفاده قرار گرفته) در سه لایه در نظر گرفته شده است. ساختار درجه‌بندی شده تحت فشار ۳۰۰ مگاپاسکال متراکم و در نهایت در دمای ۴۰۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۴ ساعت برای تفجوشی حرارت داده شده است. هدف اصلی از این مطالعه، بررسی امکان استفاده از چنین ساختارهایی به عنوان ایمپلنت‌های استخوانی می‌باشد. بر این اساس تصویربرداری میکروسکوپ الکترونی و آزمایش فشار بر روی نمونه‌های تولید شده به ترتیب برای تعیین ریزساختار و خواص مکانیکی فوم درجه‌بندی شده انجام گرفته است. بررسی ریزساختار فوم تولید شده نشان می‌دهد که با افزایش درصد فضا ساز کاربامید، فوم تولید شده از نوع سلول باز خواهد بود. علاوه بر این، در حالی که خواص مکانیکی ایمپلنت‌های منیزیم از استخوان متراکم انسان فاصله زیادی دارد، فوم سه لایه درجه‌بندی تولید شده به خوبی خواص مکانیکی ساختار استخوان اسفنجی انسان را شبیه‌سازی می‌کند؛ به گونه‌ای که خواص فوم سه لایه به مراتب از خواص فوم‌های تک لایه به استخوان انسان شبیه‌تر است. بر این اساس می‌توان نتیجه گرفت که فوم فلزی سه لایه قابلیت بکار گرفته شدن در ایمپلنت‌های استخوانی را دارد.

تاریخ دریافت:

۱۴۰۲/۰۴/۰۵

تاریخ پذیرش:

۱۴۰۲/۰۶/۱۳

واژگان کلیدی

منیزیم، فوم فلزی درجه بندی شده، متالورژی پودر، ایمپلنت‌های استخوانی، ریزساختار فوم

Fabrication of three-layer graded magnesium foam by means powder metallurgy and spacer method with an application in bioimplants: macro morphology, microstructure and compressive properties evaluation

Ali Nikbakht, Amirhossein Tavakolian

New Technologies Research Center, Amirkabir University of Technology

Abstract

In this paper a three-layer graded magnesium foam with a potential application in bone implants is produced by means of powder metallurgy and spacer method. The gradation is based on the density variation between the layers. In order to so, three different combinations of magnesium powder and carbamide particles (used as the spacer) are considered in three layers and the graded structure is compacted under a pressure of 300 MPa and finally sintered at 400°C for 4 hours. SEM analysis and compression tests are conducted on the produced specimens to determine the microstructure and mechanical properties of the graded foam, respectively. The results show that increasing the percentage of the carbamide spacer can lead to producing open cell foam. This means that this kind of foam can be used for repairing bone tissue scaffolds. In addition, while the mechanical properties of bulk magnesium implants are far from that of a compacted human bone, the produced three-layer graded foam can resemble spongy bone structures properties excellently. Furthermore, similar mechanical properties to human spongy bone can be obtained by gradation of the foam rather than applying single layer foams. This means that potentially, the three-layer graded magnesium foam may be utilized in human bone implants.

Keywords

Magnesium, graded metal foam, powder metallurgy, compressive properties, foam microstructure

۱- مقدمه

در دهه‌های اخیر، کاربرد فوم‌های فلزی در صنایع مختلف توسعه یافته است. از کاربردهای جالب فوم‌های فلزی می‌توان به کاربرد در سازه‌های سبک وزن، عایق‌های حرارتی و صوتی، کاربردهای پزشکی و ضربه‌گیرها (جاذب انرژی) اشاره کرد. این گروه از سازه‌های مهندسی تحت عنوان فلزات سلولی طبقه بندی می‌شوند که دارای خواص مکانیکی مناسب به نسبت وزن هستند [۱-۲]. آلومینیوم، منیزیم، مس، تیتانیوم و آهن (و آلیاژهای آن) از جمله موادی هستند که فوم‌های فلزی از آن‌ها ساخته شده است [۳]. این ساختارها به دو گروه فوم سلول باز و سلول بسته تقسیم می‌شوند که خواص و کاربرد آن‌ها به طور مستقیم تحت تأثیر مورفولوژی و ریزساختار فوم است.

یکی از کاربردهای مهم و جالب فوم‌های فلزی در مهندسی بافت و پزشکی بازساختی است. داربست موقت مرکز توجه تحقیقات در این زمینه است. از این داربست‌ها در سلول درمانی و ژن درمانی استفاده می‌شود که برای هر مورد درمانی داربست خاصی بر اساس خواص بیولوژیکی، بیوشیمیایی و بیومکانیکی بافتی که قرار است مورد ترمیم ترمیم قرار گیرد، طراحی می‌شود. با این حال، طراحی کلی بر این اصل استوار است که چنین داربست‌هایی به تدریج در بدن بیمار در موقعیت بافت آسیب‌دیده تخریب شده و با رشد بافت جدید جایگزین خواهند شد [۴-۶]. بر این اساس انتخاب مواد برای ساخت داربست‌های زیست پزشکی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. ماده‌ای که در ساخت داربست استفاده می‌شود باید زیست سازگار و زیست‌تخریب‌پذیر بوده و همچنین دارای تخلخل مناسب برای انتقال و رشد سلول‌های زنده باشد.

به طور کلی، مواد یک داربست زیست پزشکی ممکن است از پلیمرها، سرامیک‌ها و فلزات انتخاب شود. پلیمرها دارای انعطاف‌پذیری بالا و زیست‌سازگاری مناسب هستند. با این وجود، استحکام کم، آبدوستی کم و خطر التهاب آسپتیک^۱ کاربرد آن‌ها را در ترمیم بافت محدود می‌کند. سرامیک‌ها بسیار زیست‌فعال و زیست‌سازگار هستند. اما تردی و شکنندگی سرامیک‌ها نقطه ضعف آن‌ها محسوب می‌شود. در مقایسه با پلیمرها و سرامیک‌ها، فلزات دارای استحکام مکانیکی و چقرمگی شکست بالایی هستند که آن‌ها را به انتخابی مناسب برای موارد خاص که عملکرد قابل قبول در تحمل بارهای مکانیکی مورد نیاز است، تبدیل می‌کند [۷-۹]. فولاد ضد زنگ، تیتانیوم و آلیاژهای مبتنی بر کبالت کروم از جمله مواد زیستی رایج در ساخت ایمپلنت‌ها هستند [۱۰]. با این حال، انتشار یون‌های فلزی یا ذرات فلزی سمی و سرطان‌زا در اثر

تخریب فلز ممکن است باعث التهاب در بدن بیمار شود. علاوه بر این، ناسازگاری خواص مکانیکی داربست فلزی و بافت‌های آلی، موضوع مهمی در کاربرد فلزات در مهندسی بافت است. این واقعیت‌ها کاربرد فلزات را در طراحی و ساخت داربست‌های زیستی محدود می‌کند. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که اگرچه فلزات به دلیل خواص مناسب، انتخاب خوبی هستند اما زیست‌سازگاری فلزات باید در طراحی داربست در نظر گرفته شود [۱۱]. از طرف دیگر، الزاماتی که بایستی در طراحی داربست در نظر گرفته شود داشتن خواص مکانیکی و شیمیایی مناسب بر اساس نیاز بافتی است که قرار است ترمیم شود. به عنوان مثال، ماده ای که برای ترمیم بافت استخوان استفاده می‌شود باید دارای استحکام مکانیکی مناسب و مقاومت بالایی در برابر سایش بالا داشته باشد [۱۲]. در چنین حالتی فلزات گزینه مناسبی برای ساخت داربست های زیستی می باشند. در این بین آهن، روی و منیزیم گزینه‌های زیست‌سازگار فلزات برای مهندسی بافت و ساخت داربست‌های زیستی هستند. آهن علاوه بر داشتن خواص مکانیکی مناسب، یک ماده ضروری برای بدن انسان بوده که زیست‌سازگاری و زیست‌تخریب‌پذیری مناسبی دارد. با این حال، آهن دارای نرخ خوردگی پایینی است که می‌تواند بر ویژگی‌های ترمیم بافت تأثیر منفی بگذارد. روی عنصر حیاتی دیگری برای بدن انسان است که خواص خوردگی بهتری نسبت به آهن دارد. سرعت خوردگی روی متوسط بوده و سریعتر از سرعت خوردگی آهن است اما به دلیل استحکام و شکل‌پذیری پایین استفاده از آن در کاربردهای تحت بار، محدود می‌باشد.

علاوه بر فلزات فوق، یک فلز با ارزش و بسیار کاربردی که ممکن است در بیوایمپلنت‌ها نیز مورد استفاده قرار گیرد، منیزیم است. علاوه بر کاربردهای منیزیم حجمی^۲ در صنایع مختلف، فوم‌های منیزیمی به دلیل ساختار متخلخل و خواص شیمیایی و مکانیکی مناسب، به عنوان انتخاب مناسبی در ساخت جاذب‌های انرژی سبک، میرایی ارتعاش، تصفیه آب، سیستم‌های به دام انداختن گاز کربنیک و جاذب‌های صوتی به حساب می‌آیند [۱۳]. علاوه بر این، فوم منیزیم را می‌توان به طور گسترده در کاربردهای زیست پزشکی، به خصوص به عنوان ایمپلنت‌های استخوانی بازسازی کننده، استفاده کرد. یون‌های منیزیم در استخوان انسان ذخیره شده و مقدار اضافی منیزیم توسط ادرار دفع می‌شود [۱۴-۱۵]. علاوه بر این، در مقایسه با آهن و روی، منیزیم عملکردهای زیست‌سازگار و زیست‌تخریب‌پذیر فوق‌العاده‌ای دارد [۱۲]. با توجه به مطالب گفته شده، منیزیم یک گزینه عالی در طراحی و ساخت داربست

2- Bulk magnesium

1- Aseptic inflammation

ایمپلنت‌های استخوان انسان به خصوص استخوان‌هایی که دارای بافت متخلخل می‌باشند را توجه می‌کند. به طور کلی، بیشتر قسمت‌های استخوان انسان از یک بافت متخلخل درجه بندی شده ساخته شده است که تخلخل آن‌ها بین ده‌ها تا صدها میکرومتر است [۲۴-۲۵]. به نظر نمی‌رسد که این هدف با بکارگیری مواد جامد توپر حاصل شود. در این بین ساخت داربست‌ها بر اساس مفهوم مواد درجه‌بندی شده هدفمند (FGM) نیز مد نظر محققان بوده است. عملکرد مواد درجه بندی شده از طبیعت الهام گرفته شده و ترکیبات فوق العاده‌ای از خواص مکانیکی، حرارتی و سایر خواص فیزیکی و شیمیایی توسط این مواد قابل طراحی می‌باشد. بکارگیری ایده استفاده از مواد درجه‌بندی شده و تنظیم مناسب ترکیب مواد و تخلخل ممکن است به دستیابی به خواص بهبود یافته در مقایسه با ساختارهای سلولی معمولی منجر شود [۲۶-۲۸]. از طرف دیگر، یکی از مهمترین عملکردهایی که بایستی در این دسته از ایمپلنت مورد توجه قرار گیرد، مقاومت در برابر خوردگی است. یک راه حل برای افزایش این خاصیت، ایجاد درجه بندی تراکم در ساختار ایمپلنت است. مواد با چگالی بالا در برابر خوردگی مقاومت بیشتری دارند و بالعکس. بنابراین، ایمپلنت‌های استخوان را می‌توان به عنوان یک ساختار متخلخل درجه بندی شده تولید کرد به گونه‌ای که تغییرات تخلخل مشابه تخلخل استخوان باشد. در این حالت بایستی تغییرات تخلخل به شکلی تنظیم نمود که قسمت‌هایی از ایمپلنت که در معرض خوردگی هستند، تراکم بالاتری داشته باشند.

در این مقاله، ریزساختار، مورفولوژی و خواص فشاری یک فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه به صورت تجربی مورد بررسی قرار گرفته است. بدین منظور، یک فوم منیزیم سه لایه با استفاده از متالورژی پودر تولید شده که در آن از ذرات کاربامید به عنوان فضا ساز استفاده شده است. دلیل انتخاب ذرات کاربامید به عنوان فضا ساز، قیمت پایین، دمای ذوب کمتر در مقایسه با منیزیم و شکل کروی بودن آن است. آنالیز ریزساختار توسط میکروسکوپ الکترونی و آزمایش فشار برای تعیین ریزساختار و خواص مکانیکی فوم انجام شده است. به نظر می‌رسد که درجه‌بندی می‌تواند منجر به بدست آوردن خواص مکانیکی مشابه با استخوان انسان شود. این واقعیت نیز با مقایسه نتایج ارائه شده توسط سایر محققین و یافته‌های این تحقیق بررسی شده است.

۲- تجربی

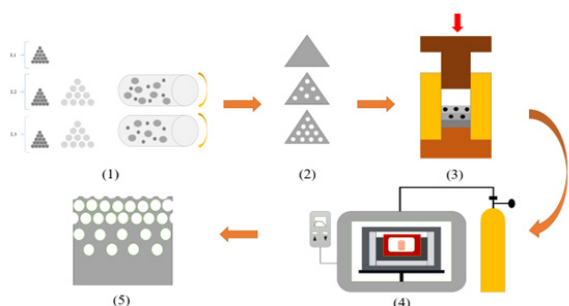
۲-۱- ساخت نمونه

در این تحقیق از متالورژی پودر برای ساخت فوم منیزیم درجه‌بندی شده استفاده شده است. درجه‌بندی بر اساس تغییرات چگالی بوده

در مهندسی بافت، به ویژه برای ترمیم بافت استخوان است. فوم منیزیم، موضوع تحقیق بسیاری از محققین بوده است [۱۶]. فوم منیزیم را می‌توان با استفاده از متالورژی پودر [۱۷]، فوم مذاب [۱۸] و فرآیند کفسازی تزریق گاز [۱۹] تولید کرد. انتخاب روش ساخت تا حد زیادی به نوع فوم، اندازه منافذ و شکل بستگی دارد. در میان این روش‌ها، متالورژی پودر به دلیل سادگی و کنترل پذیری بالا، روشی مناسب و کم هزینه است. علاوه بر این، با استفاده از متالورژی پودر می‌توان فوم‌های لایه‌ای با چگالی و ترکیب متفاوت و همچنین اندازه و شکل منافذ متفاوت و یکنواخت تولید کرد. وین و همکاران (۲۰۰۴) خواص مکانیکی فوم منیزیم با تخلخل ۳۵ الی ۵۵ درصد و اندازه منافذ ۷۰ تا ۴۰۰ میکرومتر را بررسی کردند. یافته‌های ایشان نشان داد که کاهش تخلخل و اندازه منافذ باعث افزایش کرنش و استحکام فوم فلزی منیزیم می‌شود. این نتایج، فوم منیزیم را به یک انتخاب امیدوارکننده برای ترمیم بافت استخوان از طریق داربست تبدیل می‌کند [۲۰]. هائو و همکاران (۲۰۰۹) به روش متالورژی پودر فوم منیزیم با تخلخل ۴۰ تا ۸۰ درصد و اندازه منافذ ۵/۰ تا ۲ میلی‌متر را تولید کردند. آن‌ها از ذرات کاربامید به عنوان فضا ساز استفاده کرده و دریافتند که با استفاده از این روش می‌توان به محدوده‌ای از اندازه منافذ بین صدها میکرومتر تا میلی‌متر دست یافت. علاوه بر این، آن‌ها نشان دادند که اندازه منافذ را می‌توان با انتخاب مناسب ذرات کاربامید تعیین کرد [۲۱]. یلانگ و همکاران (۲۰۱۶) خواص مکانیکی فوم منیزیم تولید شده توسط متالورژی پودر را بررسی کردند که در آن ذرات کاربامید به عنوان فضا ساز استفاده شده بود. آن‌ها نشان دادند که افزایش درصد تخلخل از ۳۸،۹۰ به ۵۷،۵۰ باعث کاهش ۲۴،۹۰ به ۹،۴۰ مگاپاسکال در تنش تسلیم اولیه و از ۸،۵۰ گیگا پاسکال به ۳،۳۰ گیگاپاسکال در مدول یانگ می‌شود. علاوه بر این، فوم منیزیم دارای محدوده تسلیم طولانی تری است. تنش تسلیم کمتر در حالی که با محدوده طولانی تر تسلیم همراه شود، فوم منیزیم را به یک ماده جاذب انرژی مناسب تبدیل می‌کند [۲۲]. آیدا و همکاران (۲۰۱۷) اثر دمای تف جوشی و ترکیب کاربامید را بر چگالی، تخلخل و مقاومت فشاری فوم منیزیم تولید شده توسط متالورژی پودر بررسی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که ۵۰ درصد وزنی کاربامید محدوده قابل قبولی از چگالی و تخلخل را برای یک ماده جاذب انرژی است [۲۳].

یکی دیگر از شاخص‌های طراحی داربست‌های زیستی، سازگاری خواص مکانیکی بین بافت استخوانی و ایمپلنت استخوانی به ویژه در کاربردهایی است که تحمل بار توسط داربست مد نظر می‌باشد. این واقعیت کاربرد ساختارهای متخلخل درجه بندی شده در

پودر-فضاسازها به مدت ۱ ساعت در همزن مکانیکی مخلوط شده و به منظور اطمینان از همگن بودن مخلوط در طول فرآیند اختلاط، اتانول (۲ درصد حجمی) نیز به همزن اضافه شده است. پس از بدست آمدن ترکیب پودر مورد نظر برای هر لایه، ساختار درجه بندی شده سه لایه در یک قالب فولادی ساخته شده و تحت فشاری معادل ۳۰۰ مگاپاسکال متراکم شده است. در نهایت، ساختار لایه‌ای متراکم بدست آمده در کوره عملیات حرارتی تحت اتمسفر آرگون با خلوص بالا در دمای ۴۰۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۴ ساعت حرارت داده شده است. شکل ۲ شماتیک کلی این فرآیند را نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که درصد تخلخل در این فرآیند را در ساختار لایه‌ای نهایی برابر ۵۰-۳۰-۰ در نظر گرفت. لازم به ذکر است که با توجه به محدودیت‌های موجود در ساخت (که بیشتر مربوط به میزان فشار وارده برای متراکم کردن قطعات می‌باشد)، امکان دسترسی به تعداد لایه‌های بیشتر با ساختار مناسب فراهم نشده است.



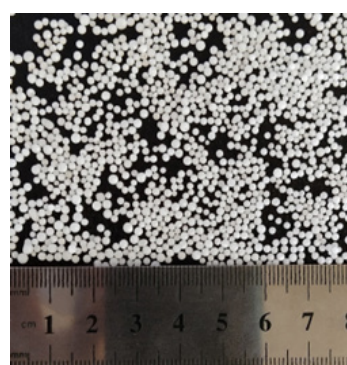
شکل ۲. شماتیک مرحله‌ای تولید فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه (۱) تهیه مخلوط پودر و ترکیب پودرها (۲) مخلوط پودرها در هر لایه (۳) پرس کردن پودرها (۴) تف جوشی (۵) نمونه نهایی

میانگین وزن نمونه‌ها قبل و بعد از قرار دادن در داخل کوره به ترتیب برابر با ۴۲,۳۴ گرم و ۳۰,۷۲ گرم اندازه‌گیری می‌باشد. نمونه‌ها همچنین حاوی ۱۲ گرم کاربامید قبل از تفجوشی بوده‌اند. مقایسه وزن نمونه‌ها قبل و بعد از تفجوشی نشان می‌دهد که فضا ساز کاربامید به طور کامل از نمونه‌های تفجوشی شده، خارج شده‌اند. نمونه‌های تفجوشی شده نهایی، نمونه‌های استوانه‌ای با قطر ۴۰ و ارتفاع ۲۵ میلی‌متر می‌باشند.

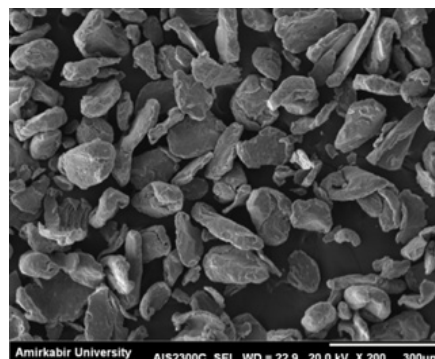
۲-۲- مشخصات فوم و آزمایش فشاری

از میکروسکوپ الکترونی برای تعیین ریزساختار هر لایه در فوم

و فوم‌های درجه بندی شده سه لایه با تغییر چگالی هر لایه تولید شده‌اند. مواد اولیه شامل پودر منیزیم با خلوص ۹۹ درصد، قطر متوسط کمتر از ۱۰۰ میکرومتر، چگالی ۱/۷۴ گرم بر سانتی‌متر مکعب و دمای ذوب ۶۵۰ درجه سانتی‌گراد به عنوان ماده اصلی و ذرات کروی کاربامید ((CO(NH₂)) با قطر بین ۱/۰۰ تا ۲/۰۰ میلی‌متر، چگالی ۱/۳۲ گرم بر سانتی‌متر مکعب، دمای ذوب ۱۳۳ درجه سانتی‌گراد و حلالیت در آب ۱۰۰۰ گرم در لیتر در دمای ۲۰ درجه سانتی‌گراد به عنوان فضا ساز می‌باشد. تصویر میکروسکوپ الکترونی پودر منیزیم و ذرات کاربامید در شکل ۱ نشان داده شده است.



(الف)



(ب)

شکل ۱. تصویر میکروسکوپ الکترونی از مواد اولیه (الف) کاربامید و (ب) پودر منیزیم

برای ساخت فوم منیزیم با چگالی درجه بندی شده، سه ترکیب پودر منیزیم و فضا ساز مطابق جدول ۱ با ترازوی الکتریکی با دقت ۰/۰۰۱ گرم آماده شده است. سپس هر کدام از ترکیب

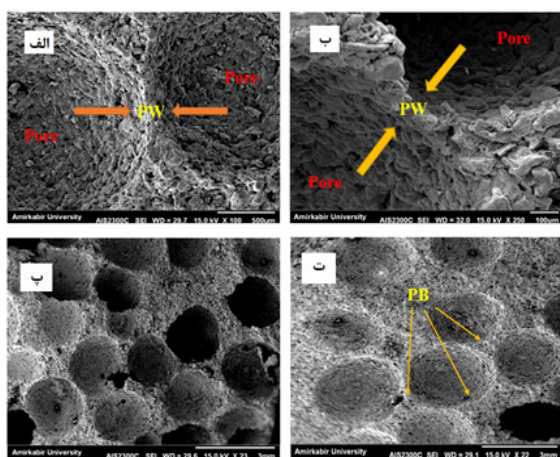
جدول ۱. ترکیب هر لایه برای ساخت فوم سه لایه با ساختار تابعی از چگالی

درصد جرمی کاربامید	درصد حجمی کاربامید	درصد جرمی منیزیم	درصد حجمی منیزیم	لایه
۰	۰	۱۰۰	۱۰۰	لایه اول
۳۰	۳۰	۷۰	۷۰	لایه دوم
۴۳	۵۰	۵۷	۵۰	لایه سوم

افزایش درصد کاربامید منجر به افزایش تخلخل و کاهش ضخامت دیواره سلولی می‌شود. این امر در شکل ۴ نشان داده شده است. در این شکل تصاویر میکروسکوپ الکترونی از فوم درجه‌بندی شده تولید شده ارائه شده است. شکل ۴(الف) و ۴(ب) ساختار متخلخل سلول بسته فوم را نشان می‌دهد. شکل ۴(پ) و ۴(ت) تخلخل لایه سوم و دوم فوم درجه‌بندی شده تولید شده را به ترتیب با ۵۰ و ۳۰ درصد کاربامید نشان می‌دهند. همانطور که در این شکل مشاهده می‌شود افزایش درصد کاربامید باعث تبدیل نوع سلول از حالت بسته به باز می‌شود.



شکل ۳. مورفولوژی فوم منیزیم سه لایه درجه بندی شده تولید شده



شکل ۳. تصاویر SEM از فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه تولید شده، (الف و ب) دیواره سلول در مقیاس های مختلف برای درصد تخلخل ۵۰ درصد، (پ) ریزساختار لایه سوم (حاوی ۵۰ درصد کاربامید)، (ت) ریزساختار لایه دوم (حاوی ۳۰ درصد کاربامید)

۳-۳- خواص فشاری

منحنی تنش-کرنش فوم درجه بندی شده سه لایه در شکل ۵ ارائه شده است. این منحنی به سه ناحیه تقسیم می‌شود، (۱) تغییر شکل خطی، (۲) تغییر شکل فلات و (۳) ناحیه چگالش. در ناحیه

منیزیم درجه بندی شده سه لایه استفاده شده است. تخلخل کلی ساختار سه لایه ساخته شده نیز با استفاده از رابطه (۱) تعیین می‌شود:

$$P = (1 - \rho^*/\rho_b) \times 100 \quad (1)$$

که در آن P تخلخل، ρ^* چگالی ظاهری نمونه‌ها و ρ_b چگالی منیزیم است. بر اساس اطلاعات فوق و ابعاد فوم سه لایه تولید شده و همچنین با در نظر گرفتن چگالی منیزیم برابر با ۱/۷۴ گرم بر سانتی‌متر مکعب، چگالی ظاهری برابر ۰/۹۵ گرم بر سانتی‌متر مکعب و تخلخل نمونه‌ها برابر ۴۵/۴۰ درصد می‌باشد.

خواص مکانیکی فوم سه لایه منیزیم درجه‌بندی شده نیز با آزمایش فشاری^۱ تعیین شده است. بدین منظور، پنج نمونه تولید شده و تا کرنش محوری ۶۰ درصد در دمای اتاق تحت بارگذاری قرار گرفته‌اند. مقادیر میانگین داده‌های بدست آمده برای رسم منحنی تنش-کرنش برای فوم منیزیم سه لایه درجه‌بندی شده استفاده شده است. تنش تسلیم فشاری، ظرفیت جذب انرژی و مدول الاستیک ظاهری از این نمودار بدست می‌آید. مقاومت فشاری و مدول الاستیک به ترتیب از اولین قله و شیب ناحیه الاستیک محاسبه شده، در حالی که جذب انرژی (W) فوم درجه‌بندی شده از رابطه ۲ اندازه‌گیری می‌شود:

$$W = \int \sigma d\varepsilon \quad (2)$$

۳- نتایج و بحث

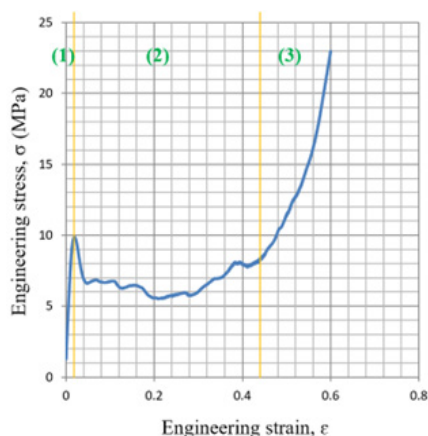
۳-۱- ماکرو مورفولوژی

روش متالورژی پودر یک ساختار لایه‌ای پیوسته را بدست می‌دهد که شامل سلول‌های باز و بسته به طور همزمان است. علاوه بر این، تغییر چگالی و تخلخل لایه‌ها منجر به خواص مکانیکی و مقاومت در برابر سایش متفاوت در نقاط مختلف فوم لایه‌ای درجه بندی شده می‌شود. شکل ۳ مورفولوژی فوم منیزیم سه لایه درجه‌بندی شده تولید شده را نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود، تخلخل لایه‌ها به شکل کروی بوده که اندازه آن تقریباً برابر با اندازه ذرات کاربامید است. افزایش درصد کاربامید باعث افزایش درصد تخلخل و کاهش ضخامت دیواره سلولی می‌شود. این واقعیت می‌تواند سلول‌های پیوسته‌ای را شکل دهد که منجر به تشکیل سلول‌های باز در ساختار گردد.

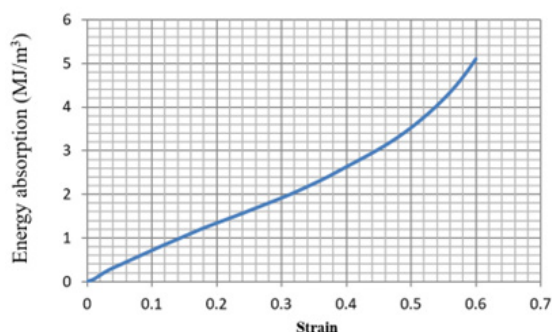
۳-۲- ریزساختار

ساختار یک فوم با دیواره منافذ^۲ (PW)، نوع سلول و مرز فلات^۳ (PB) تعیین می‌شود. همان‌طور که در بالا ذکر شد، شکل سلول‌های ریزساختار تقریباً شبیه به شکل ذرات کاربامید است. علاوه بر این،

- 1- Compression test
- 2- Pore wall (PW)
- 3- Plateau boundary (PB)



شکل ۵. منحنی تنش- کرنش فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه



شکل ۶. ظرفیت جذب انرژی فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه

جدول ۲. خواص مکانیکی فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه تولید شده

فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه تولید شده	
۰/۹۵	تنش تسلیم (MPa)
۰/۸۳	مدول الاستیک (GPa)
۹/۵۶	چگالی (gr/cm ³)

در حالت کلی علاوه بر متالورژی پودر، می توان از ریخته گری دقیق با استفاده از مدل پلیمری و همچنین روش ساخت افزایشی نیز برای تولید فوم سلول باز بهره برد. در روش ریخته گری دقیق ابتدا الگوی پلیمری مطابق نمونه متخلخل ساخته شده و سپس مدل پلیمری درون دوغاب قرار داده می شود. پس از خشک شدن دوغاب، به وسیله حرارت الگوی پلیمری از درون قالب سرامیکی خارج می-گردد. با ریختن مذاب درون قالب و از بین بردن قالب، فوم سلول باز مشابه با فوم پلیمری اولیه تشکیل می گردد [۳۶]. در روش ساخت افزایشی که به کمک کامپیوتر کنترل می گردد، فلز مورد نظر (که به صورت پودر و یا سیم است) با بکارگیری یک

اول یک تغییر شکل الاستیک خطی معمولی مشاهده می شود و مدول الاستیک ظاهری (E^*) از شیب این قسمت محاسبه می شود. در ناحیه دوم دو پدیده سخت شدن دیواره های سلولی (به دلیل تغییر شکل پلاستیک و جریان ماده فلات) و فروپاشی سلول ها (به دلیل جوانه زنی و رشد ترک در فلات) رخ می دهد. نوسانات در این منطقه با رقابت بین این دو پدیده توجیه می شود، جایی که کارسختی ماده باعث افزایش و فروپاشی سلول منجر به کاهش تنش در منحنی می گردد. در ناحیه سوم، منافذ و فضاهای خالی فوم از بین رفته و در نتیجه تراکم نمونه افزایش می یابد. این امر باعث افزایش شدید منحنی تنش-کرنش می شود. منحنی ظرفیت جذب انرژی فوم سه لایه منیزیم درجه بندی شده در شکل ۶ نشان داده شده است. مشاهده می شود که افزایش کرنش باعث افزایش جذب انرژی می شود که به دلیل تغییر شکل پلاستیکی در ناحیه فلات سلول ها می باشد. خواص مکانیکی محاسبه شده فوم درجه بندی شده در جدول ۲ آورده شده است.

۳-۴- مقایسه نتایج

همانطور که گفته شد، فوم منیزیم قابلیت استفاده به عنوان ایمپلنت استخوان انسان را دارد. این امر در جدول ۳ با مقایسه خواص استخوان انسان با آلیاژها و ساختارهای مختلف منیزیم بر اساس مقالات منتشر شده قبلی و مطالعه حاضر بررسی شده است. لازم به ذکر است که در مقیاس ۱ الی ۱۰ میلی متر، بافت استخوان را می توان به دو نوع استخوان متراکم (استخوان فشرده یا استخوان کورتیکال) و استخوان متخلخل (استخوان اسفنجی یا استخوان تراپیکولار) طبقه بندی کرد. تمایز بین این دو نوع بافت استخوانی تا حد زیادی مربوط به تخلخل هر کدام می باشد، به گونه ای که استخوان متراکم دارای ۵ الی ۱۵ درصد تخلخل و استخوان متخلخل دارای ۴۰ الی ۹۰ درصد تخلخل می باشد [۳۵].

بر اساس مقادیر میانگین اطلاعات ارائه شده همانطور که از این جدول قابل استنباط است، خواص مکانیکی ساختارهای استخوانی فشرده و ایمپلنت های منیزیم حجمی از یکدیگر فاصله زیادی دارند. بنابراین منیزیم حجمی نمی تواند به طور مناسب در ایمپلنت های استخوانی اعمال شود. از سوی دیگر، در حالی که فوم های تک لایه در حوزه خواص مکانیکی نتایج نزدیک تری به ساختار استخوان اسفنجی بدست می دهند، فوم درجه بندی شده سه لایه ساخته شده، خواص مکانیکی به مراتب نزدیک تری به استخوان اسفنجی انسان دارد. این موضوع نشان می دهد که درجه بندی باعث می شود که خواص فوم منیزیم بسیار شبیه استخوان انسان شده و بتواند عملکردی به عنوان ایمپلنت استخوانی داشته باشد. این مقایسه در شکل ۷ نیز ارائه شده است.

جدول ۲. مقایسه خواص استخوان انسان و ایمپلنت‌های مبتنی بر منیزیم

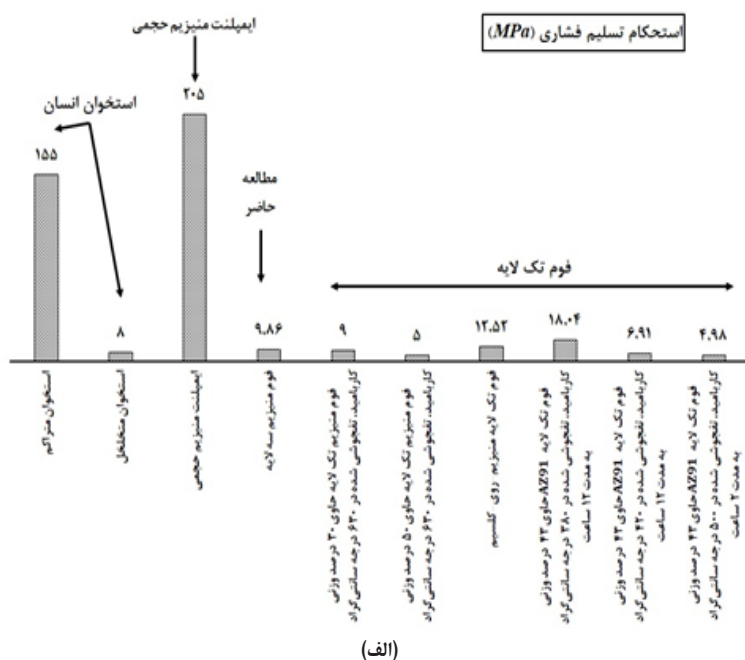
ساختار	ماده	مرجع	استحکام تسلیم فشاری (MPa)	مدول الاستیسیته (GPa)	چگالی (gr/cm ³)
استخوان انسان	استخوان متراکم	[۲۹]	۱۸۰-۱۳۰	۲۳-۵	۲/۰-۱/۸
	استخوان متخلخل	[۳۰ و ۲۹]	۱۲-۴	۱/۵۷-۰/۰۱	۱/۴-۱/۰
منیزیم	ایمپلنت منیزیم حجمی	[۳۲ و ۳۱]	۳۴۵-۶۵	۴۵-۴۱	۱/۸۴-۱/۷۴
فوم منیزیم	فوم منیزیم سه لایه	مطالعه حاضر	۹/۸۶	۰/۸۳	۰/۹۵
	فوم منیزیم تک لایه حاوی ۳۰ درصد وزنی کاربامید، تفجوشی شده در ۶۳۰ درجه سانتی-گراد	[۲۳]	۹	-	۱/۰۴
	فوم منیزیم تک لایه حاوی ۵۰ درصد وزنی کاربامید، تفجوشی شده در ۶۳۰ درجه سانتی-گراد		۵	-	۰/۶۱
	فوم تک لایه منیزیم-روی-کلسیم	[۳۳]	۱۸/۴-۷	۰/۳۰۸-۰/۰۹۱	۰/۹۶-۰/۶۳
	حاوی AZ91 فوم تک لایه ۴۳ درصد وزنی کاربامید، تفجوشی شده در ۳۸۰ درجه سانتی-گراد به مدت ۱۲ ساعت		۱۸/۰۴	۰/۴۹۹	۰/۹۰
	حاوی AZ91 فوم تک لایه ۴۳ درصد وزنی کاربامید، تفجوشی شده در ۴۲۰ درجه سانتی-گراد به مدت ۱۲ ساعت	[۳۴]	۶/۹۱	۰/۲۰۴	۰/۸۸
	حاوی AZ91 فوم تک لایه ۴۳ درصد وزنی کاربامید، تفجوشی شده در ۵۰۰ درجه سانتی-گراد به مدت ۲ ساعت		۴/۹۸	۰/۳۳۱	۰/۹۰

مقابل اگر فشار پرس بالا باشد، فضا ساز تغییر شکل داده و شکل تخلخل حاصله تغییر کرده و از حالت کروی خارج می‌شود. در خصوص دما و زمان تفجوشی نیز می‌توان بیان داشت که اهمیت و تاثیر دمای تفجوشی بیشتر از زمان فرآیند است [۳۸]. اگر دمای کوره بالا باشد نمونه در کوره ذوب می‌گردد. از طرف دیگر در صورت پایین بودن دمای کوره عمل تفجوشی به درستی انجام نمی‌گیرد. این امر در نتایج مربوط به پژوهش آگیدور و همکاران که در جدول ۳ ارائه شده قابل مشاهده است [۳۴]. در فوم تک لایه

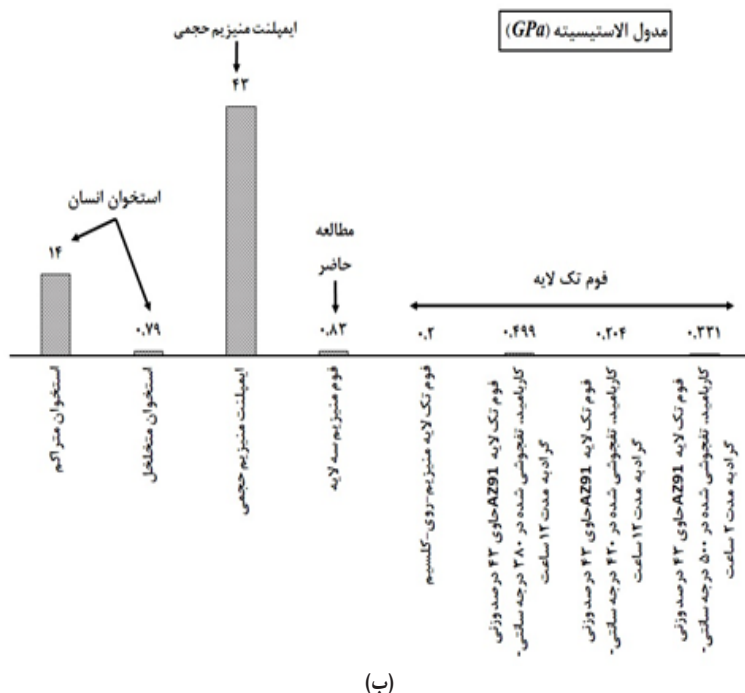
منبع انرژی مانند لیزر ذوب و یا تفجوشی شده و به زیر لایه متصل می‌شود. لایه‌های مختلف بدین ترتیب روی هم چیده شده و این فرآیند تا تکمیل نمونه ادامه می‌یابد [۳۷]. در ارتباط با عوامل موثر بر خواص مکانیکی قطعه تولید شده به روش متالورژی پودر بایستی به فشار پرس، دما و زمان تفجوشی اشاره نمود. اگر فشار پرس کم باشد ذرات پودر به اندازه کافی به هم نزدیک نشده و لذا کیفیت عمل تفجوشی پایین می‌آید که این امر به نوبه خود باعث کاهش خواص مکانیکی فوم می‌گردد. در

الاستیسیته تاثیر گذاشته است. در این پژوهش نیز با الگوبرداری از نتایج آگبدور و همکاران، برای بدست آوردن استحکام و مدول الاستیسیته مناسب دما و زمان تفجوشی به ترتیب برابر ۴۰۰ درجه سانتی گراد و ۴ ساعت انتخاب شده است.

تولید شده توسط ایشان، افزایش دمای تفجوشی از ۳۸۰ به ۴۲۰ درجه سانتی گراد (با حفظ زمان تفجوشی برابر ۱۲ ساعت) باعث کاهش حدوداً ۶۰ درصدی استحکام و مدول الاستیسیته شده است. ولی کاهش زمان تفجوشی از ۱۲ به ۲ ساعت (با وجود افزایش دما به ۵۰۰ درجه سانتی گراد)، کمتر از ۱۵ درصد بر استحکام و مدول



(الف)



(ب)

شکل ۷. مقایسه خواص مکانیکی متوسط ایمپلنت های استخوانی و استخوان انسان، (الف) استحکام تسلیم فشاری و (ب) مدول الاستیسیته

۴- نتیجه گیری

در این مقاله اثر درجه بندی بر روی خواص مکانیکی فوم منیزیم با کاربرد بالقوه به عنوان ایمپلنت استخوان انسان بررسی شده است. اساس درجه بندی تغییر چگالی بین لایه ها بوده است. برای این منظور، نمونه های فوم منیزیم درجه بندی شده سه لایه با استفاده از متالورژی پودر و بکارگیری ذرات کاربامید به عنوان فضا ساز ساخته تولید شده اند. نتایج بدست آمده نشان می دهد که افزایش درصد کاربامید می تواند سلول های با ساختار باز را در فوم ایجاد کند. علاوه بر این، در حالی که خواص مکانیکی ایمپلنت های منیزیم حجمی و استخوان متراکم انسان از یکدیگر دور هستند، می توان با استفاده از مفهوم فلزات سلولی، خواص مکانیکی نزدیک تری به استخوان های اسفنجی انسان در ایمپلنت های استخوانی ارائه کرد. به ویژه، درجه بندی فوم می تواند خواص مکانیکی بسیار بهتر و نزدیک تری را در مقایسه با استخوان اسفنجی انسان، به جای فوم های تک لایه ایجاد کند.

۵- مراجع

- [1] S Singh, N Bhatnagar, A survey of fabrication and application of metallic foams (1925–2017), Journal of Porous Materials 25 (2018), 537-554.
- [2] A Kulshreshtha, SK Dhakad, Preparation of metal foam by different methods: A review, Materials Today: Proceedings 26 (2020), 1784-1790.
- [3] T Wan, Y Liu, C Zhou, X Chen, Y Li, Fabrication, properties, and applications of open-cell aluminum foams: A review, Journal of Materials Science & Technology 62 (2021), 11-24.
- [4] CM Runyan, JA Taylor, Clinical applications of stem cells in craniofacial surgery, Facial Plastic Surgery 26 (2010), 385-395.
- [5] KM Fischer, KY Morgan, K Hearon, D Sklaviadis, ZL Tochka, OW Fenton, DG Anderson, R Langer, LE Freed, Poly(Limonene Thioether) scaffold for tissue engineering, Advanced Healthcare Materials 5(2016), 813-821.
- [6] H Niknejad, H Peirovi, M Jorjani, A Ahmadiani, J Ghanavi, AM Seifalian, Properties of the amniotic membrane for potential use in tissue engineering, European Cells and Materials 15 (2008), 88-99.
- [7] C Shuai, S Li, S Peng, P Feng, Y Lai, C Gao, Biodegradable metallic bone implants, Materials Chemistry Frontiers 3 (2019), 544-562.
- [8] M Khazaei, M Mehdi Nezhad Nori, M Hasanzadeh, M Rezaei, Synthesis of porous zirconium-based metal-organic framework nanostructure for detoxification of chemical pollutants, Advanced Materials and Novel Coatings 34 (2020), 2452-2460.
- [9] E Marukawa, M Tamai, Y Takahashi, I Hatakeyama, M Sato, Y Higuchi, H Kakidachi, H Taniguchi, T Sakamoto, J Honda, K Omura, H Harada, Comparison of magnesium alloys and poly-L-lactide screws as degradable implants in a canine fracture model, Journal of Biomedical Materials Research 104 (2016), 1282-1289.
- [10] R Balasubramanian, R Nagumothu, E Parfenov, R Valiev, Development of nanostructured titanium implants for biomedical implants – A short review, Materials Today: Proceedings 46 (2021), 1195-1200.
- [11] G Uppal, A Thakur, A Chauhana, S Bala, Magnesium based implants for functional bone tissue regeneration – A review, Journal of Magnesium and Alloys 10 (2022), 356-386.
- [12] S Kazemi, H Eivaz Mohammadloo, H Yeganeh, Modification of Hydroxyapatite-based coating in the presence of Zirconium for implant application: Corrosion, Structure and Surface study, Advanced

- Materials and Novel Coatings 40(2022), 3018-3031.
- [13] S Jayasathyakawin, M Ravichandran, N Baskar, CA Chairman, R Balasundaram, Mechanical properties and applications of Magnesium alloy – Review, Materials Today: Proceedings 27 (2020), 909-913.
- [14] MP Staiger, AM Pietak, J Huadmai, G Dias, Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review, Biomaterials 27 (2006), 1728-1734.
- [15] G Song, Control of biodegradation of biocompatible magnesium alloys, Corrosion Science 49 (2007), 1696-1701.
- [16] K Hong, H Park, Y Kim, M Knapek, P Minárik, K Máthis, A Yamamoto, H Choe, Mechanical and biocorrosive properties of magnesium-aluminum alloy scaffold for biomedical applications, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 98 (2019), 213-224.
- [17] Y Bi, Y Zheng, Y Li, Microstructure and mechanical properties of sintered porous magnesium using polymethyl methacrylate as the space holder, Materials Letters 161 (2015), 583-586.
- [18] XC Xia, XW Chen, Z Zhang, X Chen, WM Zhao, B Liao, B Hur, Effects of porosity and pore size on the compressive properties of closed-cell Mg alloy foam, Journal of Magnesium and Alloys 1 (2013), 330-335.
- [19] J Banhart, Manufacture, characterisation and application of cellular metals and metal foams, Progress in Materials Science 46 (2001), 559- 632.
- [20] CE Wen, Y Yamada, K Shimojima, Y Chino, H Hosokawa, M Mabuchi, Compressibility of porous magnesium foam: dependency on porosity and pore size, Materials Letters 58 (2004), 357-360.
- [21] GL Hao, FS Han, WD Li, Processing and mechanical properties of magnesium foams, Journal of Porous Materials 16 (2009), 251-256.
- [22] L Yilong, Q Guibao, Y Yang, Lv Xuewei, B Chenguang, Preparation and compressive properties of magnesium foam, Rare Metal Materials and Engineering 45 (2016), 2498-2502.
- [23] SF Aida, H Zuhailawati, AS Anasyida, The effect of space holder content and sintering temperature of magnesium foam on microstructural and properties prepared by sintering dissolution process (SDP) using carbamide space holder, Procedia Engineering 184 (2017), 290-297.
- [24] P Gupta, M Adhikary, M Kumar, N Bhardwaj, BB Mandal, Biomimetic, osteoconductive nonmulberry silk fiber reinforced tricomposite scaffolds for bone tissue engineering, ACS Applied Materials and Interfaces 8 (2016), 30797-30810.
- [25] Z Hao, Z Song, J Huang, K Huang, A Panetta, Z Gu, J Wu, The scaffold microenvironment for stem cell based bone tissue engineering, Biomaterials science 5 (2017), 1382-1392.
- [26] A Ajdari, P Canavanb, H Nayeab-Hashemi, G Warner, Mechanical properties of functionally graded 2-D cellular structures: A finite element simulation, Materials Science and Engineering A 499 (2009), 434-439.
- [27] GH Loh, E Pei, D Harrison, MD Monzon, An Overview of functionally graded additive manufacturing, Additive Manufacturing 23 (2018), 34-44.
- [28] Y Li, Z Feng, L Hao, L Huang, C Xin, Y Wang, E Bilotti, K Essa, H Zhang, Z Li, F Yan, T Peijs, A review on functionally graded materials and structures via additive manufacturing: From multi-scale design to versatile functional properties, Advanced Materials Technologies 5 (2020), 1900981-1901012.
- [29] AJ Wagoner Johnson, BA Herschler, A review of the mechanical behavior of CaP and CaP/polymer composites for applications in bone replacement and repair, Acta Biomaterialia 7 (2011), 16-30.
- [30] F Witte, N Hort, C Vogt, S Cohen, KU K.ainer, R Willumeit, F Feyerabend, Degradable biomaterials based on magnesium corrosion, Current Opinion in Solid State and Materials Science 12 (2008), 63-72.
- [31] U Riaz, I Shabib, W Haider, The current trends of Mg alloys in biomedical applications A review, Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials 107 (2018), 1970-1996.
- [32] Q Tian, J lin, L Rivera Castaneda, A Tsanhani, ZSDunn, ARodriguez, AAslani, H Liu, Nanotubemicro hydroxyapatite coatings for magnesium-based bioresorbable implants – Deposition, characterization, degradation, mechanical properties, and cytocompatibility, Scientific Reports 9 (2019), 810-836.
- [33] J Asadi, B Korojy, SA Hosseini, M Alishahi, Effect of cell structure on mechanical and bio-corrosion behavior of biodegradable Mg-Zn-Ca foam, Materials Today Communications 28 (2021), 102715.
- [34] SO Agbedor, D Yang, J Chen, B Saleh, SO Seidu, C Qiu, J Jiang, A Ma, Reactive sintering principle and compressive properties of porous AZ91 magnesium alloy foams produced by powder metallurgy approach, Materials Science and Engineering Technology 53 (2022), 244-259.
- [35] EF Morgan, GU Unnikrisnan, AI Hussein, Bone mechanical properties in healthy and diseased states, Annual Review of Biomedical Engineering 20 (2018), 119-143.

[36] A Kulshreshtha, SK Dhakad, Preparation of metal foam by different methods: A review, Materials Today: Proceedings 26 (2020), 1784-1790.

[37] KE Matheson, KK Cross, MM Nowell, AD Spear, A multiscale comparison of stochastic open-cell aluminum foam produced Via conventional and additive-manufacturing routes, Materials Science and Engineering A 707 (2017), 181-192.

[38] H Bafti, A Habibolahzadeh, Production of aluminum foam by spherical carbamide space holder technique-processing parameters, Materials and Design 31 (2010), 4122-4129