

تغییر انتخابی استحکام فوم سلول بسته آلیاژ Al-Si-Cu و مقایسه آن با استحکام استخوان تازه گوسفند *

مقاله پژوهشی

آذین آل‌صفر^(۱) سید محمد حسین میرباقری^(۲)

چکیده هدف از پژوهش حاضر تهیه استخوان مصنوعی از فوم سلول بسته فلزی با استحکامی نزدیک به استخوان طبیعی است. فوم فلزی از آلیاژ A356 آمریکایی با مفادیری مشخص از فلز مس تهیه شد. با عملیات حرارتی پیرسازی روی این فوم آلومینیم آلیاژی می‌توان به استحکام‌های فشاری و جذب انرژی شکست مورد نظر طراح، رسید. نتایج آنالیز میکرو سکوپ الکترونی نشان داد طی عملیات پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس و زمان‌های مختلف ۲، ۷، ۱۵ و ۲۴ ساعت، ذرات مس حل شده در دیواره‌های نازک حباب‌های جامد فوم Al-Si-Cu، توانسته‌اند با تجزیه مناطق GP غنی از مس، فازهای شبه پایدار و بسیار ریز θ' و θ'' را ایجاد نمایند. تعداد این فازهای شبه پایدار در واحد سطح، با عملیات پیرسازی افزایش می‌یابد و سبب بالا رفتن شدید استحکام استخوان مصنوعی می‌شود. برای صحت سنجی مقادیر استحکام فشاری و مقایسه با استخوان تازه ساق، نمونه‌های استخوان مصنوعی در زمان‌های پیرسازی فوق، تهیه شدند و همراه با استخوان تازه یک ساق کامل گوسفند، مقاومت به بارگذاری فشاری آن‌ها در کنار یکدیگر اندازه‌گیری شد و مورد مقایسه قرار گرفت. نتایج نشان داد که نمونه مربوط به سیکل پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس به مدت زمان ۱۵ ساعت، به ترتیب دارای استحکام الاستیک و انرژی شکست 31 MPa و $13/60 \text{ MJ/m}^3$ نزدیک به استحکام استخوان طبیعی، 23 MPa و $12/00 \text{ MJ/m}^3$ است و با افزایش زمان پیرسازی بیشتر، استحکام مجدداً افت می‌کند.

واژه‌های کلیدی فوم آلومینیم سلول بسته، استخوان مصنوعی، آلیاژ Al-Si-Cu، عملیات پیرسازی، استحکام.

مقدمه

در برابر تنش فشاری مقاومت بالا، در برابر تنش کششی مقاومت کمتر و در برابر تنش‌های برشی مقاومت بسیار کمی از خود نشان می‌دهد. بخش آلی استخوان شامل فیبرهای کلاژن نوع یک، استئوپنتین (Osteopontin) و استئوکلسین (Osteocalcin) است [4]. با این‌که استخوان‌ها به‌طور کلی شکننده هستند اما به دلیل وجود کلاژن، الاستیسیته خوبی از خود نشان می‌دهند. فیبرهای کلاژن نوع یک به ماتریکس استخوان الاستیسیته، انعطاف‌پذیری و استحکام کششی می‌بخشند [5]. استحکام بافت استخوان وابسته به حضور کلاژن و هیدروکسی آپاتیت در کنار یکدیگر است [6]. استحکام استخوان، وابسته به چگالی مواد معدنی آن است که به آن BMD (Bone Mineral Density) گفته می‌شود. فاکتورهای دیگری مانند ساختار خود استخوان، بازسازی استخوان (Bone Remodeling) و هم‌چنین کیفیت

بافت استخوان، بافتی پویا و پر عروق است [1]. استخوان‌ها وظیفه ایجاد استحکام مکانیکی و تسهیل حرکت جاندار را برعهده دارند [2] این استحکام تابع عناصری هم‌چون منیزیم، کلسیم و فسفر هست [3]. بافت استخوان از ماتریکس خارج سلولی و سلول‌های استخوانی تشکیل شده است. ماتریکس خارج سلولی نیز از دو بخش آلی و غیر آلی تشکیل شده است. حدود ۲٪ استخوان از آب، ۸۸٪ از پروتئین و ۷۱٪ از مواد معدنی تشکیل شده است. بخش معدنی شامل یون‌های کلسیم، کربنات کلسیم و فسفات است. این بخش استخوان، تحت عنوان هیدروکسی آپاتیت با فرمول شیمیایی $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ شناخته می‌شود. این ماده حدوداً ۶۴٪ وزن استخوان را تشکیل می‌دهد به همین دلیل قدرت و سختی استخوان به وجود آن وابسته است [4]. استخوان

* تاریخ دریافت مقاله ۱۴۰۰/۲/۱۵ و تاریخ پذیرش آن ۱۴۰۰/۸/۱۸ می‌باشد.

(۱) دانش‌آموخته دانشکده مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه امیرکبیر تهران.

(۲) نویسنده مسئول، دانشیار دانشکده مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه امیرکبیر تهران.

[10-13].

به‌طور کلی برای تولید ایمپلنت‌های اورتو پدی که توانایی تحمل بار را داشته باشند، فوم‌های با تخلخل بالا، نسبت به فوم‌های فلزی سفت ارجحیت دارند. بیشتر بودن چقرمگی فلزهای زیست‌فعال چون تیتانیوم، آلومینیوم و فولاد زنگ‌نزن نسبت به استخوان طبیعی، از دلایل اصلی استفاده از این فلزها برای تولید ایمپلنت است. تفاوت بالای چقرمگی ایمپلنت‌های فلزی و استخوان طبیعی اطراف آن، باعث کاهش توزیع بار در قسمتی می‌شود که استخوان وجود دارد [14] و این مهم، باز جذب استخوان پس از کاشتن ایمپلنت را به‌دنبال دارد. دلیل دیگر این است که فوم‌های فلزی ساخته شده از مواد زیست‌فعال، باعث حفظ بیشتر خواص فیزیولوژی فلز موردنظر (مانند زیست‌فعال بودن و مقاومت به خوردگی بالا هنگام مواجهه با مایع داخلی بدن) می‌شود.

هم‌چنین وجود حفره‌های نیمه‌باز روی سطح خارجی ایمپلنت ساخته شده از فوم‌های سلول‌بسته، مکان‌های خوبی برای رشد دوباره استخوان خواهند بود و گردش خون و عبور مایع داخلی بدن به داخل ایمپلنت را ممکن می‌سازند. یکی از مزایای اصلی فوم‌های سلول‌بسته در مقایسه با فوم‌های سلول‌باز، چقرمگی بیشتر آن‌ها هنگام بارگذاری ضربه‌ای است. ایمپلنت‌ها تحت تأثیر بارگذاری‌های ضربه‌ای متفاوتی مانند تصادف، لیز خوردن، افتادن، ضربه‌های وارد بر پا هنگام دویدن و... قرار می‌گیرند. فوم‌های سلول‌بسته، به‌طور کلی جذب انرژی و مقاومت به ضربه بهتری را از خود نشان می‌دهند [14,15].

برای استفاده از فوم‌های سلول‌بسته پایه آلومینیومی به‌عنوان ایمپلنت‌های استخوان، خصوصاً از جهت زیست‌سازگاری با محیط بدن، به سال‌ها تحقیق و پژوهش نیاز است. بدون شک، یکی از مراحل این بررسی‌ها، مطالعه خواص مکانیکی این نوع فوم‌ها و هم‌چنین مقایسه آن با خواص مکانیکی استخوان طبیعی است. تا به امروز، پژوهش‌های زیادی در این خصوص انجام شده است. کلوشانی و همکاران [16] پاسخ بیومتریال‌های ساخته شده از

استخوان بر استحکام آن تأثیرگذار است. امروزه اندازه‌گیری BMD امکان‌پذیر است و هم‌چنین برای کمی کردن مفهوم ساختار استخوان از روش‌هایی از قبیل (PQCT (Peripheral Quantitative Computed Tomography) و MRI (Magnetic Resonance Imaging) استفاده می‌شود. هم‌چنین مفهوم کیفیت استخوان (Bone Quality) مفهوم دقیقی نیست و به مواردی چون هندسه و خواص مواد تشکیل‌دهنده استخوان وابسته است. به همین خاطر محققان هم‌چنان به‌دنبال راهی برای کمی کردن این مفهوم‌ها هستند [7]. به‌صورت کلی، شکستن استخوان، سه دلیل اصلی دارد: ۱) وارد شدن تنش به‌طور مداوم در طی زمان طولانی، ۲) وارد شدن تنش به‌طور ناگهانی و ۳) شکستن استخوان به‌دلیل بیماری [8,9]. عموماً در مواردی که شکست استخوان منجر به تعویض استخوان شود، حوزه مهندسی مواد و بیو مواد به‌عنوان ایمپلنت‌های فلزی، مطرح می‌شود. از این‌رو مهندسان مواد با تکیه بر علم مواد و مهندسی پزشکی با تکیه بر شناسایی ویژگی‌های مهندسی استخوان، تلاش دارند ایمپلنت‌های استخوانی را توسعه دهند که به خواص استخوان طبیعی بسیار نزدیک باشد [9]؛ بنابراین در زمینه تولید استخوان مصنوعی به‌عنوان یک جایگزین برای استخوان‌های شکسته، تلاش‌های زیاد شده است و امروزه ایمپلنت‌های پایه تیتانیوم، در جراحی‌های ترمیم استخوان‌های شکسته و فرسوده بسیار رایج هستند؛ ولی در مواردی هم‌چون قسمت میانی ساق پای خردشده، که نیاز به یک اتصال میانی بین دو طرف ساق کورتیکال (Cortical) پا باشد، هنوز تحقیقات ادامه دارد. جدا از جنبه‌های پزشکی، از دیدگاه مهندسی، تهیه اتصالی استخوانی که بتواند تنش‌های ایجادشده در ساق پا را بین دو طرف استخوان مفصلی تحمل کند، هنوز در حال توسعه است. امروزه یکی از موارد جایگزین این اتصال مصنوعی، فوم‌های فلزی پایه منیزیم آلومینیوم منیزیم و فولاد زنگ‌نزن، تیتان و امثال آن‌ها هستند. این فوم‌های آلایزهای فلزی که عموماً به‌صورت تخلخل‌باز یا بسته هستند، به‌علت تخلخل و سبکی وزن و هم‌چنین نسبت استحکام به دانسیته بالا، توجه بسیاری از محققان را به‌عنوان مواد پیشرفته به خود جلب کرده‌اند

تهیه‌شده و ۳) تهیه استخوان طبیعی و تازه از ساق پای گوسفند.

در قدم اول برای تهیه فوم فلزی سلول‌بسته از آلیاژ موردنظر به صورت بلوک سه‌بعدی ۲۵ در ۲۵ در ۱۵ سانتی متر، مطابق تصاویر شکل (۱)، به ترتیب ابتدا مذاب A356 با افزودن ۱ درصد وزنی گرانول‌های فلز کلسیم، به‌طور قابل توجهی ویسکوز می‌شود. سپس مقادیر مشخص مس خالص (مس کابل برق با خلوص ۹۹/۹۸ درصد) به صورت تکه‌های کوچک به مذاب افزوده می‌شود و توسط یک هم‌زن گرافیتی با دور ۷۰۰ دور بر دقیقه هم‌زده می‌شود. پس از ۱۰ دقیقه هم‌زدن، مس کاملاً در مذاب حل می‌شود. سپس بلافاصله پودر TiH_2 با اندازه ذرات ۵۰-۴۵ میکرون با خلوص بالای ۹۹ درصد، به مذاب آلیاژ موردنظر در دمای ۶۸۰ درجه سلسیوس اضافه می‌شود و با سرعت ۱۴۰۰ دور بر دقیقه، مذاب به مدت ۵۰ ثانیه هم‌زده می‌شود تا این پودر حباب‌ها را قبل از آزاد شدن گاز خود، در سرتاسر مذاب پخش شود. در قدم بعدی مذاب، قبل از پف نمودن، از بوتنه هم‌زن بلافاصله به قالب مکعبی زیر آن منتقل می‌شود و با کاهش ۳۰ درجه‌ای حرارت، به مدت ۸ دقیقه زمان داده می‌شود تا مذاب (مانند کیک) پف کند. هنگامی که ارتفاع مذاب در قالب به بیش از ۲/۵ برابر برسد، قالب فلزی حاوی فوم فلزی مذاب، بدون این‌که حباب‌ها بترکند یا از بین بروند، به اتاقک خنک‌کننده منتقل و سریع سرد می‌شود. در این صورت، تمام حباب‌های مذاب فلزی به حباب‌های جامد فلزی تبدیل می‌شود و در نهایت بلوک فوم فلزی از قالب خارج و با رسیدن به دمای محیط، توسط اره به ابعاد لازم برش داده می‌شود.

در مرحله دوم از پژوهش حاضر، پس از تهیه بلوک‌های بزرگ فوم A356-xwt.%Cu، منشورهایی به ابعاد نزدیک به ابعاد قسمت ساق استخوان گوسفند، برشکاری می‌شوند و در کوره عملیات حرارتی قرار داده می‌شوند و مطابق سیکل شکل (۲) تحت عملیات پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس و زمان‌های ۲، ۷، ۱۵ و ۲۴ ساعت قرار می‌گیرند.

فوم‌های سلول‌بسته آلومینیومی را در برابر ضربه‌های سرعت پایین بررسی کردند. میرزاعلی و همکاران [17] برای تقلید نحوه سازگاری ریزساختار استخوان در اثر اعمال نیرو، به علت تشابه استخوان تورتیغه با فوم‌های سلول‌بسته، از فوم‌های سلول‌بسته آلومینیومی استفاده کردند. در تحقیقی دیگر، میرزاعلی و همکاران [18] تأثیر توزیع حفرات داخلی بر روی خواص الاستیک فوم‌های سلول‌بسته آلومینیومی را بررسی کردند و نتایج را با استخوان تورتیغه مقایسه کردند. فوم‌های فلزی بر پایه آلومینیم امروزه به‌نحو شگفت‌انگیزی در حال توسعه هستند و یکی از زمینه‌های تحقیقاتی در این مورد، زمینه تولید استخوان مصنوعی از این فوم‌ها در بافت بدن است. چراکه با توجه به دانسیته پایین و پوشش دهی توسط سرامیک‌های پزشکی به راحتی به دانسیته استخوان طبیعی می‌رسند و تخلخل موجود در آن‌ها باعث جذب انرژی الاستیک بالایی می‌شود که از ترک برداشتن آن‌ها جلوگیری می‌کند. فوم‌های فلزی با تغییر ترکیب شیمیایی و عناصر آلیاژی می‌توانند به استحکام استخوان طبیعی نزدیک شوند و حتی مقدار استحکام فشاری آن‌ها به گونه‌ای طراحی شود که نزدیک و یا اندکی کمتر از بافت متخلخل استخوان طبیعی باشد؛ تا در حوادث فقط استخوان مصنوعی تخریب شود و استخوان طبیعی سالم بماند [19,20]. از این‌رو در کار پیش رو سعی شده است با انحلال مس در آلیاژ پایه آلومینیم و ایجاد ساختار متخلخل سلول یا حباب‌بسته، فوم فلزی تهیه شود که توسط عملیات حرارتی روی آن بتوان مقدار استحکام فشاری و جذب انرژی شکست آن را به استخوان طبیعی نزدیک نمود.

روش پژوهش

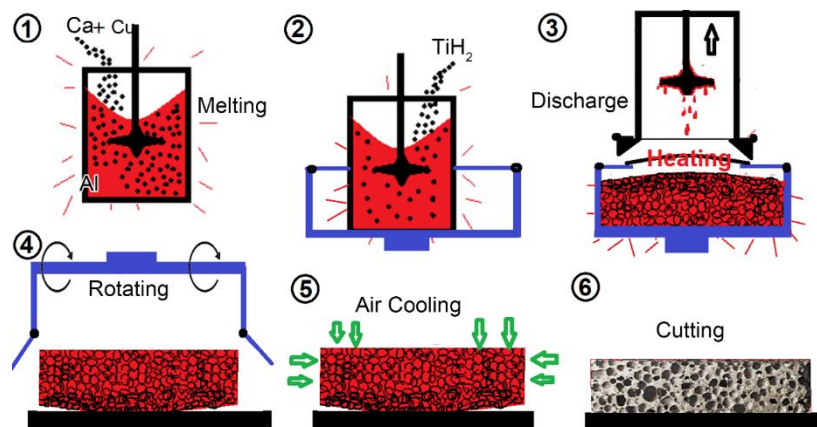
به منظور ساخت استخوان مصنوعی از فوم فلزی متخلخل سلول‌بسته، در قدم اول از آلیاژ A356 با ترکیب شیمیایی جدول (۱) استفاده شده و به آن بین ۳ الی ۶ درصد مس زده شده است. آلیاژ جدید که در اثر افزودن این مقدار کلیدی مس تهیه شده است، به راحتی قابلیت عملیات حرارتی پیرسازی را دارد؛ لذا این تحقیق در سه مرحله انجام گرفت: (۱) تهیه فوم فلز سلول‌بسته، (۲) عملیات حرارتی

پایین ساق، مقطع برش، بیشتر به هندسه بیضی نزدیک است. طول ساق برش خورده حدود ۷۲ میلی‌متر است؛ لذا ساق از پایین به بالا با یک شیب بسیار کوچکی باریک شده است ولی این کاهش مقطع بسیار اندک است. این مطلب با نشان دادن مقطع‌های مذکور در راستای محور استخوان، در شکل (۴) به خوبی مشخص است. بنابراین در ساخت نمونه استخوان مصنوعی از فوم فلزی مورد نظر، سعی شده است تا این تغییر سطح مقطع با شیب اندک لحاظ شود.

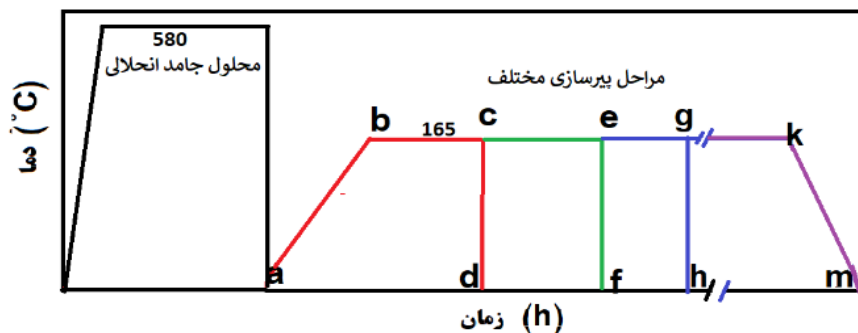
در مرحله سوم، برای تهیه نمونه از استخوان ساق پای گوسفند باید ملاحظاتی را در نظر گرفت. چون ساق استخوان طبیعی کاملاً استوانه‌ای شکل با مقطع دایره نیست، باید دقیقاً ابعاد مقاطع و شیب استخوان مشخص شود؛ لذا ابتدا قسمت صاف استخوان تازه پای گوسفند بریده شد و مقطع برش استخوان در بالا و پایین ساق، اندازه‌گذاری شد. شکل (۳) نمایی از برش عرضی استخوان را نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود در قسمت بالای ساق منشوری (استوانه‌ای) گوسفند، مقطع برش به هندسه دایره نزدیک است و در

جدول ۱ آنالیز ترکیب شیمیایی آلایز پایه آلومینیم آمریکایی A356 بر حسب درصد وزنی

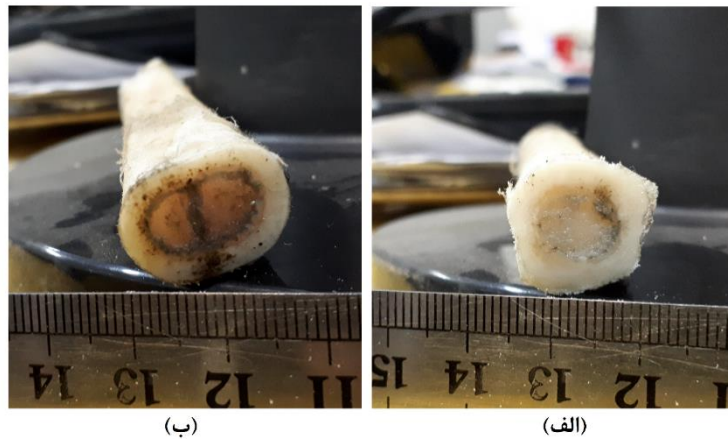
Al	Zn	Fe	Cu*	Ti	Mn	Mg	Si	ترکیب
باقی	۰/۰۵	۰/۱۲	۰/۱۰	۰/۰۲	۰/۵۰	۰/۱۱	۶/۵۵	درصد وزنی
* قبل از تولید فوم مقدار مس به حدود ۴/۲ درصد وزنی می‌رسد و سپس عملیات فوم‌سازی شروع می‌شود								



شکل ۱ مراحل تهیه بلوک فوم آلایز A356+xwt%Cu به روش ریخته‌گری



شکل ۲ سیکل عملیات حرارتی انیل انحلالی و پیرسازی برای فوم سلول‌بسته آلایز A356+xwt%Cu



شکل ۳ نمایشی از مقطع برش استخوان تازه ساق پای گوسفند در پایین و بالای ساق، (الف) مقطع بالای ساق که به دایره نزدیک است، (ب) مقطع پایین ساق که به بیضی نزدیک است



شکل ۵ نمایشی از قرارگیری کاملاً عمودی استخوان تازه ساق پای گوسفند در راستای محور فک دستگاه فشار

لازم به ذکر است برای برش مقطع عرضی استخوان، از اره نواری مجهز به لیزر استفاده شد تا مسیر برش کاملاً عمودی باشد. در این صورت، هر دو سطح برش عرضی کاملاً موازی و نسبت به محور ساق استخوان، کاملاً عمود هستند. این مطلب پس از قرارگیری استخوان ساق گوسفند برش خورده در فک دستگاه فشار، مشخص می‌شود. شکل (۵) نمایشی را از قرارگیری استخوان برش خورده که کاملاً عمودی در راستای اعمال نیروی فکها قرار گرفته است، نشان می‌دهد.

در انتها استخوان مصنوعی متشکل از نمونه‌های فومی آلومینیم Cu 356-x wt.% خام و عملیات حرارتی شده، متناسب با ابعاد استخوان طبیعی گوسفند تراشکاری شد. سپس همه نمونه‌های فوم فلزی (نماینده استخوان‌های مصنوعی) و همچنین استخوان تازه گوسفند (نماینده استخوان طبیعی) تحت آزمون فشار مطابق استاندارد ISO 13314-2011 (۲۱) که مخصوص مواد متخلخل است، قرار گرفت. در این آزمون فشار تک‌محوری، سرعت حرکت فک ۲۰ میلی‌متر بر دقیقه در نظر گرفته شد.

نتایج و بحث

شکل (۶) تصاویری از مقطع فوم آلیاژی موردنظر را در مقیاس ماکروسکوپی و میکروسکوپی نشان می‌دهد. دانسیته فوم‌های سلول بسته، تابع تعداد حفره‌ها در واحد سطح و ضخامت دیواره حفره‌ها است. از این رو با اندازه‌گیری وزن و

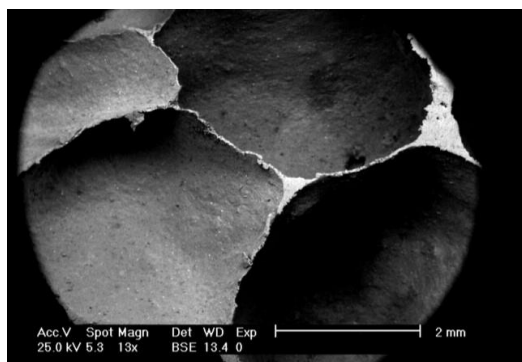


شکل ۴ نمایشی از مقطع استخوان تازه ساق پای گوسفند در راستای محور ساق، برای تشخیص شیب استخوان

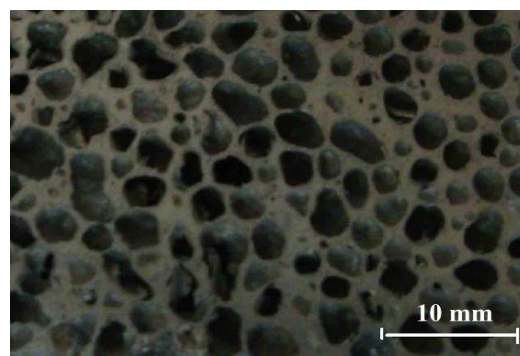
محاسبه نمود. در قدم بعدی با تشخیص تعداد حباب‌ها در سطح مقطع و تعیین قطر متوسط آن‌ها، می‌توان توزیع حباب‌ها با محدوده قطر مشخص (بین کم‌ترین قطر ۰/۵ میلی‌متر تا بیش‌ترین ۶ میلی‌متر) را به‌راحتی توسط محاسبات آماری تعیین کرد. شکل (۸) توزیع و تعداد حباب‌های جامد در واحد سطح را، بسته به اندازه حباب‌ها (قطر متوسط حباب) برای فوم تولید شده در پژوهش حاضر نشان داده است. بنابراین با تحلیل آماری که روی اندازه قطر حباب‌ها شد، می‌توان در یک برآورد کلی، قطرهای غالب حباب‌ها را بین ۲/۵ الی ۳/۵ میلی‌متر، برای آلایاز A356-xCu wt.% توسعه داده شده در پژوهش حاضر، برآورد کرد. همچنین تعداد حفره‌ها بر واحد اینچ یا PPI در محدوده ۸-۹ PPI است و دانسیته نمونه‌های فومی مختلف نشان می‌دهد که دانسیته بین ۰/۶ الی ۰/۷ گرم بر سانت‌متر مربع متغیر است.

سپس تعیین حجم فوم‌ها، دانسیته ظاهری فوم آلایاز آلومینیومی تهیه شده در پژوهش حاضر، ۰/۶۷ گرم بر سانتی‌مترمکعب (با خطای حدود ۰/۲٪) تعیین شده است. بررسی آنالیز تصویری از مقطع فوم‌ها نشان می‌دهد که تعداد حباب‌ها با توجه به قطر آن‌ها متفاوت است. لذا ابتدا باید توزیع حباب‌ها به‌صورت آماری مشخص شود و تعداد حفره یا حباب بر واحد اینچ (برای خرید و انتخاب مهندسی فوم، دو معیار دانسیته و تعداد حفره بر واحد اینچ مورد توجه قرار می‌گیرد) مشخص شود. از این‌رو مقادیر عددی استحکام استخوان مصنوعی تهیه شده از فوم‌های فلزی، کاملاً تابع تعداد حفره بر واحد اینچ و دانسیته است.

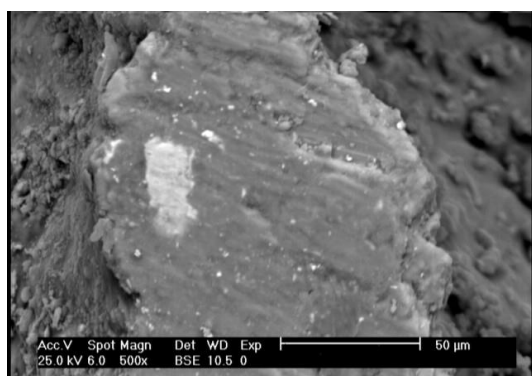
در یک آزمون آماری به‌کمک تصویربرداری از مقطع فوم‌های فلزی و قرائت آن‌ها در نرم‌افزار J-Image می‌توان با حذف مناطق داخلی حباب‌ها، مطابق شکل (۷)، فقط یال‌ها و نقاط تماسی حباب‌های جامد (برش مقطع آن‌ها) را به‌خوبی تفکیک نمود و مساحت و قطر حباب‌ها را تک‌به‌تک



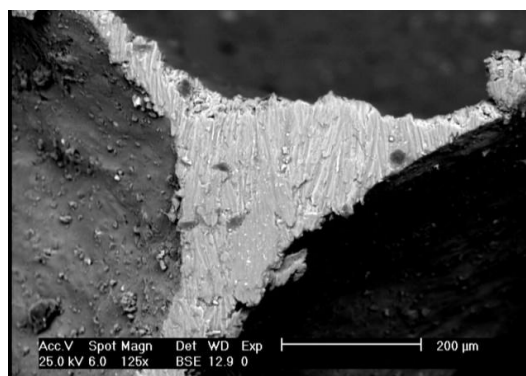
(ب)



(ف)

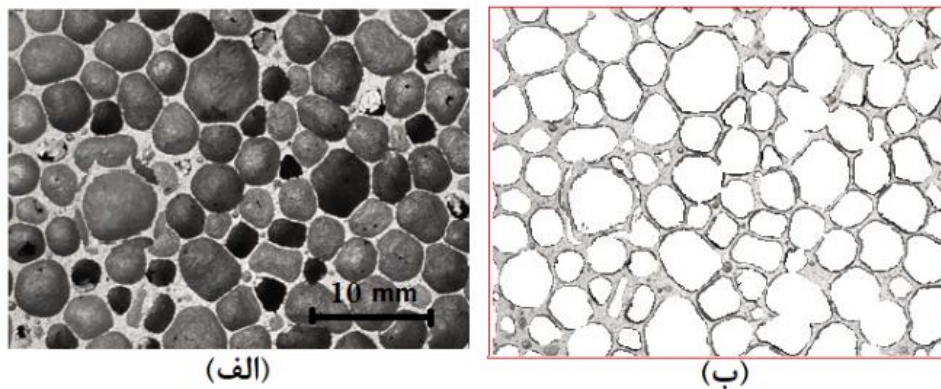


(د)

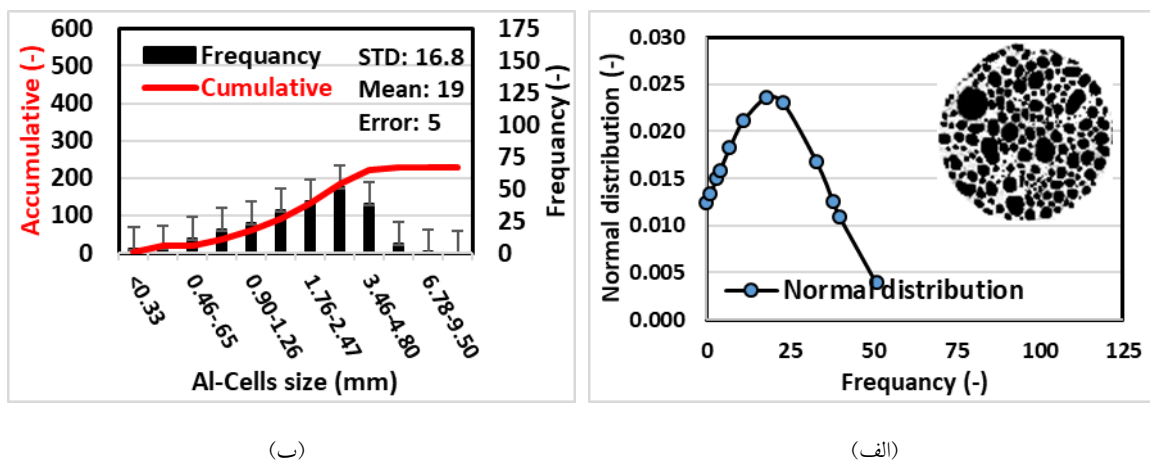


(ج)

شکل ۶ مشاهده مقطع فوم آلایاز سلول‌بسته تهیه شده در پژوهش حاضر: (الف و ب) تصاویر ماکروسکوپی، (ج و د) تصاویر میکروسکوپی که در آن، مناطق برخورد حباب‌ها (فلات) و برش دیواره حباب‌های جامد تقریباً کروی مشخص است



شکل ۷ تبدیل تصاویر واقعی از مقطع برش فوم فلزی (تصاویر سمت چپ) به تصاویر مجازی (تصاویر سمت راست) ب کمک نرم افزار J-Image برای تعیین تعداد و اندازه حباب‌ها و تعیین توزیع آماری آن‌ها

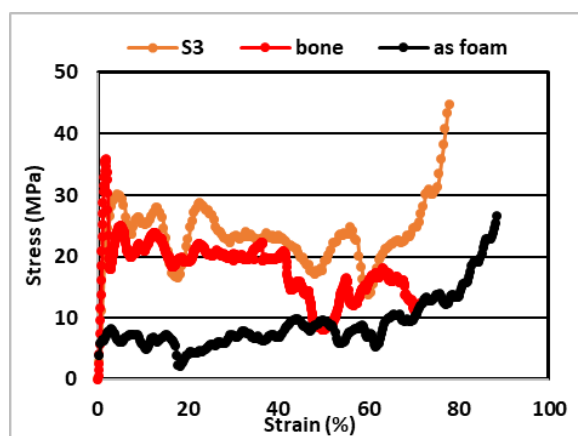


شکل ۸ توزیع آماری حباب‌ها در سطح مقطع فوم‌های فلزی تهیه شده در پژوهش حاضر برای استفاده در استخوان مصنوعی (الف) توزیع نرمال حباب‌ها برحسب تعداد تکرار هر حباب، (ب) تعداد تجمعی و مجزای حباب‌ها برحسب قطر تقریبی هر حباب

درجه سلسیوس، فرصت برای ایجاد فازهای شبه پایدار بسیار ریز نانومتری در دیواره‌های حباب‌های فوم فلزی فراهم خواهد آمد. این فازها در دیواره‌های حباب‌های جامد و هم‌چنین مناطق فلاتی از برخورد چند حباب فلزی، می‌توانند با قفل نمودن صفحات اتمی پر دانسیته، مزاحم حرکت یا لغزش صفحات اتمی شوند. لذا مقاومت به تغییر فرم پلاستیک را خودبه‌خود افزایش می‌دهند. به این منظور چهار سیکل پیرسازی مطابق شکل (۲)، یعنی به ترتیب سیکل‌های: (۱) abcd به مدت ۲ ساعت در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس و سرد شدن سریع در دمش هوا، (۲) abef به مدت ۷ ساعت در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس، (۳) abgh به مدت ۱۵ ساعت در

پس از مشخص شدن متغیرهای مهندسی ساختار تخلخل فوم آلیاژ ۳۵۶-xwt.%Cu و با توجه به تکرارپذیری مراحل ریخته‌گری و قرارگیری ویژگی‌های ساختار حباب‌های فلزی این فوم در بازه‌های به دست آمده برای دانسیته و PPI، می‌توان با اطمینان، طراحی آزمون‌های مکانیکی را روی این فوم اجرا کرد؛ لذا همان‌طور که در بخش آزمون‌ها اشاره شد، نمونه‌های استخوان فومی با ابعاد ذکر شده (متناسب با ابعاد قسمت مستقیم و صاف استخوان گوسفند) طبق سیکل مندرج در شکل (۲)، تحت عملیات حرارتی پیرسازی قرار گرفتند تا اثر زمان پیرسازی در ساختار فازی فوم مشخص شود. با اعمال زمان‌های مختلف در دمای ۱۶۵

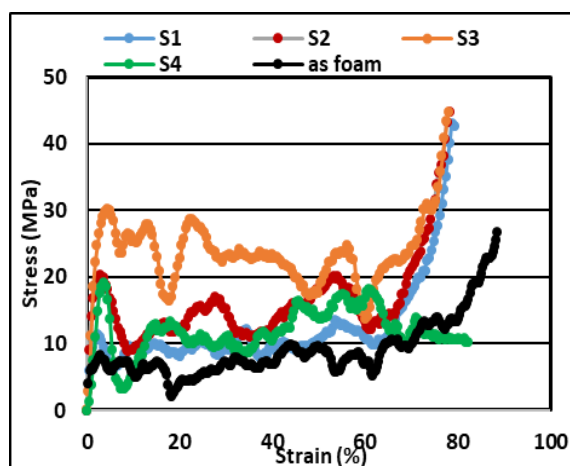
نتایج عملیات پیرسازی طبق سیکل‌های شکل (۲)، نشان داد که با افزایش زمان پیرسازی تا ۱۵ ساعت می‌توان به راحتی استحکام استخوان مصنوعی ساخته‌شده از فوم فلزی A356-Cu را افزایش داد و به حد استخوان مصنوعی یا کمی بالاتر از آن، ارتقا داد. در یک قضاوت ساده از مقایسه تنش تسلیم، در انتهای ناحیه الاستیک که تقریباً اولین پیک منحنی تنش- کرنش نمونه‌ها در شکل (۹) است، می‌توان ادعا کرد نمونه فوم بدون عملیات حرارتی حدود ۹ مگاپاسکال و نمونه S1 دارای استحکام تسلیم حدود ۱۱ مگاپاسکال است. نمونه‌های S2 و S4 هر دو تقریباً دارای استحکام تسلیم ۲۰ مگاپاسکال هستند. اما نمونه منتخب S3 دارای تنش تسلیم حدود ۳۱ مگاپاسکال است که از همه نمونه‌های قبلی بالاتر است.



شکل ۱۰ مقایسه استحکام استخوان تازه ساق گوسفند، استخوان مصنوعی منتخب عملیات حرارتی شده S3(abgh) و استخوان مصنوعی بدون عملیات حرارتی پیرسازی

در شکل (۱۰) منحنی‌های تنش-کرنش برای سه نمونه خام فومی، نمونه عملیات حرارتی شده منتخب S3 (سیکل abgh) و نمونه استخوان تازه گوسفند، در کنار یکدیگر رسم شده‌اند. با مقایسه این منحنی‌ها، اثر سیکل عملیات حرارتی روی افزایش استحکام استخوان‌های مصنوعی به خوبی دیده می‌شود. از این رو در صورت استفاده از پوشش‌های سرامیکی استخوانی مانند هیدوکسی آپاتایت روی استخوان مصنوعی فومی به خوبی می‌توان با تراشکاری فوم فلزی A356-

دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس و ۴ abkm به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس، انتخاب شد و انجام گرفت. لازم به ذکر است در انتهای سیکل‌های ۱ الی ۳، نمونه‌های استخوان فومی فلزی سریعاً در دمش هوا، سرد می‌شدند ولی نمونه سیکل ۴ در داخل کوره به آرامی سرد شد.



شکل ۹ منحنی‌های تنش-کرنش نمونه‌های استخوان مصنوعی با سیکل‌های مندرج در شکل (۲)

در مرحله بعد، مطابق شرایط و استاندارد بیان شده در قسمت آزمون‌ها، آزمون فشار روی نمونه‌های استخوان فومی خام (بدون عملیات حرارتی) و هر ۴ نمونه عملیات حرارتی شده فوق انجام گرفت. با توجه به سطح مقطع و طول بعد از له شدن کامل نمونه‌های فومی، منحنی‌های تنش-کرنش برای هر ۴ نمونه عملیات حرارتی شده در شکل (۹) با کدهای S1 الی S4 به ترتیب برای ۴ سیکل عملیات حرارتی پیرسازی فوق، رسم شد. مقایسه منحنی‌ها نشان می‌دهد که زمان ۱۵ ساعت در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس، استحکام استخوان مصنوعی فومی را بسیار نزدیک به نمونه استخوان طبیعی کرده است (اندکی از آن بیشتر است). اما با ادامه عملیات پیرسازی به ۲۴ ساعت در این دما، استحکام مجدداً افت کرده است. این مطلب با توجه به پدیده‌شناسی پیر سختی، مربوط به ایجاد فازهای پایدار سختی رسوبی است که از حالت شبه پایدار با سختی حداکثری به فاز پایدار (رسوب درشت‌تر) با استحکام پایین‌تر تبدیل شده‌اند [22,23]. بنابراین

مصنوعی S3 و طبیعی نشان می‌دهد که تغییر فرم هر دو استخوان مصنوعی و طبیعی از فک پایین دستگاه فشار شروع می‌شود اما این یک الزام نیست و در بعضی نمونه‌های مصنوعی از فک بالا شروع شد. لذا شروع تغییر فرم در استخوان مصنوعی به ناهمگنی و وجود حباب‌ها در دو طرف فک دستگاه برمی‌گردد. هر طرف که ساختار حباب‌های فلزی ناهمگن‌تر و تحمل بار کم‌تری دارند، از آن طرف، سازه استخوان مصنوعی تسلیم می‌شود و شروع به تغییر فرم می‌کند.

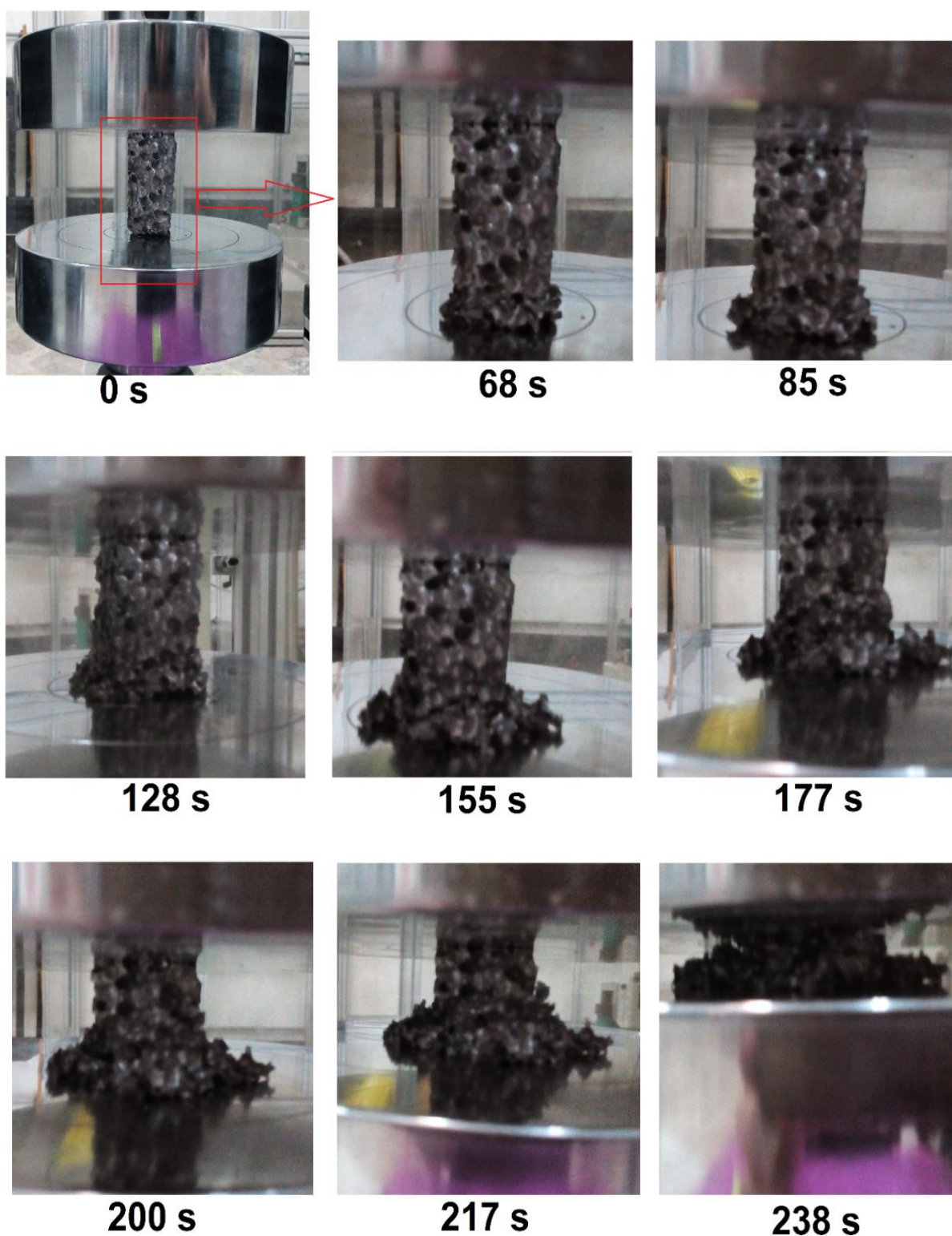
نکته قابل تأمل، نوع کاملاً متفاوت رفتار تغییر فرم و شکست دو سازه استخوان مصنوعی و طبیعی در شکل‌های (۱۱) و (۱۲) است. به‌علت تازه بودن استخوان طبیعی، بافت استخوانی به ذرات ریز شکسته نمی‌شود بلکه به‌صورت طولی در راستای استخوان، ترک‌های طولی برمی‌دارد و از قسمت پایین شروع به پیچ خوردن می‌کند و به‌صورت فنری دور خود می‌چرخد (مانند تراشه‌های فنری و مارپیچ هنگام تراشکاری). لذا این مطلب به‌علت چرب بودن مغز استخوان و تازه بودن بافت تخلخل استخوان، امری طبیعی است. اما در نمونه فوم فلزی یا همان استخوان مصنوعی، به‌علت ترد بودن ساختار سلول‌بسته (حباب‌های جامد) فوم فلزی، ساختار فوم از پایین فک شروع به له شدن و سپس خرد شدن و در هم ریختن ساختار متخلخل می‌کند و این حالت تخریب از پایین به بالا با اعمال نیروی فشاری در مراحل بعدی فشرده شدن، به‌طور مداوم رخ می‌دهد. لذا وجود خود خرده‌های حاصل از تخریب حباب‌های فلزی، و گیرکردن آن‌ها در همدیگر، تغییر مقاومت طی فشرده شدن را سبب می‌شود. این مطلب توسط پیک‌های منحنی‌های شکل (۱۰) به‌خوبی مشخص می‌شود. زیرا در مراحل له شدن، نرخ کارسختی فوم فلزی به‌صورت ناگهانی بالا می‌رود و دوباره در مراحل بعدی افت می‌کند. از خصوصیات بارز ساختارهای فوم ترد وجود نوسانات کارسختی در محدوده پلاستیک منحنی تنش- کرنش آن‌ها است [10,20] که با نتایج دیگر محققان هم‌خوانی دارد.

و روکش کاری با مواد استخوانی سازگار با بافت بدن، استخوانی مصنوعی با استحکامی دقیقاً مشابه استحکام نمونه استخوان طبیعی، تهیه کرد.

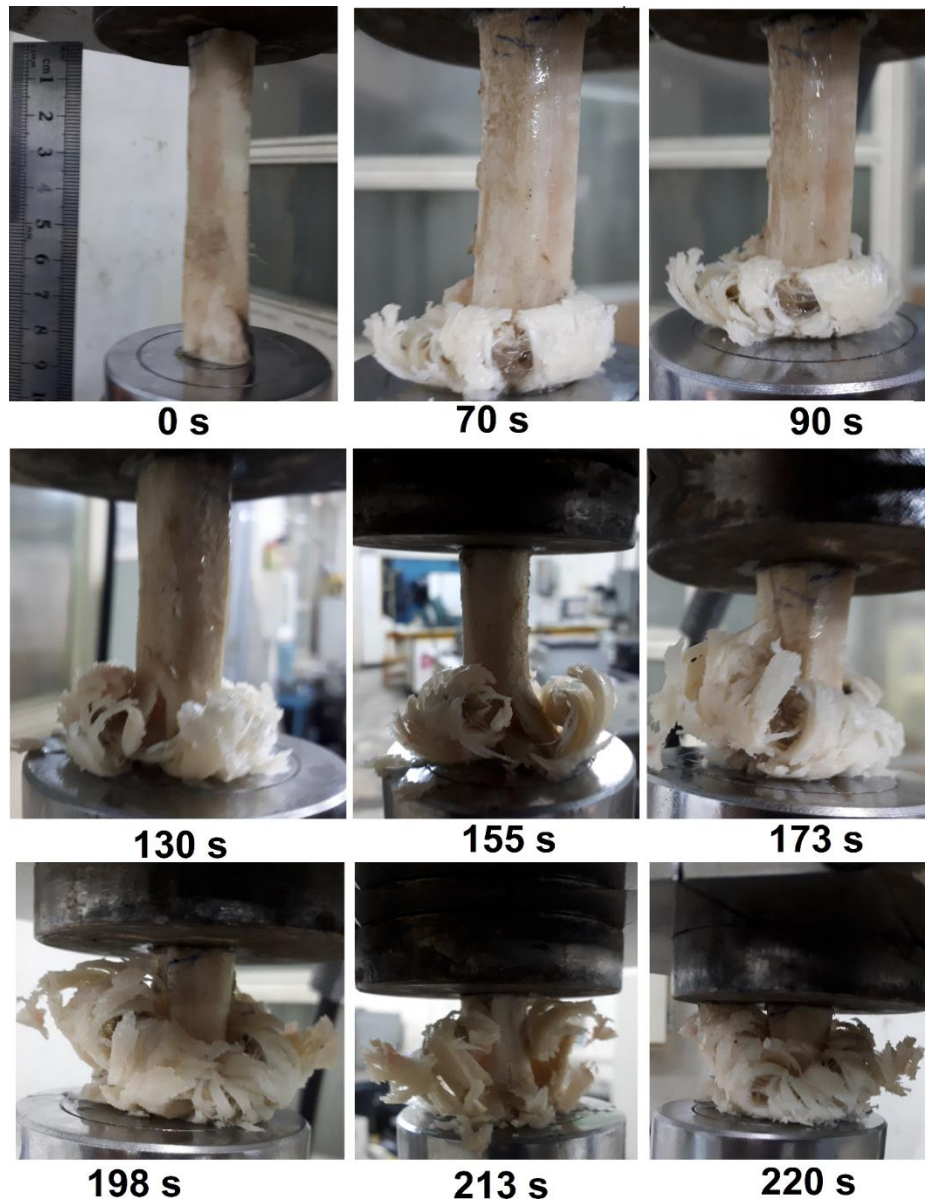
شکل (۱۱) مراحل از آزمون فشار طبق استاندارد ISO 13314 را روی استخوان مصنوعی A356-Cu-xwt.% نشان می‌دهد. در زیر هر تصویر، زمان بارگذاری فشاری تک‌محوره ارائه شده است تا روند تغییر فرم و شکست استخوان مصنوعی با استخوان تازه ساق گوسفند در شکل (۱۲) قابل مقایسه باشد. چند نکته بسیار مهم در شکل (۱۲) وجود دارد:

ابتدا این که آزمون فشاری طبق استاندارد مواد متخلخل (نه مواد چگال) روی بافت کامل ساق استخوان تازه گوسفند انجام شده است [11]. در داخل استخوان کورتیکال ساق گوسفند که بیشتر شبیه به یک لوله جداره‌نازک با مقطع بیضی مانند است (شکل ۳-ب)، مغز استخوان با بافت نرم چربی‌مانند وجود دارد؛ لذا تراکم بافت چربی مغز استخوان طی آزمون فشار، باعث نفوذپذیری چربی در بافت متخلخل استخوان می‌شود و با گذر از ضخامت لوله مانند استخوان، از سطح بیرونی استخوان، به‌صورت قطرات چربی تراوش می‌کند. این نفوذ چربی در بافت سخت استخوانی، شدیداً روی مکانیزم تغییر فرم و شکست استخوان (نسبت به استخوان غیر تازه و فاقد مغز استخوان) تأثیر می‌گذارد. دوم این که این آزمون روی کل قسمت کورتیکال استخوان تازه انجام شده است؛ یعنی درست برخلاف بسیاری از مقالات که برش کوچکی (کوپن) از جداره ساق کورتیکال را جدا می‌کنند و آزمون فشار را (طبق استاندارد مواد چگال ASTM E9) انجام می‌دهند. در این صورت به‌علت مقیاس کوچک نمونه، به‌هیچ‌وجه اثر هندسه استخوان در رفتار بارگذاری ظاهر نخواهد شد و داده‌های به‌دست آمده از آزمون‌ها با نتایج واقعی استحکام استخوان در بدن تفاوت خواهد داشت. لازم به ذکر است در تهیه استخوان مصنوعی از فوم فلزی سلول‌بسته، اثر هندسه و تغییر سطح مقطع ساق استخوان در ارتفاع ۷۲ میلی‌متر آن در نظر گرفته شده است.

مقایسه دو شکل (۱۱) و (۱۲) به ترتیب برای استخوان



شکل ۱۱ روند تحمل بارگذاری فشاری روی استخوان مصنوعی در پژوهش حاضر در زمان‌های مختلف آزمون فشار تک‌محوره



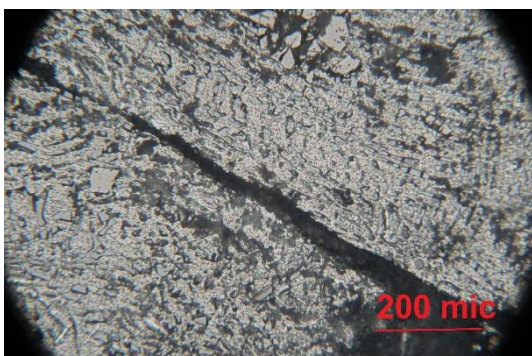
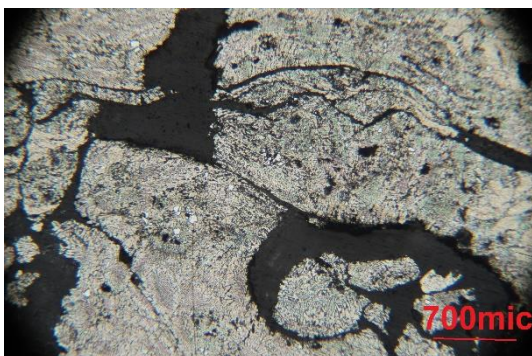
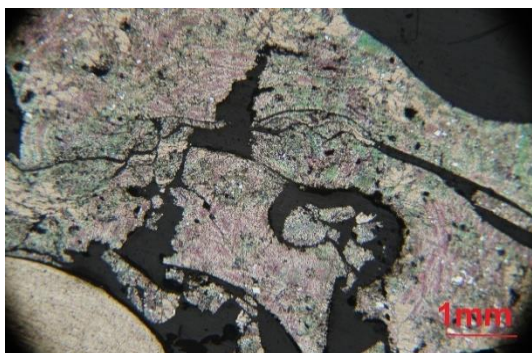
شکل ۱۲ روند تحمل بارگذاری فشاری روی نمونه استخوان تازه ساق گوسفند در زمان‌های مختلف آزمون فشار تک‌محوره

مشخص می‌شود. در شکل (۱۴) ساختار متالوگرافی همین نمونه بعد از ۵۵٪ کرنش نشان داده شده است. حالت تغییر فرم و سیلان متریال فلزی تا حدودی نسبت به شکل (۱۳) مشخص تر است. به عبارت دیگر در این مرحله بعد از خرد شدن حباب‌ها و در هم قفل شدن ذرات خردشده، فرایند له شدن و تغییر فرم پلاستیک رخ داده است. از این رو در انتهای منحنی تنش-کرنش نمونه‌های استخوان مصنوعی، مقدار تنش با شیب

برای اثبات این ادعا، نمونه‌ای از مقطع له شده استخوان مصنوعی تهیه شد و آزمون متالوگرافی روی آن انجام گرفت. شکل (۱۳) نمایی از ساختار فوم له شده را بعد از ۲۸ درصد کرنش روی نمونه S3 نشان می‌دهد. تصاویر از بالا به پایین بزرگ‌نمایی شده‌اند و به خوبی مشخص است که دیواره‌های حباب‌های فلزی که خردشده‌اند در داخل هم رفته‌اند و به هم فشار وارد می‌کنند. بنابراین متراکم شدن فوم فلزی و افزایش دانسیته آن در طی تغییر فرم با این تصاویر به خوبی

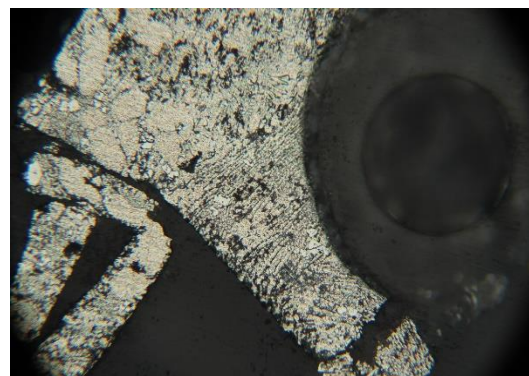
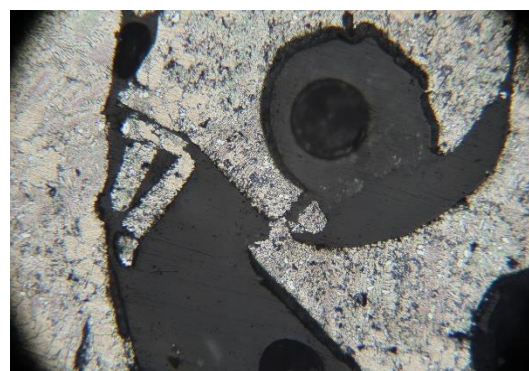
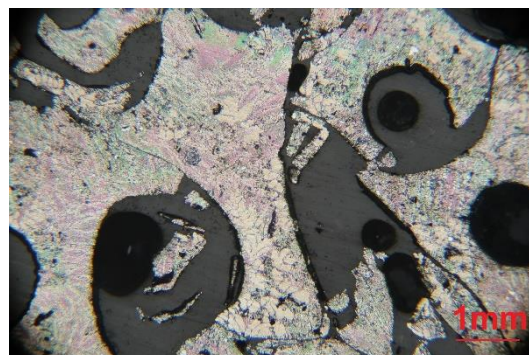
این تفاوت اصلی رفتار استخوان طبیعی و مصنوعی توسعه داده شده در پژوهش حاضر است.

از طرف دیگر، افزودن نزدیک به ۵ درصد مس به آلیاژ A356 و انجام عملیات پیرسازی طبق سیکل‌های مندرج در شکل (۲)، نشان داد که نمونه S3 نزدیک‌ترین استحکام و رفتار منحنی تنش- کرنش را به نمونه استخوان طبیعی دارد و در نمونه بدون عملیات حرارتی اگرچه میزان کارسختی قسمت انتهای منحنی تنش- کرنش آن صعودی نیست و بسیار شبیه استخوان طبیعی است؛ ولی استحکام آن پایین‌تر از نمونه‌های پیرسازی شده است.



شکل ۱۴ متالوگرافی ساختار استخوان مصنوعی پس از آزمون فشار و له شدن حباب‌های استخوان مصنوعی (۵۵٪ کرنش)

زیادی بالا می‌رود (کارسختی شدید در مراحل نهایی تغییر فرم).



شکل ۱۳ متالوگرافی ساختار استخوان مصنوعی پس از آزمون فشار و خرد شدن حباب‌های استخوان مصنوعی (۲۸٪ کرنش)

لذا الگوی تغییر فرم در متریال استخوان مصنوعی به علت فلزی بودن و وجود ذرات سیلیس که سبب ترد شدن همراه با استحکام‌بخشی می‌شود، به مراتب با نمونه استخوان طبیعی تفاوت دارد. همان‌طور که در نمودار شکل (۱۰) نیز مشاهده می‌شود؛ استخوان طبیعی، اصلاً فرایند کارسختی را (قسمت افزایش شیب تنش در انتهای منحنی تنش- کرنش) ندارد و

فازهای شبه پایدار و پایدار بستگی دارد و با پیوستن مس به فاز پایدار θ ، استحکام فلز به علت رخ دادن پدیده Over age افت می‌کند؛ زیرا توزیع عنصر مس در شبکه کریستالی فازهای شبه پایدار GP، θ'' و θ' بسیار متفاوت از شبکه کریستالی CuAl_2 یا فاز تنا است [22,25].

برای این منظور در شکل (۱۵) تصاویر توزیع عنصر مس به ترتیب برای نمونه خام و سیکل‌های abcd, abef, abgh, abkm (شکل ۲) مشاهده می‌شود که برای یک نمونه با یک ترکیب اولیه ثابت، ارائه شده است. در این شکل به توزیع نقاط سفیدرنگ که نماینده مناطق فازی شبه پایدار تا پایدار، طی فرایند عملیات حرارتی فوق در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس هستند، دقت کنید. در تصویر (۱۶-ی)، به خوبی دیده می‌شود که نقاط سفید (نقشه عنصری مس) تجمع یافته‌اند و نشانه رسوبات درشت CuAl_2 ، که فازی پایدار است، هستند و به علت پیرسازی بیش از حد به وجود می‌آید [26-۲۸]. از این رو سیکل ماقبل آن که زمان عملیات حرارتی ۱۵ ساعت است مناسب‌ترین نمونه برای استحکام حداکثری است.

به کمک معادله (۱) می‌توان رفتار جذب انرژی فوم و استخوان را طی بارگذاری فشاری رسم نمود و به راحتی در هر بازه کرنشی مقایسه نمود.

$$E_a = \int_{\epsilon_0}^{\epsilon_d} \frac{F \cdot dx}{A \cdot h_d} \quad (1)$$

در معادله (۱) E_a انرژی بر واحد حجم، سطح مقطع نمونه، h_d ارتفاع نمونه، F نیرو و dx مقدار جابه‌جایی در هر لحظه طی آزمون فشار تک‌محوره است. عموماً براساس منابع معتبر، مقدار جذب انرژی (E_a) تا کرنش چگالش (جایی که دانسیته فوم تقریباً به دانسیته ماده چگال نزدیک می‌شود و عموماً زیر ۷۵٪ کرنش است) اندازه‌گیری و مقایسه می‌شوند. اگرچه می‌توان این انرژی را با توجه به حد انتگرال معادله (۱) تا هر محدوده‌ای حساب نمود. در پژوهش حاضر، مقدار انرژی جذب شده با توجه به منحنی تنش-کرنش استخوان طبیعی، برابر ۶۵ درصد کل کرنش انتخاب شد. رفتار جذب انرژی تمام نمونه‌های استخوان مصنوعی و طبیعی در شکل (۱۷-الف) ارائه شده است. مشاهده می‌شود که رفتار جذب انرژی نمونه S3 و نمونه استخوان طبیعی بسیار نزدیک به هم

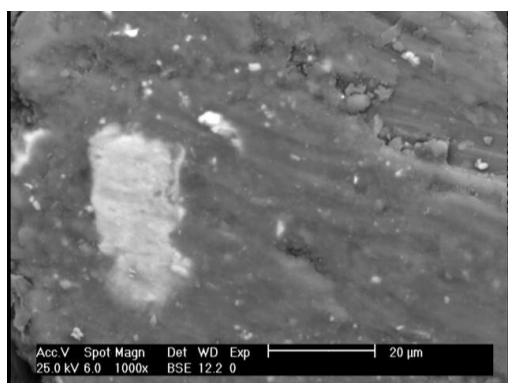
برای بررسی استحکام نمونه S3 نسبت به سایر نمونه‌ها و همچنین نمونه بدون عملیات حرارتی، به کمک میکروسکوپ الکترونی از نمونه‌های متالوگرافی استخوان مصنوعی (بعد از پوشش‌دهی با طلا) تصاویر SEM گرفته شد. این تصاویر از منطقه فلاتی بین حباب‌ها، همانند شکل (۶-د)، در مد تفرق اشعه X تهیه شده است تا بتوان توزیع عنصری را در زمینه و فازهایی که در محل برخورد حباب‌ها یا جداره حباب‌ها وجود دارند، به دست آورد. شکل (۱۵) نمایی از این آنالیز عنصری را برای نمونه استخوان مصنوعی بدون عملیات حرارتی (در ناحیه فلاتی برخورد حباب‌ها) نشان می‌دهد. با توجه به این که طی فرایند ریخته‌گری، از پودر TiH_2 به عنوان عمل حباب‌زا استفاده شده است، در تصویر (۱۵-الف و ب)، به خوبی مشخص است که لکه سفیدرنگ، اثر پودر TiH_2 است و آنالیز عنصری در تصویر (۱۵-د) به خوبی این مطلب را اثبات می‌کند. مقدار توزیع عنصر مس، در تصویر (۱۵-ی)، به علت عدم تشکیل فازهای شبه پایدار به نام مناطق GP بسیار جزئی است [23-۲۸]. از این رو با انجام عملیات حرارتی و ایجاد رسوبات بسیار کوچک در مقیاس نانومتری انتظار می‌رود که توزیع عنصری مس بیشتر مشهود شود.

از این رو سعی شد یک نمونه شاهد از فوم فلزی A356-Cuwt.% به عنوان نمونه‌ای از استخوان مصنوعی، بعد از متالوگرافی همراه با نمونه‌هایی که عملیات حرارتی شده‌اند، در کوره قرار داده شود و به ترتیب بعد از زمان‌های ۲ و ۷ و ۱۵ و ۲۴ ساعت، این نمونه پولیش و به کمک میکروسکوپ الکترونی، آنالیز عنصری شود. توزیع عنصر مس در این نمونه مشخص می‌شود و با حالت اول (بدون عملیات حرارتی یا تصویر ۱۵-ی) مقایسه می‌شود تا ایجاد فازهای شبه پایدار یا مناطق GP طی فرایند پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس به خوبی مشخص شود.

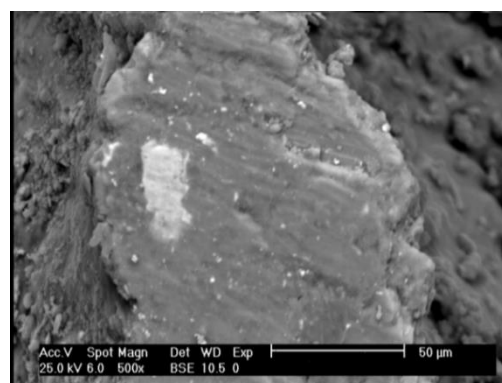
به عبارت دیگر، اگر نقاط توزیع و فراوانی نقاط سفیدرنگ در تصویر (۱۵-ی)، که مربوط به نمونه بدون عملیات حرارتی پیرسازی است، مبنای مقایسه توزیع عنصر مس در زمینه قرار گیرد؛ طی عملیات حرارتی پیرسازی باید با تشکیل فازهای شبه پایدار، ابتدا مناطق GP سپس به ترتیب مناطق θ' و θ'' و نهایتاً فاز پایدار θ با ترکیب فلزی CuAl_2 رسوب کند [24,25]. لذا توزیع عنصر مس دقیقاً به این

یکسان بوده است و از ۳۰٪ تا ۴۵٪ کرنش، اختلاف در رفتار جذب انرژی ظاهر می‌شود و از ۳۵٪ کرنش به بالا، جذب انرژی استخوان مصنوعی S3 بالاتر از استخوان مصنوعی قرار می‌گیرد. از این رو در هنگام تصادف در ریز ۳۰ درصد کرنش، رفتار این نمونه S3 مشابه نمونه استخوان طبیعی خواهد بود.

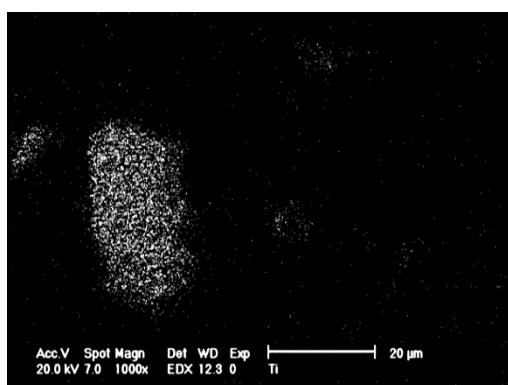
هستند، در صورتی که برای سایر نمونه‌ها اختلاف انرژی E_a با استخوان طبیعی بسیار زیاد و غیرقابل قبول است، حتی اگر تنش تسلیمی نزدیک به نمونه استخوان طبیعی داشته باشند. با دقت در رفتار نمونه S3 و استخوان طبیعی مشخص می‌شود که تا کرنش‌های ۳۰٪ رفتار هر دوی آنها در جذب انرژی



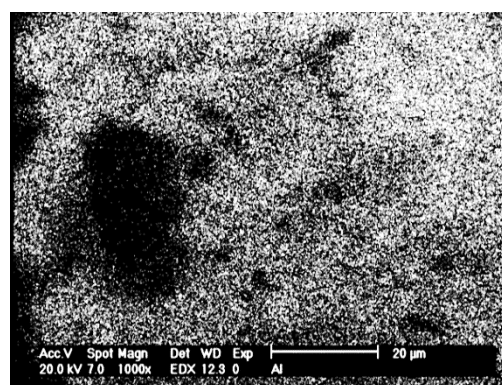
(ب)



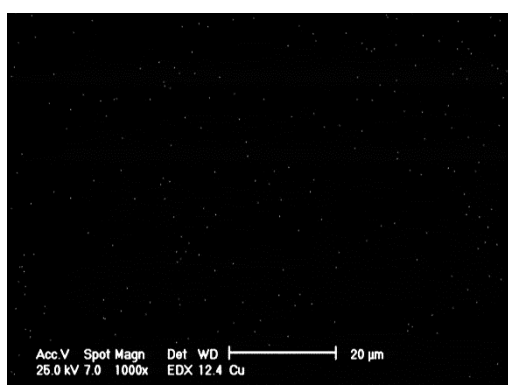
(الف)



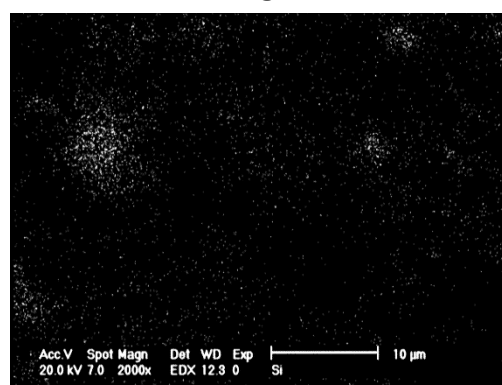
(د)



(ج)

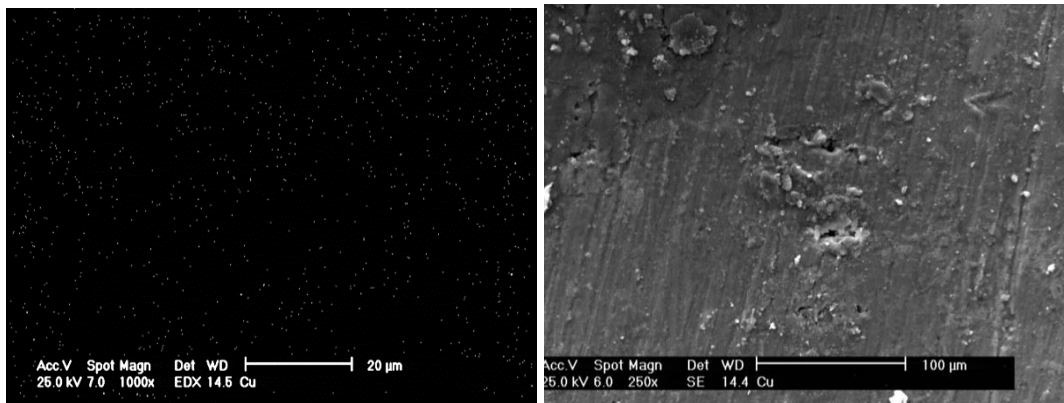


(ی)



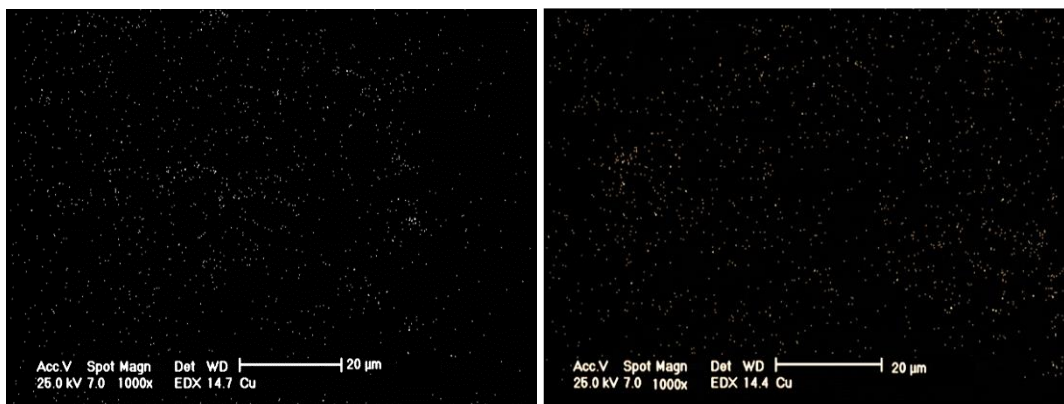
(هـ)

شکل ۱۵ توزیع عنصری به کمک میکروسکوپ الکترونی در مد x-ray، در منطقه فلاتی حباب‌های استخوان مصنوعی بدون عملیات حرارتی (شکل ۶-د)



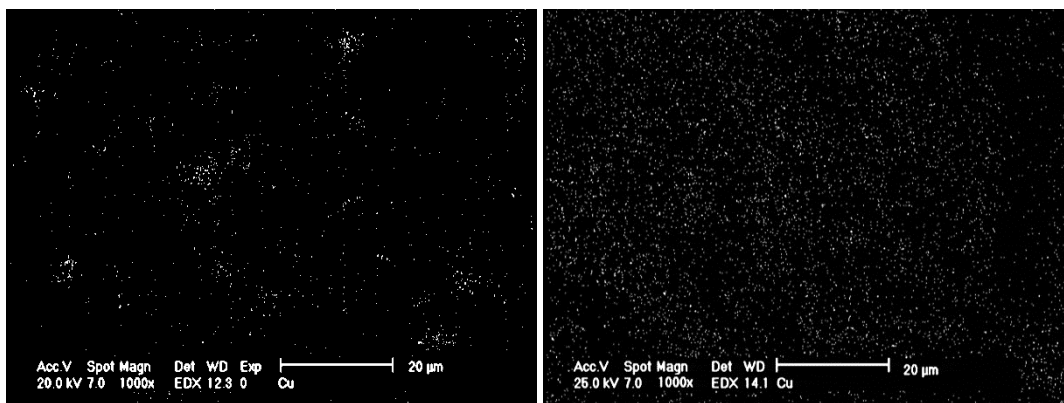
(ب)

(الف)



(د)

(ج)



(ی)

(هـ)

شکل ۱۶ تغییرات توزیع عنصر مس به کمک میکروسکوپ الکترونی در مد x-ray، در یک نمونه با ترکیب شیمیایی ثابت طی عملیات پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس: (الف) نمونه مورد آزمون، (ب) نمونه بدون عملیات حرارتی، (ج) نمونه S1 دو ساعت، (د) نمونه S2 هفت ساعت، (هـ) نمونه S3 پانزده ساعت (نمونه منتخب)، (ی) نمونه S4 بیست و چهار ساعت (Over age)

(۱۰) مشاهده شود) مقدار انرژی جذب شده نمونه‌ها طی بارگذاری فشاری، اندازه‌گیری و با نمونه استخوان طبیعی

برای صحنه‌گذاری نمونه منتخب در قدم بعدی تلاش شد که در یک میزان کرنش ثابت ۶۰٪ (نمودار شکل (۹) و

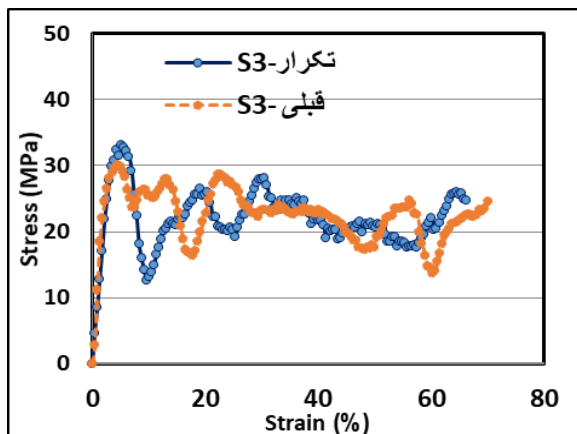
[20,25]، استحکام در نمونه S4 و به تابعیت آن، انرژی جذب (سطح زیر منحنی تنش- کرنش) شدیداً افت می‌کند (از ۱۳/۶۵ به ۶/۹۸ مگا ژول بر مترمکعب می‌رسد) و تقریباً همانند نمونه S1 می‌شود. این افت انرژی جذب همان‌طور که قبلاً بیان شد به علت پدیده بیش‌ازحد پیرسازی یا Over age است که از تبدیل رسوبات پراکنده شبه‌پایدار نانومتری به رسوبات پایدار میکرونی (درشت شدن رسوبات) به وجود می‌آید. از این رو تأیید می‌شود که نمونه استحکام مصنوعی منتخب، نمونه S3 با ۱۵ ساعت عملیات حرارتی در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس است.

برای اطمینان از این مطلب، یک‌بار دیگر نمونه استحکام مصنوعی تهیه شد و سیکل abgh از شکل (۲) روی نمونه جدید انجام شد. سپس نمونه جدید S3 تحت آزمون فشار در شرایطی همانند شرایط قبل قرار گرفت. منحنی تنش- کرنش مهندسی به دست آمده تا ۷۰٪ کرنش، مجدداً با نمونه S3 قبلی مقایسه شد. شکل (۱۸-الف) مقایسه این دو منحنی را در کنار یکدیگر نشان می‌دهد. مشخص است که رفتار این دو منحنی S3 قبلی و جدید بسیار به همدیگر نزدیک است و نتایج تکرارپذیری کم‌تر از ۸ درصد، اختلاف دارند. بنابراین بار دیگر شرایط عملیات حرارتی پیرسازی فوم آلایز A356-Cu در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس به مدت ۱۵ ساعت به عنوان نمونه منتخب برای جایگزینی به جای استحکام مصنوعی تأیید می‌شود. در شکل (۱۸-ب) مقایسه استحکام مصنوعی پیرسازی شده در کنار استحکام طبیعی گوسفند نشان داده شده است و تأییدی بر طراحی مناسب سیکل عملیات طراحی استحکام مصنوعی است.

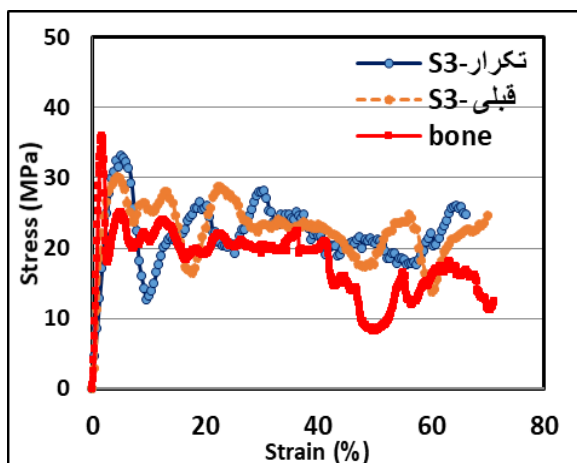
به کمک انرژی جذب شده طی تغییر فرم استحکام‌های مصنوعی و طبیعی در شکل (۱۷) می‌توان مقدار تنش پایا یا فلاتی (Plateau Stress) را که از ویژگی‌های ساختاری متخلخل است، محاسبه نمود. از این رو اگر معیار کرنش ۶۰ درصد برای جذب انرژی مورد تأیید قرار گیرد، به کمک انرژی می‌توان مقدار تنش پایا را که از تقسیم سطح زیر منحنی تنش- کرنش بر طول ناحیه کرنش ۶۰ درصد است،

مقایسه شود. شکل (۱۷) نتایج این اندازه‌گیری را بر حسب ژول بر مترمکعب، نشان می‌دهد.

همان‌طور که در متون علمی ذکر شده است مقدار انرژی جذب شده در آزمون فشار برای فوم‌های فلزی به ناحیه فلاتی پس از تسلیم فوم تا مقدار کرنش چگالش وابسته است و هرچه این تنش در بین این دو نقطه (کرنش تسلیم تا کرنش چگالش) تغییر نکند و همراه با کار سختی نباشد، برای استفاده در جذب انرژی مطلوب‌تر است. منتهی فوم‌های مورد مصرف در پژوهش حاضر، همانند سایر فوم‌های آلومینیم با ساختار کریستالی FCC، رفتار ترد دارند و طی کرنش پلاستیک، دچار کار سختی همراه با شکست ساختار سلولی به صورت مداوم یا سیکلی می‌شوند و عملاً تنش در این ناحیه فلاتی نوسان می‌کند. این رفتار مشابه رفتار استحکام طبیعی تازه است؛ لذا برای دقت بیشتر و اعتبارسنجی این ادعا، مقدار انرژی این ناحیه بر اساس معادله (۱) محاسبه و مقدار عددی این جذب انرژی برای استحکام‌های مصنوعی و استحکام تازه گوسفندی، در شکل (۱۷) مقایسه شد. مطابق شکل (۱۷-الف) از مقایسه جذب انرژی بین نمونه‌های مختلف عملیات حرارتی و نمونه خام با نمونه استحکام طبیعی مشخص می‌شود که نمونه S3 بیش‌ترین جذب انرژی را دارد و نسبت به نمونه استحکام طبیعی ۲۳٪ جذب انرژی بیشتری طی تغییر فرم در یک کرنش ثابت داشته است (۱۳/۶۰ در مقابل ۱۱/۸۵ مگاژول بر مترمکعب). در عین حال تنش متوسط پایا برای استحکام مصنوعی S3 برابر ۲۲/۱۰ مگاپاسکال و استحکام تازه ساق پای گوسفند ۱۹/۴۱ است که بسیار به هم نزدیک هستند. در شکل (۱۷) دیده می‌شود که با افزایش زمان پیرسازی به علت تشکیل فازهای شبه‌پایداری که قبلاً بیان شد؛ تعداد رسوبات نانومتری شبه‌پایدار، تا زمان ۱۵ ساعت به صورت مداوم افزایش می‌یابد و بعد از آن، به علت پیوستن رسوبات نانومتری به همدیگر و تبدیل به فاز کاملاً پایدار تا با ترکیب $CuAl_2$ در حد میکرون، به علت کاهش تعداد رسوبات شبه‌پایداری که وظیفه قفل کردن صفحات اتمی را طی لغزش ناشی از بار فشاری دارند

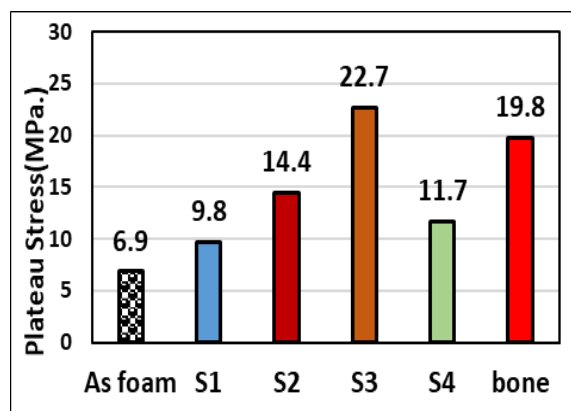


(الف)



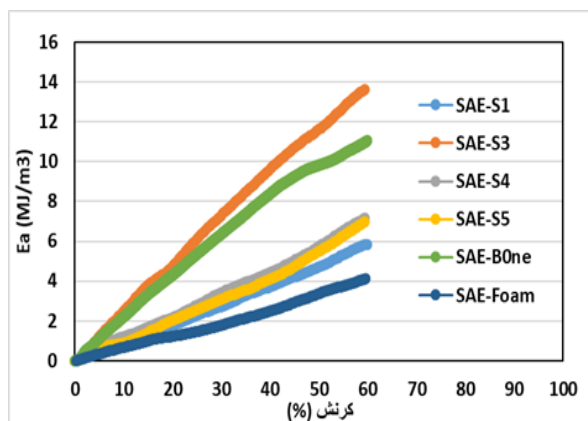
(ب)

شکل ۱۸ تکرارپذیری نمونه S3 که تا کرنش ۷۰٪ رسم شده است:
(الف) تکرارپذیری نمونه S3، (ب) مقایسه S3 با استخوان طبیعی

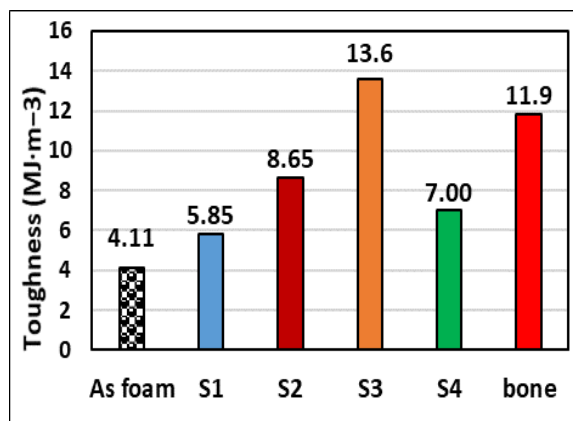


(الف)

به دست آورد (۲۹). نتیجه این محاسبات در شکل (۱۹-الف) ارائه شده است. در این نمودار نیز به خوبی دیده می شود نمونه S3 از لحاظ تنش پایا به نمونه استخوان تازه طبیعی نزدیک تر است. در شکل (۱۹-ب) هم چنین تنش تسلیم با مشخصه اولین پیک انتهای ناحیه الاستیک از نمودارهای تنش-کرنش شکل های (۹) و (۱۰) استخراج و در کنار تنش پایا ارائه شده است.



(الف)



(ب)

شکل ۱۷ (الف) مقایسه رفتار جذب انرژی SAE فشاری تا کرنش ثابت ۶۰٪ برای استخوان های طبیعی و مصنوعی، (ب) مقایسه انرژی کل جذب شده طی بارگذاری فشاری از کرنش تسلیم تا کرنش ثابت ۶۰٪ (منطقه فلاتی) برای استخوان های طبیعی و مصنوعی

مکانیکی بااستخوان طبیعی تازه است که طی فرایند بارگذاری فشاری قرار گرفته‌است.

۳. تنش پایا و تنش تسلیم برای نمونه S3 به ترتیب برابر ۲۲/۷ و ۳۰/۷ مگاپاسکال هستند درحالی‌که برای استخوان طبیعی و تازه ساق گوسفند به ترتیب ۱۹/۸ و ۳۳/۵ مگاپاسکال است و این اختلاف خواص کم‌تر از ۸٪ است.

۴. انرژی جذب شکست تا کرنش ۶۰٪ طی بارگذاری فشاری شبه‌استاتیکی تک‌محوره، با سرعت فک ۲۰ میلی‌متر بر دقیقه طبق استاندارد بین‌المللی ISO 13314 برای مواد متخلخل، برای استخوان طبیعی موردنظر $11/9 \text{ MJ/m}^3$ و برای استخوان مصنوعی منتخب S3، برابر $13/6 \text{ MJ/m}^3$ است.

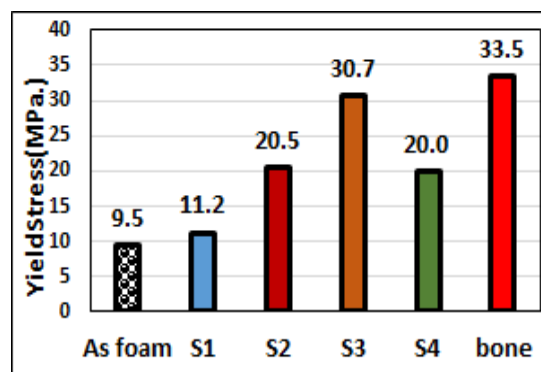
۵. مکانیزم افزایش استحکام استخوان‌های مصنوعی در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس با زمان پیرسازی، تبدیل شبه‌رسوب (مناطق نانومتری GP) با غلظت بالای مس، به فازهای شبه‌پایدار θ و θ' رقیق از مس است.

۶. ادامه زمان پیرسازی در استخوان‌های مصنوعی، به بالای ۱۵ ساعت، به علت تجمع و رشد رسوبات نانومتری فوق و تبدیل به رسوبات پایدار میکرومتری مانند CuAl_2 ، سبب کاهش ناگهانی استحکام استخوان‌های مصنوعی می‌شود.

۷. به کمک درصد مس در فوم فلزی سلول بسته $\text{A356} + \text{wt.\% Cu}$ و تکنیک عملیات حرارتی پیرسازی می‌توان به استخوان‌های مصنوعی با استحکام موردنظر طراحان و مهندسان پزشکی، در جای‌گذاری استخوان مصنوعی به‌جای استخوان طبیعی رسید.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان مقاله، از شرکت دانش‌بنیان علوم و فناوری‌های نوین رهیافت، بابت فراهم آوردن امکانات ریخته‌گری برای تهیه فوم سلول‌بسته A356 و همچنین حمایت مالی آن شرکت، کمال تشکر و قدردانی را دارد. همچنین از همیاری آقای مهندس حسین سلطانی، حامد والی و خانم فائزه جوادزاده تشکر می‌نمایند



(ب)

شکل ۱۹ مقایسه تنش‌ها بین استخوان‌های مصنوعی و طبیعی بر اساس انرژی جذب تا کرنش ثابت ۶۰٪، (الف) تنش پایا یا فلات (Plateau)T (ب) تنش تسلیم

نتیجه‌گیری

در این پژوهش با افزودن فلز مس به مذاب آلایز آلومینیم-سیلیسیم (A356 آمریکایی) و استفاده از ماده حباب‌زای TiH_2 ، فوم فلزی سلول (حباب) بسته به صورت موفقیت‌آمیز تهیه شد. از این فوم‌ها، استخوان‌های مصنوعی با ابعاد کاملاً مشابه با ساق استخوان تازه گوسفندی تهیه شد و هرکدام تحت عملیات حرارتی پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس در زمان‌های مختلف قرار گرفتند. استحکام فشاری و جذب انرژی شکست استخوان‌های مصنوعی، طی بارگذاری فشاری تک‌محوره، اندازه‌گیری شد و مقایسه آن‌ها با استخوان تازه ساق گوسفند به شرح زیر است:

۱. استخوان مصنوعی تهیه‌شده، بدون داشتن سیکل عملیات حرارتی پیرسازی، دارای استحکام بسیار پایین‌تری نسبت به استخوان طبیعی تازه است. استحکام تسلیم استخوان مصنوعی تهیه‌شده از فوم $\text{A356} + \text{wt.\% Cu}$ بدون پیرسازی، برابر ۹ MPa و استحکام تسلیم استخوان تازه ۳۳ MPa است.
۲. استخوان مصنوعی عملیات حرارتی‌شده با مشخصه S3، مربوط به عملیات پیرسازی در دمای ۱۶۵ درجه سلسیوس و زمان ۱۵ ساعت، بهترین نمونه از لحاظ مشابهت رفتار

مراجع

1. Safadi, F. F., Barbe, M., Abdelmagid, S., Rico, M., Aswad, R. A., Litvin, J., et al., "Bone Structure,

- Development and Bone Biology", In: Khurana JS, editor. *Bone Pathology. 2 ed. Philadelphia, U.S.A: Humana Press*, Pp. 1-50, (2009).
2. Marolt, D., Knezevic, M., Novakovic, G.V., "Bone Tissue Engineering with Human Stem Cells", *Stem Cell Res Ther*, Vol. 1(2), Pp. 1-10, (2010).
 3. Kini, U., Nandeesh, B. N., "Physiology of Bone Formation, Remodeling and Metabolism", In: Fogelman I, Gnanasegaran, Gopinath, van der Wall, Hans (Eds.), editor. *Radionuclide and Hybrid Bone Imaging*. India, Chap. (2), Pp. 29-57, (2012).
 4. Kheirallah, M., Almeshaly, H., "Bone Graft Substitutes for Bone Defect Regeneration", *A collective review. International Journal of Dentistry and Oral Science (IJDOS)*, Vol. 03(5) Pp. 247-57, (2016).
 5. Julia Kenkre, J. B., "The Bone Remodelling Cyc", *Ann Clin Biochem*, Vol. 55(3), Pp. 308-27, (2017).
 6. Alobeedallah, H., Ellis, J. L., Rohanizadeh, R., Coster, H. G. L., Dehghani, F., "Preparation of Nanostructured Hydroxyapatite in Organic Solvents for Clinical Applications", *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, Vol. 25(1), Pp. 12-9, (2011).
 7. Armas, L. A. G., Lappe, J. M., Heaney, R. P., "Calcium, Bone Strength and Fractures", In: Orwoll ES, Bilezikian JP, Vanderschueren D, editors. *Osteoporosis in men 2ed: Elsevier Inc*, Pp. 235-41, (2010).
 8. Warden, S. J., Davis, I. S., Fredericson, M., "Management and Prevention of Bone Stress Injuries in Long-Distance Runners", *J Orthop Sports Phys Ther*, Vol. 44(10), Pp. 749-65, (2014).
 9. Oryan, A., Monazzah, S., Bigham-Sadegh, A., "Bone Injury and Fracture Healing Biology", *Biomedical Environ Sci*, Vol. 28(1), Pp. 57-71, (2015).
 10. Guden M, Celik, E., Cetiner, S., Aydin, A., *Metals Foams for Biomedical Applications: Processing and Mechanical Properties*. Biomaterials. *Advances in Experimental Medicine and Biology*. 5532004. Pp. 257-66.
 11. Matsushita, T., Fujibayashi, S., Kokubo, T., "Titanium Foam for Bone Tissue Engineering", In: Wen C, editor. *Metallic Foam Bone: Processing, Modification and Characterization and Properties: Woodhead Publishing*, Vol. 17, Pp. 10-130, (2017).
 12. Madgule, M., Sreenivasa, C. G., Shivakumar, K.M., "A Review on Production of Aluminium Metal Foams", *International Conference on Advances Manufacturing, Materials and Energy Engineering; 2-4 March; Karnataka, India: IOP Publishing Ltd*, Vol. 376, Pp. 1-12, (2018).
 13. Shahsavan, M., Mirbagheri, S. M. H., "Production of Open Cell Copper Foam and Assessment of Foam Substructure", *Journal of New Materials*, Vol. 8(31), Pp. 1-16, (2018).
 14. Banhart, J., "Manufacture, Characterisation and Application of Cellular Metals and Metal Foams", *Progress in Materials Science*, Vol. 46, Pp. 559-632, (2001).
 15. Ashby, M., Evans, T., Fleck, N., Hutchinson, J. W., Wadley, H. N. G., Gibson, L. J., "Metal Foams: A Design Guide", Amsterdam, The Netherlands: Elsevier; (2000).
 16. Koloushani, M., Hedayati, R., Sadighi, M., Mohammadi-Aghdam, M., "CT-Based Micro-Mechanical Approach to Predict Response of Closed-Cell Porous Biomaterials to Low-Velocity Impact", *Journal of Imaging*, Vol. 4(3), Pp. 49-64, (2018).

17. Mirzaali, M. J., Mussi, V., Vena, P., FlaviaLibonati, Vergani, L., "Strano M. Mimicking the Loading Adaptation of Bone Microstructure with Aluminum Foams", *Materials & Design*, Vol. 126, Pp. 207-18, (2017).
18. Mirzaali, M. J., Libonati, F., Vena, P., Mussi, V., Vergani, L. M., Strano. Investigation of the Effect of Internal Pores Distribution on the Elastic Properties of Closed-Cell Aluminum Foam: A Comparison with Cancellous Bone. *Procedia Structural Integrity*, Vol. 2, Pp. 1285-94, (2016).
19. Gibson, L. J., Ashby, M. F., "Cellular Solids: Structure and Properties", 2 ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press, (1997).
20. Mirbagheri, S. M. H., Vali, H., Soltani, H., "Heat Treatment of Closed-Cell A356+ 4 wt.% cu+ 2 wt.% Ca Foam and its Effect on the Foam Mechanical Behavior", *Journal of Materials Engineering and Performance*, Vol. 26(1), Pp. 14-27, (2016).
21. ISO 13314:2011. Mechanical Testing of Metals — Ductility Testing — Compression Test for Porous and Cellular Metals, (2011).
22. Kelly, A., Nicholson RB., Precipitation Hardening, *Progress in Materials Science.: Pergamon Press*, Chap:4, Pp. 171-203, (1963).
23. Zhu, X-H., Lin, Y. C., Wu, Q., Jiang, Y-Q., "Effects of Aging on Precipitation Behavior and Mechanical Properties of a Tensile Deformed Al-Cu Dilloy", *Journal of Alloys and Compounds*, Vol. 843, Pp. 23-39, (2020).
24. Gazizov, M., Kaibyshev, R., "Effect of Pre-Straining on the Aging Behavior and Mechanical Properties of an Al-Cu-Mg-Ag Alloy", *Materials Science and Engineering: A*, Vol. 625, Pp. 119-30, (2015).
25. Chung, T-F., Yang, Y-L., Hsiao, C-N., Li, W-C., Huang, B-M., Tsao, C-S., et al., "Morphological Evolution of GP Zones and Nanometer-Sized Precipitates in the AA2050 Aluminium Alloy", *International Journal of Lightweight Materials and Manufacture*, Vol. 1(3), Pp. 142-56, (2018).
26. Wang, S. C., Starink, M. J., Gao, N., "Precipitation Hardening in Al-Cu-Mg Alloys Revisited", *Scripta Materialia*, Vol. 54(2), Pp. 287-91, (2006).
۲۷. نیری، م.، خواجه علی، م.، میرباقری سمح.، «بررسی رفتار فشار شبه‌استاتیکی قوطی‌های پر شده با کامپوزیت فومی Al-Si-SiC-xFe»، مهندسی متالورژی و مواد، سال ۲۷، شماره ۲، صص. ۲۴-۹، (۱۳۹۵).
۲۸. میرباقری، سمح.، والی، ح.، سلطانی، ح.، «خواص مکانیکی فوم فلزی A356 غنی شده با مس و اثر عملیات پیرسازی بر آن»، دوره ۱۷، شماره ۵۳، بهار، صص. ۵۵-۴۹، (۱۳۹۳).
29. Salehi, M., Mirbagheri, S. M. H., Ramiani, A. J., "Deformation Behavior and Crashworthiness of Functionally Graded Metallic Foam-Filled Tubes under Drop-Weight Impact Testing", *Metallurgical and Materials Transactions A*, Vol. 51(10), Pp. 5120-38, (2020).

The Desired Strength of Al-Si-Cu Alloy Closed Cell Foam and Its Comparing with the Strength of Sheep's Fresh Bone

Azin Alesafar Seyyed¹

Mohammad Hossein Mirbagheri²

1- Introduction

High porosity foams are superior to hard metal foams when it comes to orthopedic implant production which needs to withstand load. One of the reasons that some metals such as Titanium, Aluminum and Stainless Steel are commonly used to produce implants is the higher toughness of these bioactive metals than that of natural bone. The large difference between the toughness of metal implants and its surrounding natural bone results in the reduction of load distribution in the part where the bone is present and this causes the bone to be reabsorbed after implant placement. Another reason is that, metal foams made of bioactive materials make the physiological properties of the metal more stable (such as bioactivity and high corrosion resistance when exposed to body fluid). In addition, the presence of semi-open porosities on the outer surface of an implant made of closed cell foams provides proper places for the bone regrowth. It also allows blood circulation and the passage of internal body fluid into the implant. One of the main benefits of closed cell foams compared to open cell foams is the higher toughness of them as they undergo impact loading. Various impact loads caused by accidents, falling, running, etc., affect implants. Closed cell foams typically, show better energy absorption and impact resistance. Nowadays, Aluminum-based metal foams are amazingly evolving. One of the research domains in this regard is the production of artificial bone from these foams. Due to their low density and by the means of medical ceramics coating, they can easily reach natural bone density and the porosities highly absorb elastic energy, which prevents crack initiation. Changing the chemical composition and alloying elements of metal foams enables them to have strength close to that of natural bone. Their compressive strength can also be designed in a way that values close to or slightly less than that of the porous tissue of natural bone so that the

artificial bone damages and the natural bone stays safe during an accident. Therefore, this study aims to create metal foam with a compressive strength and toughness close to those of natural bone. These mechanical properties were achieved due to the dissolution of Copper in Aluminum-based alloy, which made the construction of a closed-cell metal foam and the proceeding heat-treatment possible.

2- Experimental Procedure

The first step to make an artificial bone from closed cell metal foam is to use A356 alloy to which, 3 to 6% Copper has been added. Closed cell metal foam was formed by adding Copper metal to the molten alloy and using TiH₂ as foaming agent. This new alloy, which is made by adding this critical amount of Copper, is capable of experiencing aging heat treatment. Next, blocks composed of the aforementioned alloy, with the dimensions of 25*25*15 centimeter were prepared. Thus this research was conducted in three stages: i-Formation of closed cell metal foam, ii-Heat treatment of the prepared foam, and iii-Prepare fresh and natural bone from sheep's shin.

After the provision of large blocks made of A356-xwt. %Cu foam, prisms were cut with the size close to that of sheep's shinbone. These prisms were then put inside the heat treatment furnace and underwent aging treatments at a temperature of 165 ° C and durations of 2, 7, 15, 24 hours.

In the third stage, the sample made of fresh sheep shinbone was prepared. The artificial bone, composed of both non-heat treated A356-x wt.% Cu foam samples and heat treated samples, were turned to fit the dimensions of a natural sheep bone. All samples of metal foam (figure1)- as representatives of artificial bones- and also fresh sheep bones (figure2)- as representatives of natural bones- were subjected to compression test according to the ISO 13314-2011 standard, which is specific to porous materials. Mechanical data resulted from different sample tests were reported and compared with each other.

¹ Graduate of Materials and Metallurgical Engineering, Amirkabir University of Technology.

² Corresponding Author, Associated Professor at the Department of Materials and Metallurgical Engineering, Amirkabir University of Technology. Email: smhmirbagheri@aut.ac.ir

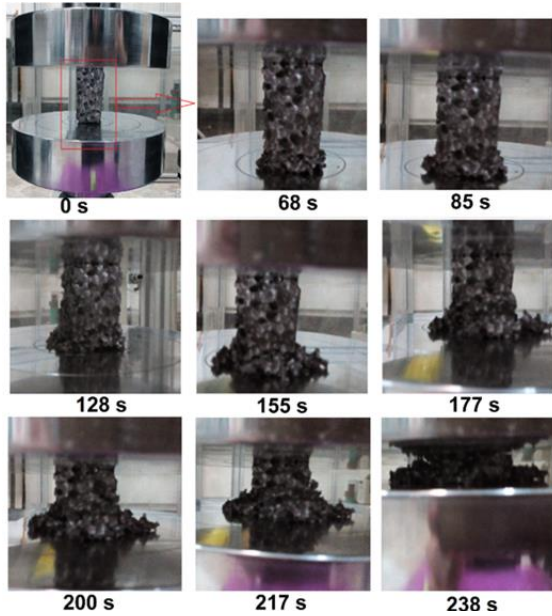


Figure1- The process of compressive load barring of the artificial bone used in the present study, during different durations of uniaxial compression test

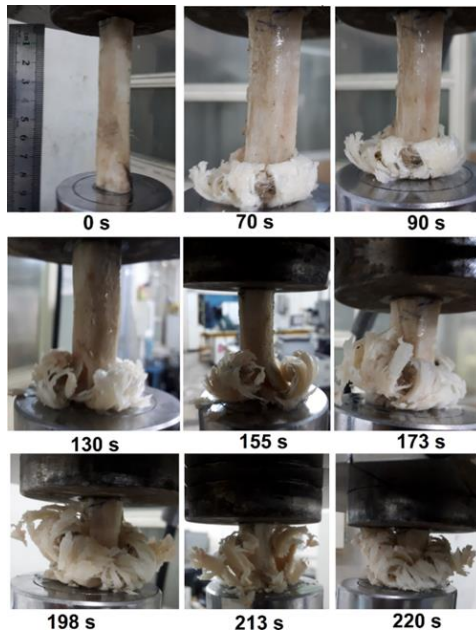


Figure2- The process of compressive load barring of the natural sheep shinbone used in the present study, during different durations of uniaxial compression test

Results and Discussion: To determine the effect of aging time on the foam morphology, the metallic foam bone samples (with the size similar to that of the straight and smooth part of a sheep shinbone) underwent aging heat treatment based on the cycles represented in figure3. The creation of metastable and very small (nanoscale) phases in the walls of the metal foam bubbles became possible within different durations, at a

temperature of 165°C . These phases present in the walls of solid bubbles, as well as the plateau regions (resulted from several metal bubble collisions) can interfere the atomic plane movements by locking the high-density atomic planes. As a result, the hardness increases. For this purpose, four aging cycles were conducted (Figure 3):

- 1- abcd for 2 hours at a temperature of 165°C and rapid cooling by blowing air.
 - 2- abef for 7 hours at a temperature of 165°C
 - 3- abgh for 15 hours at a temperature of 165°C
 - 4- abkm for 24 hours at a temperature of 165°C
- It should be noted that at the end of cycles 1 to 3, artificial bone samples were rapidly cooled by blowing air, but samples related to the fourth cycle were slowly cooled inside the furnace.

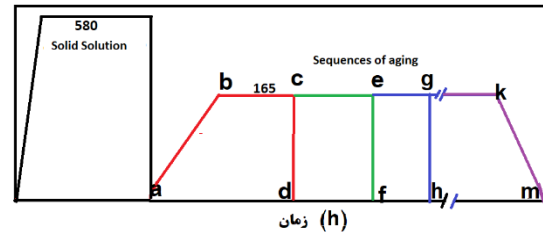


Figure3- Solution annealing heat treatment and aging cycle for closed cell A356+xwt%Cu alloy foam

In the next step, according to the aforementioned conditions and standards, compression test was conducted both on non-heat-treated metallic foam bones and on the 4 other samples that were heat treated. For all the samples, the stress-strain curves were plotted. The comparison between the curves shows that the strength of the sample which underwent a 15-hour aging cycle (at 165 Celsius degrees) is very much close to the strength of the natural bone sample (slightly more). However, the sample's strength declines again as the aging process is further prolonged. According to the phenomenology of aging process, this is due to the creation of stable phases of precipitates, which have been converted from a metastable phase with the maximum hardness, to a stable phase with lower hardness. Based on this strain-stress curve, the yield stress of the non-heat treated sample is 9 MPa and 31 MPa for S3 (The yield stress of S3 is highest among all).

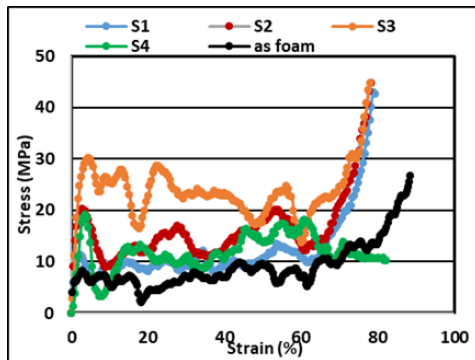


Figure4- Stress-strain curves of artificial bone samples under the heat-treatment cycles shown in Figure 3

The Mechanism of increasing the strength of artificial bones at the temperature of 165 ° C as the aging time increases, is related to the conversion of nanoscale copper-rich GP zones, to metastable of θ' and θ'' (with lower concentration of Copper). In non-heat treated artificial bones, the distribution of Copper is so low due to the absence of GP zones. During the aging process, first GP zones then θ'' and θ' regions and finally the stable phase of θ (CuAl_2) precipitates due to the creation of metastable phases. Consequently, the distribution of Copper, highly depends on these metastable and stable phases. As Copper joins the stable phase of θ , the strength of the metal decreases due to the overage phenomenon. This is because the distribution of Copper in the crystal lattice of GP phase, θ'' , θ' are far different from that of CuAl_2 or θ phase.

With the help of absorbed energy during the deformation of artificial and natural bones, plateau stress as an important characteristic of porous structures, can be calculated. This calculation showed that the S3 sample (22.7 MPa) was closer to the fresh natural bone sample (19.8 MPa) in terms of plateau stress. Moreover, the yield stress of the S3 sample and natural bone, equate to 30.7 MPa and 33.5 MPa respectively

3- Conclusion

In this study, closed cell metal foam was successfully prepared by adding Copper metal to the melted Aluminum-Silicon alloy (American A356) using TiH_2 as foaming agent. Artificial bones were constructed from these foams having the exact same size of fresh sheep shinbone. All the samples underwent heat treatment at the temperature of 165 ° C at different durations. Compressive strength and toughness of artificial

bones were measured during uniaxial compressive loading. The comparison of the obtained quantities is as follows:

- 1- The non-heat treated artificial bone, has a lower strength than the fresh natural bone. The yield stress of metal foam bone made of A356+ xwt. %Cu without the aging process and that of the fresh bone were 9MPa and 33MPa respectively.
- 2- S3 sample (15 hours of aging at the temperature of 165° C), is the best sample in terms of similarity of mechanical behavior to the fresh natural bone under compressive loading.
- 3- Plateau stress and yield stress for S3 sample are 22.7 and 30.7 MPa respectively and 19.8 and 33.5 MPa for natural fresh bone. This difference in mechanical properties is less than 8%.
- 4- Toughness up to 60% strain during uniaxial compressive loading, with a jaw speed of 20 mm/min according to the international standard ISO 13314 for porous materials, is 11.9 MJ/m³ for natural bone and 13.6 MJ/m³ for S3 sample the selected artificial bone.
- 5- The Mechanism of increasing the strength of artificial bones at the temperature of 165 ° C as the aging time increases, is related to the conversion of nanometer Copper-rich GP zones, to metastable of θ' and θ'' (with lower concentration of Copper).
- 6- Sample's strength declines again as the aging process is further prolonged. This is due to the growth of nanoscale precipitates converted to micro and stable precipitates such as CuAl_2 .
- 7- The presence of Copper in closed cell metallic foam of A356+xwt. %Cu and the aging process, provide this opportunity to design artificial bones, with the desired strength of medical engineers. These artificial bones can be suitable for bone replacements.

