



تأثیر روش ساخت بر ریزساختار و خواص مکانیکی داربست‌های کامپوزیتی

کلسیم فسفات / ژلاتین - نشاسته

فائزه درویشیان حقیقی^۱، سحر ملّازاده بیدختی^۲، سمانه صاحبیان سقی^۳

چکیده

وقوع آسیب‌های استخوانی مانند شکستگی‌های بزرگ استخوان در اثر عوامل متعدّد غیرقابل انکار است. در این موارد به داربست نیاز است تا با کمک آن، منطقه آسیب‌دیده ترمیم‌شود. هدف از این پژوهش ساخت و بررسی خواص مکانیکی داربست‌های کلسیم-فسفات / ژلاتین - نشاسته است. بدین منظور پس از سنتز ذرات کلسیم‌فسفات به روش سل‌ژل، از سه روش مختلف برای ساخت داربست کامپوزیتی کلسیم‌فسفات-ژلاتین استفاده شد و روشی که دارای ریزساختار کاملاً متخلخل و مطلوب بود به‌عنوان روش بهینه برای ساخت داربست‌های کلسیم‌فسفات / ژلاتین - نشاسته انتخاب‌گردید. برای ساخت کامپوزیت‌ها از ۴ نسبت وزنی مختلف نشاسته در محلول ژلاتین استفاده و تأثیر پوشش ژلاتینی دارای اتصالات عرضی با گلوکارآلدهید نیز بررسی گردید. طبق نتایج حاصل از آزمون مکانیکی، نمونه حاوی ۶۰ درصد ژلاتین و ۴۰ درصد نشاسته، دارای استحکام خمشی بهینه بوده که مقدار آن، ۲،۳ مگاپاسکال برای نمونه بدون پوشش و ۴،۵ مگاپاسکال مربوط به نمونه دارای پوشش است. همچنین نتایج حاصل از تصویربرداری با میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)، وجود شبکه کاملاً متخلخل با حفرات به‌هم‌پیوسته را در سطح نمونه‌های پوشش‌داده‌شده و حضور تخلخل‌های موضعی در یک ساختار متراکم را در قسمت‌های داخلی آن نشان‌می‌دهد.

کلمات کلیدی: داربست، ژلاتین، نشاسته، ذرات کلسیم‌فسفات، استحکام خمشی

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی متالورژی و مواد، دانشگاه فردوسی مشهد، آدرس پست

الکترونیک Darvishian.Faezeh@gmail.com

۲- استادیار مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه فردوسی مشهد، آدرس پست الکترونیک mollazadeh.b@um.ac.ir

۳- استادیار مهندسی مواد و متالورژی دانشگاه فردوسی مشهد



مقدمه

داربست، ماده‌ای مصنوعی است که برای کمک به تشکیل بافت در سب بعد و انتقال سلول‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. این ماده در مهندسی بافت بسیار حائز اهمیت است. داربست‌های ترمیم‌کننده بافت استخوان با ویژگی‌هایی چون خواص مکانیکی و زیست‌سازگاری مطلوب، مشابهت با استخوان و وجود ۸۰ تا ۹۰ درصد تخلخل‌های به‌هم‌پیوسته در محدوده اندازه ۲۰۰ تا ۶۰۰ نانومتر با هدف بازسازی بافت آسیب‌دیده استخوان طراحی می‌شوند [۱]. ترمیم آسیب‌های استخوانی بزرگ و بگرنج، به آسانی در بدن رخ نمی‌دهد و به مدت زمان زیادی نیازمند است. در نتیجه نیاز به داربست برای وقوع ترمیم، ضروری به نظر می‌رسد. ایجاد و گسترش روش‌های ترمیم استخوان آسیب‌دیده، از درک ذات بیولوژیکی آن آغاز می‌شود. استخوان یکی از اندام‌های مهم در بدن و مسئول نقل و انتقال، حفاظت از بافت نرم و ذخیره‌سازی کلسیم و فسفر است و خواص مکانیکی آن با توجه به موقعیت و وظیفه در بدن متفاوت می‌باشد. در واقع استخوان، نانوکامپوزیتی شامل فاز غیرآلی هیدروکسی‌آپاتیت، فاز آلی غالب کلاژن و آب است و حضور پروتئین‌ها در این ساختار سبب بهبود چسبندگی، تکثیر و پراکندگی سلول‌های استخوانی است [۲].

روش‌های مرسوم ساخت داربست‌های کامپوزیتی به دو دسته سنتی و مدرن تقسیم می‌شود. در روش‌های سنتی، خروج بخشی از ماده که معمولاً حلال آلی است، سبب ایجاد تخلخل و ساختار سه‌بعدی در کامپوزیت می‌شود درحالی‌که در روش‌های مدرن، مانند پرینت سه‌بعدی، الزام استفاده از این مواد وجود ندارد. فرآیند انحلالی و تصفیه ذرات نمک، فریزدرای و الکترواسپینینگ از جمله روش‌های سنتی تولید داربست‌های پلیمر-سرامیک می‌باشند. در روش‌های ذکرشده، فریزدرای به دلیل عدم استفاده از دمای بالا و امکان کنترل اندازه تخلخل‌ها حائز اهمیت است. همچنین در ساخت کامپوزیت‌های مذکور، طیف وسیعی از مواد پلیمری زیست-سازگار شامل پلیمرهای طبیعی و سنتزی قابل استفاده است [۳]. جایا سون‌دارام و همکارانش داربستی متخلخل از ژلاتین خوراکی و نشاسته ذرت حاوی نانوذرات هیدروکسی‌آپاتیت را با استفاده از خشک‌نمودن با میکروویو تحت خلاء تولید نمودند. نتایج حاصل از بررسی‌های میکروسکوپی، تخلخل‌هایی در محدوده ۰,۰۰۱ تا ۲۰۰ نانومتر را نشان داد. همچنین نتایج آزمون استحکام فشاری، افزایش استحکام فشاری نهایی را از ۶,۵ به ۱۰ مگاپاسکال با افزایش درصد وزنی نانوذرات HA از ۲۰ به ۴۰ درصد وزنی تأیید کرد [۴]. یون‌ژی‌شی و همکارانش نیز داربست‌های حاوی درصد‌های وزنی متفاوتی از بتاتری کلسیم‌فسفات پوشش‌داده‌شده با پلی‌کاپرولاکتون را



ساختند. در میان کامپوزیت‌های تهیه‌شده، نمونه حاوی ۴۰ درصد فاز کلسیم‌فسفات دارای بیشترین مقدار استحکام فشاری و خمشی بود که به ترتیب برابر با ۲,۷۵ و ۲,۵ مگاپاسکال می‌باشند [۵]. گوبائوی و همکارانش نیز داربست‌های حاوی پلی‌لاکتیک‌اسید و نانوذرات هیدروکسی‌آپاتیت را با بیشینه مدول خمشی ۸,۲ مگاپاسکال برای داربست حاوی ۵۰ درصد ذرات سرامیکی گزارش نمودند [۶]. از آنجایی که محصول تجزیه پلیمرهای سنتزی مانند پلی‌لاکتیک‌اسید در بدن، ماهیت اسیدی دارد می‌تواند سبب التهاب در بافت شود، در نتیجه استفاده از پلیمرهای طبیعی مانند کلاژن، چیتوسان و ژلاتین در ساخت داربست، اهمیت زیادی دارد [۷]. در میان پلیمرهای طبیعی، کلاژن و نیز ژلاتین که از هیدرولیز جزئی کلاژن ناشی می‌شود به دلیل تشابه زیاد به فاز آلی موجود در استخوان بسیار قابل توجه است. هزینه بسیار اندک و در دسترس بودن ژلاتین نسبت به کلاژن و تشابه ساختاری زیاد به آن نیز از جمله مزایای پلیمر مذکور می‌باشد [۸]. آی‌آرسرا و همکارانش نیز موفق به ساخت داربست‌های چیتوسان-ژلاتین/بتاتری کلسیم‌فسفات با استفاده از فرآیند انحلالی و سپس فریزدرای شدند. استحکام فشاری داربست‌های تولیدشده معادل ۰,۱۱ مگاپاسکال گزارش شده است [۹].

هدف از این پژوهش، پیدانمودن روش بهینه ساخت داربست با اعمال دماهای متفاوت و ساخت داربست‌های استخوانی با استفاده از پلیمرهای طبیعی ژلاتین و نشاسته، تقویت شده با ذرات شیشه‌سرامیک کلسیم‌فسفات است. ایجاد و یا عدم ایجاد ساختار داربست با استفاده از پلیمرهای ارزان و در دسترس یادشده و نیز خواص مکانیکی و ریزساختاری آن‌ها بررسی می‌شود.

مواد و روش تحقیق

۱. مواد اولیه

تترائیل‌اورتوسیلیکات، تری‌اتیل‌فسفات و کلسیم‌نیترات چهارآبه (مرک، آلمان)، اتانول (پارس‌الکل)، آمونیاک (اوربیتال) و آب دی‌یونیزه (آبتین) پیش‌ماده‌های مورد نیاز برای سنتز ذرات کلسیم‌فسفات و ژلاتین و نشاسته خوراکی نیز مواد لازم برای ساخت کامپوزیت‌ها می‌باشد.



۲. آماده‌سازی پودرهای شیشه-سرامیک

ابتدا پودرهای کلسیم فسفات به روش سل ژل در سیستم سه‌تایی $\text{SiO}_2\text{-CaO-P}_2\text{O}_5$ با استفاده از پیش ماده‌های کلسیم، سیلیسیم و فسفر سنتز شدند [۱۰]. پس از آن خردایش اولیه توسط هاون پرسیلانی انجام و نمونه‌ها درون بوته سرامیکی ریخته‌شد. سپس بوته درون کوره آذر مدل F۱۱L-۱۲۵۰ قراردادده شد و با سرعت ۱۰ درجه سانتی‌گراد بر دقیقه به دمای ۵۰۰ درجه سانتی‌گراد رسید. نمونه‌ها به مدت ۲ ساعت در این دما نگهداری و پس از آن در کوره سرد شدند. در مرحله بعد، به مدت ۱ ساعت با هاون پرسیلانی خرد و با الک دارای مش بندی ۴۰۰، الک شدند. در نهایت به مدت ۱ روز در بشر شیشه‌ای قرار گرفتند تا نیروهای الکترواستاتیک آن‌ها حذف شده و از آگلومره شدن ذرات حین کامپوزیت‌سازی جلوگیری شود.

۳. ساخت داربست کامپوزیتی ذرات کلسیم فسفات / ژلاتین

کامپوزیت‌های حاوی ۸۰ درصد وزنی ذرات کلسیم فسفات / ژلاتین- نشاسته به سه روش آماده شدند. در روش اول، ابتدا ژلاتین با غلظت ۷ درصد وزنی در آب دی یونیزه روی همزن مغناطیسی و بدون اعمال دما - دمای محیط - قراردادده شد تا محلولی یکنواخت حاصل شود. این مرحله حدود سه ساعت طول کشید زیرا عدم وجود دما، سبب نیاز به زمان طولانی برای حل شدن کامل ژلاتین در آب بود. در ادامه، ذرات کلسیم فسفات به محلول پلیمری اضافه شده و همزمان مخلوط حاصل، با همزن مغناطیسی همزده می‌شد تا توزیع مطلوب ذرات در محلول انجام شود. این مرحله حدود یک ساعت طول کشید. در روش دوم، برای آماده کردن محلول ژلاتینی از بن‌ماری پودر ژلاتین در دمای ۳۵ درجه سانتی‌گراد استفاده شد. این کار حدود ۲۰ دقیقه به طول انجامید و پس از آن محلول به فاصله هر ۱۵ دقیقه، توسط التراسون پروبی با تعداد سیکل ۲۰ و توان ۱۰ به مدت ۳۵۰ ثانیه، التراسون شد. پس از افزودن ذرات شیشه-سرامیک، التراسون مخلوط، با شرایط ذکر شده قبلی به مدت ۱۵۰ ثانیه انجام شد. در روش سوم، از دمای بالا و تبخیر آب استفاده شد. بدین صورت که آماده‌سازی محلول ژلاتین با مقدار آب سه برابر، دمای ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد و با همان سیکل‌های التراسون ذکر شده، به فاصله هر ۱۵ دقیقه انجام شد و نمونه تا زمانیکه به یک سوم مقدار آب برسد در دمای مذکور قرار گرفت. سپس مخلوط‌های یاد شده با دقت به درون قالب‌های پلی‌اتیلنی دو تکه با ابعاد $۴*۴*۲۷$ میلی‌متر مکعب - که جهت خروج راحت نمونه، دیواره آن‌ها



از قبل به وازلین آغشته شده بود- منتقل و بلافاصله درون یخچال با دمای حدود ۵ درجه سانتی‌گراد قرارداده شد. پس از دو روز، کامپوزیت‌ها آهسته از قالب خارج شده و در فریزر با دمای ۶۰- درجه سانتی‌گراد به مدت ۲۴ ساعت قرار گرفتند. در مرحله نهایی به مدت ۲۴ ساعت در دستگاه مدل FD-۱۰V، فریزدرای شدند. نام‌گذاری نمونه‌ها در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. معرفی نمونه‌ها.

نام نمونه	دمای ساخت (°C)
G ^۱	۲۵
G ^۲	۳۵
G ^۳	۱۰۰

۴. ساخت داربست کامپوزیتی ذرات کلسیم فسفات / نشاسته - ژلاتین

کامپوزیت‌های حاوی ۸۰ درصد وزنی ذرات کلسیم فسفات / ژلاتین - نشاسته در درصد‌های وزنی متفاوت ژلاتین مطابق جدول ۲ آماده شدند. برای ساخت آن‌ها ابتدا ژلاتین با غلظت ۷ درصد وزنی در آب دی یونیزه در دمای ۳۵ درجه سانتی‌گراد - روش بن‌ماری - قرارداده شد تا به روش بن‌ماری محلولی یکنواخت حاصل شود. سپس نشاسته به آن اضافه گردید و همزده شد تا یکنواختی محلول حفظ شود. در ادامه، ذرات کلسیم فسفات، به محلول پلیمری اضافه شده و التراسون نمونه‌ها مطابق شرایط ذکر شده در بالا انجام شد. سپس مخلوط حاصل، با دقت به درون قالب‌های پلی‌اتیلنی دو تکه با ابعاد ۲۷*۴*۴ میلی‌متر مکعب - که جهت خروج راحت نمونه، دیواره آن‌ها از قبل به وازلین آغشته شده بود - منتقل و بلافاصله درون یخچال با دمای حدود ۵ درجه سانتی‌گراد قرارداده شد. پس از ۴ ساعت، کامپوزیت‌ها آهسته از قالب خارج شده و در فریزر با دمای ۶۰- درجه سانتی‌گراد به مدت ۲۴ ساعت قرار گرفتند. در مرحله نهایی به مدت ۲۴ ساعت در دستگاه مدل FD-۱۰V، فریزدرای شدند.



جدول ۲. معرفی نمونه‌ها. * حرف C نشان‌دهنده نمونه‌های دارای پوشش (Coverage) می‌باشد.

نام نمونه	درصد وزنی ژلاتین	درصد وزنی نشاسته
۱۰۰G	۱۰۰	۰
۶۰G	۶۰	۴۰
۵۰G	۵۰	۵۰
۴۰G	۴۰	۶۰
۱۰۰GC	۱۰۰	۰
۶۰GC	۶۰	۴۰
۵۰GC	۵۰	۵۰
۴۰GC	۴۰	۶۰

۵. مشخصه‌یابی داربست

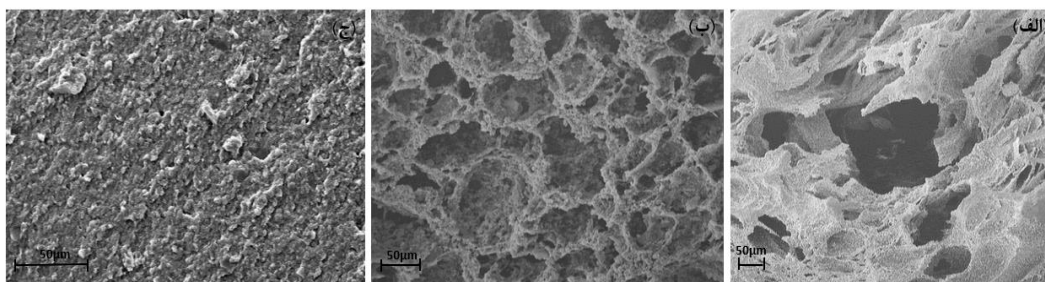
آزمون استحکام خمشی سه‌نقطه توسط دستگاه Zwisch Clemex با load cell برابر با ۶۰ نیوتن، فاصله دو تکیه‌گاه برابر با ۱۵ میلی‌متر و با سرعت ۰٫۲ میلی‌متر بر دقیقه برای تمام داربست‌ها با ۴ بار تکرار انجام شد. تصاویر ماکروسکوپی توسط میکروسکوپ دیجیتالی (Anyway, ۵۰۰x) و نیز بررسی‌های ریزساختاری میکروسکوپی توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی مدل S-۳۶۰ در حالت تصویربرداری توسط الکترون‌های ثانویه برای تمامی نمونه‌ها انجام شد.

نتایج و بحث

تصویر تهیه‌شده توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی از نمونه G^۱ در شکل ۱ الف آمده است. طبق این تصویر، عدم اعمال دما، سبب ایجاد یک داربست با تخلخل‌هایی در محدوده اندازه ۵۰ تا حدود ۳۰۰ میکرومتر شده است اما این تخلخل‌ها در کل ساختار به چشم نمی‌خورند و به صورت موضعی و پراکنده هستند. در واقع ریزساختار نمونه، در تمام مناطق، متخلخل نشده است اما تخلخل‌های اندک به وجود آمده بسیار بزرگ هستند.

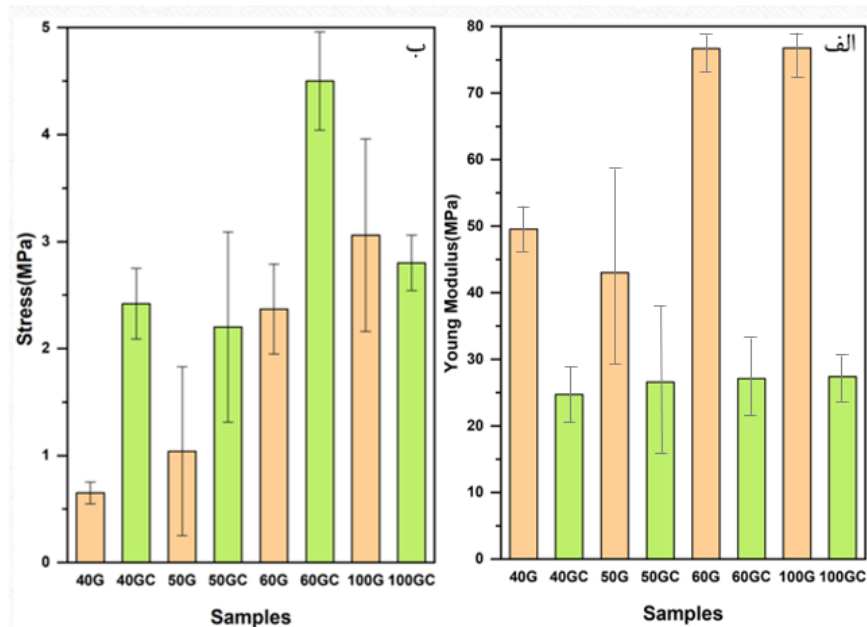


شکل ۱. ج. مربوط به نمونه G^3 می‌باشد که تحت دمای 100°C درجه سانتی‌گراد آماده‌شده است. قرارگرفتن در دمای بالا سبب تغییر ماهیت ژلاتین و پخت شده‌است در نتیجه از ریزساختار متخلخل هیچ اثری نیست. درحالی‌که قرارگرفتن ژلاتین تحت شرایط بن‌ماری و دمای متوسط، سبب ایجاد یک شبکه کاملاً متخلخل با تخلخل‌های به-هم‌پیوسته شده که در شکل ۱. ب قابل مشاهده‌است. در نتیجه در قسمت روش‌های مختلف تولید داربست، نمونه G^2 به عنوان نمونه مطلوب انتخاب‌شده و برای ساخت داربست‌های نشاسته-ژلاتین در مرحله بعد از روش بن-ماری استفاده شد.

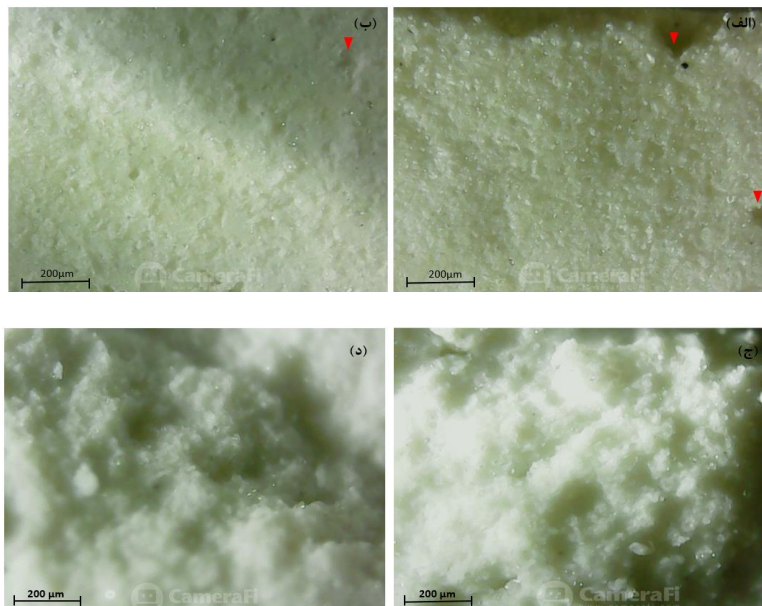


شکل ۱. (الف). نمونه G^1 (ب). نمونه G^2 (ج). نمونه G^3

طبق نتایج حاصل از آزمون استحکام خمشی سه‌نقطه، مشاهده تفاوت مدول یانگ نمونه‌ها در شکل ۲. الف امکان‌پذیر است. نتایج نشان می‌دهد که اعمال پوشش ژلاتین-گلوکارآلدهید، سبب کاهش مدول یانگ و سختی نمونه و افزایش چقرمگی می‌شود. همچنین همان‌طور که در شکل ۲. ب نمایان است، اعمال پوشش مذکور در تمام نمونه‌ها به جز نمونه G^1 سبب افزایش استحکام خمشی نهایی می‌شود. پوشاندن حفرات، ریزترک‌ها و عیوب سطحی احتمالی موجود و در نتیجه افزایش چقرمگی ماده، علت این مسئله است [۱۱]. این عیوب در شکل ۳. الف و ب که مربوط به سطح نمونه G^1 است، قابل مشاهده می‌باشد. همچنین سطح شکست نمونه مذکور در ابعاد میکروسکوپی در شکل ۳. ج و د قابل مشاهده‌است. هرچه دانسیته عیوب یادشده در داخل و سطح نمونه کمتر باشد، استحکام نهایی نمونه بیشتر خواهد بود. استحکام خمشی ضعیف نمونه G^1 نسبت به نمونه بدون پوشش آن، احتمالاً به دلیل وجود خطا حین نمونه‌سازی است. ایجاد نقاط عیب درون نمونه، عدم اختلاط مناسب دو فاز سرامیکی و پلیمری و وجود مناطق آگلومره‌شده می‌تواند سبب تمرکز تنش و شکست زودهنگام باشد.



شکل ۲. الف. نمودار مدول یانگ نمونه‌ها (MPa). ب. نمودار استحکام خمشی نهایی نمونه‌ها (MPa)



شکل ۳. (الف) و (ب). تصویر ماکروسکوپی از سطح جانبی نمونه ۶۰G

(ج) و (د). تصویر ماکروسکوپی از سطح شکست نمونه ۶۰G

7Th

INTERNATIONAL CONFERENCE
on MATERIALS ENGINEERING
and METALLURGY

TEHRAN - IRAN
OCTOBER 9-10, 2018

iMat 2018



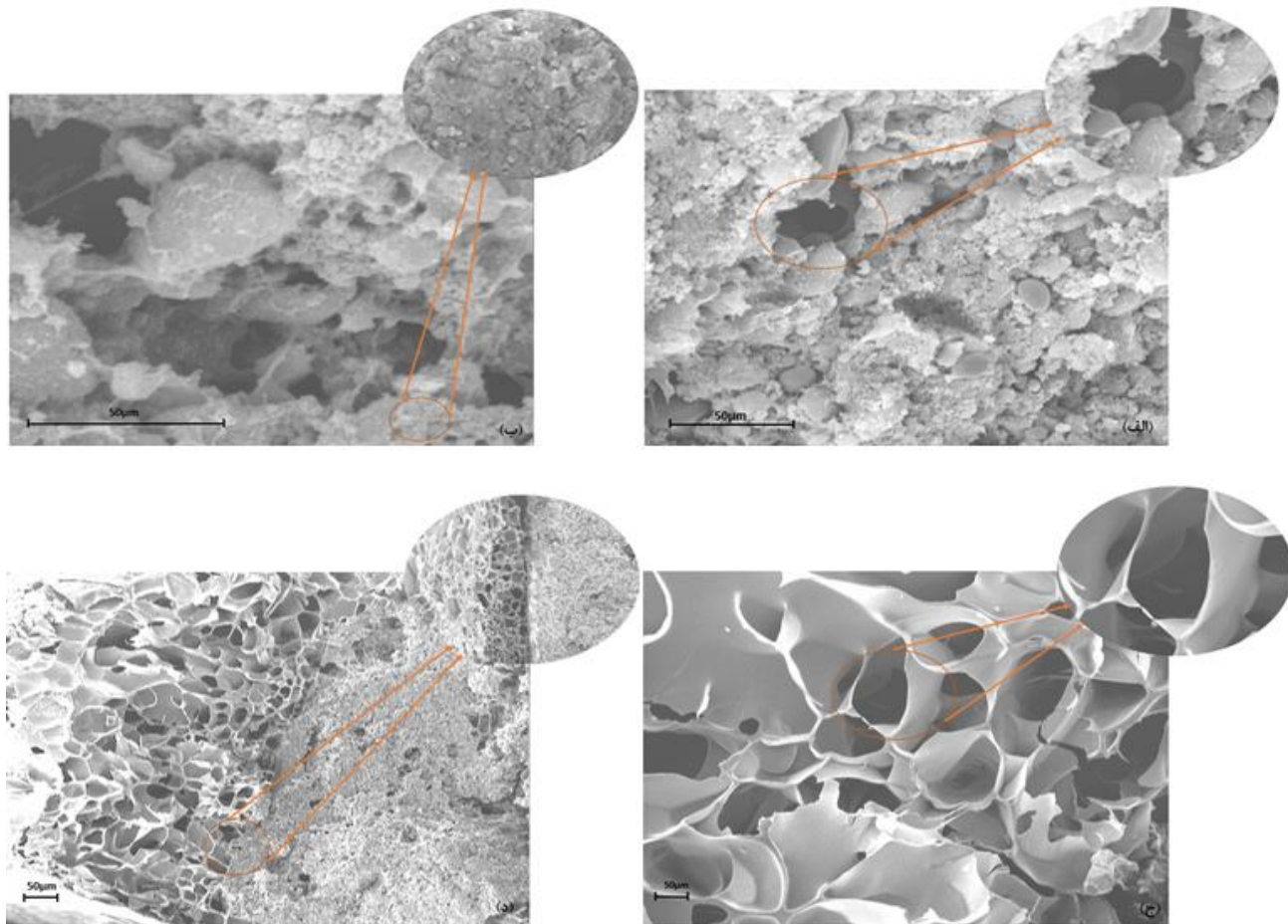
تهران - ایران
۱۸ و ۱۷ مهرماه ۱۳۹۷

هفتمین کنفرانس بین‌المللی مهندسی مواد و متالورژی

و دوازدهمین کنفرانس مشترک

انجمن مهندسی متالورژی و مواد ایران و انجمن علمی ریخته‌گری ایران

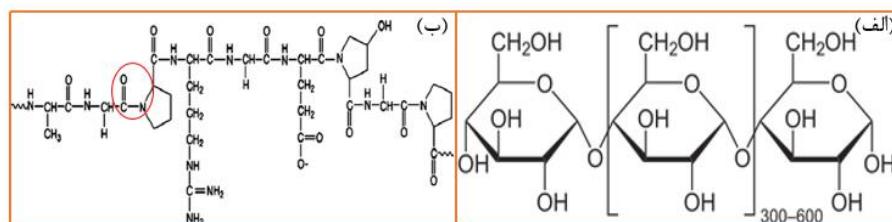
در تهیه تصاویر با میکروسکوپ الکترونی روبشی، جست‌وجو و تمرکز برای یافتن نقاط معیوب در نمونه‌ها زیاد بود تا بررسی خواص مکانیکی بهتر انجام‌شود. در شکل ۴.الف، که مربوط به نمونه ۱۰۰G می‌باشد، ذرات سرامیکی آگلومره‌شده با توزیع غیریکنواخت در زمینه مشاهده می‌شود. همان‌طور که در بزرگنمایی شکل مشخص است، در مناطقی که فاز پلیمری مقدار بیشتری دارد، حفرات در آستانه تشکیل و نیز رشد می‌باشند، اما در سایر نواحی چنین حفراتی دیده نمی‌شود. همچنین نتایج حاصل از تصویربرداری با میکروسکوپ الکترونی روبشی، نشان می‌دهد که شبکه کاملاً متخلخل با تخلخل‌های به هم پیوسته در ریزساختار تمام نمونه‌ها وجود ندارد. همچنین عدم توزیع یکنواخت فاز سرامیکی در زمینه پلیمری دیده می‌شود. در مناطقی که آگلومریشن پودر اتفاق افتاده، عدم حضور تخلخل‌ها یا تخلخل‌های بسیار ریز مشاهده می‌شود در حالی که در حضور فاز پلیمری، تخلخل‌هایی تا اندازه حدود ۱۵۰ میکرومتر با ایجاد یک شبکه به هم پیوسته به چشم می‌خورد. در این نواحی، ساختار داریست کاملاً ایجاد شده است. در شکل ۴.ب که مربوط به نمونه حاوی ۵۰ درصد ژلاتین می‌باشد، در بزرگنمایی نسبتاً پایین، یک ساختار متراکم، ذرات آگلومره‌شده و حفرات بسیار ریز موضعی مشهود است و در بزرگنمایی بالا، حفراتی در محدوده اندازه ۵ تا ۱۵ میکرومتر که روی آن‌ها غشاءهای پلیمری قرار گرفته، دیده می‌شود. حضور غشاءهای مذکور، بهترین مکان برای جوانه‌زنی سلول است چراکه از چسبندگی مطلوبی برخوردار می‌باشد. پراکندگی و تعداد کم مناطق یادشده در نمونه ۵۰G کاربرد آن را در مهندسی بافت محدود می‌کند. می‌توان ادعا کرد خواص مکانیکی نمونه‌ها با تصاویر حاصل، تا حد زیادی قابل توجیه است.



شکل ۴. تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (الف). نمونه ۱۰۰G (ب). نمونه ۵۰G (ج) و (د). نمونه ۶۰GC

شکل ۴ج، نمایانگر ایجاد یک شبکه سه‌بعدی و به هم پیوسته از تخلخل‌هایی در محدوده اندازه ۵۰ تا ۱۵۰ میکرومتر در نمونه ۶۰GC می‌باشد. این تصویر مربوط به مناطقی است که تجمع فاز پلیمری به مقدار کافی وجود دارد و عدم حضور ذرات سرامیکی در این شبکه متخلخل روی غشاءهای ژلاتین- نشاسته مشهود است. همچنین طبق تصویر، وقوع پارگی و شکست از غشاءهای پلیمری مشخص است. مرز بین پوشش و کامپوزیت نیز در شکل ۴د قابل مشاهده است. حضور این پوشش، می‌تواند محل مناسبی برای فعالیت‌های سلولی سطحی باشد. بهبود استحکام خمشی نهایی در نمونه حاوی ۶۰ درصد ژلاتین از سایر نمونه‌ها مشهودتر است. نمونه ۶۰GC با استحکام نهایی ۴,۵ مگاپاسکال به‌عنوان نمونه بهینه معرفی می‌شود. هنگامی که یک پروتئین مانند ژلاتین، پلی-

ساکاریدی مانند نشاسته و آب باهم مخلوط می‌شوند اندرکنش‌های مختلفی بین مولکول‌های آن‌ها مانند پروتئین-پروتئین، پروتئین-پلی‌ساکارید، پلی‌ساکارید-پلی‌ساکارید و نیز ارتباط هر کدام با آب ایجاد می‌شود [۱۲]. این رخداد سبب ایجاد محلول همگن و نیز ساختار یکپارچه در کامپوزیت است که به عواملی از جمله نسبت ژلاتین و نشاسته و در نتیجه توانایی ایجاد ارتباط بین گروه‌های عاملی آن‌ها بستگی دارد. بنابراین احتمالاً برقراری پیوندهای موثر بین گروه عاملی آمیدی در ژلاتین و نیز گروه ساکاریدی نشاسته مانند آمیلوز در نمونه ۶۰GC علاوه بر وجود شرایط مطلوب حین نمونه‌سازی از جمله دلایل بالابودن استحکام خمشی نسبت به سایر نمونه‌ها است. این دو گروه عاملی در شکل ۵ قابل مشاهده است [۱۳ و ۱۴].



شکل ۵. (الف). ساختار خطی آمیلوز در نشاسته (ب). ساختار ژلاتین و گروه عاملی آن [۱۳ و ۱۴]

نتیجه گیری

ساخت کامپوزیت در دمای ۳۵ درجه سانتی‌گراد باتوجه به دمای ذوب پایین ژلاتین خوراکی، بهترین انتخاب برای ایجاد ریزساختار متخلخل و ایجاد شبکه‌ای به هم پیوسته از تخلخل‌ها است. طبق نتایج حاصل از آزمون مکانیکی داربست‌های کامپوزیتی حاوی ذرات کلسیم فسفات- نشاسته/ ژلاتین، افزایش استحکام خمشی نهایی و کاهش مدول یانگ تمام نمونه‌ها در اثر اعمال پوشش ژلاتین- گلوکارآلدئید مشهود است که به علت پوشیده شدن عیوب موجود در سطح و افزایش چقرمگی می‌باشد. خواص مکانیکی مطلوب و ریزساختار مناسب در نمونه ۶۰GC سبب پیدا کردن نسبت بهینه نشاسته-ژلاتین در نتیجه ارتباط موفق ساختارهای مولکولی آن‌ها می‌باشد.

مراجع

1. Livia Roseti and Valentina Parisi, "Scaffolds for Bone Tissue Engineering: State of the art and new perspectives", Journal of Materials Science & Engineering, May ۲۰۱۷, ۱۲۴۶-۱۲۶۲.



۲. Shuilin Wu,:" Biomimetic porous scaffolds for bone tissue engineering", Journal of Materials Science & Engineering R, May ۲۰۱۴, ۱-۳۶.
۳. Livia Roseti,:" Scaffolds for Bone Tissue Engineering: State of the art and new perspectives", Journal of Materials Science & Engineering, May ۲۰۱۷, ۱۲۴۶-۱۲۶۲
۴. Jaya Sundaram,:" Porous scaffold of gelatin–starch with nanohydroxyapatite composite processed via novel microwave vacuum drying", Journal of Acta Biomaterialia, January ۲۰۰۸, ۹۳۲-۹۴۲.
۵. YunZhi Shi,:" β -TCP scaffold coated with PCL as biodegradable materials for dental applications", Journal of Ceramics International, May ۲۰۱۸.
۶. Guobao Wei,:" Structure and properties of nano-hydroxyapatite/polymer composite scaffolds for bone tissue engineering", Journal of Biomaterials, November ۲۰۰۳, ۴۷۴۹-۴۷۵۷.
۷. Zhuo Xiong,:" Fabrication of porous scaffolds for bone tissue engineering via low-temperature deposition", Journal of Scripta Materialia, June ۲۰۰۲, ۷۷۱-۷۷۶.
۸. ShruthyKuttappan,:" Biomimetic composite scaffolds containing bioceramics and collagen/gelatin for bone tissue engineering - A mini review", Journal of Biological Macromolecules, December ۲۰۱۶, ۱۳۹۰-۱۴۰۱.
۹. I.R.Serra,:"Production and characterization of chitosan/gelatin/ β -TCP scaffolds for improved bone tissue regeneration", Journal of Materials Science & Engineering, May ۲۰۱۵.
۱۰. نگار نمایی قاسم‌نیا، تأثیر روش ساخت بر ریز ساختار و رفتار تبلور شیشه‌های زیست فعال $\text{SiO}_2\text{-CaO-P}_2\text{O}_5$ ، دهمین همایش مشترک و پنجمین کنفرانس بین‌المللی انجمن مهندسی مواد و متالورژی و انجمن علمی ریخته‌گری ایران، شیراز، دانشگاه شیراز.
۱۱. Liga Stipnice,:"Novel scaffolds based on hydroxyapatite/poly(vinyl alcohol) nanocomposite coated porous TiO_x ceramics for bone tissue engineering", Journal of Ceramics International, January ۲۰۱۶, ۱۵۳۰-۱۵۳۷.
۱۲. AleksandrPodshivalov,:" Gelatin/potato starch edible biocomposite films: Correlation between morphology and physical properties", Journal of Carbohydrate Polymers, February ۲۰۱۷, ۱۱۶۲-۱۱۷۲.
۱۳. James BeMiller and Roy Whistler , Starch Chemistry and Technology, A volume in Food Science and Technology Book , ۳rd Edition , ۲۰۰۹.
۱۴. . I.J.HaugK.I.Draget, Handbook of Food Proteins, Woodhead Publishing Series in Food Science, Technology and Nutrition, ۲۰۱۱, ۹۲-۱۱۵.