فرآیندهای نوین در مهندسی مواد، سال پانزدهم – شماره اول – بهار ۱۴۰۰ ، ص‌ص. ۶۷-۷۲

فصلنامه علمی پژوهشی

فرآیندهای نوین در مهندسی مواد

ma.iaumajlesi.ac.ir

آنیزوتروپی خواص مکانیکی داربست‌های پلی‌لاکتیک اسید تولید شده به روش لایه نشانی مذاب برای مهندسی بافت استخوان

محمد خدائی[۱]، رضا امینی نجف آبادی[۱*]

۱- استادیار، گروه مهندسی مواد، دانشکده فنی مهندسی گلپایگان، گلپایگان، ایران

* mr_reza_amini@yahoo.com

اطلاعات مقاله

دریافت: ۲۷ دی ۱۳۹۸

پذیرش: ۱۰ خرداد ۱۳۹۹

کلید واژگان:

مهندسی بافت

داربست متخلخل سه‌بعدی

تکنیک لایه نشانی مذاب

پلی لاکتیک اسید

آنیزوتروپی

چکیده

داربست‌های متخلخل پلیمری زیست تخریب پذیر گزینه‌های مناسبی برای مهندسی بافت می‌باشند. در این تحقیق، داربست سه‌بعدی متخلخل پلی لاکتیک اسید (PLA) به روش لایه نشانی مذاب (FDM) با حدود ۷۰ درصد تخلخل تهیه شد. مطالعه فازهای فیلامنت اولیه و داربست پرینت شده توسط آزمون پراش پرتوی ایکس (XRD) نشان می‌دهد اختلاف فاز قابل‌توجهی در اثر فرایند ساخت ایجاد نشده و پلیمر خواص فازی خود را حفظ نموده است. نتایج ارزیابی خواص مکانیکی توسط آزمون فشار نشان می‌دهد که خواص مکانیکی داربست در دو جهت موازی و عمود محور Z حین پرینت، متفاوت بوده و خواص مکانیکی داربست ساخته شده دارای خاصیت ناهمسانگردی (آنیزوتروپی) می‌باشد. مطالعه ریزساختاری توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) نیز نشان می‌دهد مورفولوژی حفرات داربست در دو جهت، متفاوت می‌باشد و این، علت اصلی آنیزوتروپی خواص مکانیکی می‌باشد. بنابراین آنیزوتروپی خواص مکانیکی داربست‌های تولید شده به روش FDM را باید حین کاربردهای تحت بار درون تنی مدنظر قرار داد.

Anisotropy of Mechanical Properties of Poly Lactic Acid Scaffolds Produced by Fused Deposition Modeling for Bone Tissue Engineering

Mohammad Khodaei[1], Reza Amini Najafabadi[1*]

1- Department of Materials Science and Engineering, Golpayegan University of Technology, Golpayegan, Iran

* mr_reza_amini@yahoo.com

Article Information

Original Research Paper

Doi: 10.30495/apme.2021.681637

Keywords:

Tissue Engineering

3D Porous Scaffold

Fused Deposition Modelin

Poly-Lactic Acid

Anisotropy

Abstract

Biodegradable porous scaffold polymers are good candidates for tissue engineering. In this research, a three-dimensional porous poly-lactic acid (PLA) scaffold was prepared using a Fused Deposition Modeling (FDM) including about 70% porosity. The study of the phases of primary filament and scaffold using the X-ray diffraction (XRD) test shows that no significant phase difference has been created due to the manufacturing process and the polymer retains its phases properties. The results of the mechanical properties evaluation by the compression test show that the mechanical properties of the scaffold are different in both the parallel and perpendicular directions of the Z axis during the printing, and the mechanical properties of the scaffold are of anisotropic property. Microstructural study by Scanning Electron Microscope (SEM) also shows that the morphology of scaffold porosities is different in two directions, and this is the main cause of anisotropic mechanical properties. Anisotropy of the mechanical properties of FDM produced scaffolds should be considered during load bearing applications *in vivo*.

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

Mohammad Khodaei, Reza Amini Najafabadi, Anisotropy of Mechanical Properties of Poly Lactic Acid Scaffolds Produced by Fused Deposition Modeling for Bone Tissue Engineering, New Process in Material Engineering, 2021, 15(1), 65-70.

۱- مقدمه

داربست‌های متخلخل، ابزاری برای کمک به ترمیم بافت صدمه دیده در مهندسی بافت می‌باشند. تخلخل داربست سبب تنظیم ضریب کشسانی کاشتنی، کمک به تغذیه بهتر به بافت اطراف کاشتنی و حذف مواد زائد از آن می‌گردد [۱]. داربست‌های پزشکی با اندازه حفرات متناسب، به رشد و تمایز سلولی کمک کرده و سبب تسریع درمان بافت صدمه دیده می‌شوند [۲]. داربست‌ها می‌توانند بر حسب کاربرد، پایه سرامیکی، فلزی و یا پلیمری باشند و به روش‌هایی متعدد مانند فضا نگه‌دارنده، رپلیکا، ریخته‌گری ژلی، القای حرارتی و ... تولید شوند. محدودیت اکثر این روش‌ها عدم کنترل دقیق بر اندازه یا توزیع اندازه و یا مورفولوژی دقیق حفرات در طول داربست می‌باشد. لذا تکنیک‌های نوین نمونه‌سازی سریع در این عرصه سبب بهبود ریزساختار داربست‌های مهندسی پزشکی شده و بهبود روند درمان بیماران یا کاهش زمان درمان شده‌اند [۳]. در این روش‌ها، ابتدا مدل کامپیوتری داربست متخلخل سه‌بعدی رسم شده و پس از تفکیک لایه به لایه، هر لایه برای ساخت و یا پرینت به ماشین مورد نظر ارسال می‌گردد. هر چند که تا کنون بیش از ۳۰ تکنیک مختلف نمونه‌سازی سریع توسعه داده شده است، اما آن‌ها دارای مبنای کار مشابه می‌باشند. تکنیک لایه نشانی مذاب[1]روشی ساده، کارآمد و سریع برای ساخت داربست‌های متخلخل توسط پرینت پلیمرهای ترموپلاست می‌باشد [۳- ۴]. در این روش، فیلامنت پلیمر ترموپلاست (مانند پلی‌وینیل الکل، پلی لاکتیک اسید و ...) در هد پرینتر حرارت دیده و مذاب می‌شود و هد پرینتر با اخذ فرمان از کنترلر، در محل‌های مورد نظر مذاب پلیمر را لایه نشانی می‌کند [۵- ۶]. پلیمر پلی‌لاکتیک اسید با استحکام خمشی ۹۷ مگاپاسکال، چگالی ۱,۲۵ گرم بر سانتی‌مترمکعب و نقطه ذوب ۱۸۰ درجه سانتی‌گراد گزینه مناسبی برای کاشتنی استخوانی محسوب می‌گردد [۴]. پلیمرهای پزشکی به دو دسته زیست تخریب پذیر و دائمی تقسیم می‌شوند. پلیمرهای زیست تخریب‌پذیر پس از کاشت در محیط بدن، پس از مدتی تجزیه می‌شوند. محصولات تجزیه، می‌تواند توسط متابولیسم بدن انسان جذب و استفاده و یا دفع گردند. یکی از مهم‌ترین پلیمرهای زیست تخریب‌پذیر در مهندسی پزشکی، پلی‌لاکتیک اسید[2] می‌باشد که با زمان تخریب حدود ۴ ماه در محیط بدن، دارای کاربرد فراوان در زمینه پزشکی باشد [۳]. این پلیمر ترموپلاست زیست تخریب پذیر، به روش‌های ذوبی مانند تکنیک لایه نشانی مذاب به راحتی قابل فراوری است [۳].

لین و همکاران [۴] از تکنیک حرارتی دهی پس از پرینت برای بهبود استحکام اتصال قطعه پلیمری دو جنسی (پلی کاپرولاکتون - پلی‌لاکتیک اسید) تولید شده به روش لایه نشانی مذاب استفاده کردند و موفق به بهبود ۲۸ درصدی استحکام کششی قطعات گردیدند.

کورکیون و همکاران [۳] از میکرواسفرهای هیدروکسی آپاتیت برای بهبود زیست فعالی داربست ساخته شده از پلی لاکتیک اسید به روش لایه نشانی مذاب استفاده کردند، هرچند حضور میکرواسفرهای هیدروکسی آپاتیت در داربست پلی لاکتیک اسید متخلخل سبب تغییر دمای شیشه‌ای پلیمر نشد، اما کاهش استحکام مکانیکی آن را به همراه داشته است و هیدروکسی آپاتیت به عنوان تقویت‌کننده خواص مکانیکی پلیمر پلی لاکتیک اسید عمل نکرده است.

گراس و همکاران [۷] تأثیر پارامترهای ضخامت لایه، چگالی پر کردن نمونه[3]، قطر و سرعت نازل را بر رفتار خستگی پلیمر پلی لاکتیک اسید تولید شده به روش لایه نشانی مذاب بررسی کردند. نتایج تحقیقات ایشان حاکی از این است که چگالی پر کردن نمونه، مؤثرترین پارامتر بر رفتار خستگی پلیمر پلی‌لاکتیک اسید تولید شده به روش لایه نشانی مذاب است. در این تحقیق از پلیمر زیست تخریب‌پذیر پلی لاکتیک اسید به روش لایه نشانی مذاب داربستی با حفرات منتظم ساخته شده و خواص ساختار و مکانیکی آن در جهات مختلف هندسی مورد ارزیابی قرار گرفته است، با توجه به مروری بر منابع، بررسی خواص

مکانیکی چنین داربست‌های پلیمری در جهات مختلف هندسی، تاکنون در تحقیقات پیشین مشاهده نشده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- ساخت داربست متخلخل پلی لاکتیک اسید به روش لایه نشانی مذاب

پس از رسم مدل سه‌بعدی مورد نظر توسط نرم‌افزار Solidworks 2014، فایل به فرمت stl ذخیره [۵] و برای دستگاه پرینتر سه‌بعدی ارسال گردید. فیلامنت پلیمر پلی لاکتیک اسید به قطر ۱/۷۵ میلی‌متر به دستگاه لایه نشانی مذاب (FDM: Blackbot plus) وارد شده و با حرارت هد پرینتر (با روزنه نازل ۰/۴۰ میلی‌متری) تا دمای ۲۱۰ درجه سانتی‌گراد ذوب (طبق دستورالعمل شرکت سازنده) و در محل‌های مورد نظر لایه نشانی شده است. سرعت حرکت نازل ۳۰ میلی‌متر بر دقیقه و ضخامت لایه‌ها ۰/۳ میلی‌متر انتخاب شد. پس از حصول داربست سه‌بعدی و حذف زوائد احتمالی، نمونه‌های برای ارزیابی‌های بعدی نگه‌داری شدند.

۲-۲- ارزیابی نمونه‌ها

۲-۲-۱- تخلخل سنجی

تخلخل در نمونه‌ها از رابطه (۱) محاسبه گردیده است.

$$\%Porosity = \left(1 - \frac{\rho_{app}}{\rho}\right) \times 100 \qquad (۱)$$

جایی که ρ چگالی پلیمر صلب و ρ_{app} چگالی ظاهری داربست می‌باشد که از تقسیم وزن بر حجم ظاهری (حجم کلی با در نظر گرفتن حفرات جزء حجم) محاسبه می‌گردد.

۲-۲-۲- بررسی ریزساختاری

جهت بررسی مورفولوژی و اندازه حفرات داربست‌ها از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM: Philips-XL30) استفاده شد. با توجه به اینکه پلیمر مورد استفاده هادی الکتریسیته نمی‌باشد، ابتدا سطح آن‌ها توسط پوشش‌دهی کندوپاش (اسپاترینگ)، پوشش طلا داده شد تا سطح ذرات هادی الکتریسیته شوند و از تجمع بار الکتریکی در سطح آن‌ها حین تصویربرداری با میکروسکوپ الکترونی روبشی جلوگیری شود. تصاویر توسط آشکارساز الکترون‌های ثانویه تهیه گردید.

۲-۲-۳- آنالیز گرماسنجی افتراقی (DSC)

آزمون گرماسنجی افتراقی در محدوده دمای محیط تا ۲۰۰ درجه سانتی‌گراد با نرخ گرمایش ۵ C/min توسط دستگاه آنالیز گرماسنجی افتراقی (TA: Q600, USA) انجام شد. نمونه مرجع از جنس آلومینا و اتمسفر محیط انجام آزمایش آرگون انتخاب گردید.

۲-۲-۴- مطالعه فازی

برای بررسی فازهای فیلامنت اولیه و داربست‌ها از روش پراش پرتو ایکس (XRD: Philips, X'pert- MPD, Netherland) با منبع تابش (Cu-Kα (λ=1.5405 A°)، در اختلاف پتانسیل ۴۰ کیلو ولت استفاده شد. اسکن در محدود ۲۰ تا ۸۰ درجه با نرخ 2θ= 1°/min انجام شد.

۲-۲-۵- ارزیابی خواص مکانیکی در جهات مختلف

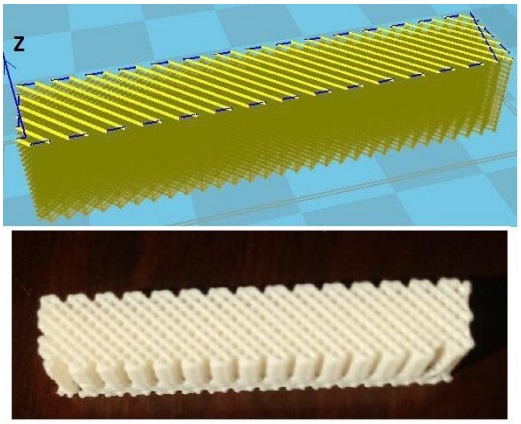
به منظور بررسی خواص مکانیکی نمونه‌ها، آزمون فشار در دمای محیط توسط دستگاه آزمون فشار Santam STM-150 و با سرعت کرنش ۰/۵ mm/min در دمای محیط انجام گردید. نمونه‌های آزمون فشار با ابعاد (mm) ۱۰ × ۱۰ × ۱۰ و با تلرانس ابعادی (mm) ۰/۵± تهیه شدند و در دو جهت مختلف موازی و عمود بر جهت پرینت، سه بار مورد ارزیابی مکانیکی قرار گرفتند و میانگین نتایج اعلام گردید.

۳- نتایج و بحث

۳-۱- تخلخل و حفرات داربست

نتایج حاصل از تخلخل سنجی داربست‌ها با توجه به اینکه چگالی پلیمر پلی لاکتیک اسید صلب g/cm^3 ۱,۲۵ می‌باشد، نشان می‌دهد که میزان تخلخل نمونه‌ها ۱±۶۹ درصد حجمی می‌باشد که مقدار مناسبی برای رشد بافت و تثبیت بیولوژیکی می‌باشد. طرح سه‌بعدی و قطعه پرینت شده (قبل از برش به نمونه‌های یک سانتیمتری) در شکل ۱

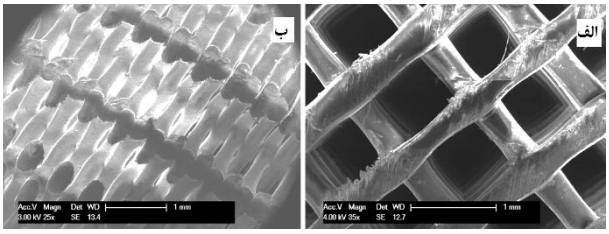
ارائه شده است و بیانگر توزیع منظم حفرات در طول داربست می‌باشد.



شکل (۱): طرح سه‌بعدی و قطعه پرینت شده پلی لاکتیک اسید به روش لایه نشانی مذاب

۳-۲- مشاهده میکروسکوپ الکترونی روبشی

تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی داربست‌ها در شکل ۲ ارائه شده است. مشاهده به موازات محور Z (ارتفاع حین پرینت سه‌بعدی) نشان می‌دهد که حفرات مربعی شکل منتظم و به کاملاً به هم پیوسته در زمینه پلیمر وجود دارد. تخلخل باز در داربست‌های زیستی باعث کمک به تغذیه رسانی و حذف مواد زائد از اطراف کاشتنی شده و به تسریع فرایند ترمیم کمک می‌کند [۸]. لذا روش لایه نشانی مذاب روشی مطلوب برای ساخت داربست‌های پلیمری به نظر می‌رسد.

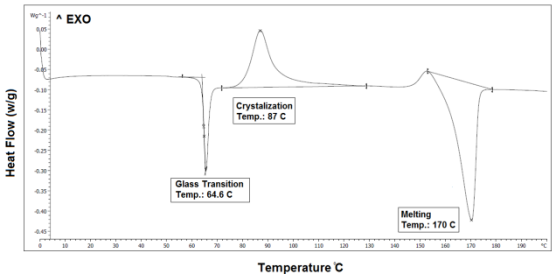


شکل (۲): تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی: الف) به موازات محور Z و ب) عمود بر محور Z داربست پلی‌لاکتیک اسید

اما مشاهده عمود بر محور Z (ارتفاع حین پرینت سه‌بعدی) نشان می‌دهد که حفرات در این راستا به هم پیوسته نمی‌باشند. در این راستا، پلیمر به صورت لایه به لایه (ضخامت هر لایه حدوداً ۳۰۰ میکرومتر) لایه نشانی شده است. همچنین اتصال خوبی بین لایه‌های پلیمر ایجاد شده که بیانگر دمای مناسب فرایند حین لایه نشانی بوده است. اتصال ناقص بین لایه‌ها می‌تواند سبب کاهش خواص مکانیکی داربست گردد. دمای کم فرایند لایه نشانی می‌تواند سبب اتصال ناقص لایه‌ها و خواص مکانیکی ناکافی گردد و البته دمای بیش از حد فرایند نیز می‌تواند سبب تغییر در ساختار و خواص پلیمر شده و به صورت تغییرات فازی نمایان گردد.

۳-۳- آنالیز حرارتی گرماسنجی افتراقی (DSC)

نتایج آزمون حرارتی DSC در شکل ۳ ارائه شده است. طبق نتایج این آزمون، دمای انتقال شیشه‌ای (T_g) پلیمر ۶۴/۶ °C و دمای ذوب آن ۱۷۰ °C به صورت دو قله گرماگیر در نمودار شکل ۳ مشاهده شده‌اند. این گراف بیانگر یک قله گرمازا نیز در دمای ۸۷ °C می‌باشد که نشان‌دهنده بلوری شدن (کریستالیزاسیون) بخش‌های آمورف پلیمر است. حضور این پیک تأییدی بر آمورف بودن بخش عمده ساختار پلیمر است که حین حرارت دهی، توانسته‌اند، متبلور شوند.

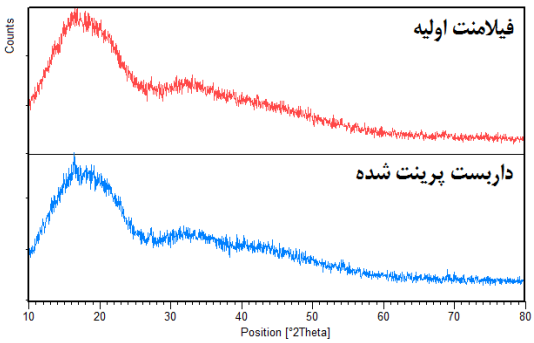


شکل ۳: نمودار آنالیز حرارتی DSC فیلامنت اولیه

۳-۴- مطالعه فازی

فازهای موجود در فیلامنت اولیه پلی لاکتیک اسید (پرینت نشده) و داربست متخلخل پرینت شده توسط آزمون پراش پرتوی ایکس مطالعه گردیده و نتایج آن در شکل ۴ ارائه شده است. نتایج نشان می‌دهد که الگوی پراش پرتوی ایکس پلیمر قبل و بعد از فرایند پرینت تغییری نداشته و این فرایند سبب تغییر در خواص پلیمر نشده است. همچنین هر

دو الگو به علت داشتن پیک پهن و گسترده در محدوده ۱۷ درجه، بیانگر آمورف بودن ساختار پلیمر هستند [۹]. هم‌چنین ساختار آمورف پلیمر در اثر فرآیند پرینت بلوری نشده است.



شکل ۴: الگوهای پراش پرتوی ایکس: الف) فیلامنت اولیه، ب) داربست پرینت شده

۳-۵- خواص مکانیکی

نتایج حاصل از آزمون فشار که در شکل ۵ ارائه شده است، نشان می‌دهد که خواص مکانیکی داربست پلی لاکتیک اسید در دو جهت مختلف، متفاوت است. طبق این شکل به نظر می‌رسد که نمونه در راستای محور Z دارای استحکام بالاتر است. مقادیر کمی این آزمون پس از سه بار تکرار، طبق استاندارد ISO 13314 (در مقدار $P<0.05$) محاسبه گردید و مقادیر میانگین اعلام شد.

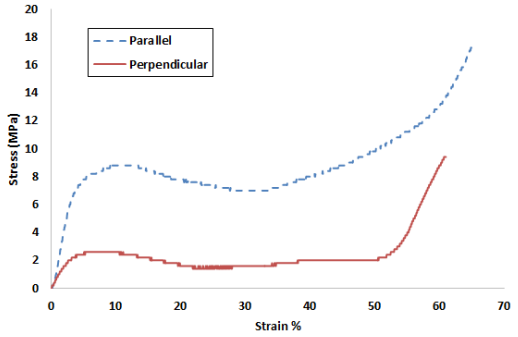
مشاهده می‌گردد که نمودار تنش-کرنش این داربست متخلخل از سه جزء زیر تشکیل شده است:

الف) منطقه خطی الاستیک: محدوده‌ای که داربست در آن تغییر شکل غیر دائمی می‌دهد.

ب) تنش مسطح: محدوده تغییر شکل دائمی که در آن حفرات لایه به لایه تخریب و متراکم می‌شوند، نوسان مقدار تنش در این محدوده ناچیز است.

ج) منطقه متراکم شدن: هنگامی که تمام حفرات متراکم و بسته شدند، کرنش‌های بعدی سبب افزایش ناگهانی تنش می‌گردد.

تنش مسطح نمونه در دو جهت موازی و عمود بر محور Z به ترتیب برابر ۸/۱۲±۰/۶۵ Mpa و ۱/۸۷±۰/۲۱ و تنش تسلیم آن‌ها به ترتیب برابر ۷/۶۱±۰/۵۴ Mpa و ۱/۹۵±۰/۱۹ و ضریب کشسانی آن‌ها به ترتیب برابر ۲۱۳/۳۳±۰/۶۲ Mpa و ۷۲/۷۲±۰/۳۹ بوده است که این مقادیر در محدوده استخوان اسفنجی قرار دارند. مشخص است که استحکام نمونه در جهت موازی محور Z به مقدار قابل‌توجهی بیش از جهت عمود بر آن می‌باشد. البته هر دو نمودار آغاز منطقه متراکم شدن یکسانی را از خود نشان می‌دهند، به این معنا که داربست پلی لاکتیک اسید تولید شده به روش لایه نشانی مذاب، در دو جهت متفاوت کرنش نهایی تقریباً یکسانی را داشته است.



شکل ۵: نمودار تنش-کرنش مهندسی از دو جهت: الف) به موازات محور Z و ب) عمود بر محور Z داربست پلی‌لاکتیک اسید

استحکام و ضریب کشسانی پلیمر زیست تخریب‌پذیر پلی لاکتیک اسید متراکم به ترتیب برابر ۸۰-۳۰ Mpa و ۶۰۰۰-۱۰۰۰ است [۱۰] که مشاهده می‌شود که با متخلخل شدن نمونه این مقادیر به ترتیب به ۲۶ و ۶/۵ درصد مقادیر صلب کاهش یافته و به مقادیر بافت استخوان (به ترتیب حدود ۲۰-۳ Mpa [۱۱] و ۳۰۰۰ [۱۲]) نزدیک شده‌اند؛ بنابراین آنیزوتروپی خواص مکانیکی داربست‌های تولید شده را باید حین استفاده این بیوماده برای کاربردهای تحت بار (استخوان ران و ساق پا) مدنظر قرار داد. هرچند که خواص مکانیکی پلی لاکتیک اسید به روش‌های دیگری مانند پوشش‌دهی [۱۳] نیز قابل بهبود می‌باشد، اما ماهیت آنیزوتروپی خواص مکانیکی به نحوه تولید داربست بستگی دارد و برای داربست‌های تولید شده به روش لایه نشانی مذاب باید در نظر گرفته شود.

٤- نتیجه‌گیری

در این تحقیق، داربست سه‌بعدی متخلخل پلی لاکتیک اسید به روش لایه نشانی مذاب با ۷۰ درصد اسمی تخلخل تهیه شد. نتایج ارزیابی خواص مکانیکی نشان می‌دهد که خواص مکانیکی داربست تولید شده، در محدوده استحکام استخوان بوده اما در دو جهت موازی و عمود برای محور Z حین پرینت، متفاوت است، به این معنا که خواص مکانیکی داربست ساخته شده دارای خاصیت آنیزوتروپی می‌باشد که باید حین استفاده مورد توجه قرار گیرد. مطالعه ریزساختاری نیز نشان می‌دهد مورفولوژی حفرات داربست در دو جهت، متفاوت می‌باشد که این، علت اصلی آنیزوتروپی خواص مکانیکی است.

٥- مراجع

[۱] م. خدائی، م. مرآتیان، ا. صوابی و م. ح. فتحی، "اثر دمای تف جوشی بر ویژگی‌های کاشتنی تیتانیومی متخلخل تولید شده به روش فضا نگه‌دارنده جهت استفاده در بازسازی بافت سخت"، فرآیندهای نوین در مهندسی مواد، سال ۹، صفحه ۹-۱، ۱۳۹۴.

[۲] ش. اکبری‌نیا، س.ع. حسینی و س. خ. صدرنژاد، "ساخت ایمپلنت حافظه‌دار متخلخل دندان از جنس NiTi به روش متالورژی پودر"، فرآیندهای نوین در مهندسی مواد، سال ۸، صفحه ۴۰-۲۹، ۱۳۹۳.

[3] C. E. Corcione, F. Gervaso, F. Scalera, S. K. Padmanabhan, M. Madaghiele, F. Montagna, A. Sannino, A. Licciulli & A. Maffezzoli, "Highly loaded hydroxyapatite microsphere/ PLA porous scaffolds obtained by fused deposition modelling, Ceramics International", https://doi.org/10.1016/j.ceramint.07.297, 2018.

[4] W. Lin, H. Shen, G. Xu, L. Zhang, J. Fu & X. Deng, "Single-layer temperature-adjusting transition method to improve the bond strength of 3D-printed PCL/PLA parts", Composites Part A, vol. 115, pp. 22-30, 2018.

[5] K. Kun, "Reconstruction and development of a 3D printer using FDM technology", Procedia Engineering, vol. 149, pp. 203–211, 2016.

[6] M. Rinaldi, T. Ghidini, F. Cecchini, A. Brandao & F. Nanni, "Additive layer manufacturing of poly (ether ether ketone) via FDM", Composites Part B , doi: 10.1016/j.compositesb.2018.03.029. 2018.

[7] G. Gomez-Gras, R. Jerez-Mesa, J. A. Travieso-Rodriguez & J. Lluma-Fuentes, "Fatigue performance of fused filament fabrication PLA specimens", Materials & Design, doi:10.1016/j.matdes.2017.11.072, 2017.

[8] H. Wang, W. Zhi, X. Lu, X. Li, K. Duan, R. Duan, Y. Mu & J. Weng, "Comparative studies on ectopic bone formation in porous HA scaffolds with complementary pore structures", Acta Biomaterialia, doi: http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2013.05.026. 2013,

[9] S. Mohammadian-Gezaz, I. Ghasemi & A. R. Oromiehie, "Crystallization Behavior of PA6 in ABS/PA6 Blends Prepared by In Situ Polymerization and Compatibilization Method", Iranian Journal of PolymerScience and Technology, vol. 22, pp.469-482, 2010.

[10] S. K. Bhatia, "Biomaterials for Clinical Applications, Springer New York Dordrecht Heidelberg London", doi: 10.1007/978-1-4419-6920-0.

[11] F. Tencer & K. D. Johnson, "Biomechanics in orthopedics: bone fracture and fixation", pp. 31-37, London: Martin Dunitz. 1994.

[12] J. Wieding, A. Wolf & R. Bader, "Numerical Optimization of Open-Porous Bone Scaffold Structures to Match the Elastic Properties of Human Cortical Bone", Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Material, vol. 37, pp. 56-68, 2014.

[13] X. G. Zhao, K. J. Hwang, D. Lee, T. Kim & N. Kim, "Enhanced mechanical properties of self-polymerized polydopamine-coated recycled PLA filament used in 3D printing", Applied Surface Science, vol. 441, pp. 381-387, 2018.

٦- پی نوشت

[1] Fused Deposition Modeling
[2] Ploy Lactic Acid
[3] Fill Density