



Fabrication Of Bone Scaffolds by Additive Manufacturing of Fused Deposition Modeling (FDM) and Investigation of Their Mechanical Properties

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Najafi A¹.

Zolfaghari A^{1*}.

How to cite this article

Najafi A, Zolfaghari A, Fabrication Of Bone Scaffolds by Additive Manufacturing of Fused Deposition Modeling (FDM) and Investigation of Their Mechanical Properties. Modares Mechanical Engineering. 2023;23(01):1-9.

¹ Mechanical Engineering Department, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran

*Correspondence

Address: Mechanical Engineering Department, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran

zolfaghari@nit.ac.ir

Article History

Received: July 20, 2022

Accepted: October 31, 2022

ePublished: January 25, 2023

ABSTRACT

The use of Additive Manufacturing (AM) techniques in medical science has resulted in a great change in this field, especially in bone tissue engineering. One of these techniques is Fused Deposition Modeling (FDM) which is used to make bone scaffolds. From the viewpoint of bone tissue engineering, bone scaffolds must have acceptable mechanical properties in addition to the required biological properties. In this study, at first the printing parameters including layer height, printing speed and the number of filaments in each row were determined and bone scaffolds were made of two different materials polylactic acid (PLA) and polycaprolactone (PCL) and were subjected to the compression test. The results of Young's modulus and yield stress analyzed in Design Expert software showed that increasing the layer height reduces the mechanical properties. Also, increasing the number of filaments in each row increases the elastic modulus of the scaffolds. For example, for scaffolds made of PLA, the maximum modulus of elasticity belongs to 12 filament scaffolds with a layer height of 0.1, which is equal to 319 MPa, and the minimum elastic modulus belongs to 8 filament scaffolds with a layer height of 0.3, which is equal to 143 MPa. Printing speed for scaffolds made of PLA does not have a significant effect on the Young's modulus and yield stress. But for scaffolds made of PCL, increasing the printing speed reduces the modulus of elasticity but it doesn't have a significant effect on yield stress.

Keywords Additive Manufacturing, Bone Scaffold, Printing Parameters, Compression Test, Mechanical Properties

CITATION LINKS

1-Material in-process manufacturing by rapid prototyping techniques. 2-Apparatus for forming a solid three-dimensional article from a liquid medium. 3-Fab@ Home: the personal desktop fabricator kit. 4-Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. 5-Biomatrices and biomaterials for future developments of bioprinting and biofabrication. 6-Bioresorbable airway splint created with a three-dimensional printer. 7-Framework for optimal design of porous scaffold microstructure by... 8-Analysis of Fracture Modes in Cortical bone Using Optimized Arcan's Device. 9-Bioactive glass scaffolds for bone tissue engineering: state of the art and... 10-Bone substitutes: an update. 11-The effects of Anadara granosa shell-Stichopus hermanni on bFGF expressions and blood vessel counts in... 12- Finite element analysis for predicting the mechanical properties of bone scaffolds... 13- Investigation of the mechanical properties of the porous scaffolds used in bone... 14- 3D printing of porous hydroxyapatite scaffolds intended for use in bone... 15-Organ printing: computer-aided jet-based 3D tissue engineering. 16-Scaffold-based tissue engineering: rationale for computer-aided design and solid free-form fabrication systems. 17-Application of collagen scaffold in tissue engineering: recent advances and new perspectives. 18-Decellularization of tissues and organs. 19-Biodegradable synthetic polymers for tissue engineering. 20-Scaffolds for bone tissue engineering fabricated from two different materials by... 21- Scaffold design for bone regeneration. 22- Mechanical modelling of cell/ECM and cell/cell interactions during the contraction of a fibroblast-populated collagen microsphere... 23- Simulation of mechanical behavior and construction of regular PLA scaffolds. 24- Standard Test Methods for Compressive Properties of Rigid Plastics. 25-Highly loaded hydroxyapatite microsphere/PLA porous scaffolds obtained by fused deposition modelling.

ساخت داربست‌های استخوانی با روش ساخت افزایشی ریزش مذاب و بررسی خواص مکانیکی آنها

عاطف نجفی^۱، عباس ذوالفقاری^{۱*}

^۱ دانشکده مهندسی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، ایران

چکیده

بهره‌گیری از تکنیک‌های ساخت افزایشی در علم پزشکی موجب تحوّل عظیم در این زمینه و بخصوص در حیطه مهندسی بافت استخوان شده است. یکی از این تکنیک‌ها، فرآیند ساخت افزایشی ریزش مذاب می‌باشد که برای ساخت داربست‌های استخوانی استفاده می‌گردد. از دیدگاه مهندسی بافت استخوان، داربست‌های استخوانی باید علاوه بر ویژگی‌های مورد نیاز بیولوژیکی، دارای خواص مکانیکی قابل قبولی نیز باشند. در این پژوهش پارامترهای چاپ شامل ارتفاع لایه، سرعت چاپ و تعداد فیلامنت در هر ردیف تعیین شدند. داربست‌های استخوانی با ۲ ماده مختلف پلی‌لاکتیک اسید (PLA) و پلی‌کاپرولاکتون (PCL) ساخته شدند و تحت آزمون فشار قرار گرفتند. نتایج تحلیل شده شامل مدول الاستیک و تنش تسلیم در نرم افزار Design Expert نشان دهنده آن بود که افزایش ارتفاع لایه موجب کاهش خواص مکانیکی و افزایش تعداد فیلامنت در هر ردیف باعث افزایش خواص مکانیکی داربست‌های ساخته شده می‌گردد. به عنوان مثال برای داربست‌های ساخته شده از جنس PLA، حداکثر مدول الاستیک متعلق به داربست ۱۲ فیلامنتی با ارتفاع لایه ۰/۱ می‌باشد که مقدار آن برابر با ۳۱۹ مگاپاسکال بوده و حداقل مدول الاستیک متعلق به داربست ۸ فیلامنتی با ارتفاع لایه ۰/۳ می‌باشد که مقدار آن برابر با ۱۴۳ مگاپاسکال است. سرعت چاپ برای داربست‌های ساخته شده از جنس PLA، تأثیر قابل توجهی بر مدول الاستیک و تنش تسلیم نداشته ولی برای داربست‌های ساخته شده از جنس PCL، افزایش سرعت چاپ موجب کاهش مدول الاستیک می‌شود ولی اثر قابل توجهی بر تنش تسلیم ندارد.

کلیدواژه‌ها: ساخت افزایشی، داربست استخوانی، پارامترهای چاپ، تست فشار، خواص مکانیکی

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۴/۲۹

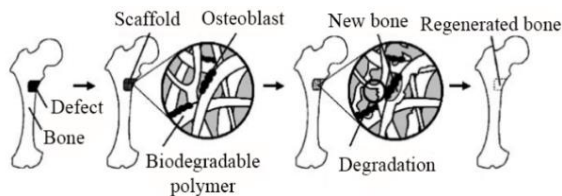
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۸/۰۹

* نویسنده مسئول: zolfaghari@nit.ac.ir

۱- مقدمه

چاپ روی چوب و پیشرفتهای بعد از آن در مقیاس صنعتی از قرن پانزدهم آغاز شد. در چند دهه اخیر تکنولوژی چاپ از دو بعد به فرایند افزایشی ارتقاء یافته که در آن لایه‌های متوالی از ماده روی هم قرار می‌گیرند تا یک شکل سه‌بعدی را تشکیل دهند^[1,2]. این تکنیک نه تنها باعث افزایش سرعت نمونه سازی و تولید در صنعت و طراحی محصولات در خانه مانند جواهرات، اجزای دوچرخه و تجهیزات الکترونیکی می‌شود؛ بلکه باعث ایجاد تغییر در علم و آموزش نیز شده است^[3]. پرینتر سه‌بعدی اولین بار توسط چارلز هال معرفی شد. او در روش خود که آن را

استریولیتوگرافی (Stereolithography) نامگذاری نمود، لایه‌های نازک یک ماده را که با نور ماوراءبنفش واکنش می‌داد روی هم چاپ می‌کرد تا یک ساختار سه‌بعدی جامد را ایجاد کند^[4]. در قدم بعدی سیستم‌های بر پایه آب طراحی و ساخته شد که مستقیماً با آن می‌توان مواد زیستی را به شکل داربست‌های سه‌بعدی ساخت که می‌توان در آن از سلول‌های کاشته شده به منظور پیوند زدن استفاده نمود^[5]. انجام چاپ زیستی که به عنوان یکی از روش‌های مهندسی بافت بود، با توجه به پیشرفت‌های اخیر در زیست شناسی سلولی، تکنولوژی پرینت سه‌بعدی و علم مواد امکان پذیر شد^[6]. در شکل ۱ مراحل مختلف ترمیم استخوان آسیب‌دیده با استفاده از داربست استخوانی متخلخل تخریب‌پذیر به طور شماتیک نشان داده شده است^[7].



شکل ۱) شماتیک فرآیند ترمیم استخوان آسیب دیده^[7]

بدن انسان شبکه پیچیده‌ای از ارگان‌ها و بافت‌های مختلف با عملکرد مشخص است. با بالا رفتن سن تحولات زیادی در بدن رخ می‌دهد که منجر به آسیب دیدن بافت‌ها و یا مختل شدن عملکرد عادی آنها می‌شود. یکی از اصلی‌ترین این بافت‌ها استخوان است^[8]. آمارها نشان می‌دهد که تنها در ایالات متحده آمریکا سالانه شاهد بیش از ۲/۶ میلیون شکستگی استخوان بوده و تقریباً ۲/۲ میلیون عمل پیوند استخوان برای ترمیم این بافت‌های آسیب دیده انجام می‌شود^[9,10]. پیوندهای استخوانی برحسب نوع دهنده، به چهار دسته اتوگرافت (دهنده خود شخص)، آلوگرافت (دهنده شخص دیگر)، زئوگرافت (دهنده حیوان) و ایزوگرافت (دهنده و گیرنده دو قلوهای همسان) تقسیم می‌شوند^[11]. این روش‌ها در سال‌های گذشته کمک زیادی به پزشکان برای درمان بیمارانی که دچار شکستگی‌های بزرگ و پیچیده شده بودند کرده‌اند. اما با این وجود هر یک از آن‌ها دارای جنبه‌های منفی نیز می‌باشد. به همین دلیل در سال‌های اخیر محققان زیادی مطالعات خود را معطوف استفاده از مواد زیست سازگار کشت داده شده با سلول‌ها و فاکتورهای رشد مربوطه، برای ترمیم استخوان‌های آسیب دیده نموده‌اند. این مواد زیست سازگار، داربست‌های استخوانی نامیده می‌شوند. داربست استخوانی سازه‌ای است متخلخل، با خواص بیولوژیکی و مکانیکی اولیه مناسب (تا حد امکان مشابه استخوان طبیعی) که وظیفه آن فراهم کردن بستری مناسب برای رشد استخوان است. داربست دارای نقشی موقت در ترمیم استخوان است و معمولاً از مواد تخریب‌پذیر ساخته می‌شود

مصنوعی امکان کنترل بهتر خواص شیمیایی، فیزیکی و مکانیکی و سرعت تخریب را فراهم می‌کنند. علاوه بر این، روش‌های ساخت می‌توانند مواد مصنوعی را به داربست‌هایی با تخلخل، مورفولوژی و ناهمسانگردی مطلوب با اتصال و مهاجرت سلولی بهبود بخشند. از معایب داربست‌های مصنوعی می‌توان به سمیت احتمالی و پاسخ‌های التهابی نامطلوب اشاره کرد. مواد مصنوعی که معمولاً داربست‌ها از آن‌ها ساخته می‌شوند پلیمری هستند. مانند پلی-گلیکولیک اسید (PGA)، پلی‌لاکتیک اسید (PLA) و کاپلیمرهای آن‌ها پلی لاکتیک کو گلیکولیک اسید (PLGA). تخریب کاپلیمرهای PLA، PGA و PLA/PGA عموماً شامل هیدرولیز تصادفی پیوندهای استری آن‌ها می‌شود. PLA در بدن تجزیه می‌شود و اسید لاکتیک را تشکیل می‌دهد که به طور معمول در بدن نیز وجود دارد^[19]. پارک و همکاران با انجام یک مطالعه حیوانی و عمل جراحی بر روی ساق پای خرگوش توسط داربست‌های ساخته شده از جنس PCL و PLGA بیان داشتند داربست‌های ساخته شده از جنس PLGA زودتر از داربست‌های ساخته شده از PCL تخریب و در بدن تجزیه می‌شوند (تجزیه‌ی PCL در بدن ۲ تا ۳ سال زمان می‌برد). و در نتیجه بافت‌های تولید شده در گروه PLGA نسبت به گروه PCL دارای تراکم کمتری هستند. در هنگام درمان نقص حیاتی، تا زمانی که بازسازی کامل صورت نگیرد، پشتیبانی مکانیکی لازم است و در نتیجه تخریب کندتر در مهندسی بافت استخوان ترجیح داده می‌شود^[20]. پولو و همکاران اظهار داشتند ساختار منظم داخلی و خارجی داربست یکی دیگر از ویژگی‌های مهم آن است. تخلخل کافی و منظم برای تکثیر یکنواخت سلولی در فضای داربست لازم است. سرعت تکثیر سلولی و تخریب مواد در حالت ایده آل باید یکنواخت باشد. مطالعات کنونی گزارش می‌دهند که تخلخل داربست ایده‌آل باید در حدود یا بیش از ۹۰٪ باشد (مخصوصاً برای مهندسی بافت استخوان) و منافذ باید اتصال خوبی را برای اطمینان از تکثیر خوب سلول‌ها فراهم کنند^[21]. رمتنی به این موضوع اشاره کرد که تخلخل، خواص مکانیکی مانند مقاومت فشاری را کاهش می‌دهد و پیچیدگی تولید داربست‌های تکرارپذیر را افزایش می‌دهد. خواص مکانیکی یکی دیگر از ویژگی‌های مهم داربست را تشکیل می‌دهد. سلول‌های در حال رشد ممکن است به داربست نیرو وارد کنند. انواع خاصی از سلول‌ها مانند فیبروبلاست‌ها نیروی قابل‌توجهی ایجاد می‌کنند. یک داربست ضعیف مکانیکی ممکن است تحت این نیروها شکسته شود و شکل ساختار بافت نهایی را تغییر دهد^[22]. فرامرزیان و همکاران به بررسی رفتار خواص مکانیکی فوم تخلخل باز منظم با جنس PLA در اندازه‌های مختلف قطر حفره و درصد‌های تخلخل متفاوت پرداختند و بیان داشتند با افزایش درصد تخلخل، استحکام تسلیم و مدول یانگ نمونه‌ها کاهش می‌یابد و از طرفی با کاهش درصد تخلخل، مقدار کرنش شکست که به عنوان معیاری برای مقایسه انعطاف پذیری قطعات می‌باشد،

تا با گذر زمان رفته‌رفته تخریب شود و استخوان جدید بتواند رشد کرده و جای آن را پر کند^[7, 12]. نکته‌ای که باید به آن توجه شود این است که با وجود این که داربست، نقشی موقت در ترمیم استخوان برعهده دارد، دارای اهمیتی حیاتی و غیرقابل انکار است. فاکتورهای مختلفی بر عملکرد یک داربست موثرند که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به خواص مکانیکی مطلوب اشاره کرد. به این معنا که باید دارای مقاومت مکانیکی مناسب مشابه ارگانی از بدن که در آن قرار گرفته را داشته باشد تا بتواند نیروهای وارده را تحمل کند. به همین دلیل بررسی خواص مکانیکی داربست‌ها از اهمیت بسیاری در درک صحیح چگونگی رفتار آن‌ها در نقاط آسیب‌دیده بدن برخوردار است^[13]. تاکنون روش‌های مختلفی برای تولید انواع داربست‌های مهندسی بافت ابداع شده‌اند که چاپ سه‌بعدی یکی از روش‌های نوین در این زمینه است. این روش با پیشرفت علوم رایانه‌ای به سرعت گسترش یافته است. به طوری که امروزه بیش از ده‌ها روش مختلف تولید داربست با این فناوری توسعه یافته‌اند. روش‌های چاپ سه‌بعدی داربست دارای دقت بسیار خوب و ساختاری بسیار هماهنگ با بافت مورد نظر هستند. همچنین سرعت ساخت داربست در این روش‌ها بالا است و معمولاً از نظر اقتصادی نیز مقرون‌به‌صرفه هستند^[14, 15]. هات مچر و همکاران در تحقیقات خود بیان داشتند که برای ترمیم بافت‌ها و اندام‌های آسیب‌دیده، مهندسی بافت در حال حاضر از ساختارهای حمایتی مصنوعی به نام «داربست» استفاده می‌کند که به عنوان حامل کشت‌های سلولی عمل می‌کند و رشد آنها را کنترل می‌کند. داربست‌ها به صورت ساختارهای متخلخل با اشکال از پیش تعریف شده ساخته می‌شوند. ویژگی‌های ساختاری آن‌ها شامل هندسه خارجی، تخلخل، اتصال متخلخل، اندازه منافذ فردی و مساحت سطح است^[16]. چنچوان دونگ و یونگنگ در تحقیقات خود به این موضوع که داربست‌ها به عنوان حامل برای رشد بافت استخوانی، غضروف، رباط‌ها، پوست، رگ-های خونی، اعصاب و ماهیچه‌ها استفاده می‌شوند اشاره کردند^[17]. گیلبرت و همکاران در تحقیقات خود ذکر کردند که داربست‌ها همچنین به عنوان حامل برای تحویل کنترل شده داروها و پروتئین‌ها استفاده می‌شوند. داربست‌ها با استفاده از مواد زیست تخریب‌پذیر تهیه می‌شوند که به مواد اجازه می‌دهند به تدریج پس از تشکیل بافت یا اندام جدید تجزیه شوند. داربست‌ها با سلول‌های مناسب (بسته به نوع بافت) در شرایط آزمایشگاهی کاشته می‌شوند و سپس در داخل بدن در محل آسیب دیده قرار می‌گیرند. در آنجا، از طریق ساختار متخلخل داربست، تکثیر سلولی رخ می‌دهد، که امکان تشکیل یک بافت جدید را فراهم می‌کند. موادی که در حال حاضر برای ساخت داربست استفاده می‌شوند به چند نوع تقسیم می‌شوند. مواد کاملاً مصنوعی، مواد طبیعی، سرامیک و ترکیبات آن‌ها^[18]. گوناتیلیک و همکاران نشان دادند که مواد

دمای میز برابر با دمای محیط و سرعت‌های چاپ ۶۰۰، ۸۰۰ و ۱۰۰۰ میلی‌متر بر دقیقه قرار داده شوند. مشابه نمونه‌های PLA، قطعات ساخته شده از PCL نیز با ۳ بار تکرار و پاسخ‌های مورد بررسی نیز مدول الاستیک و تنش تسلیم می‌باشند. لازم به ذکر است درصد تخلخل برای تعداد فیلامنت‌های در هر ردیف ۸، ۱۰ و ۱۲ به ترتیب برابر با ۶۳٪، ۵۴٪ و ۴۵٪ می‌باشد.

۲-۳- G-code نویسی مخصوص هر داربست

پس از تعیین پارامترهای چاپ برای هر داربست، با مراجعه به سایت Simplify3D و فراگیری منطق برنامه‌نویسی و انجام محاسبات لازم، برنامه‌های مورد نظر در نرم‌افزار Notepad++ نوشته شده و برای اطمینان از صحت اجرای برنامه‌ی نوشته شده، G-code ها در نرم‌افزار Simplify3D اجرا شدند. ابعاد داربست‌های طراحی شده برابر با $10/48 \times 10/48 \times 4/8$ میلی‌متر می‌باشند. نکته‌ی قابل توجه این است که هر برنامه‌نویس باید با در نظر گرفتن خصوصیات ماده‌ی مورد استفاده در پژوهش خود، G-code مخصوص هر داربست را بر اساس شرایط چاپ مربوط به همان ماده تغییر دهد.

۲-۴- چاپ داربست‌های استخوانی

لازم به ذکر است به علت جذب رطوبت هوا توسط فیلامنت‌ها و به منظور جلوگیری از بروز اخلاص در خواص مکانیکی داربست‌های چاپ شده و کاهش خطا در نتایج تست فشار، ماده‌ی PLA به مدت ۲ ساعت در دمای ۴۰ درجه سانتیگراد در کوره‌ی خشک‌کن قرار داده شد. لازم به ذکر است فیلامنت PCL به محض خروج از کیسه خلا خود، مورد استفاده قرار گرفت و در نتیجه فقط فیلامنت PLA احتیاج به رطوبت زدایی داشت.

برای چاپ قطعات مورد نظر از دستگاه پرینتر سه‌بعدی Quantum 3D مدل Twin ساخت ایران (مطابق شکل ۲-الف) استفاده شد. شکل ۲-ب قطعه شماره ۳ (بر اساس ترتیب ذکر شده در جدول ۲) با ارتفاع لایه ۰/۳ میلی‌متر، سرعت چاپ ۲۱۰۰ میلی‌متر بر دقیقه که تعداد فیلامنت در هر ردیف آن ۸ می‌باشد را نشان می‌دهند.



شکل ۲ (الف) پرینتر سه بعدی مورد استفاده در این پژوهش (ب) نمونه تولید شده توسط دستگاه پرینتر سه‌بعدی، داربست شماره ۳ ساخته شده از جنس PLA

افزایش می‌یابد^[23]. با مروری بر پژوهش‌های پیشین این نکته دریافت شد که اثرات نوع مواد، پارامترهای چاپ و درصد تخلخل داربست بصورت همزمان تاکنون کمتر مورد بررسی قرار گرفت. لذا بعنوان نوآوری، در این پژوهش دو نوع ماده PLA و PCL و سه درصد تخلخل داربست بررسی شد. همچنین اثرات ارتفاع لایه و سرعت چاپ نیز در سه سطح بر روی خواص فشاری مورد مطالعه قرار گرفت.

۲- مواد و روش‌ها

در این پژوهش دو فیلامنت PLA ساخت شرکت مدیریک (ایران) و PCL ساخت شرکت Esun (چین) با قطر ۱/۷۵ میلی‌متر انتخاب و سپس با تعیین پارامترهای چاپ شامل تعداد فیلامنت در هر لایه، ارتفاع لایه و سرعت چاپ برای طراحی آزمایش در نرم‌افزار Design Expert (نسخه ۱۱) آماده گردیدند. با توجه به اطلاعات سازندگان مواد، مدولهای PLA و PCL به ترتیب برابر با ۲۵۸۵ و ۲۳۷ مگاپاسکال می‌باشد. همچنین استحکام PLA و PCL به ترتیب برابر با ۴۵ و ۱۸ مگاپاسکال است. پس از طراحی، ۲ آزمایش مجزا برای هر یک از گروه داربست‌های PLA و PCL، G-code مخصوص هر داربست نوشته شده و پس از چاپ نمونه‌ها، از آن‌ها تست فشار گرفته شد. در مرحله‌ی بعدی به عکس‌برداری از قطعه توسط میکروسکوپ الکترونی توسط دستگاه SNE4500M جهت دستیابی به سطح مقطع دقیق هر رشته فیلامنت داربست چاپ شده پرداخته شد.

۲-۱- طراحی آزمایش داربست‌های PLA در نرم‌افزار Expert Design

بر اساس مطالعات و آزمون‌های تجربی انجام شده برای چاپ داربست‌های مورد نیاز از ۳ فاکتور ۳ سطحی مطابق جدول زیر و از روش باکس-بنکن برای طراحی آزمایش استفاده شد. قطر نازل ۰/۴ میلی‌متر و دمای نازل و میز چاپ به ترتیب ۲۲۰ و ۵۰ درجه سانتیگراد در نظر گرفته شدند. لازم به ذکر است هر کدام از آزمایش‌ها با ۳ بار تکرار انجام شدند. پاسخ‌های مورد بررسی در این پژوهش مدول الاستیک و تنش تسلیم می‌باشند.

جدول ۱) پارامترهای چاپ داربست‌های ساخته شده از جنس PLA

پارامتر	واحد	سطح ۱	سطح ۲	سطح ۳
تعداد فیلامنت در هر ردیف	ندارد	۸	۱۰	۱۲
ارتفاع لایه	میلی‌متر	۰/۱	۰/۲	۰/۳
سرعت چاپ	میلی‌متر بر دقیقه	۱۸۰۰	۲۱۰۰	۲۴۰۰

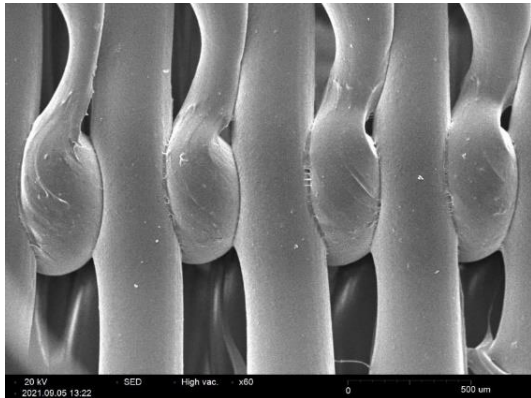
۲-۲- طراحی آزمایش داربست‌های PCL در نرم‌افزار Design Expert

روش طراحی آزمایش و انتخاب پارامترهای چاپ مشابه با PLA در نظر گرفته شده بود اما به دلیل متفاوت بودن خواص فیزیکی PCL (مانند نرم‌تر بودن و دمای ذوب پایین‌تر) باید دمای نازل، دمای میز و سرعت چاپ کاهش پیدا می‌کردند. پس از آزمایش‌های فراوان، نتیجه بر آن شد که دمای بهینه برای نازل برابر با ۷۰ درجه،

۲-۲- عکس برداری توسط میکروسکوپ الکترونی و اندازه‌گیری ابعاد داربست

از میکروسکوپ الکترونی جهت دستیابی به ابعاد واقعی استفاده شد. داربست استخوانی شماره ۳ از جنس PLA برای بررسی ابعاد انتخاب گردید. در ابتدا پوششی از روکش طلا روی سطح مقطع مورد نظر توسط دستگاه Coater قرار داده شد و پس از عکس‌برداری توسط میکروسکوپ الکترونی، تصویب‌های بدست آمده در نرم‌افزار ImageJ بارگذاری و پس از مقیاس‌گذاری، ابعاد داربست محاسبه شدند.

همان‌طور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، قدری درهم رفتگی لایه‌ها در یکدیگر وجود دارد. با اندازه‌گیری‌های انجام شده این مقدار برابر ۰/۱ میلی‌متر محاسبه شد (۰/۰۵ درهم رفتگی از بالا و ۰/۰۵ درهم رفتگی از پایین). مقدار قطر بزرگ بیضی برابر با ۰/۵۷۴ میلی‌متر و قطر کوچک بیضی نیز ۰/۳ میلی‌متر بدست آمد. لازم به ذکر است قطر بزرگ و کوچک بیضی از میانگین ۴ قطر اندازه‌گیری شده در نرم‌افزار ImageJ بدست آمده‌اند.



شکل ۴) سطح مقطع بیضی فیلامنت‌ها و قطر بزرگ بیضی اندازه‌گیری شده در نرم‌افزار ImageJ

۳- نتایج و بحث

در این بخش داده‌های بدست آمده از تست فشار برای داربست‌های PLA و PCL در نرم‌افزار Design Expert به طور مجزا مورد ارزیابی و تحلیل قرار گرفتند. در تحلیل‌های صورت گرفته میزان تاثیر هر یک از پارامترهای سرعت چاپ، ارتفاع لایه و تعداد فیلامنت در هر ردیف بر مدول الاستیک و تنش تسلیم داربست‌ها بیان شد.

۳-۱- تحلیل نتایج داربست‌های PLA

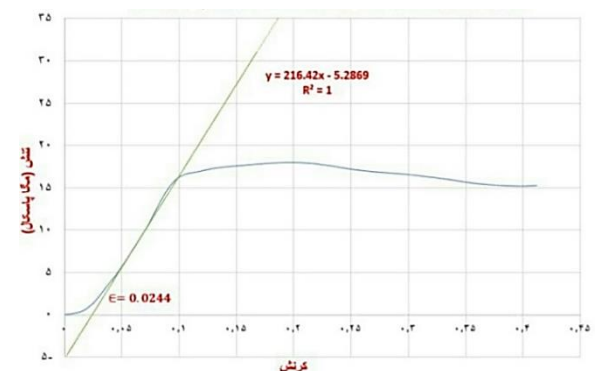
تست‌های فشار انجام گرفته بر روی هر نمونه بر اساس ترتیب استاندارد انجام آزمایش پیشنهاد شده توسط نرم‌افزار صورت گرفت. هر کدام از آزمایش‌ها ۳ بار تکرار شدند. تنش تسلیم و مدول الاستیک وارد شده در جدول ۲، میانگین ۳ پاسخ بدست آمده از هر داربست استخوانی می‌باشد. واحدهای مدول الاستیک و تنش تسلیم نیز بر حسب مگاپاسکال می‌باشد. در تحقیق [25] برای داربست با تخلخل ۳۹% و ماده PLA مدول فشاری ۲۳۸ مگاپاسکال به دست آمد. در کار حاضر نیز با تعداد ۱۲ فیلامنت که

۲-۵- دستگاه تست فشار و شرایط انجام تست

تمامی تست‌های فشار انجام شده در این پژوهش با دستگاه سنتام (SANTAM) مدل STM-20 ساخت ایران انجام شدند. پس از اطمینان از کالیبره بودن دستگاه و پس از نصب فک‌های فشاری، سرعت تست فشار برابر با ۱ میلی‌متر بر دقیقه، طول گیج برابر با ۴/۸ میلی‌متر (به اندازه ارتفاع داربست) و مساحت سطح مساوی با ۱۰۹/۸۳ میلی‌متر مربع قرار داده شد.

۲-۶- محاسبه‌ی مدول الاستیک و تنش تسلیم بر اساس استاندارد ASTM D695

پس از استخراج نمودارهای نیرو-جاب‌جایی از دستگاه تست فشار و تبدیل آن‌ها به نمودارهای تنش-کرنش، برای محاسبه مدول الاستیک داربست‌های چاپ شده به استاندارد ASTM D695 مراجعه شد. با توجه به مطالب بیان شده در استاندارد و مشاهده نمودارهای بدست آمده، در نمودار تست فشار پلاستیک‌های صلب، قبل از به وجود آمدن ناحیه خطی‌ای که در اکثر مواد دیده می‌شود، قسمتی به نام Toe Region مشاهده می‌گردد که نشان دهنده‌ی خواص الاستیک ماده نیست. لذا برای دستیابی به خواص الاستیک ماده باید از روش ارائه شده در استاندارد عمل کرد [24]. با توجه به توضیحات داده شده در استاندارد، با انتخاب ۲ نقطه در قسمت خطی نمودار و با رسم یک خط مماس بر منحنی و با فعال کردن تیک خط روند، معادله‌ی خط مماس بر ناحیه الاستیک بدست می‌آید که شیب آن برابر با مدول الاستیک قطعه مورد نظر می‌باشد. در قدم بعدی جهت دستیابی به تنش تسلیم، ابتدا باید نقطه‌ی کرنش صفر را محاسبه کرد. بر اساس توضیحات داده شده در این استاندارد، نقطه‌ی کرنش صفر از تلاقی خط مماس بر ناحیه الاستیک و محور کرنش بدست می‌آید. لذا برای یافتن نقطه کرنش صفر، مقدار y در معادله‌ی خط بدست آمده باید برابر با صفر شود. در شکل ۳ مقدار کرنش صفر محاسبه شده است. برای محاسبه تنش تسلیم طبق روش آفست ۰/۰۰۲، باید به نقطه‌ی کرنش صفر مقدار ۰/۰۰۲ افزوده شود و خطی موازی با خط رسم شده در ناحیه الاستیک رسم شود و محل تلاقی آن با نمودار برابر با تنش تسلیم خواهد بود.



شکل ۳) مقادیر مدول الاستیک و کرنش صفر برای داربست شماره ۱ ساخته شده از جنس PLA

۰/۸۲۹۷ نشان‌دهنده بی‌معنا بودن عدم تناسب و در نتیجه کارآمدی مدل ارائه شده می‌باشد.

در جدول ۴، اطلاعات مربوط به آنالیز واریانس برای تنش تسلیم داربست‌های ساخته شده از جنس PLA وارد شده‌اند.

جدول ۴ آنالیز واریانس برای تنش تسلیم داربست‌های ساخته شده از جنس PLA

وضعیت	P-Value	F-Value	میانگین مربعات	درجه آزادی
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۳۶/۷۴	۷۰/۶۱	۴
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۹۰/۹۳	۱۷۴/۷۵	۱
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۴۳/۲۹	۸۳/۲۰	۱
بی‌معنا	۰/۷۵۱۶	۰/۱۰۴۹	۰/۲۰۱۶	۱
معنادار	۰/۰۰۴۰	۱۲/۶۴	۲۴/۲۹	۱
بی‌معنا	۰/۲۱۰۵	۲/۳۷	۲/۳۸	۹

مدل اولیه پیشنهاد شده توسط نرم‌افزار در جدول ۴، مدل درجه ۲ با $R^2=0/96$ بود ولی به دلیل معنادار نبودن بعضی برهم کنش‌ها، پارامترهای بی‌معنا از معادله حذف و پارامترهای معنادار در معادله نگه‌داشته شدند. با حذف پارامترهای بی‌معنا، مقدار $R^2=0/92$ گردید. همان‌طور که مشاهده می‌شود، تاثیر سرعت چاپ بر تنش تسلیم داربست‌های ساخته شده از جنس PLA بی‌معنا بوده و تعداد فیلامنت‌های موجود در هر ردیف به توان ۲ نیز به پارامترهای معنادار افزوده شد.

۳-۱-۱- بررسی و تحلیل نتایج برای مدول الاستیک داربست‌های

ساخته شده از جنس PLA

با توجه به شکل ۵، با افزایش ارتفاع لایه، به دلیل کاهش تعداد کل لایه‌ها در ارتفاع ثابت (۴/۸ میلی‌متر) مدول الاستیک داربست کاهش می‌یابد. تعداد کل لایه‌ها برای داربست با ارتفاع لایه‌ی ۰/۱ میلی‌متر برابر با ۴۸ لایه، برای داربست با ارتفاع لایه ۰/۲ میلی‌متر برابر با ۲۴ لایه و برای داربست با ارتفاع لایه ۰/۳ میلی‌متر برابر با ۱۶ لایه می‌باشد. در نتیجه پارامتر ارتفاع لایه و مدول الاستیک رابطه عکس با یکدیگر دارند. روند کاهش مدول الاستیک به ازای افزایش ارتفاع لایه برای تمامی داربست‌های ۰/۸، ۱۰ و ۱۲ فیلامنتی نیز مشاهده می‌شود. از سوی دیگر با در نظر گرفتن ارتفاع لایه‌ی ثابت (مثلاً ۰/۳)، با افزایش تعداد فیلامنت در هر ردیف، مدول الاستیک افزایش یافته و این روند افزایشی برای تمامی ارتفاع لایه‌ها برقرار است. در نتیجه تعداد فیلامنت و مدول الاستیک با یکدیگر رابطه مستقیم دارند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، حداکثر مدول الاستیک متعلق به داربست ۱۲ فیلامنتی با ارتفاع لایه ۰/۱ میلی‌متر می‌باشد که مقدار آن برابر با ۳۱۹ مگاپاسکال بوده و حداقل مدول الاستیک متعلق به داربست ۸ فیلامنتی با ارتفاع لایه ۰/۳ میلی‌متر می‌باشد که مقدار آن برابر با ۱۴۳ مگاپاسکال است.

جدول ۲ طراحی آزمایش داربست‌های ساخته شده از جنس PLA و مقادیر تنش تسلیم و مدول الاستیک حاصل شده از تست فشار

مدول الاستیک (مگاپاسکال)	تنش تسلیم (مگاپاسکال)	سرعت چاپ (میلی‌متر بر دقیقه)	ارتفاع لایه (میلی‌متر)	تعداد فیلامنت در هر ردیف	شماره آزمایش
۲۲۴	۱۵/۸۸	۲۱۰۰	۰/۱	۸	۱
۳۱۹	۲۱/۸۷	۲۱۰۰	۰/۱	۱۲	۲
۱۴۳	۷/۸۶	۲۱۰۰	۰/۳	۸	۳
۲۸۲	۱۷/۵۵	۲۱۰۰	۰/۳	۱۲	۴
۱۷۲	۹/۸۳	۱۸۰۰	۰/۲	۸	۵
۲۷۲	۱۹/۹۱	۱۸۰۰	۰/۲	۱۲	۶
۱۷۰	۱۰/۱۹	۲۴۰۰	۰/۲	۸	۷
۳۱۱	۲۱/۸۲	۲۴۰۰	۰/۲	۱۲	۸
۲۶۶	۱۷/۷۲	۱۸۰۰	۰/۱	۱۰	۹
۱۹۱	۱۱/۴	۱۸۰۰	۰/۳	۱۰	۱۰
۲۴۸	۱۷/۶۳	۲۴۰۰	۰/۱	۱۰	۱۱
۱۷۹	۱۰/۴۹	۲۴۰۰	۰/۳	۱۰	۱۲
۲۱۴	۱۳/۱۲	۲۱۰۰	۰/۲	۱۰	۱۳
۲۰۴	۱۰/۸۸	۲۱۰۰	۰/۲	۱۰	۱۴
۲۴۷	۱۲/۹۶	۲۱۰۰	۰/۲	۱۰	۱۵
۲۵۷	۱۳/۰۵	۲۱۰۰	۰/۲	۱۰	۱۶
۲۰۹	۱۱/۷۲	۲۱۰۰	۰/۲	۱۰	۱۷

تخلخل ۴۵٪ را ایجاد می‌کند مدول بین ۲۷۲-۳۱۹ مگاپاسکال به دست آمد.

با توجه به مقادیر وارد شده در جدول ۳، نرم‌افزار مدل خطی را پیشنهاد داد که مقدار $R^2=0/88$ می‌باشد. P-Value های کمتر از ۰/۰۵ نشان دهنده‌ی این هستند که پارامترهای مورد بررسی معنادار هستند.

جدول ۳ آنالیز واریانس برای مدول الاستیک داربست‌های ساخته شده از جنس PLA

وضعیت	P-Value	F-Value	میانگین مربعات	درجه آزادی
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۳۲/۷۹	۱۲۲۶۳/۲۵	۳
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۷۵/۴۱	۲۸۲۰۳/۱۳	۱
معنادار	۰/۰۰۰۴	۲۲/۹۴	۸۵۵۰/۵۰	۱
بی‌معنا	۰/۹۰۰۱	۰/۰۱۶۴	۶/۱۳	۱
بی‌معنا	۰/۸۲۹۷	۰/۴۸۷۵	۲۸۲/۵۸	۹

با توجه به جدول ۳، مدل ارائه شده معنادار بوده و از بین پارامترهای چاپ داربست، متغیرهای تعداد فیلامنت و ارتفاع لایه در پاسخ مورد نظر (مدول الاستیک) تاثیر معناداری دارند. مقدار P-Value برای پارامتر سرعت چاپ ۰/۹۰۰۱ است که بالای ۰/۰۵ بوده و در نتیجه این موضوع نشان دهنده‌ی این است که سرعت چاپ تاثیر معناداری در مدول الاستیک ندارد. پارامتر دیگر مورد بررسی، عدم تناسب است. عدم تناسب پارامتری منفی است که معنادار بودن آن (کمتر از ۰/۰۵) به منزله‌ی ناکارآمد بودن مدل مورد بررسی است. عدم تناسب مدول بررسی شده در این پژوهش با مقدار

جدول ۵) طراحی آزمایش داربست‌های ساخته شده از جنس PCL و مقادیر تنش تسلیم و مدول الاستیک حاصل شده از تست فشار

شماره آزمایش	تعداد فیلامنت در هر ردیف	ارتفاع لایه (میلی‌متر)	سرعت چاپ (میلی‌متر بر دقیقه)	تنش تسلیم (مگاپاسکال)	مدول الاستیک (مگاپاسکال)
۱	۸	۰/۱	۸۰۰	۱/۷۸	۱۴
۲	۱۲	۰/۱	۸۰۰	۳/۸۸	۳۹
۳	۸	۰/۳	۸۰۰	۰/۸۵	۱۰
۴	۱۲	۰/۳	۸۰۰	۲/۴۳	۳۵
۵	۸	۰/۲	۶۰۰	۱/۵۷	۱۳
۶	۱۲	۰/۲	۶۰۰	۲/۸۱	۴۴
۷	۸	۰/۲	۱۰۰۰	۱/۲۶	۹
۸	۱۲	۰/۲	۱۰۰۰	۳/۵۱	۲۹
۹	۱۰	۰/۱	۶۰۰	۳/۰۷	۳۸
۱۰	۱۰	۰/۳	۶۰۰	۱/۷۱	۲۲
۱۱	۱۰	۰/۱	۱۰۰۰	۲/۶۷	۲۵
۱۲	۱۰	۰/۳	۱۰۰۰	۱/۵۲	۱۷
۱۳	۱۰	۰/۲	۸۰۰	۲/۱۹	۱۶
۱۴	۱۰	۰/۲	۸۰۰	۲/۱۶	۲۱
۱۵	۱۰	۰/۲	۸۰۰	۲/۸۳	۲۰
۱۶	۱۰	۰/۲	۸۰۰	۲/۳۵	۱۹
۱۷	۱۰	۰/۲	۸۰۰	۲/۵۵	۱۴

با توجه به مقادیر وارد شده در جدول ۶، نرم‌افزار مدل خطی را پیشنهاد کرد که مقدار $R^2=0/85$ می‌باشد. به علاوه در جدول بالا مشاهده می‌شود که بر خلاف PLA که در آن پارامتر سرعت چاپ تاثیر قابل توجهی بر مدول الاستیک نداشت، در خصوص داربست‌های ساخته شده از جنس PCL، سرعت چاپ تاثیر معناداری بر مدول الاستیک می‌گذارد.

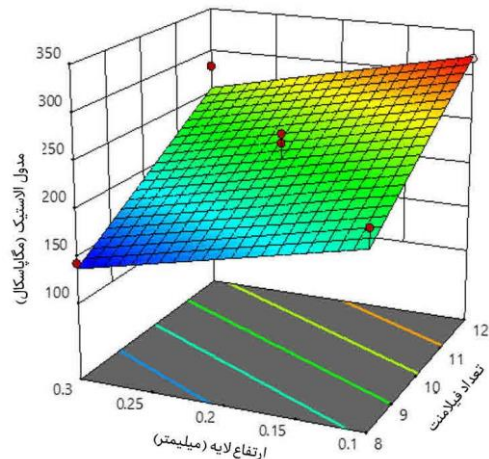
با توجه به مقادیر وارد شده در جدول ۷، نرم‌افزار مدل خطی را پیشنهاد کرد که مقدار $R^2=0/91$ می‌باشد.

جدول ۶) آنالیز واریانس برای مدول الاستیک داربست‌های ساخته شده از جنس PCL

وضعیت	P-Value	F-Value	میانگین مربعات	درجه آزادی
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۲۵/۱۱	۵۲۴/۷۵	۳
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۶۱/۰۳	۱۲۷۵/۱۱	۱
معنادار	۰/۰۲۷۹	۶/۱۳	۱۲۸/۰۰	۱
معنادار	۰/۰۱۳۴	۸/۱۹	۱۷۱/۱۱	۱
بی‌معنا	۰/۱۴۳۶	۳/۱۱	۲۶/۴۰	۹

جدول ۷) آنالیز واریانس برای تنش تسلیم داربست‌های ساخته شده از جنس PCL

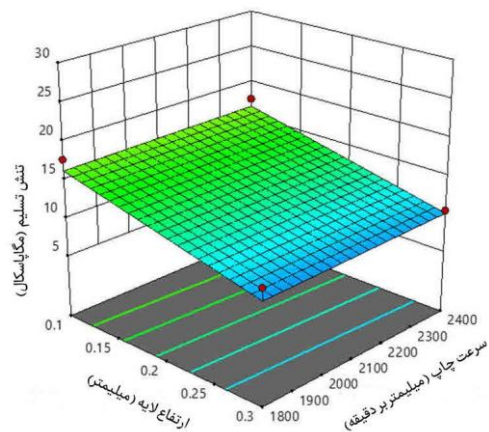
وضعیت	P-Value	F-Value	میانگین مربعات	درجه آزادی
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۴۷/۰۰	۳/۱۴	۳
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۹۶/۱۸	۶/۴۳	۱
معنادار	کمتر از ۰/۰۰۰۱	۴۴/۷۴	۲/۹۹	۱
بی‌معنا	۰/۷۸۸۷	۰/۰۷۴۸	۰/۰۰۵۰	۱
بی‌معنا	۰/۶۴۳۲	۰/۷۹۹۵	۰/۰۶۲۰	۹



شکل ۵) نمودار سه بعدی اثر پارامترهای تعداد فیلامنت و ارتفاع لایه بر مدول الاستیک داربست‌های ساخته شده از جنس PLA

۳-۱-۲- بررسی و تحلیل نتایج برای تنش تسلیم داربست‌های ساخته شده از جنس PLA

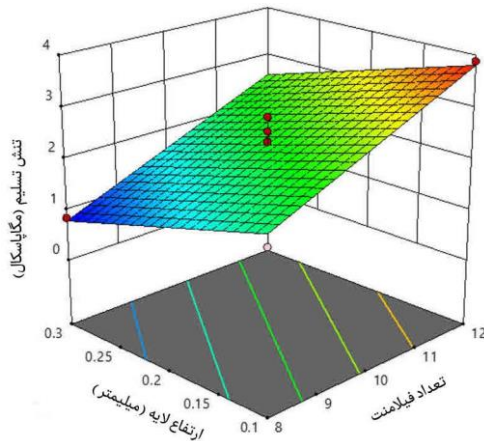
در نمودار شکل ۶ مشاهده می‌شود که با حداکثر تنش تسلیم متعلق به داربست ۱۲ فیلامنتی با ارتفاع لایه ۰/۱ میلی‌متر می‌باشد که مقدار آن برابر با ۲۱/۸۷ مگاپاسکال و حداقل تنش تسلیم متعلق به داربست ۸ فیلامنتی با ارتفاع لایه ۰/۳ میلی‌متر می‌باشد که مقدار آن برابر با ۷/۸۶ مگاپاسکال است. توجه روند کاهش و افزایش تنش تسلیم مشابه با روند مدول الاستیک می‌باشد. همچنین در این نمودار مشاهده می‌شود که سرعت چاپ تاثیر قابل توجهی بر تنش تسلیم نداشته و افزایش ارتفاع لایه موجب کاهش تنش تسلیم داربست‌های ساخته شده از PLA می‌شوند.



شکل ۶) نمودار سه بعدی اثر ارتفاع لایه و سرعت چاپ بر تنش تسلیم داربست‌های ساخته شده از جنس PLA

۳-۲- تحلیل نتایج داربست‌های ساخته شده از جنس PCL

روند انجام آزمایش‌های نمونه‌های PCL، مشابه روش‌های به کار برده شده در نمونه‌های PLA می‌باشد. لذا از تکرار مطالب اضافی خودداری می‌شود.



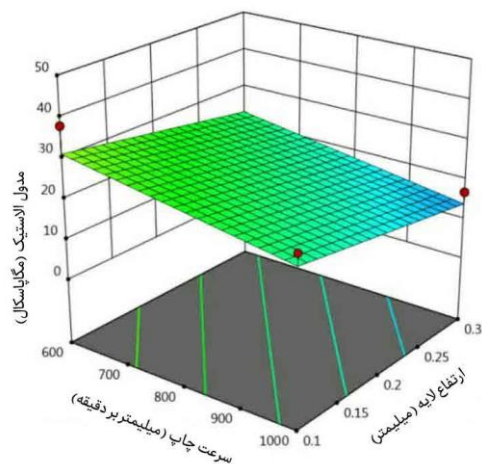
شکل ۸) نمودار سه بعدی اثر تعداد فیلامنت و ارتفاع لایه بر تنش تسلیم داربست‌های ساخته شده از جنس PCL

نمودار تنش-کرنش شده و سپس مدول الاستیک و تنش تسلیم نمونه‌ها بر اساس استاندارد ASTM D695 محاسبه شدند. برای بررسی میزان تاثیر هر یک از پارامترهای انتخاب شده بر پاسخ مورد نظر (مدول الاستیک و تنش تسلیم) و اطمینان از صحت مدل ارائه شده، مقادیر مدول الاستیک و تنش تسلیم در جدول طراحی آزمایش نرم‌افزار Design Expert وارد شدند. نتایج بدست آمده از جداول آنالیز واریانس نشان دهنده درصد خطای قابل قبول آزمایشات انجام شده داشت. جهت دست یابی به سطح مقطع و ابعاد دقیق داربست ساخته شده، از نمونه‌ی مورد نظر (داربست شماره ۳ PLA) توسط میکروسکوپ الکترونی عکس برداری شد. با توجه به نتایج ارائه شده در خصوص داربست‌های استخوانی ساخته شده از جنس PCL و PLA، نتیجه می‌شود:

- مطابق با پژوهش‌های دیگران، افزایش تعداد فیلامنت در هر ردیف موجب افزایش خواص مکانیکی می‌شود ولی از طرفی، افزایش ارتفاع لایه موجب کاهش خواص مکانیکی داربست‌های استخوانی ساخته شده خواهد شد.
- سرعت چاپ در استحکام داربست‌های PLA تاثیر قابل توجهی ندارد، اما با توجه به توضیحات ارائه شده، سرعت چاپ تاثیر قابل توجهی بر مدول الاستیک داربست‌های PCL دارد به نحوی که با افزایش سرعت چاپ، مدول الاستیک کاهش می‌یابد. از طرفی سرعت چاپ تاثیر قابل توجهی بر تنش تسلیم هیچ یک از داربست‌ها ندارد.
- داربست‌های ساخته شده از جنس PLA علاوه بر استحکام بالاتر، بازه‌ی وسیع تری از مدول الاستیک را نتیجه می‌دهند که می‌توانند مورد استفاده بیماران بیشتری قرار بگیرند.
- به دلیل بیشتر بودن سرعت چاپ داربست‌های PLA، این داربست‌ها در مدت زمان کمتری نسبت به داربست‌های PCL ساخته می‌شوند در نتیجه استفاده از این داربست‌ها، علاوه بر استحکام بالاتر باعث صرفه‌جویی در زمان نیز می‌شود.

۳-۲-۱- بررسی و تحلیل نتایج برای مدول الاستیک و تنش تسلیم داربست‌های ساخته شده از جنس PCL

شکل‌های ۷ و ۸ اثر پارامترهای مهم را بر مدول و تنش تسلیم PCL نشان می‌دهد. برای داربست‌های PCL استدلال مشابهی در مورد ارتفاع لایه و تعداد فیلامنت وجود دارد ولی باید توجه داشت که تغییر سرعت چاپ در تغییر مدول الاستیک موثر است. به این صورت که با افزایش سرعت چاپ، مدول الاستیک داربست کاهش پیدا می‌کند. زیرا با کاهش سرعت چاپ، PCL مذاب خارج شده از نازل فرصت بیشتری برای سرد شدن و محکم شدن روی لایه زیرین خود را دارد. لذا پارامتر سرعت چاپ رابطه عکس با مدول الاستیک دارد.



شکل ۷) نمودار سه بعدی اثر ارتفاع لایه و سرعت چاپ بر مدول الاستیک داربست‌های ساخته شده از جنس PCL

همان‌طور که مشاهده می‌شود، حداکثر مدول الاستیک حاصل شده متعلق به داربست ۱۲ فیلامنتی (حداکثر تعداد فیلامنت) با ارتفاع لایه ۰/۲ میلی‌متر و سرعت چاپ ۶۰۰ میلی‌متر بر دقیقه (حداقل سرعت چاپ) می‌باشد که مقدار آن برابر با ۴۴ مگاپاسکال بوده و حداقل مدول الاستیک متعلق به داربست ۸ فیلامنتی (حداقل تعداد فیلامنت) با ارتفاع لایه ۰/۲ میلی‌متر و سرعت چاپ ۱۰۰۰ میلی‌متر بر دقیقه (حداکثر سرعت چاپ) می‌باشد که مقدار آن برابر با ۹ مگاپاسکال است. دلیل کاهش قابل توجه مدول الاستیک و دخیل بودن پارامتر سرعت چاپ در داربست‌های PCL، پائینتر بودن مقادیر خواص فیزیکی این ماده نسبت به PLA می‌باشد.

۴- نتیجه گیری و جمع بندی

داربست‌های استخوانی ساخته شده در این پژوهش از جنس PLA و PCL بوده که پس از انتخاب ارتفاع لایه، سرعت چاپ و تعداد فیلامنت در هر ردیف به عنوان پارامترهای چاپ و سپس آماده سازی G-code مخصوص هر قطعه، با روش ریزش مذاب ساخته شدند. در مرحله‌ی بعد بر روی تمامی ۱۰۲ قطعه تست فشار صورت گرفت. نمودار نیرو-جا به جایی بدست آمده از آزمایش، تبدیل به

fabricated by fused deposition modeling (FDM). in Modares Mechanical Engineering, Proceedings of the Advanced Machining and Machine Tools Conference. 2015.

13- Imani SM, Rabiee SM, Moazami Goudarzi A, Dardel M. Investigation of the mechanical properties of the porous scaffolds used in bone tissue engineering by means of micromechanical modeling. Modares Mechanical Engineering. 2017 Nov 10;17(9):397-408.

14- Cox, S.C., et al., 3D printing of porous hydroxyapatite scaffolds intended for use in bone tissue engineering applications. Materials Science and Engineering: C, 2015. 47: p. 237-247.

15- Mironov, V., et al., Organ printing: computer-aided jet-based 3D tissue engineering. TRENDS in Biotechnology, 2003. 21(4): p. 157-161.

16- Hutmacher, D.W., M. Sittinger, and M.V. Risbud, Scaffold-based tissue engineering: rationale for computer-aided design and solid free-form fabrication systems. TRENDS in Biotechnology, 2004. 22(7): p. 354-362.

17- Dong, C. and Y. Lv, Application of collagen scaffold in tissue engineering: recent advances and new perspectives. Polymers, 2016. 8(2): p. 42.

18- Gilbert, T.W., T.L. Sellaro, and S.F. Badylak, Decellularization of tissues and organs. Biomaterials, 2006. 27(19): p. 3675-3683.

19- Gunatillake, P.A., R. Adhikari, and N. Gadegaard, Biodegradable synthetic polymers for tissue engineering. Eur Cell Mater, 2003. 5(1): p. 1-16.

20- Park, S.H., et al., Scaffolds for bone tissue engineering fabricated from two different materials by the rapid prototyping technique: PCL versus PLGA. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2012. 23(11): p. 2671-2678.

21- Polo-Corrales, L., M. Latorre-Esteves, and J.E. Ramirez-Vick, Scaffold design for bone regeneration. Journal of nanoscience and nanotechnology, 2014. 14(1): p. 15-56.

22- Ramtani, S., *Mechanical modelling of cell/ECM and cell/cell interactions during the contraction of a fibroblast-populated collagen microsphere: theory and model simulation*. Journal of biomechanics, 2004. 37(11): p. 1709-1718.

23- Faramarzian Haghghi, A., et al., Simulation of mechanical behavior and construction of regular PLA scaffolds. Modares Mechanical Engineering, 2019. 19(8): p. 1953-1958.

24- ASTM, D., 695-02a.(2002). Standard Test Methods for Compressive Properties of Rigid Plastics, 10Aug, 2002.

25- Esposito Corcione, C., et al., Highly loaded hydroxyapatite microsphere/ PLA porous scaffolds obtained by fused deposition modelling. Ceramics International, 2019. 45(2, Part B): p. 2803-2810.

تشکر و قدردانی: نویسندگان از حمایت مالی دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل و تخصیص گرنت به شماره BNUT/391012/98 تشکر می‌کنند.

تأییدیه اخلاقی: محتویات علمی این مقاله حاصل پژوهش نویسندگان است و در هیچ نشریه ایرانی و غیر ایرانی منتشر نشده است.

تعارض منافع: در این مقاله از برخی نتایج حاصل از پایان نامه ارشد استفاده شده است. هیچ تعارض منافع دیگری برای اظهار وجود ندارد.

منابع مالی: هزینه‌های این پژوهش توسط دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل تأمین شده است.

منابع

- 1- Kruth, J.-P., Material increment manufacturing by rapid prototyping techniques. CIRP annals, 1991. 40(2): p. 603-614.
- 2- Heller, T.B., R.M. Hill, and A.F. Saggal, Apparatus for forming a solid three-dimensional article from a liquid medium. 1991, Google Patents.
- 3- Malone, E. and H. Lipson, Fab@ Home: the personal desktop fabricator kit. Rapid Prototyping Journal, 2007.
- 4- Hull, C.W., *Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography*. United States Patent, Appl., No. 638905, Filed, 1984.
- 5- Nakamura, M., et al., Biomaterials and biomaterials for future developments of bioprinting and biofabrication. Biofabrication, 2010. 2(1): p. 014110.
- 6- Bracci, R., E. Maccaroni, and S. Cascinu, Bioresorbable airway splint created with a three-dimensional printer. New England Journal of Medicine, 2013. 368(21): p. 2043-5.
- 7- Adachi, T., et al., Framework for optimal design of porous scaffold microstructure by computational simulation of bone regeneration. Biomaterials, 2006. 27(21): p. 3964-3972.
- 8- Sepehri, B. and A. Asadi, Analysis of Fracture Modes in Cortical bone Using Optimized Arcan's Device. Modares Mechanical Engineering, 2015. 15(4).
- 9- Fu, Q., et al., Bioactive glass scaffolds for bone tissue engineering: state of the art and future perspectives. Materials Science and Engineering: C, 2011. 31(7): p. 1245-1256.
- 10- Giannoudis, P.V., H. Dinopoulos, and E. Tsiridis, *Bone substitutes: an update*. Injury, 2005. 36(3): p. S20-S27.
- 11- Sari, R.P., et al., The effects of Anadara granosa shell-Stichopus hermanni on bFGF expressions and blood vessel counts in the bone defect healing process of Wistar rats. Dental Journal (Majalah Kedokteran Gigi), 2017. 50(4): p. 194-198.
- 12- Naghieh, S., et al. Finite element analysis for predicting the mechanical properties of bone scaffolds