مجله مهندسی مکانیک مدرس، آبان ۱۳۹٤، دوره ۱۵، شماره ۱۳، ویژه‌نامه مجموعه مقالات کنفرانس، ص‌ص ٤٥٠-٤٥٤

مجموعه مقالات کنفرانس ماشین‌کاری و ماشین‌های ابزار پیشرفته، تهران، دانشگاه تربیت مدرس، ۱۳ و ۱٤ آبان ۱۳۹٤

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

شبیه‌سازی المان محدود به منظور پیش‌بینی رفتار مکانیکی داربست‌های استخوانی تولید شده به وسیله روش ساخت افزودنی اکستروژن رشته پلیمری

سامان نقیه[۱]، محمدرضا کارآموز راوری[۲]، محسن بدرسمای[۳*]، احسان فروزمهر[۳]، محمود کدخدایی[۴]

۱- دانشجو، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان
۲- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی و فناوری پیشرفته، کرمان
۳- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان
۴- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان
* اصفهان، صندوق پستی ۸۴۱۵۶۸۳۱۱۱، mohsen.badrossamay@cc.iut.ac.ir

چکیده

بهره‌گیری از تکنیک‌های ساخت افزودنی در علم پزشکی موجب تحولی عظیم در این زمینه و بخصوص در حیطه مهندسی بافت استخوان شده است. یکی از این تکنیک‌ها، فرآیند ساخت افزودنی اکستروژن رشته پلیمری با استفاده از حرارت می‌باشد که برای ساخت داربست‌های استخوانی استفاده می‌گردد. از دیدگاه مهندسی بافت استخوان، داربست‌های استخوانی می‌بایست علاوه بر ویژگی-های مورد نیاز بیولوژیکی، دارای ویژگی‌های مکانیکی قابل قبولی باشند. در این زمینه، شبیه‌سازی المان محدود برای پیش‌بینی ویژگی‌های مکانیکی داربست‌های استخوانی به عنوان یکی از متداول-ترین روش‌ها برای کاهش آزمون‌های عملی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این مطالعه، یک مدل المان محدود با استفاده از کدنویسی به زبان برنامه‌نویسی نرم‌افزار آباکوس برای داربست‌های استخوانی ساخته شده ایجاد شد. ویژگی‌های مکانیکی ساختمان داربست‌های استخوانی توسط آزمون فشار تعیین شده و آزمایش‌های جداگانه‌ای به منظور اعتبارسنجی مدل عددی سه‌بعدی ارائه شده به عمل آمد. داربست‌های استخوانی در مدل عددی و آزمون‌های تجربی با فاصله بین رشته‌ای ۳۵۰ میکرون طراحی و ساخته شدند. نتایج حاصل از این شبیه‌سازی براساس مقایسه مدول الاستیک به دست آمده از این شبیه‌سازی با مقادیر تجربی نشان دادند که این مدل المان محدود قادر به پیش‌بینی رفتار مکانیکی داربست‌های استخوانی با دقت قابل قبولی می‌باشد.

کلید واژگان: شبیه‌سازی المان محدود، داربست‌های استخوانی، رفتار مکانیکی، ساخت افزودنی اکستروژن رشته پلیمری با استفاده از حرارت

Finite element analysis for predicting the mechanical properties of bone scaffolds fabricated by fused deposition modeling (FDM)

Saman Naghieh[1], Mohammad Reza Karamooz Ravari[2], Mohsen Badrossamay[1*], Ehsan Foroozmehr[1], Mahmoud Kadkhodaei[1]

1- Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran
2- Department of Mechanical Engineering, Graduate University of Advanced Technology, Kerman, Iran
*P.O.B. 8415683111, Isfahan, Iran, mohsen.badrossamay@cc.iut.ac.ir

ABSTRACT

Getting benefit from additive manufacturing (AM) techniques in medicine has revolutionized this filed especially in bone tissue engineering. One of the low-cost AM techniques is fused deposition modeling (FDM) that has provided a platform for fabrication of bone scaffolds. Bone scaffolds should have acceptable mechanical properties as well as biological features. In this way, finite element modeling as a common trend is used to predict the mechanical properties of bone scaffolds in order to reduce the number of experimental tests as well as considering the appropriate biological features. In this study, a reliable finite element model of bone scaffolds made by FDM technique was developed. The mechanical properties of the structure were determined by compression tests and separate experiments were used in order to validate the numerical model. All scaffolds in both model and experimental tests were designed and fabricated with a lay-down pattern of 0-90°, filament gap of 350 micron and 0.5 mm nozzle diameter. The results showed that the finite element model could predict the mechanical behavior of bone scaffolds with reasonable accuracy and hence it could be used for mechanical evaluation of the bone scaffolds.

Keywords: Bone Scaffolds, Finite Element Analysis, Fused Deposition Modeling, Mechanical Behavior.

۱- مقدمه

مهندسی بافت استخوان در واقع ترکیبی است از علوم مختلف شامل زیست‌شناسی سلولی، علم مواد، پزشکی و مهندسی که می‌تواند به روند توسعه داربست‌های استخوانی برای ترمیم استخوان کمک کند [۱]. داربست‌های استخوانی در واقع بسترهایی را برای رشد و تکثیر سلول‌ها فراهم می‌سازند. فناوری ساخت افزودنی در ده سال اخیر به‌ویژه برای شاخه مهندسی بافت، بستری را برای تولید داربست‌های استخوانی ایجاد کرده است. از جمله کارهایی که در این زمینه انجام شده است، تولید داربست‌های کامپوزیتی زیست فعال به کمک تکنولوژی ساخت افزودنی بوده است تا بتوان به یک داربست استخوانی رسید که در حالی که ظرفیت بازسازی استخوان بالایی دارد، قیمت تمام شده مناسبی هم داشته باشد. در حقیقت سلول‌ها از ناحیه موردنظر گرفته شده و بعد از نگه‌داری در محیط بیرون از بدن، در داربست موردنظر که قبلا تهیه شده است، کشت می‌گردد. در ادامه این داربست در قسمت مورد نظر کاشته شده و بهبود صورت خواهد گرفت [۲].

اگرچه استخوان این توانایی را دارد که خود را بعد از یک جراحت یا شکست بازسازی کند اما این توانایی به اندازه معینی از جراحت محدود می

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

S. Naghieh, M.R. Karamooz Ravari, M. Badrossamay, E. Foroozmehr, M. Kadkhodaei, Finite element analysis for predicting the mechanical properties of bone scaffolds fabricated by fused deposition modeling (FDM), *Modares Mechanical Engineering*, *Proceedings of the Advanced Machining and Machine Tools Conference*, Vol. 15, No. 13, pp. 450-454, 2015 (in Persian فارسی)

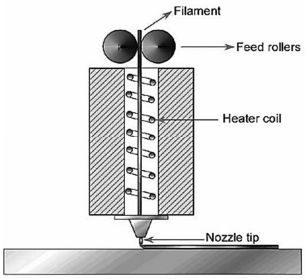
[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.13.41.1]

گردد و در صورت بزرگ بودن قسمت آسیب دیده به یک تکیه‌گاه برای بازسازی خود نیاز دارد. اخیرا، علم پزشکی تدبیرهایی را برای بهبود آسیب‌های استخوانی بزرگ شامل اتوگرافت (پیوند زدن از بافت یا سلول‌های خود بیمار)، یا الوگرافت (پیوند زدن از بافت انسانی دیگر) اتخاذ کرده است. برخلاف نرخ بالای بهبود که توسط این روش‌ها ایجاد شده است، هر دوی این روش‌ها ضررهایی را به‌دنبال دارند. بنابراین به روش دیگری نیاز است تا بر این مشکل‌ها غلبه کند. مهندسی بافت استخوان روشی است که با روش‌هایی مثل دارو درمانی و یا کاشت دائم (استفاده از وسایل فلزی) بسیار تفاوت دارد به طوری که داربست طراحی شده در محل مورد نظر کاشته شده و به‌صورت تدریجی و با گذشت زمان با بافت استخوان تعویض می‌گردد. این روش در واقع تجزیه شدن تدریجی داربست و همزمان جایگزین شدن بافت استخوان به جای آن را در پی دارد. در این‌جا منظور داربست‌هایی می‌باشند که در بدن به طور کلی تجزیه می‌شوند [۳].

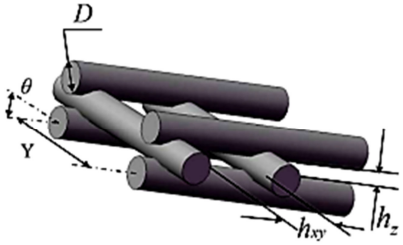
همان‌طور که گفته شد، در سال‌های اخیر بهره‌گیری از تکنیک‌های ساخت افزودنی در علم پزشکی موجب تحولی عظیم در این زمینه و بخصوص در حیطه مهندسی بافت استخوان شده است و از این رو پژوهشگران به سمت استفاده از این تکنیک‌ها در جهت توسعه و بروزرسانی روش‌های درمانی در دندانپزشکی، جراحی فک و صورت، ارتوپدی و بسیاری از زمینه‌های دیگر روی آورده‌اند. در این میان یکی از تکنیک‌های ساخت افزودنی بسیار مرقون به صرفه، فرآیند ساخت افزودنی اکستروژن رشته پلیمری با استفاده از حرارت[1] می‌باشد که بستری را برای ساخت داربست‌های استخوانی فراهم آورده است. این فرآیند در واقع همانند دیگر فرآیندهای ساخت افزودنی بر پایه ساخت لایه به لایه استوار است و در نتیجه امکان ساخت قطعه‌های پیچیده را میسر می‌نماید. همان‌طور که در شکل ۱ آورده شده است عموما دستگاه‌های فرآیند اکستروژن رشته پلیمری با استفاده از حرارت دارای دو نازل برای ساخت قطعه اصلی و نازل دوم برای ساخت حائل می‌باشند. ماده حائل برای محافظت از ساختار قطعه و در حین فرآیند ساخت استفاده می‌گردد. این حائل‌ها قابل حل شدن در آب و یا محلول‌های خاص می‌باشند. با حرکت پیچ‌های دستگاه رشته پلیمری به سمت قسمت اکسترودکننده حرکت کرده و وارد قسمت مایع‌کننده می‌گردد. قسمت مایع‌کننده دارای گرم‌کننده می‌باشد و به صورت دقیق قابل کنترل است.

تصویری از یک داربست استخوانی به صورت نمونه در شکل ۲ ارائه شده است و عوامل تاثیرگذار بر روی خواص بیولوژیکی و مکانیکی آن علاوه بر نوع ماده و شرایط ساخت آن مشخص شده است.



شکل ۱ شمایی از دستگاه ساخت افزودنی اکستروژن رشته پلیمری با استفاده از حرارت [۴]

1. Fused Deposition Modeling



شکل ۲ عوامل تاثیرگذار بر روی ساختمان داربست استخوانی [۵]

یکی از عوامل تاثیرگذار بر روی خواص مکانیکی اندازه حفره و میزان تخلخل داربست می‌باشد. در این میان، برای ارزیابی خواص مکانیکی که امری مهم برای داشتن ساختاری مطمئن برای چسبیدن و تکثیر سلول‌ها است، معمولا از تست‌های فشار استفاده می‌گردد [۸،۷].

یک مدل المان محدود روشی مناسب برای پیشبینی خواص مکانیکی داربست‌های استخوانی می‌باشد تا بتوان با لحاظ کردن ویژگی‌های بیولوژیکی مورد نظر به خواص مکانیکی مطلوب رسید [۱۰،۹]. یکی از این خواص بیولوژیکی مهم که می‌بایست در نظر گرفته شود، اندازه حفره داربست استخوانی می‌باشدکه برای ورود مواد مغزی و خروج مواد زاید و به طور کلی حیات سلولی مورد اهمیت است. در جدول ۱ لیستی از روش‌های متعدد ساخت داربست‌های استخوانی به همراه اندازه حفره و تخلخ آن آورده شده است. همان‌طور که مشخص است محدوده مناسب برای ساخت داربست‌های استخوانی در محدوده میکرون می‌باشد.

اگرچه روش‌های ساخت افزودنی قادر به تولید داربست‌های استخوانی با اندازه و شکل حفره مورد نظر و قابلیت تکرار بالا می‌باشند ولی این روش‌ها برای ساخت داربست‌های با ابعاد کوچک، زمان‌بر و پر هزینه‌اند [۱۰].

۲- شرح مسأله

از دیدگاه مهندسی بافت استخوان، داربست‌های استخوانی در عین حالی که می‌بایست دارای ویژگی‌های مکانیکی قابل قبولی باشند، باید ویژگی‌های مورد نیاز بیولوژیکی برای رشد سلول را نیز دارا باشند. در این زمینه، شبیه‌سازی المان محدود برای پیش‌بینی ویژگی‌های مکانیکی داربست‌های استخوانی با ساختمان‌های پیچیده به عنوان یکی از متداول‌ترین روش‌ها برای کاهش آزمون‌های عملی و متعاقبا هزینه‌های آن‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. این در حالی است که در این گونه شبیه‌سازی‌ها ویژگی‌های بیولوژیکی مناسب همانند داشتن اندازه حفره‌های در ابعاد میکرون برای چسبیدن سلول و در ادامه تکثیر سلولی به خوبی لحاظ می‌گردند.

در این مطالعه، با در نظر گرفتن محدوده مناسب برای ساخت داربست استخوانی براساس کار دیگر پژوهشگران، داربست‌های استخوانی ساخته شده و آزمون‌های فشار بر روی آن‌ها صورت گرفت. در ادامه مدل شبیه‌سازی برای پیش‌بینی رفتار مکانیکی داربست‌های استخوانی تهیه گردید و برای تایید

جدول ۱ اندازه حفره و میزان تخلخل در روش‌های مختلف ساخت داربست‌های استخوانی [۱۲،۱۱]

اندازه حفره (میکرون)	درصد تخلخل	روش
۷۰۰-۱۰۰۰	۵۸-۶۰	سینترینگ انتخابی با لیزر
۱۰۰-۳۰۰	۴۰-۴۵	اتصال گرمایشی ذرات
۱۶۰-۷۰۰	۴۸-۷۷	اکستروژن رشته پلیمری با استفاده از حرارت

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.13.41.1]

مدل، مقادیر به دست آمده از آزمون‌های عملی و نتایج مدل مورد مقایسه قرار گرفتند.

۳- روش حل

در ابتدا ساخت داربست‌های استخوانی با توجه به مقادیر موجود در مطالعه-های دیگر پژوهشگران صورت گرفت. سپس، یک مدل المان محدود با استفاده از کدنویسی به زبان برنامه‌نویسی نرم‌افزار آباکوس برای داربست‌های استخوانی ساخته شده ایجاد شد. در ادامه این مدل با انجام آزمون فشار مورد ارزیابی قرار گرفت.

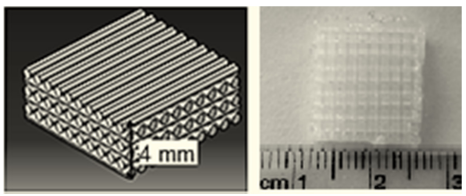
۳-۱- ساخت داربست استخوانی

ماده مورد استفاده برای ساخت داربست‌های مورد نظر از جنس پلیمر زیست سازگار پلی‌لاکتیک اسید انتخاب گردید. این ماده علاوه بر زیست‌سازگاری، زیست‌تخریب‌پذیر نیز می‌باشد و پس از مدتی در بدن تجزیه می‌گردد. پارامترهای تنظیمی دستگاه اکستروژن رشته پلیمری، دمای اکسترودر و ضخامت لایه ساخت دستگاه به ترتیب بر روی ۱۹۵ درجه سانتی‌گراد و ۰/۵ میلیمتر تنظیم گردید. پس از طراحی ساختمان داربست موردنظر (شکل ۳) دستگاه رپ من ۳/۲[1] با دو نازل اکسترود کننده جهت ساخت داربست‌های استخوانی مورد استفاده قرار گرفت. داربست ساخته شده دارای اندازه حفره متوسط ۳۵۰ میکرونی و میزان تخلخل ۴۰ درصد بود.

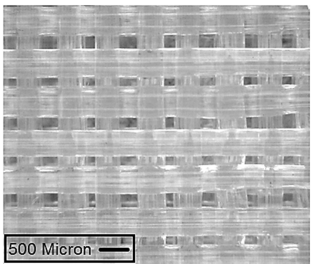
شکل ۴ نمایی از داربست ساخته شده را نشان می‌دهد که توسط میکروسکوپ نوری گرفته شده است. لازم به ذکر است که میزان تخلخل با روش ارشمیدس به دست آمد و مقادیر متوسط اندازه رشته و حفره برای مراحل بعدی مورد استفاده قرار گرفت.

۳-۲- انجام آزمون فشار

ویژگی‌های مکانیکی ساختمان داربست‌های استخوانی توسط آزمون فشار تعیین شده و آزمایش‌های جداگانه‌ای به منظور اعتبارسنجی مدل عددی سه بعدی ارائه شده به عمل آمد. همان‌طور که گفته شد، داربست‌های استخوانی



شکل ۳ نمایی از داربست طراحی و ساخته شده توسط دستگاه اکستروژن رشته پلیمری با استفاده از حرارت



شکل ۴ نمای نزدیک رشته‌ها در داربست پلی‌لاکتیک اسید ساخته شده با فرآیند اکستروژن لایه پلیمری (میکروسکوپ نوری)

1. RAPMAN 3.2

در مدل عددی و آزمون‌های تجربی با فاصله بین رشته‌ای ۳۵۰ میکرون طراحی و ساخته شدند. در شکل ۵ نمایی از آزمون فشار داربست استخوانی نشان داده شده است.

تمامی آزمون‌های فشار با دستگاه هانسفیلد[2] صورت گرفت و نمونه‌ها بر طبق استاندارد ایزو ۶۰۴ (ب۱)[3] آماده گردید [۱۳]. براساس این استاندارد تمامی نمونه‌ها در ابعاد ۱۰ در ۱۰ در ۴ میلی‌متر آماده گردید و آزمون‌ها با سرعت ۱ میلی‌متر بر دقیقه انجام گرفت. پیش‌بار ۱/۵ نیوتون به نمونه‌ها اعمال گردید. بایستی متذکر شد که خواص مکانیکی نمونه بالک ماده مورد استفاده نیز طی آزمایشی جداگانه و با ساخت نمونه‌های استوانه‌ای شکل طبق استاندارد آاس‌تی‌ام دی۶۹۵[4] به‌دست آمد [۱۴].

مقادیر مدول الاستیک برای ماده بالک و داربست استخوانی به ترتیب ۱۵۳۵/۳ مگاپاسکال با انحراف معیار ۱۷۱/۸۶ و ۱۸۳/۶۲ مگاپاسکال با انحراف معیار ۲۲/۸۵ از آزمون‌های تجربی فشار به دست آمدند.

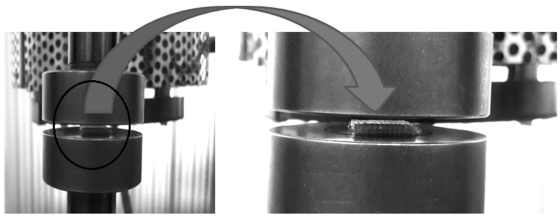
۳-۳- مدل‌سازی المان محدود

برای پیش‌بینی رفتار مکانیکی داربست‌های ساخته شده یک مدل المان محدود با استفاده از کدنویسی به زبان برنامه‌نویسی نرم‌افزار آباکوس ایجاد شد. این مدل ایجاد شده برای محاسبه مدول الاستیک داربست‌های استخوانی مورد استفاده قرار گرفت. تمامی شبیه‌سازی‌ها در نرم‌افزار تجاری المان محدود آباکوس استاندارد انجام گردید. همچنین نوع مش سی۳دی۱۰[5] برای این مدل انتخاب گردید.

در مدل طراحی شده مقداری از سطوح بالا به‌منظور امکان اعمال بار در نرم-افزار برش خورده و به همین شکل مقداری از سطوح پایین نیز برش خوردند تا امکان اعمال شرایط مرزی وجود داشته باشد. همچنین کدنویسی صورت گرفته شامل پنج قسمت مدل‌سازی هندسی، تعریف خواص ماده، اعمال بار و شرایط مرزی، مش‌ریزی و در آخر حل المان محدود بود. در قسمت تعریف مدل هندسی داربست، برنامه به نحوی طراحی شده بود که بتوان در آن میزان فرورفتگی لایه‌ها در یکدیگر، فاصله بین رشته‌های داربست و مقدار قطر رشته تعریف گردند. به‌علاوه در قسمت تعریف خواص ماده مقادیر مدول الاستیک ماده مورد استفاده برای ساخت داربست به همراه ضریب پواسون آن قابل تنظیم بوده و این مقادیر براساس آزمون‌های تجربی صورت گرفته، تعیین گردیدند. جزئیات و اطلاعات بیشتر در مورد مدل‌سازی اجزا محدود (معادلات و الگوریتم برنامه توسعه داده شده) در مطالعه کارآموز و همکارانش آورده شده است [۱۰].

۳-۳-۱- شرایط مرزی اعمال شده

برای منطبق شدن با آزمون فشار، تمامی درجه‌های آزادی انتقالی سطح پایین



شکل ۵ آزمون فشار داربست‌های استخوانی

2. HOUNSIFELD (H50KS)
3. ISO 604/B/1
4. ASTM: D 695 – 02a
5. C3D10: A 10-node quadratic tetrahedron

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.13.41.1]

داربست استخوانی گرفته شده و این در حالی است که این قسمت دارای درجه‌های آزادی چرخشی می‌باشد. درجه‌های آزادی انتقالی سطح بالایی داربست استخوانی نیز ثابت شده و تنها در جهت اعمال بار فشاری آزاد گذاشته شد. در این مدل‌سازی فرض گردید که در جهت بارگذاری تمام گره‌های سطح بالایی در جهت سطح پایینی حرکت می‌کنند و درجه‌های آزادی برای چرخش آنها در نظر گرفته شد. همچنین هیچ موقعیت مرزی برای سطوح کناری داربست در نظر گرفته نشد. شکل ۶ تمامی موارد گفته شده را به صورت شماتیک ارائه داده است.

٤- نتایج

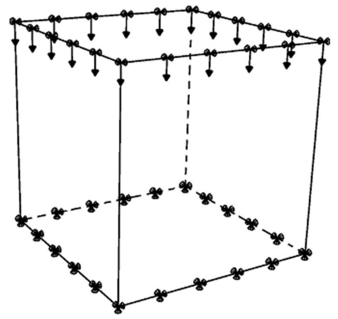
تمامی شبیه‌سازی‌های انجام شده با تعداد ۲۴ هسته، پردازنده‌های ۲/۹۳ گیگاهرتزی و میزان حافظه ۲۴ گیگابایت انجام شدند.

شکل ۷ نمودار مطالعه حساسیت مش انجام شده را نشان داده است. به علت تغییرهای بسیار کم در نتایج مش‌هایی با اندازه ۰/۱۵، ۰/۳ و ۰/۶ مقادیر مش ۰/۶ برای گرفتن نتایج مدل‌سازی مورد استفاده قرار گرفتند. همان‌طور که قبلا اشاره شد، مقدار مدول الاستیک داربست استخوانی در آزمون عملی برابر با ۱۸۳/۶۲ مگاپاسکال شد. این میزان در مدل شبیه‌سازی شده برای داربست استخوانی و با اندازه مش ۰/۶ برابر با ۲۱۳/۲۱ مگاپاسکال گشت.

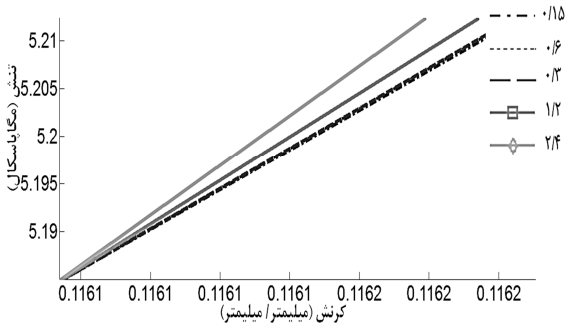
در شکل ۸ نمودار تنش کرنش آزمون عملی و خروجی مدل المان محدود با اندازه مش ۰/۶ نشان داده شده است.

همچنین اثر اندازه رشته و به هم چسبندگی بین رشته‌ها در داربست استخوانی بر روی مدول الاستیک آن مورد بررسی قرار گرفته که نتایج آن در شکل‌های ۹ و ۱۰ ارائه شده است.

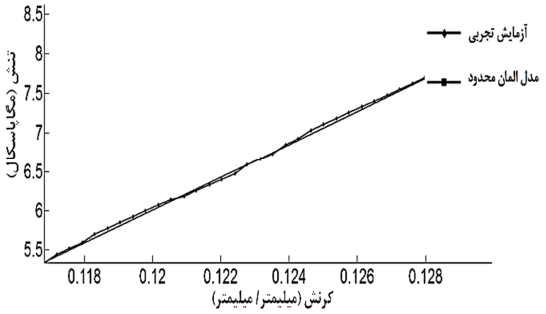
همان‌طور که در شکل ۹ مشاهده می‌شود، با کم شدن مقدار اندازه رشته، مقدار مدول الاستیک کاهش می‌یابد. این مورد به خاطر افزایش درصد تخلخل داربست استخوانی روی می‌دهد.



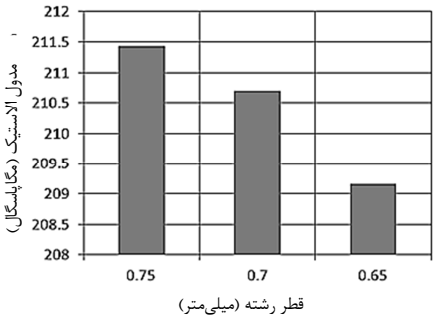
شکل ۶ شماتیکی از شرایط مرزی اعمال شده در مدل داربست استخوانی [۱۰]



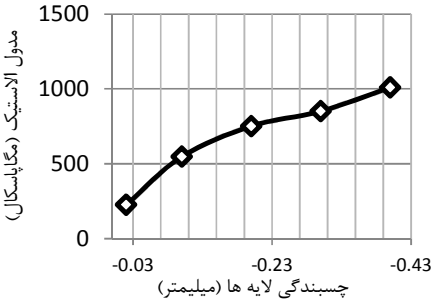
شکل ۷ نمودار تنش کرنش برای مقادیر مختلف اندازه مش



شکل ۸ نمودار تنش کرنش برای اندازه مش ۰/۶ و آزمون تجربی

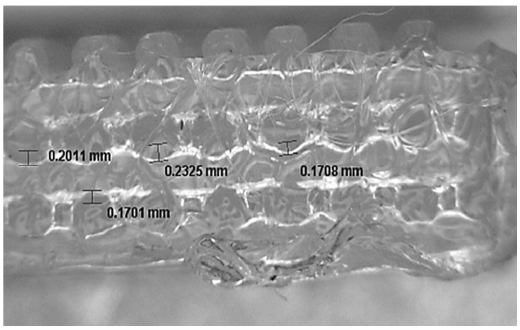


شکل ۹ اثر اندازه رشته بر روی مدول الاستیک داربست استخوانی



شکل ۱۰ اثر به هم چسبندگی بین رشته‌ها بر روی مدول الاستیک داربست استخوانی

منظور از به هم چسبندگی بین رشته‌ها در واقع این است که فرآیند ساخت افزودنی استفاده شده، داربست استخوانی را به صورت لایه به لایه می‌سازد و در زمان ساخت لایه جدید بر روی لایه قبلی، مقداری از لایه در حال ساخت به داخل قبلی فرو می‌رود. در شکل ۱۱ نمای برش خورده از یک داربست استخوانی نشان داده شده است. در این شکل میزان فرورفتگی لایه‌ها در یکدیگر نشان داده شده‌اند.



شکل ۱۱ فرورفتگی لایه‌ها در یکدیگر در داربست استخوانی ساخته شده

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.13.41.1]

۵- تحلیل نتایج

داربست‌های استخوانی با توجه به کاربرد مورد نظر می‌بایست از ویژگی‌های مکانیکی مناسبی برخوردار باشند. به کمک مدل المان محدود ارائه شده در این مطالعه و با اعمال شرایط مرزی مناسب می‌توان ویژگی‌های مکانیکی داربست استخوانی را ارزیابی کرد. بنابراین با این کار در زمان و هزینه صرفه-جویی خواهد شد.

همان‌طور که ذکر شد، در این مطالعه اثر اندازه رشته بر روی مدول الاستیک داربست استخوانی مورد بررسی قرار گرفت. به طورکلی مدل ارائه شده پیش-بینی کرد که با افزایش اندازه رشته، میزان مدول الاستیک افزایش می‌یابد. لازم به ذکر است که با این حال که با افزایش اندازه رشته به طور کلی مدول الاستیک افزایش می‌یابد ولی این نکته را باید در نظر داشت که با افزایش اندازه رشته، شرایط برای عبور مواد مغزی و خروج مواد زاید تولید شده توسط سلول‌های تکثیر شده بر روی داربست استخوانی وخیم‌تر می‌گردد (با در نظر گرفتن درصد تخلخل ثابت). در اینجاست که اهمیت ایجاد تعادل بین خواص مکانیکی و بیولوژیکی نقش خود را به خوبی نشان می‌دهد.

یکی دیگر از مواردی که مورد بررسی قرار گرفت، اثر میزان به هم چسبندگی بین لایه‌ها در داربست‌های استخوانی بر روی مدول الاستیک آن بود. از جمله مشکل‌هایی که همواره به عنوان یکی از محدودیت‌های تکنیک ساخت افزودنی همانند اکستروژن رشته پلیمری با استفاده از حرارت به شمار می‌آید، عدم به هم چسبندگی بالای لایه‌ها به خاطر ساخت لایه به لایه قطعه‌ها می-باشد. همان‌طور که در قسمت نتایج نشان داده شده با افزایش میزان چسبندگی بین لایه‌ها میزان مدول الاستیک افزایش می‌یابد. برای افزایش این میزان به هم چسبندگی می‌بایست عوامل متعددی همانند مقدار دمای نازل دستگاه، سرعت نازل، فاصله زمانی بین ساخت لایه‌ها و چندین عامل دیگر مورد بررسی قرار گیرند.

٦- نتیجه‌گیری

در این مقاله داربست‌های ساخته شده با فرآیند ساخت افزودنی اکستروژن لایه پلیمری تحت آزمون‌های فشار قرار گرفته تا مدول الاستیک آن‌ها به دست آید. پس از به‌دست آوردن پارامترهای مورد نیاز مدل المان محدودی به منظور پیش‌بینی رفتار مکانیکی داربست استخوانی ایجاد گشت. در آخر نتایج به‌دست آمده از این مدل با مقادیر تست عملی مقایسه گردید و مشاهده شد که مدل المان محدود ایجاد شده قادر به پیش‌بینی رفتار مکانیکی با دقت قابل قبولی می‌باشد. از این مدل می‌توان در پیش‌بینی رفتار مکانیکی داربست‌های استخوانی استفاده نمود.

۷- تقدیر و تشکر

نویسندگان مایلند از مرکز ابر رایانش ملی دانشگاه صنعتی اصفهان به خاطر همکاری در اجرای این طرح پژوهشی کمال قدردانی را داشته باشند.

۸- مراجع

[1] P. Fabbri, V. Cannillo, A. Sola, A. Dorigato, and F. Chiellini, Highly porous polycaprolactone-45S5 Bioglass® scaffolds for bone tissue engineering, *Composites Science and Technology*, vol. 70, no. 13, pp. 1869–1878, 2010.

[2] F. P. W. Melchels, M. A. N. Domingos, T. J. Klein, J. Malda, P. J. Bartolo, and D. W. Hutmacher, Additive manufacturing of tissues and organs, *Progress in Polymer Science*, vol. 37, no. 8, pp. 1079–1104, 2012.

[3] S. P. P. Poh, *In vitro and in vivo assessment of bioactive composite scaffolds fabricated via additive manufacturing technology*, PhD Thesis, Faculty of Science and Engineering, Queensland University of Technology, Australia, 2014.

[4] B. V Reddy, N. V Reddy, and A. Ghosh, Fused deposition modelling using direct extrusion, *Virtual and physical prototyping*, vol. 2, no. 1, pp. 51–60, 2007.

[5] M. Li, *Modeling of the dispensing-based tissue scaffold fabrication processes*, Department of Mechanical Engineering, University of Saskatchewan, Canada, 2010.

[6] S. J. Hollister, Porous scaffold design for tissue engineering, *Nature materials*, Vol. 4, no. 7, pp. 518–524, 2005.

[7] S. J. Hollister, R. D. Maddox, and J. M. Taboas, Optimal design and fabrication of scaffolds to mimic tissue properties and satisfy biological constraints, *Biomaterials*, Vol. 23, no. 20, pp. 4095–4103, 2002.

[8] Z. Fang, B. Starly, and W. Sun, Computer-aided characterization for effective mechanical properties of porous tissue scaffolds, *Computer-Aided Design*, Vol. 37, no. 1, pp. 65–72, 2005.

[9] J. M. Estellés, I. Krakovsky, J. C. R. Hernández, A. M. Piotrowska, and M. M. Pradas, Mechanical properties of porous crosslinked poly (ethyl-acrylate) for tissue engineering, *Journal of Materials Science*, Vol. 42, no. 20, pp. 8629–8635, 2007.

[10] M. R. K. Ravari, M. Kadkhodaei, M. Badrossamay, and R. Rezaei, Numerical investigation on mechanical properties of cellular lattice structures fabricated by fused deposition modeling, *International Journal of Mechanical Sciences*, Vol. 88, pp. 154–161, 2014.

[11] J. Lee and L. Lee, Bioactive Glass: State of Research and Future Perspectives, *Researchgate*, 2015.

[12] I. Zein, D. W. Hutmacher, K. C. Tan, and S. H. Teoh, Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications, *Biomaterials*, Vol. 23, no. 4, pp. 1169–1185, 2002.

[13] *ISO 604:2002, Plastics - Determination of compressive properties*, 2002.

[14] *ASTM: D 695 - 02a, Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics*, 2002.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.13.41.1]