



New Additively Manufactured Cellular Lattice Structure; Theory and Experiment

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Mohtadifar N.¹ MSc,
Asgari M.^{*1} PhD

How to cite this article

Mohtadifar N, Asgari M. New Additively Manufactured Cellular Lattice Structure; Theory and Experiment. Modares Mechanical Engineering, 2020;20(7):1895-1910.

¹Automotive Engineering Department, Faculty of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Faculty of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Pardis Avenue, Molla-Sadra Street, Vanak Square, Tehran, Iran.

Phone: +98 (21) 84063209

Fax: +98 (21) 88677274

asgari@kntu.ac.ir

Article History

Received: January 25, 2020

Accepted: April 17, 2020

ePublished: July 20, 2020

ABSTRACT

Due to developments in additive manufacturing (AM) techniques, design and producing cellular structures with complex topologies accompanied with appropriate mechanical properties and lightweight have become possible and the application of cellular porous materials has been increasing in various areas. In the current study, a novel cellular structure with adjustable radially graded relative density and properties inspired by bone tissue structure is designed and introduced. The cellular structure has five layers and is achieved by repeating a regular four-sided unit-cell in radial, peripheral, and axial directions by a specific pattern. Next, using analytical relations, the mechanical properties of the structure are derived. The obtained theoretical solution is validated by numerical modeling and experimental test of a polymeric specimen manufactured by SLA method. Comparison of the results shows good precision of the theoretical solution. Furthermore, the effect of design parameters including the height of representative volume element, the number of the sides of start shape, and radius of the struts on mechanical properties and their distribution is studied. Using genetic algorithms single-objective and multi-objective optimization is performed on elastic properties of the structure. The single-objective optimization results for structure with 70, 75, and 80% porosities led to 32.9, 35.92, and 35.68% improvement of elastic modulus to mass, respectively and 116.35, 96.48, and 73.62% increase of yield strength to mass at similar porosities compared to base models with same porosities. The results show proper ability of the structure in creating distribution of mechanical properties and porosity and its potential capability for use in bone replacement applications.

Keywords Porous Cellular Material; Radially Graded Porosity; Additive Manufacturing; Analytical Solution; Finite Element Modeling; Multi-Objective Optimization

CITATION LINKS

[1] Selective laser melting processed Ti6Al4V lattices with graded porosities ... [2] Effect of porosity variation strategy on the performance of functionally graded ... [3] Energy absorption in lattice structures ... [4] Pore functionally graded Ti-6Al-4V scaffolds for bone tissue ... [5] Fatigue and biological properties of Ti-6Al-4V ELI cellular structures with variously arranged cubic ... [6] Cellular solids: Structure and ... [7] Analytical relationships for prediction of the mechanical properties of additively ... [8] Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods ... [9] 4D printing additive manufacturing review; Mechanism, ... [10] 3D printed parts with honeycomb internal pattern by fused deposition modelling; experimental ... [11] The synergic effects of FDM 3D printing parameters on mechanical behaviors of bronze ... [12] An investigation into the compressive properties of stainless ... [13] Elastic modulus and Poisson's ratio determination of micro-lattice cellular structures by analytical, numerical ... [14] Mechanical properties of open-cell rhombic ... [15] Analytical relationships for the mechanical properties of additively manufactured porous ... [16] Mechanical properties of regular porous biomaterials made from truncated cube repeating unit cells: Analytical solutions ... [17] Mechanical behavior of additively manufactured porous biomaterials made ... [18] Mechanics of additively manufactured porous biomaterials based ... [19] Elastic and plastic characterization of a new developed additively manufactured ... [20] Mechanical properties of functionally graded porous biomaterials for application ... [21] Fabrication of multiple-layered gradient cellular metal scaffold via ... [22] Topological design, permeability and mechanical behavior of additively manufactured ... [23] 3D Skeletal System: Compact Bone, Spongy Bone ... [24] Mechanical behavior of regular open-cell porous biomaterials made ... [25] Fatigue behavior of porous biomaterials manufactured using selective ...

بررسی تئوری و تجربی سازه سلولی جدید با تخلخل هدفمند شعاعی ساخته شده به روش ساخت افزایشی و بهینه سازی خواص مکانیکی

نگار مهندسی فر MSc

گروه مهندسی خودرو، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه
نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

مسعود عسگری PhD

گروه مهندسی خودرو، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه
نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

چکیده

با توجه به پیشرفت‌هایی که در تکنیک‌های ساخت افزودنی صورت گرفته، امکان طراحی و تولید سازه‌های سلولی با هندسه‌های پیچیده با خواص مکانیکی مناسب و وزن کم فراهم آمده است و استفاده از مواد سلولی متخلخل در بسیاری از زمینه‌ها در حال افزایش است. در پژوهش حاضر سازه استوانه‌ای نوینی که در راستای شعاعی توزیع چگالی نسبی و خواص گرادیانی قابل تنظیم دارد، با الهام از ساختار استخوان طراحی و معرفی شده است. سازه سلولی در ۵ لایه و از تکرار سلول واحد پایه چهاروجهی منتظم با الگوی مشخص در راستای شعاعی، محیطی و محوری حاصل شده است. با استفاده از روابط تحلیلی، خواص مکانیکی الاستیک سازه تعیین شده است. حل تئوری ارایه شده به کمک مدل سازی عددی و ساخت افزایشی نمونه پلیمری به روش سنگ چاپ سه بعدی و آزمون آن صحت گذاری شده است. مقایسه نتایج بیانگر دقت مناسب حل تئوری است. همچنین اثر متغیرهای هندسی طراحی شامل ارتفاع المان حجمی تکرارشونده، تعداد اضلاع چندضلعی آغازگر و قطر یال‌ها بر روی خواص مکانیکی سازه و توزیع آنها مطالعه شده است. با استفاده از الگوریتم‌های ژنتیک بهینه سازی تک هدفه و چندهدفه خواص الاستیک سازه انجام شده است. نتایج بهینه سازی تک هدفه در سازه‌هایی با تخلخل‌های ۷۰، ۷۵ و ۸۰٪ به ترتیب بهبود ۳۲/۹، ۳۵/۹۲ و ۳۵/۶۸٪ مقدار مدول الاستیسیته بر جرم و افزایش ۱۱۶/۳۵، ۹۶/۴۸ و ۷۳/۶۲٪ مقادیر تنش تسلیم بر جرم در همین تخلخل‌ها، نسبت به سازه مینا با تخلخل‌های مشابه را نشان می‌دهند. نتایج حاصل، بیانگر قابلیت مناسب سازه برای ایجاد توزیع متغیر خواص و تخلخل و پتانسیل کاربرد آن به عنوان بافت جایگزین استخوان مصنوعی است.

کلیدواژه‌ها: مواد سلولی متخلخل، تخلخل گرادیانی شعاعی، ساخت افزایشی، حل تحلیلی، مدل سازی المان محدود، بهینه سازی چندهدفه

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۱/۰۵

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۱/۲۹

*نویسنده مسئول: asgari@kntu.ac.ir

مقدمه

مواد سلولی با دارا بودن خواص فیزیکی و مکانیکی بسیار مناسب از جمله چگالی پایین و سفتی و سختی بالا نسبت به وزن، در زمینه‌های مختلف همچون مهندسی بافت به عنوان ایمپلنت‌های استخوان و دندان^[1, 2]، به عنوان سازه‌های ایمنی در خودرو، عایق‌های حرارتی و همچنین صنایع هوایی^[3] کاربرد دارند. به طور مثال، استفاده از مواد سلولی متخلخل به عنوان جایگزینی برای داربست‌های استخوانی توپر منجر به کاهش مقدار مدول الاستیک به مقادیر مشابه بافت استخوان شده و در نتیجه انتقال تنش

هموارتری بین استخوان و ایمپلنت صورت می‌گیرد. به علاوه تخلخل (درصد پرشوندگی) موجود در سازه امکان رشد بافت استخوان به درون ایمپلنت را فراهم می‌سازد^[4, 5].

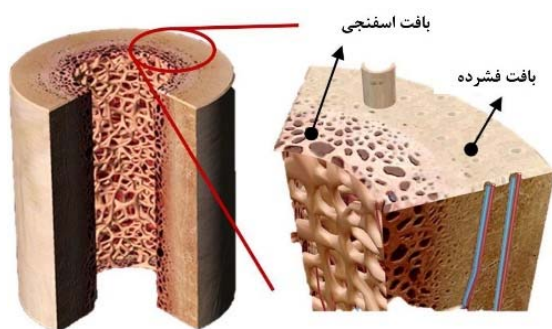
بررسی و شناخت دقیق خواص و رفتار مکانیکی مواد متخلخل سلولی به منظور استفاده در زمینه‌های ذکر شده ضروری است. بدین منظور مطالعات گسترده تئوری، عددی و تجربی بر روی سازه‌های سلولی با ساختارهای منظم و نامنظم صورت گرفته است. در مواد سلولی نامنظم، شکل و اندازه تخلخل تصادفی است لیکن در مواد سلولی منظم سلول واحد مشخصی با تکرار در سه جهت، کل سازه سلولی را تشکیل می‌دهد^[6]. تحلیل سازه‌های منظم براساس خواص این سلول واحد تکرارشونده انجام می‌گیرد و لذا امکان طراحی براساس خواص مکانیکی مورد نیاز وجود دارد^[7]. در سال‌های اخیر، پیشرفت‌های صورت گرفته در زمینه ساخت افزودنی امکان طراحی و تولید مواد سلولی با هندسه‌های دلخواه متنوع و پیچیده را فراهم ساخته است^[8]. در فرآیند ساخت افزایشی امکان ساخت نمونه‌هایی از جنس فلز، پلیمر، سرامیک و یا کامپوزیت به صورت لایه به لایه با سرعت و دقت بالا براساس طرح دلخواه ایجاد شده توسط کامپیوتر، فراهم می‌آید^[9]. در دو دهه اخیر، روش‌های متنوعی برای ساخت افزایشی توسعه داده شده و مورد بررسی قرار گرفته‌اند که برخی از معروف‌ترین آنها ذوب با پرتو الکترونی (Electron Beam Melting; EBM)، ذوب لیزری انتخابی (Selective Laser Melting; SLM)، هم‌جوشی لیزری مستقیم فلزی (Direct Metal Laser Sintering; DMLS)، استریولیتوگرافی (Stereolithography; SLA)، مدل سازی تحت رسوب ذوب شده (Fused Deposition Modeling; FDM) و غیره است^[10, 11]. در پژوهش‌های بسیاری به ارایه روابط تحلیلی برای محاسبه خواص مکانیکی سازه‌های سلولی منظم با سلول تکرارشونده با هندسه‌های گوناگون پرداخته شده است. این امر از این حیث حایز اهمیت است که می‌توان بدون استفاده از روش‌های زمان‌بر و هزینه‌بر عددی و تجربی، رفتار سازه سلولی را مطالعه نمود. در محاسبه روابط تحلیلی، تئوری‌های تیر تیموشینکو و اوپلر-برنولی بیشترین کاربرد را دارند^[12]. ویشیجیما و همکاران^[12]، مدول الاستیسیته و تنش تسلیم بلوک سلولی با سلول واحد مکعبی مرکز پر را محاسبه کرده‌اند. به کمک مدل سازی المان محدود در نرم افزار و ساخت نمونه‌های تجربی به روش پرینت فلزی SLM و از جنس فولاد ضد زنگ با نسبت‌های متفاوت ابعادی یال‌های سلول واحد، نتایج خود را صحت گذاری نموده‌اند. توچوس و لایاس^[13] براساس دو تئوری بیان شده، روابط تحلیلی برای محاسبه مدول الاستیسیته و ضریب پواسون در سه جهت را برای همین سلول واحد ارایه و تاثیر پارامترهای هندسی بر خواص مکانیکی را بررسی نمودند. بابایی و همکاران^[14]، نیز خواص مکانیکی الاستیک (مدول الاستیسیته، تنش تسلیم) به همراه ضریب پواسون سازه با سلول واحد دوازده لوزوجهی (Rhombic Dodecahedron) را تعیین نموده و با نتایج

توزیع گرادیانی تخلخل و خواص دارند، با توجه به هندسه‌های غیرشعاعی المان حجمی تکرارشونده، در بخش‌های خارجی ساختاری غیریکنواخت ایجاد می‌شود و لذا با نامعلوم بودن نقش المان‌های لایه‌های خارجی در هنگام بارگذاری، ارایه فرمولاسیون دقیق تئوری برای چنین سازه‌هایی دشوار است. هدف از انجام این پژوهش، معرفی یک سازه با هندسه شعاعی منظم دارای تخلخل و توزیع خواص شعاعی و ارایه فرمولاسیون تئوری جهت محاسبه خواص مکانیکی آن است.

سازه متخلخل نوینی با تغییرات تخلخل گرادیانی در جهت شعاعی الهام گرفته شده از بافت استخوان معرفی شده است. در واقع با حرکت از داخل سازه به بیرون سازه مشابه بافت استخوان، چگالی نسبی افزایش و یا به عبارتی تخلخل کاهش می‌یابد. فرمولاسیون تئوری به کمک تئوری تیر اوایلر- برنولی به منظور محاسبه خواص مکانیکی الاستیک ماده شامل مدول الاستیسیته و تنش تسلیم در جهت محوری، ارایه شده و با بهره‌گیری از مدل اجزا محدود در نرم‌افزار LS-DYNA و آزمایش تجربی، تئوری ارایه شده صحت‌گذاری شده است. در ادامه تاثیر پارامترهای هندسی دخیل در طراحی سازه بر خواص مکانیکی آن بررسی شده است. همچنین بهینه‌سازی تک‌هدفه و چندهدفه خواص الاستیک سازه‌هایی با سه تخلخل متفاوت با استفاده از الگوریتم ژنتیک و الگوریتم ژنتیک با مرتب‌سازی نامغلوب (NSGA II) صورت گرفته است.

معرفی سازه متخلخل گرادیانی شعاعی

همان طور که بیان شد بافت استخوان انسان دارای تخلخل گرادیانی است؛ تخلخل گرادیانی با ایجاد ساختاری غیریکنواخت منجر به توزیع خواص می‌شود. با این رویکرد پژوهش‌هایی در زمینه طراحی و مطالعه سازه‌های سلولی با توزیع تخلخل و خواص مشابه استخوان انجام شده‌اند. در این بخش روند طراحی سازه نوین توسعه داده شده با تخلخل گرادیانی در جهت شعاعی بیان شده است. سازه با الهام از بافت استخوان طولی ران به گونه‌ای طراحی شده است که تخلخل آن با افزایش شعاع سازه کاهش می‌یابد (به عبارتی با حرکت از داخل به بیرون سازه مشابه بافت استخوان، چگالی نسبی افزایش می‌یابد). روند کاهش تخلخل بافت استخوان در شکل ۱ نمایش داده شده است.



شکل (۱) نمایی از بافت استخوان طولی و روند تغییرات تخلخل در آن [23]

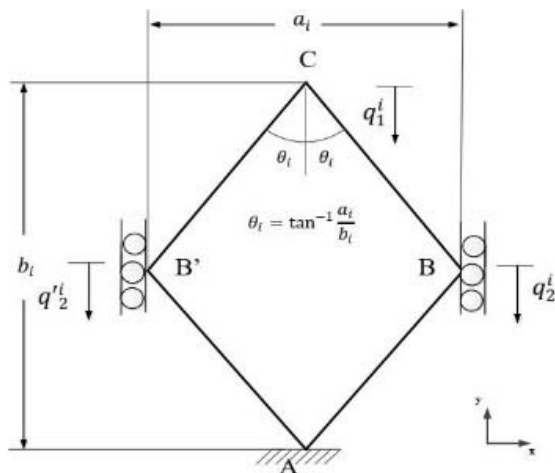
حاصل از مدل‌سازی المان محدود مقایسه کرده‌اند. سازه‌های متخلخل با چهار نوع ریزساختار هشت‌وجهی، مکعب بریده شده، مکعب هشت‌وجهی بریده شده (Truncated Cuboctahedron) و رامبیکوبوکتاهدران (هشت وجه مثلثی با هجده وجه مربعی) (Rhombicuboctahedron) توسط هدایتی و همکاران [15-18]، بررسی و بر مبنای تئوری تیر اوایلر- برنولی و تیموشینکو روابط تحلیلی به منظور پیش‌بینی خواص مکانیکی توسعه داده شده‌اند. رفتار سازه‌های با چگالی نسبی متفاوت به کمک نرم‌افزار اجزا محدود مطالعه و نتایج با مقادیر حاصل از روابط تحلیلی مقایسه شده‌اند. خطای مابین مدل‌های عددی و روابط حاصل از تئوری تیر تیموشینکو کمتر از حالت تیر اوایلر- برنولی هستند. مهبد و عسگری [19, 20] با معرفی سلول واحد جدید هرم دوتایی دوازده‌وجهی و با بهره‌گیری از تئوری تیر اوایلر- برنولی خواص مکانیکی الاستیک سازه با توزیع چگالی نسبی گرادیانی و غیرگرادیانی را در دو جهت محاسبه نموده‌اند. همچنین به کمک مدل‌سازی المان محدود و آزمون تجربی، روابط حاصل شده را صحت‌گذاری کردند. در نهایت می‌توان چنین جمع‌بندی نمود که نتایج حاصل از پژوهش‌های ذکر شده بیان‌گر دقت مناسب تخمین خواص کل سازه به کمک تحلیل سلول واحد هستند.

بافت استخوان ساختاری سلولی و گرادیانی دارد؛ در نتیجه خواص مکانیکی در آن به تدریج متغیر است. با توجه به این نکته مطالعاتی در زمینه طراحی و ساخت سازه‌های سلولی استوانه‌ای با توزیع چگالی نسبی و تخلخل گرادیانی در راستای شعاعی صورت گرفته است. سورمنو و همکاران [21]، پنج نوع سازه متخلخل گرادیانی دو و سه‌لایه به صورت ترکیبی از دو نوع سلول واحد مکعبی توپر و الماس‌مانند با الهام از استخوان تراپیکا (Trabecular Bone) طراحی و مطالعه نمودند. خواص مکانیکی داربست‌ها با انجام آزمایش فشار تک‌محوره استخراج شدند. در این پژوهش اثر منفی عدم قرارگیری گره‌های سلول‌های واحد بین دولایه بر روی هم بر خواص مکانیکی سازه بررسی شده است. پارامترهای ساختاری، نفوذپذیری و خواص مکانیکی سازه گرادیانی با سلول واحد الماس‌مانند با تغییرات تخلخل پیوسته در سازه استوانه‌ای چهارلایه توسط ژنگ و همکاران [22]، مطالعه شده است. سازه پیشنهادی با داشتن چگالی کم، مدول الاستیک مناسب، تنش تسلیم و تنش نهایی بالا و همچنین انعطاف‌پذیری مطلوب، جایگزین مناسبی برای سازه‌های با تخلخل یکنواخت است.

چنان چه بیان شد، مواد متخلخل سلولی مورد توجه بسیاری از پژوهشگران قرار گرفته است. مطالعات تجربی و عددی مواد سلولی بخش عمده‌تری از پژوهش‌ها را به خود اختصاص داده‌اند و با توجه به محدودیت‌های این روش‌ها از نظر زمان و هزینه، نیاز به فرمولاسیون تئوری در بررسی رفتار مکانیکی سازه و به‌ویژه در بهینه‌سازی خواص مکانیکی مواد متخلخل محسوس است. در سازه‌های استوانه‌ای شعاعی بررسی شده در پژوهش‌های پیشین که

حل تحلیلی

پس از معرفی هندسه سازه در بخش پیشین، در این بخش روابط تحلیلی با استفاده از تئوری تیر اولر- برنولی برای محاسبه تغییر شکل سلول واحد پایه هندسی حاصل و در ادامه به منظور محاسبه مدول الاستیسیته و تنش تسلیم سازه در بارگذاری محوری، بر روی کل سازه توسعه داده شده است. درجات آزادی سلول واحد پایه در شکل ۳ نشان داده شده است. نقطه A به صورت گیردار، نقاط B و B' با توجه به هندسه سلول واحد پایه هندسی در ساختار سازه، به صورت تکیه‌گاه غلتکی که فقط در راستای y جابه‌جا می‌شوند و همچنین نقطه C دارای حرکت در راستای y با توجه به تقارن سازه، در نظر گرفته شده است.



شکل ۳ درجات آزادی سلول واحد پایه هندسی

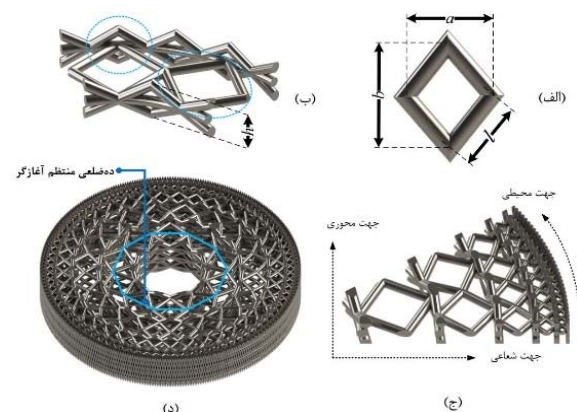
رابطه میان جابه‌جایی‌ها q_i^j و نیروهای خارجی Q_i^j اعمال شده بر درجات آزادی سلول واحد پایه هندسی به کمک ماتریس سختی بیان می‌شود:

$$\begin{Bmatrix} Q_1^i \\ Q_2^i \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11}^i & k_{12}^i \\ k_{21}^i & k_{22}^i \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} q_1^i \\ q_2^i \end{Bmatrix} \quad (1)$$

با توجه به خطی بودن خواص ماده، با استفاده از اصل برهم‌نهی که در آن یکی از درجات آزادی جابه‌جا شده و سایر درجات ثابت نگه داشته می‌شوند، درایه‌های ماتریس سختی مربوط به سلول واحد پایه هندسی محاسبه می‌شوند. بدین منظور ابتدا با فرض $q_1^i = 1$ و $q_2^i = 0$ برای سلول واحد پایه هندسی لایه iام، مطابق شکل ۴، نقطه C به میزان واحد جابه‌جا می‌شود. لازم به ذکر است که به علت تقارن، نیمی از سلول واحد پایه در نظر گرفته شده است. با محاسبه نیروها و گشتاورهای تولید شده در دو انتهای یال BC در راستای یال و عمود بر آن به کمک تئوری تیر اولر- برنولی، مطابق آن چه در شکل ۴ نیز نشان داده شده است، و بررسی تعادل نیروها در دو نقطه B و C درایه k_{11}^i و k_{21}^i به ترتیب زیر حاصل می‌شوند:

$$\begin{aligned} \sum F_{C,y} = 0 &\rightarrow 2 \left(\frac{12EI_i}{l_i^3} \sin \theta_i \sin \theta_i + \right. \\ &\left. \frac{A_i E}{l_i} \cos \theta_i \cos \theta_i \right) - F_{Cy} = 0 \rightarrow F_{Cy} = Q_1^i = \end{aligned} \quad (2-\text{الف})$$

ابتدا سلول واحد پایه هندسی که سازنده المان حجمی تکرارشونده است، در هر لایه شعاعی و محوری مطابق شکل ۲- الف و ۲- ب تعریف می‌شود. ابعاد هندسی سلول واحد پایه با l طول هر یال و a و b قطرهای سلول واحد پایه، مشخص می‌شود. در لایه iام جهت شعاعی $a_i^{\text{شعاعی}} \times a_i^{\text{شعاعی}} = b_i^{\text{شعاعی}}$ است که در آن α_i نسبت ابعاد است و مقدار آن در هر لایه می‌تواند متفاوت و یا ثابت باشد. مقدار محوری b سلول واحد پایه جهت محوری برابر با ارتفاع هر المان حجمی تکرارشونده که با h معرفی می‌شود، است. لذا می‌توان گفت مقدار α_i محوری سلول‌های واحد پایه در جهت محوری وابسته به h است. پیکربندی سازه معرفی شده قابل انعطاف است؛ بدین صورت که هر سازه با دو پارامتر M و N که به ترتیب بیان‌گر تعداد لایه در جهت شعاعی و محوری هستند و همچنین یک ضلعی منتظم آغازگر که تعیین‌کننده تعداد سلول‌های واحد در هر لایه است، معرفی می‌شود (سازه $M \times S$ شکل ۲-۲ نمایان‌گر سازه با ۵ لایه در جهت شعاعی و ۳ لایه در جهت محوری، متشکل از ۱۰ ضلعی منتظم آغازگر است. همچنین المان حجمی تکرارشونده این سازه که با ده مرتبه S مرتبه) تکرار در جهت محیطی و سه مرتبه N مرتبه) تکرار در جهت محوری سازه کامل و نهایی را تشکیل می‌دهد در شکل ۲- ج نشان داده شده‌اند. با توجه به هندسه سازه در شکل‌های ۲- ب و ۲- ج مشاهده می‌شود که تعداد سلول واحد در لایه iام جهت شعاعی از رابطه $S \times 2^{i-1}$ قابل محاسبه است که در آن مقدار i از ۱ تا M تغییر می‌کند. به منظور انتقال بار در راستای شعاعی، میان هر دو لایه شعاعی، حلقه‌ای تعبیه شده است. همچنین سلول‌های واحد در جهت محوری بر روی این حلقه‌ها قرار می‌گیرند. تعداد سلول واحد جهت محوری بر روی حلقه z ام از رابطه‌ای مشابه با رابطه جهت شعاعی پیروی می‌کند با این تفاوت که مقدار z از ۱ تا $M+1$ متغیر است. لازم به ذکر است که مقطع یال‌های سلول واحد پایه و حلقه‌ها، دایروی فرض شده‌اند و شعاع مقاطع با توجه به تداخل مورد نظر قابل تنظیم است.

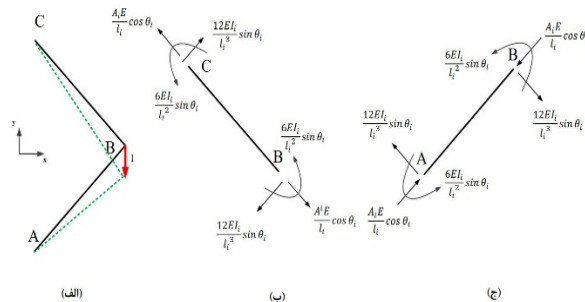


شکل ۲ (الف) سلول واحد پایه هندسی و ابعاد هندسی متناظر آن، (ب) بخشی از یک لایه المان حجمی تکرارشونده سازه متشکل از سلول‌های واحد پایه هندسی، (ج) المان حجمی تکرارشونده، (د) سازه کامل ۱۰×۳×۵

لایه‌های شعاعی موجود در یک لایه محوری به صورت فنرهای موازی با یکدیگر و همچنین به صورت N لایه فنر سری روی هم قرار گرفته در راستای محوری، به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$K_t^a = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{M+1} S \times 2^{i-1} \times K_i^a \quad (5)$$

با جایگذاری K_t^a در رابطه کلی نیرو- جابه‌جایی سازه، جابه‌جایی محوری کلی سازه q_1^a به دست می‌آید.



شکل ۵ (الف) جابه‌جایی مربوط به سلول واحد پایه هندسی در حالت $q_1^i = 0$ و $q_2^i = 1$ (ب) نمودار جسم آزاد یال BC، (ج) نمودار جسم آزاد یال AB

مدول الاستیسیته

با توجه به روابط حاصل شده برای محاسبه جابه‌جایی محوری کلی سازه در بخش قبل، مدول الاستیسیته سازه در این راستا چنین محاسبه می‌شود:

$$E^a = \frac{\sigma_t^a}{\epsilon_t^a} = \frac{F_t^a}{\pi(R_{ringM+1}^2 - R_{ring1}^2)} \frac{q_1^a}{L^a} \quad (6)$$

در رابطه ۶ F_t^a ، $R_{ringM+1}$ و R_{ring1} به ترتیب بار محوری کلی وارد بر سازه، شعاع خارجی و داخلی کلی سازه و ارتفاع سازه ($L^a = h \times N$) هستند.

تنش تسلیم

با توجه به گشتاورها و نیروهای نشان داده شده در شکل‌های ۴ و ۵، تنش‌های محوری و خمشی ایجاد شده در یال‌های سلول واحد پایه هندسی به ترتیب زیر است:

یال AB:

$$\sigma_{\text{خمشی}}^i = \frac{M_i r_s^i}{I_i} = \frac{6 E r_s^i}{l_i^2} q_2^i \sin \theta_i \quad (7\text{-الف})$$

$$\sigma_{\text{محوری}}^i = \frac{P_i}{A_i} = \frac{E}{l_i} q_2^i \cos \theta_i \quad (7\text{-ب})$$

یال BC:

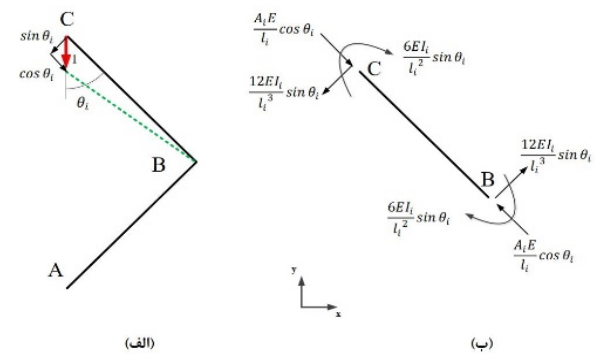
$$\sigma_{\text{خمشی}}^i = \frac{6 E r_s^i}{l_i^2} (q_2^i \sin \theta_i - q_1^i \sin \theta_i) \quad (8\text{-الف})$$

$$\sigma_{\text{محوری}}^i = \frac{E}{l_i} (q_2^i \cos \theta_i - q_1^i \cos \theta_i) \quad (8\text{-ب})$$

سازه کلی زمانی دچار تسلیم می‌شود که تنش محلی در ضعیف‌ترین یال سلول واحد به حد تنش تسلیم ماده سازنده σ_{yb} برسد:

$$\sigma_{yb} = \sigma_y^{M+1} = \max \left\{ \left| \frac{E}{l_i} (q_2^{M+1} \cos \theta_{M+1} - q_1^{M+1} \cos \theta_{M+1}) - \frac{6 E r_s^{M+1}}{l_{M+1}^2} (q_2^{M+1} \sin \theta_{M+1} - q_1^{M+1} \sin \theta_{M+1}) \right|, \left| \frac{E}{l_{M+1}} q_2^{M+1} \cos \theta_{M+1} - \frac{6 E r_s^{M+1}}{l_{M+1}^2} q_2^{M+1} \sin \theta_{M+1} \right| \right\} \quad (9)$$

$k_{11}^i = 2 \left(\frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin^2 \theta_i + \frac{A_i E}{l_i} \cos^2 \theta_i \right)$
 $\sum F_{B,y} = 0 \rightarrow -\frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin \theta_i \sin \theta_i - \frac{A_i E}{l_i} \cos \theta_i \cos \theta_i - F_{By} = 0 \rightarrow F_{By} = Q_2^i =$ (ب-۲)
 $k_{21}^i = -\frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin^2 \theta_i - \frac{A_i E}{l_i} \cos^2 \theta_i$
 که در آن A_i ، l_i و I_i به ترتیب بیان گر طول، مساحت سطح مقطع و ممان اینرسی سطح مقطع یال BC در سلول واحد لایه نام هستند. همچنین مدول الاستیسیته ماده سازنده است.



شکل ۶ (الف) جابه‌جایی مربوط به سلول واحد پایه هندسی در حالت $q_1^i = 1$ و $q_2^i = 0$ (ب) نمودار جسم آزاد یال BC

در ادامه با فرض $q_1^i = 0$ و $q_2^i = 1$ مطابق شکل ۵ نقطه B به میزان واحد جابه‌جا می‌شود و با طی روند مشابه بخش قبل، روابط تعادل در گره‌های B و C چنین به دست می‌آیند:

$$\sum F_{B,y} = 0 \rightarrow \frac{A_i E}{l_i} \cos \theta_i \cos \theta_i + \frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin \theta_i \sin \theta_i + \frac{A_i E}{l_i} \cos \theta_i \cos \theta_i + \frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin \theta_i \sin \theta_i - F_{By} = 0 \rightarrow F_{By} =$$
 (الف-۳)

$$Q_2^i = k_{22}^i = \frac{12 E I_i}{l_i^3} (2 \cos^2 \theta_i) + \frac{A_i E}{l_i} (2 \sin^2 \theta_i)$$

$$\sum F_{C,y} = 0 \rightarrow -\frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin \theta_i \sin \theta_i - \frac{A_i E}{l_i} \cos \theta_i \cos \theta_i - F_{Cy} = 0 \rightarrow F_{Cy} =$$
 (ب-۳)

$$Q_1^i = k_{12}^i = -\frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin^2 \theta_i - \frac{A_i E}{l_i} \cos^2 \theta_i$$

نیروی خارجی Q_1^i اعمال شده بر گره C در جهت y ، برابر با f_i و نیروی خارجی Q_2^i وارد بر گره B در راستای q_2^i با توجه به هندسه، برابر صفر در نظر گرفته می‌شوند. لذا در نهایت رابطه نیرو- جابه‌جایی برای سلول واحد پایه هندسی نام را به شکل زیر می‌توان بیان نمود:

$$\{f_i\} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 2 \left(\frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin^2 \theta_i + \frac{A_i E}{l_i} \cos^2 \theta_i \right) - \frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin^2 \theta_i - \frac{A_i E}{l_i} \cos^2 \theta_i \\ - \frac{12 E I_i}{l_i^3} \sin^2 \theta_i - \frac{A_i E}{l_i} \cos^2 \theta_i \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} q_1^i \\ q_2^i \end{Bmatrix} \quad (4)$$

به کمک رابطه ۴ جابه‌جایی‌های یک سلول واحد پایه هندسی قابل محاسبه هستند؛ به منظور محاسبه جابه‌جایی کلی سازه در جهت محوری، ماتریس سختی کلی سازه در این راستا K_t^a ، که برابر حاصل جمع ماتریس‌های سختی سلول‌های واحد موجود در

PLASTIC_KINEMATIC* به صورت الاستیک- پلاستیک خطی تعریف شده است. لازم به ذکر است که مدل سازی عددی رفتار نمونه پلیمری پرینت شده به روش استریولیتوگرافی با در نظر گرفتن خواص ماده پلیمری انجام شده است. همچنین در این شبیه سازی تماس بین سازه با جعبه صلب زیرین و رویین به کمک دستور AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE* با ضریب اصطکاک برابر با ۰/۴ و همچنین تماس بین عضوهای سازه متخلخل به منظور جلوگیری از درهم فرو رفتگی آنها، توسط دستور AUTOMATIC_SINGLE_SURFACE* تعریف شده است.

با توجه به هندسه پیچیده سازه، المان ها در شبکه بندی به صورت ترکیبی از المان های سه بعدی هرمی ۴ گره ای، شش وجهی ۸ گره ای و گوه ای با ۶ گره هستند. تعداد کلی المان ها در مدل سازی عددی یک هشتم از نمونه تجربی برابر با ۴۴۶۸۹۱ المان است.

جدول ۱) خواص مکانیکی تیتانیوم Ti6Al4V

پارامتر	مقدار
مدول الاستیسیته (گیگاپاسکال)	۱۲۲/۳
تنش تسلیم (مگاپاسکال)	۱۰۰۰
ضریب پواسون	۰/۳۴۲
مدول تانژانت (گیگاپاسکال)	۱/۲۵

آزمون تجربی

سازه متخلخل ۵×۳×۸ به همراه نمونه استوانه ای توپر (به منظور به دست آوردن خواص مکانیکی ماده سازنده پلیمری) به روش استریولیتوگرافی تولید شده است. اساس روش استریولیتوگرافی بر مبنای انجماد کنترل شده رزین مایع توسط فرآیند فوتوپلیمریزاسیون (Photopolymerization) است. با توجه به شکل ۷ که شماتیک این روش را نشان می دهد، با تابش اشعه ماورای بنفش بر سطح رزین مایع (۷- ب) ساطع شده از منبع پرتو لیزری کنترل شده توسط سیستم کامپیوتری (۷- الف)، لایه های دوجبه ای جامد توسط فرآیند فوتوپلیمریزاسیون (۷- ج) ایجاد می شوند. پس از انجام فوتوپلیمریزاسیون هر لایه، به منظور ادامه روند شکل گیری لایه های بعدی، سطح مسطح اولیه (۷- ه) تا ارتفاع مشخصی از سطح مایع به سمت بالا حرکت می کند. تکرار این روند در لایه های مختلف موجب تشکیل سازه سه بعدی نهایی (۷- د) می شود. پس از تخلیه رزین باقی مانده در مخزن و حذف رزین اضافی از سطوح نمونه چاپ شده به کمک حلال های مخصوص، سازه نهایی حاصل می شود. چاپ نمونه مورد بررسی مطابق شکل ۸- الف توسط دستگاه KLD-LCD-1260 انجام شده و اطلاعات مربوط به ساخت مطابق جدول ۲ است. جنس رزین استفاده شده، رزین استاندارد استریولیتوگرافی است. همچنین اطلاعات هندسی نمونه ساخته شده در جدول ۳ نمایش داده شده است.

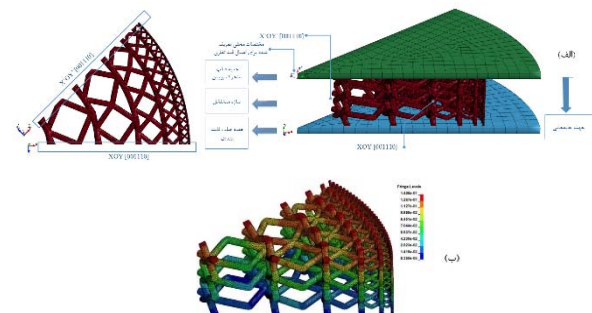
در ادامه نمونه پرینت شده مطابق شکل ۸- ب به کمک دستگاه HOUNSFIELD H10KS با سرعت ۰/۵ میلی متر بر دقیقه فشرده می شود.

که q_1^{M+1} و q_2^{M+1} از رابطه ۴ حاصل می شوند. با توجه به رابطه فوق نیرویی که منجر به تسلیم سلول واحد پایه مورد نظر می شود، محاسبه می شود. با گسترش این نیرو بر روی کل سازه به کمک تئوری فنرهای سری و موازی، نیروی F_t^a که منجر به تسلیم کل سازه می شود حاصل می شود، لذا در نهایت تنش تسلیم سازه کلی به صورت زیر محاسبه می شود:

$$\sigma_y^a = \frac{F_t^a}{\pi(R_{ringM+1}^2 - R_{ring1}^2)} \quad (۱۰)$$

مدل سازی اجزا محدود

در این بخش رفتار مکانیکی سازه متخلخل تحت بارگذاری محوری جهت صحت گذاری روابط تحلیلی حاصل شده در بخش قبل، به کمک نرم افزار اجزا محدود LS-DYNA شبیه سازی شده است. با هدف کاهش زمان تحلیل و حجم محاسبات و با توجه به هندسه متقارن سازه، می توان تنها یک ۱/۸م آن را مدل سازی کرد. در ادامه به عنوان مثال به منظور هماهنگی با نمونه آزمون تجربی با هشت ضلعی منتظم آغازگر، یک هشتم سازه مدل سازی شده است. بدین منظور شرط مرزی تقارن [0° 110°] (که به معنای درجات آزادی شش گانه [X Y Z RX RY RZ] در محور مختصات مربوطه است، که در آن ۱ به معنای بسته بودن و ۰ به معنای باز بودن درجه آزادی است) بر گره های مرز مشخص شده شکل ۶- الف اعمال شده اند.



شکل ۶) الف) مدل اجزا محدود سازه متخلخل در نرم افزار LS-DYNA به همراه شرایط مرزی و صفحات تقارن مربوط، شرط مرزی تقارن بر گره های مشخص شده، ب) جابجایی کلی نمونه تجربی ساخته شده در محدوده الاستیک

همان طور که در این شکل مشخص است سازه بین دو جعبه صلب که با دستور RIGID_MAT* و خواص فولاد تعریف شده اند، قرار گرفته است؛ کلیه درجات آزادی گره های جعبه زیرین بسته و ثابت شده اند [۱۱۱۱۱]. درجات آزادی جعبه فوقانی در کلیه جهات به استثنا راستای جابه جایی و فشرده سازی یعنی راستای Y ثابت شده اند [۱۰۱۱۱]. حرکت جسم صلب رویین با سرعت ثابت به کمک دستور PRESCRIBED_MOTION_RIGID* تعیین شده و سازه متخلخل به طور شبه استاتیکی فشرده می شود. ماده سازنده سازه متخلخل آلیاژ تیتانیوم Ti6Al4V فرض شده است چرا که با توجه به خواص مکانیکی و همچنین تطابق با یومکانیکی مناسب آن، بیشترین کاربرد را در ایمپلنت های استخوان دارد. خواص مکانیکی آلیاژ تیتانیوم مطابق جدول ۱ [24, 25] بوده و با مدل ماده

بهینه‌سازی تک‌هدفه و چندهدفه

در این بخش هدف از انجام بهینه‌سازی تک‌هدفه و چندهدفه یافتن بهترین طراحی برای سازه با کمترین وزن براساس مدول الاستیسیته و تنش تسلیم است. جهت ایجاد سازه منظم در بهینه‌سازی در کلیه مدل‌ها، شعاع خارجی نهایی سازه ۱۵ میلی‌متر، تعداد لایه‌های جهت شعاعی M و محوری N به ترتیب ۵ و ۳ و همچنین چندضلعی منتظم آغازگر S به صورت هشتضلعی منتظم در نظر گرفته شده‌اند.

بهینه‌سازی تک‌هدفه به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left\{ \begin{array}{ll} \text{find} & h, \alpha^r \text{ and } r_s^{-1} \\ \text{minimize} & f_1(h, \alpha^r, r_s^{-1}) = -E(h, \alpha^r, r_s^{-1})/m \\ & \text{or} \\ & f_2(h, \alpha^r, r_s^{-1}) = -Y(h, \alpha^r, r_s^{-1})/m \\ \text{subjected to} & 1 < h < 2 \\ & 0.8 < \alpha^r < 1.4 \\ & 0.3 < r_s^{-1} < 0.44 \\ & f_3(h, \alpha^r, r_s^{-1}) = \text{Total porosity} = \text{cte} \end{array} \right. \quad (11)$$

که در آن f_1 و f_2 توابع هدف، r_s^{-1} شعاع یال‌های سلول واحد لایه اول سازه، f_3 بیان‌گر تخلخل کلی سازه و m جرم سازه است. لازم به ذکر است که شعاع یال‌های سلول واحد در لایه‌های بعدی به صورت تابعی از شعاع یال سلول واحد لایه اول مطابق رابطه زیر تعریف شده‌اند:

$$r_s^{i+1} = r_s^{-1} \times (10 - i) * 0.08 \quad ; \quad i = 2 \text{ to } M \quad (12)$$

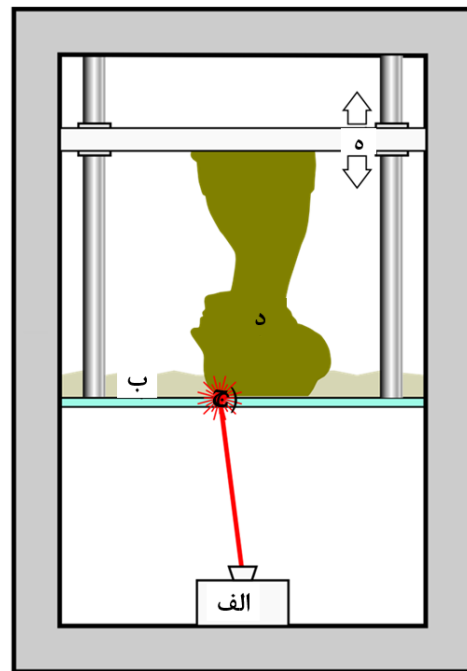
در ادامه به طور مشابه مساله بهینه‌سازی چندهدفه به کمک رابطه مشابه با رابطه ۱۱ بیان می‌شود با این تفاوت که هر دو تابع هدف در بهینه‌سازی چندهدفه اعمال شده و واژه or به and تغییر می‌یابد.

بهینه‌سازی تک‌هدفه و چندهدفه به ترتیب به کمک الگوریتم ژنتیک و الگوریتم بهینه‌سازی ژنتیک با مرتب‌سازی نامغلوب، در نرم‌افزار Matlab انجام شده‌است. در بهینه‌سازی چندهدفه مجموعه‌ای از جواب‌های بهینه در جبهه پرتو حاصل می‌شوند که بنا به اهمیت تابع هدف و وزن اختصاص داده شده به هر تابع هدف، می‌توان جواب مناسب را از میان آنها انتخاب نمود. محاسبه جبهه پرتو در الگوریتم بهینه‌سازی چندهدفه ژنتیک براساس مرتب‌سازی نامغلوب و همچنین پراکندگی متناسب پاسخ‌ها در بازه حاصل شده است. لازم به ذکر است که در بهینه‌سازی تک‌هدفه مقدار جمعیت برابر با ۵۰۰ و در مساله بهینه‌سازی چندهدفه جمعیت برابر ۱۵۰۰ در نظر گرفته شده‌است. همچنین در هر دو حالت بهینه‌سازی اندازه نسل ۳۰۰ فرض شده‌است.

نتایج

صحت‌سنجی

به منظور بررسی درستی نتایج حاصل از حل تحلیلی و اطمینان از مدل‌سازی عددی المان محدود در نرم‌افزار، نمونه پلیمری با روش



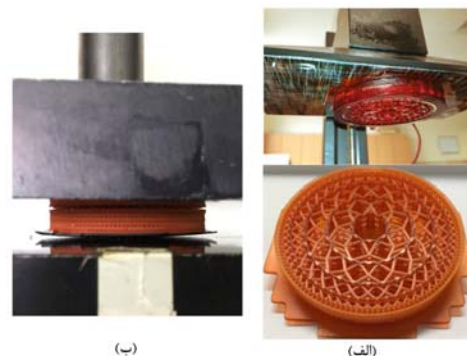
شکل ۷) شماتیک فرآیند استریولیتوگرافی: (الف) منبع پرتو لیزری، (ب) رزین مایع موجود در مخزن دستگاه، (ج) تابش نور فرابنفش و انجام فرآیند انجماد رزین مایع (فوتوپلیمریزاسیون)، (د) سازه پلیمری پرینت شده، (ه) سطح مسطح متحرک

جدول ۲) پارامترهای ساخت افزایشی به روش استریولیتوگرافی

پارامتر	مقدار
سرعت چاپ	۱۰ میلی‌متر در ساعت
طول موج پرتو ماورای بنفش	۹۰۵ میکرومتر
دقت ساخت	۴۰ میکرومتر در سه جهت کارترین

جدول ۳) اطلاعات هندسی نمونه تجربی پرینت شده

پارامتر	مقدار
ارتفاع المان حجمی تکرار شونده (میلی‌متر)	۳
نسبت ابعاد (α)	۱
لایه ۱	۸۳/۳۸
لایه ۲	۸۱/۷۴
لایه ۳	۷۷/۱۵
لایه ۴	۷۳/۶۱
لایه ۵	۷۲/۹۱
تخلخل (درصد)	



شکل ۸) (الف) نمونه پلیمری تولید شده به روش پرینت سه بعدی، (ب) آزمون فشار نمونه در جهت محوری

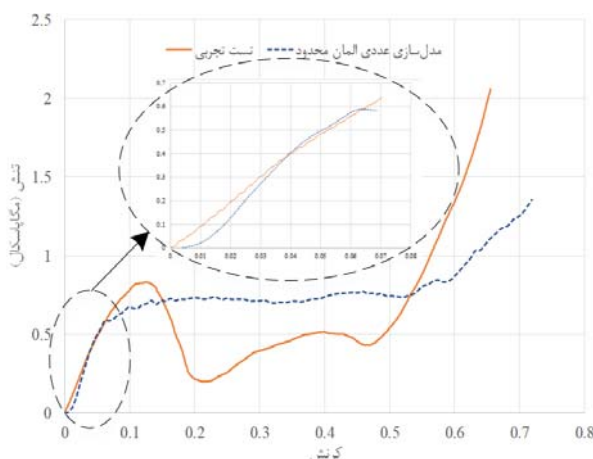
حجمی تکرارشونده h ، شعاع سطح مقطع یال‌ها r_s و نسبت ابعاد α_i بررسی می‌شود. لازم به ذکر است که در کلیه سازه‌های بررسی‌شده در این بخش مقدار α_i در لایه‌های شعاعی یکسان و برابر با α^r فرض شده‌است. دو دسته سازه مطابق جدول‌های ۶ و ۷ فرض شده‌اند. در کلیه سازه‌های ذکرشده در این دو جدول، شعاع خارجی سازه، ارتفاع المان حجمی تکرارشونده، تعداد لایه‌ها در جهت شعاعی و جهت محوری، ثابت و به‌ترتیب برابر با ۱۵ و ۱/۵ میلی‌متر، ۵ و ۳ است. همچنین نسبت ابعاد α^r در کلیه مدل‌های ارایه‌شده در جدول ۶ برابر با ۱ و شعاع یال‌های سلول واحد لایه اول سازه r_s^1 در همه مدل‌های جدول ۷ برابر با ۳۷/۰ میلی‌متر است. تخلخل در هر لایه شعاعی p_i و همچنین تخلخل کلی سازه p نیز در این دو جدول نمایش داده شده‌اند. علاوه بر سازه‌های معرفی‌شده در دو جدول ۶ و ۷، سازه‌هایی مشابه با تفاوت در ارتفاع المان حجمی تکرارشونده (برابر با ۲ میلی‌متر) نیز بررسی شده‌اند که به‌منظور خلاصه‌نویسی از ذکر تخلخل‌های آنها در جدول‌های جدید، صرف نظر شده است. جهت درک اثر پارامترهای ذکرشده بر خواص مکانیکی سازه، مقادیر بی‌بعد مدول الاستیسیته و تنش تسلیم (تقسیم بر مدول الاستیسیته و تنش تسلیم ماده سازنده) و مقادیر مخصوص آنها (تقسیم بر جرم کل سازه) برای سازه‌های جدول‌های ۶ و ۷، در نمودارهای ۲ و ۳ و برای سازه‌های مشابه با ارتفاع المان حجمی تکرارشونده متفاوت در نمودارهای ۴ و ۵، مقایسه شده‌اند.

جریان تغییرات مقادیر مدول الاستیسیته بر جرم و مدول الاستیسیته بی‌بعد به همراه تنش تسلیم بر جرم و تنش تسلیم بی‌بعد با تغییر قطر یال‌ها، تعداد اضلاع چندضلعی منتظم آغازگر و نسبت ابعاد برای سازه با ارتفاع المان حجمی تکرارشونده برابر با ۱/۵ میلی‌متر در نمودارهای ۲ و ۳ نشان داده شده است. از این دو نمودار می‌توان نتیجه گرفت با افزایش تعداد اضلاع چندضلعی منتظم آغازگر روند کلی تغییرات مجموعه مدول الاستیسیته و تنش تسلیم به‌طور عمده صعودی است، زیرا همان‌طور که در جدول‌های ۶ و ۷ مشخص است با افزایش تعداد اضلاع چندضلعی آغازگر در نمودارهای ۴ و ۵ (ارتفاع المان حجمی تکرارشونده برابر با ۲ میلی‌متر) مشاهده می‌شود که تاثیر آن بر مدول الاستیسیته بر جرم و مدول الاستیسیته بی‌بعد عکس حالت قبل و نزولی و بر تنش تسلیم بر جرم و تنش تسلیم بی‌بعد مشابه حالت قبل و صعودی است. لیکن می‌توان چنین نتیجه گرفت که تغییرات مدول الاستیسیته (بر جرم و بی‌بعد) نسبت به تعداد اضلاع چندضلعی منتظم غیرخطی است. با بررسی دقیق‌تر نتایج (نمودار ۲-الف و ۲-ب) می‌توان بیان نمود که با کاهش قطر یال‌های سازه در ارتفاع کمتر برای المان حجمی تکرارشونده (۱/۵ میلی‌متر)، تاثیر تغییرات چندضلعی آغازگر کمتر محسوس است. مقادیر مدول الاستیسیته بر جرم در نسبت‌های ابعادی ۱/۲ و ۱/۴ با افزایش تعداد اضلاع چندضلعی منتظم آغازگر در ارتفاع

ساخت افزودنی تولید و آزمایش فشار بر روی آن انجام شده است. خواص مکانیکی پلیمر پخته‌شده (Cured) برای جایگذاری در مدل‌سازی عددی با استفاده از آزمون تجربی فشار نمونه بالک استوانه‌ای توپر با ارتفاع ۴ و قطر ۶ میلی‌متر مطابق جدول ۴ است. چنان‌چه در نمودار ۱ مشاهده می‌شود نمودار تنش- کرنش حاصل از فشار دادن نمونه مورد بررسی به دو روش تجربی و عددی اجزا محدود در جهت محوری تطابق مناسبی با یکدیگر دارند، در نتیجه به‌کمک مدل ارایه‌شده می‌توان فشار محوری سازه را به‌خوبی شبیه‌سازی نمود. با محاسبه شیب این دو نمودار در ناحیه الاستیک می‌توان مدول الاستیسیته در جهت محوری حاصل از این دو روش را محاسبه نمود. به‌علاوه تنش تسلیم محوری سازه نیز با توجه به نمودار تنش- کرنش نمودار ۱، در کرنش ۰/۲٪ محاسبه می‌شود. نتایج حاصل از مدل‌سازی عددی المان محدود و همچنین روابط تحلیلی ارایه‌شده برای محاسبه مدول الاستیسیته و تنش تسلیم برای نمونه مورد بررسی با نتایج به‌دست‌آمده از آزمون تجربی در جدول ۵ مقایسه شده‌اند. چنان‌چه در جدول ۵ مشاهده می‌شود خطاهای محاسبه‌شده پایین است؛ لذا می‌توان نتیجه گرفت که روابط تحلیلی حاصل و همچنین مدل‌سازی عددی پیشنهادی از دقت مناسبی برخوردار هستند.

جدول ۴) خواص مکانیکی پلیمر سازنده نمونه تجربی

پارامتر	مقدار
مدول الاستیسیته (مگاپاسکال)	۲۰۰
تنش تسلیم (مگاپاسکال)	۴۰
ضریب پواسون	۰/۳۵
چگالی (گرم بر میلی‌متر مکعب)	1.07×10^{-3}



نمودار ۱) مقایسه نتایج حاصل از فشار نمونه پرینت‌شده به روش تجربی و عددی المان محدود

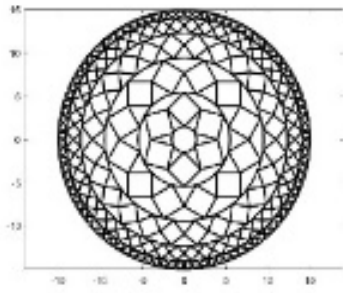
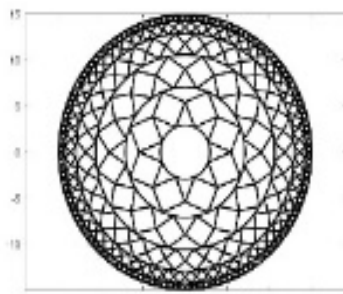
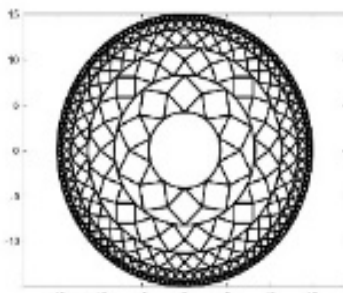
مطالعه تاثیر متغیرهای طراحی بر خواص مکانیکی سازه

با بهره‌گیری از حل تئوری ارایه‌شده، در این بخش اثر پارامترهای طراحی شامل تعداد ضلع چندضلعی منتظم آغازگر S ، ارتفاع المان

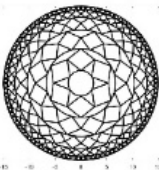
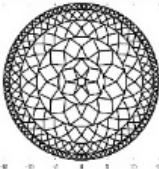
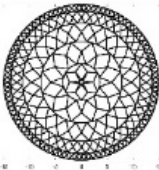
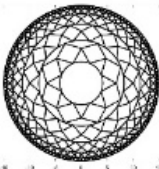
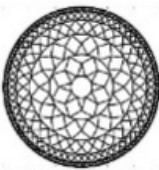
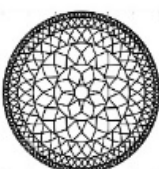
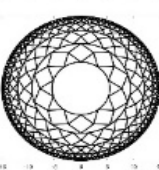
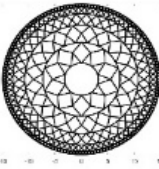
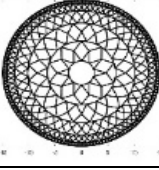
است. در ادامه اثر تغییر نسبت ابعاد بررسی شده است. روند تغییرات مدول الاستیسیته بر جرم و مدول الاستیسیته بی بعد با نسبت ابعادی مختلف نیز غیرخطی است. از مقایسه نمودارهای ۳- الف و ۳- ب با نمودارهای ۵- الف و ۵- ب به چنین نتیجه ای می توان رسید. همچنین با توجه به دید از بالای سازه رسم شده در جدول ۵ می توان چنین بیان کرد که با توجه به اینکه با افزایش نسبت ابعادی، تخلخل در راستای شعاعی سازه توزیع می شود و با کاهش آن توزیع چگالی نسبی در قسمت های بیرونی سازه متراکم تر می شود، لذا مدول الاستیسیته با افزایش نسبت ابعادی کاهش می یابد. علاوه بر این، از نمودارهای ۳- ج، ۳- د، ۵- ج و ۵- د می توان چنین برداشت نمود که اثر تغییرات نسبت ابعاد بر مجموعه تنش تسلیم ناچیز است.

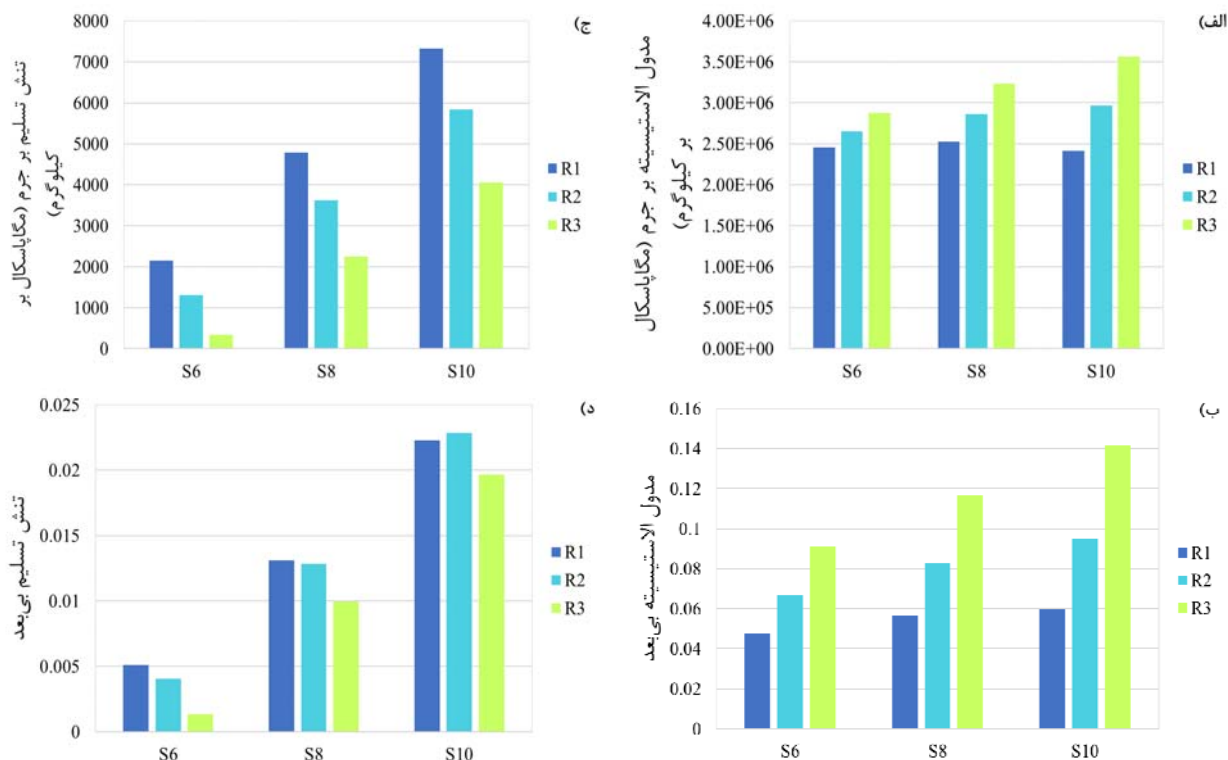
۱/۵ میلی متر المان حجمی تکرارشونده به ترتیب تقریباً ثابت و نزولی است (نمودار ۳- الف). با توجه به نتایج نشان داده شده در نمودارهای ۲- الف، ۲- ب، ۴- الف و ۴- ب، می توان بیان نمود که با افزایش شعاع یال، مقادیر مدول الاستیسیته بر جرم و مدول الاستیسیته بی بعد روندی افزایشی را دنبال می کنند، هر چند که این روند افزایشی در حالت نسبت به وزن، سرعت رشد کمتری دارد. روند تغییرات تنش تسلیم بر جرم با تغییرات افزایشی شعاع یال که در نمودارهای ۲- ج و ۴- ج نشان داده شده اند، نزولی است لیکن چنان چه در نمودارهای ۲- د و ۴- د مشاهده می شود با افزایش شعاع یال سلول واحد روند تغییرات تنش تسلیم بی بعد خطی نبوده و در ارتفاع ۱/۵ میلی متری المان حجمی تکرارشونده نزولی و در ارتفاع ۲ میلی متری عکس این حالت و کاملاً صعودی

جدول ۶ متغیرهای طراحی و اطلاعات سازه های مورد مطالعه با ارتفاع المان حجمی تکرارشونده برابر با ۱/۵ میلی متر، طراحی شده با هدف بررسی اثر تغییرات شعاع و چندضلعی آغازگر (به عنوان نمونه کد سازه S6R1A1 بیان گر سازه ای با شش ضلعی منتظم آغازگر، r_s برابر با ۳۲° و نسبت ابعادی برابر ۱ است)

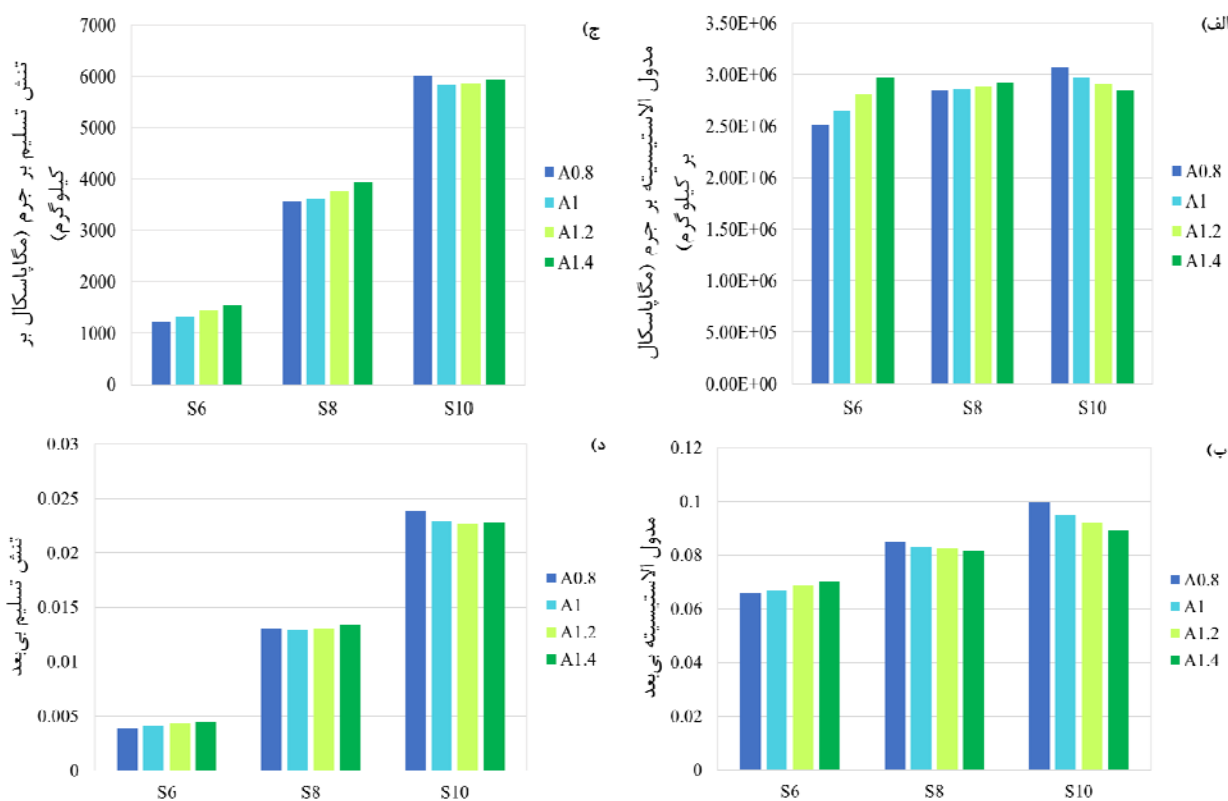
کد سازه	تخلخل (درصد)						$r_s^{-1} (mm)$	S	دید از بالای سازه
	کل	p_o	p_r	p_r	p_r	p_i			
S6R1A1	۸۳/۱۵	۷۰/۸۶	۸۱/۰۲	۸۵/۸۸	۸۷/۲۸	۸۲/۵۶	۰/۳۲	۶	
S6R2A1	۷۸/۰۷	۶۲/۵۱	۷۵/۳۰	۸۱/۵۳	۸۳/۳۴	۷۷/۳۰	۰/۳۷		
S6R3A1	۷۲/۵۱	۵۳/۵۹	۶۹/۰۵	۷۶/۷۳	۷۸/۹۸	۷۱/۵۵	۰/۴۲		
S8R1A1	۸۰/۴۷	۵۸/۰۳	۷۴/۲۱	۸۲/۲۱	۸۵/۵۵	۸۳/۳۲	۰/۳۲	۸	
S8R2A1	۷۴/۷۲	۴۶/۷۵	۶۶/۶۸	۷۶/۸۲	۸۱/۱۱	۷۸/۲۸	۰/۳۷		
S8R3A1	۶۸/۴۹	۳۵/۰۶	۵۸/۵۶	۷۰/۹۰	۷۶/۲۱	۷۲/۷۶	۰/۴۲		
S10R1A1	۷۸/۳۷	۴۴/۳۲	۶۶/۸۷	۸۷/۳۲	۸۳/۵۶	۸۲/۸۷	۰/۳۲	۱۰	
S10R2A1	۷۲/۱۶	۳۰/۴۷	۵۷/۵۳	۷۱/۸۵	۷۸/۵۴	۷۷/۷۱	۰/۳۷		
S10R3A1	۶۵/۵۱	۱۶/۷۴	۴۷/۶۱	۶۴/۸۱	۷۳/۰۳	۷۲/۰۶	۰/۴۲		

جدول ۷) متغیرهای طراحی و اطلاعات سازه‌های مورد مطالعه با ارتفاع المان حجمی تکرارشونده برابر با ۱/۵ میلی‌متر، طراحی‌شده با هدف بررسی اثر تغییرات نسبت ابعادی

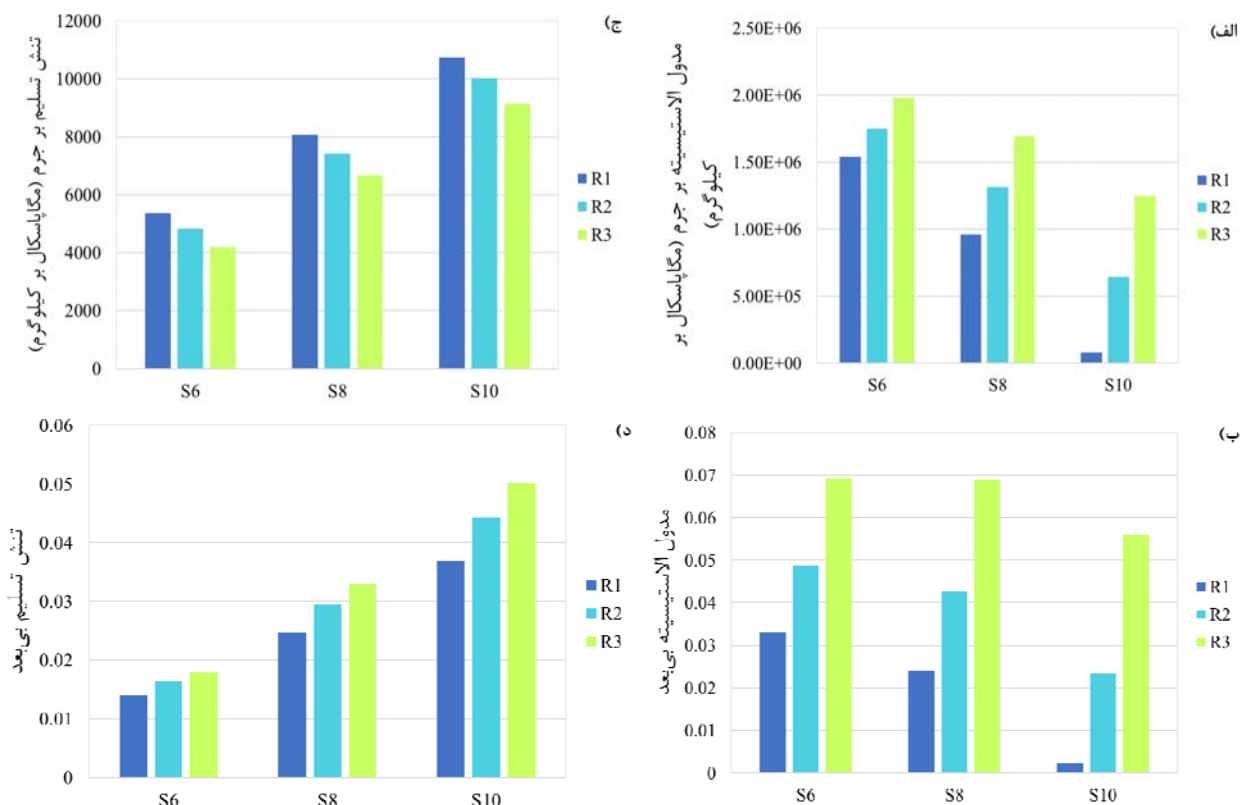
کد سازه	تخلخل (درصد)						α^r	S	دید از بالای سازه
	کل	p_o	p_r	p_r	p_r	p_i			
S6R2A0.8	۷۷/۱۳	۵۵/۳۸	۷۱/۳۸	۷۹/۴۳	۸۲/۷۳	۷۹/۳۷	۰/۸	۶	
S6R2A1.2	۷۸/۰۷	۶۲/۵۱	۷۵/۳۰	۸۱/۵۳	۸۳/۳۴	۷۷/۳۰	۱/۲		
S6R2A1.4	۷۸/۷۸	۶۷/۲۶	۷۷/۸۳	۸۲/۷۳	۸۳/۲۴	۷۳/۹۳	۱/۴		
S8R2A0.8	۷۴/۰۵	۳۶/۴۴	۶۱/۱۲	۷۳/۸۰	۷۹/۷۹	۷۸/۸۵	۰/۸	۸	
S8R2A1.2	۷۵/۲۳	۵۳/۶۷	۷۰/۳۲	۷۸/۶۵	۸۱/۶۱	۷۶/۷۰	۱/۲		
S8R2A1.4	۷۵/۶۳	۵۸/۶۲	۷۲/۸۴	۷۹/۸۰	۸۱/۵۹	۷۴/۲۸	۱/۴		
S10R2A0.8	۷۱/۷۶	۱۶/۸۹	۵۰/۲۱	۶۷/۹۰	۷۶/۶۰	۷۷/۴۱	۰/۸	۱۰	
S10R2A1.2	۷۲/۱۶	۳۰/۴۷	۵۷/۵۳	۷۱/۸۵	۷۸/۵۴	۷۷/۷۱	۱/۲		
S10R2A1.4	۷۲/۴۸	۳۹/۶۶	۶۲/۳۶	۷۴/۳۳	۷۹/۵۱	۷۷/۰۵	۱/۴		



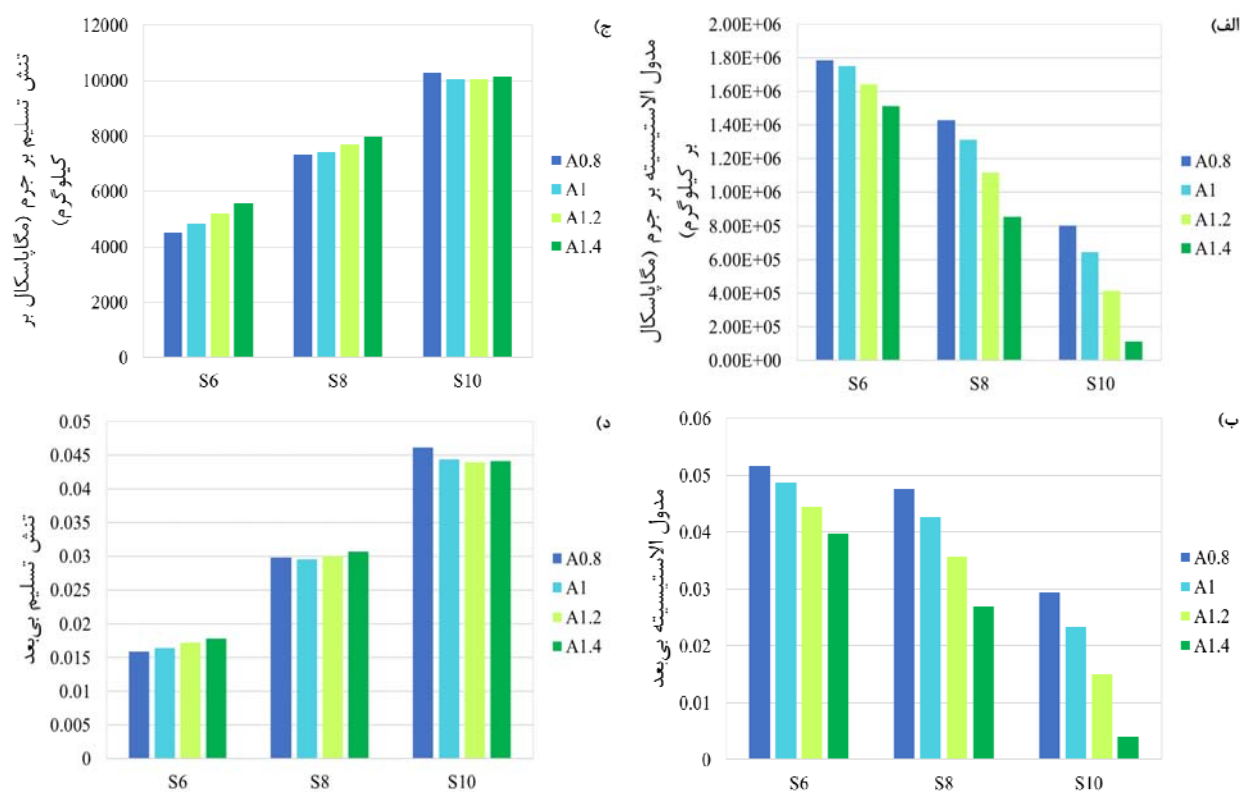
نمودار ۲) (الف) مدول الاستیسیته بر جرم، (ب) مدول الاستیسیته بی‌بعد، (ج) تنش تسلیم بر جرم، (د) تنش تسلیم بی‌بعد حاصل از بررسی اثر تغییرات شعاع یال‌ها و چندضلعی آغازگر بر خواص مکانیکی (ارتفاع المان حجمی تکرارشونده برابر با ۱/۵ میلی‌متر)



نمودار ۳) مقادیر (الف) مدول الاستیسیته بر جرم، (ب) مدول الاستیسیته بی‌بعد، (ج) تنش تسلیم بر جرم، (د) تنش تسلیم بی‌بعد حاصل از بررسی اثر تغییرات نسبت ابعاد و چندضلعی آغازگر بر خواص مکانیکی (ارتفاع المان حجمی تکرارشونده برابر با ۱/۵ میلی‌متر)



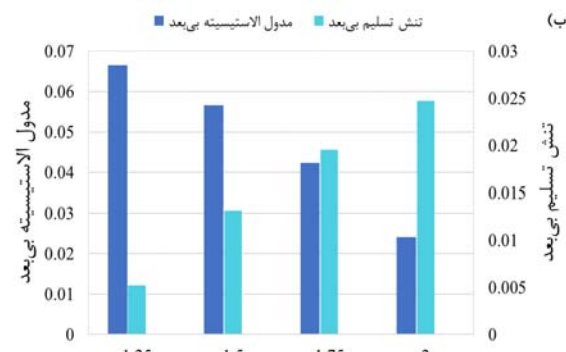
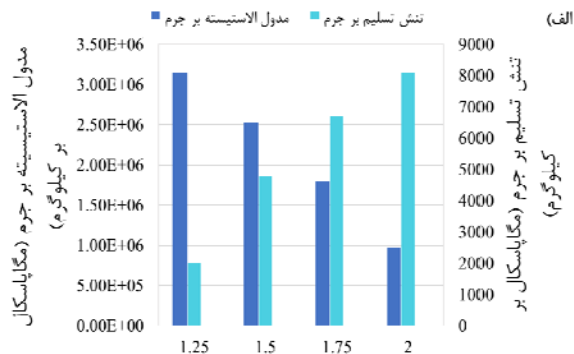
نمودار ۴ مقادیر (الف) مدول الاستیسیته بر جرم، (ب) مدول الاستیسیته بی‌بعد، (ج) تنش تسلیم بر جرم، (د) تنش تسلیم بی‌بعد حاصل از بررسی اثر تغییرات شعاع یال‌ها و چندضلعی آغازگر بر خواص مکانیکی (ارتفاع المان حجمی تکرارشونده برابر با ۲ میلی‌متر)



نمودار ۵ مقادیر (الف) مدول الاستیسیته بر جرم، (ب) مدول الاستیسیته بی‌بعد، (ج) تنش تسلیم بر جرم، (د) تنش تسلیم بی‌بعد حاصل از بررسی اثر تغییرات نسبت ابعاد و چندضلعی آغازگر بر خواص مکانیکی (ارتفاع المان حجمی تکرارشونده برابر با ۲ میلی‌متر)

جدول ۵) مقایسه خواص مکانیکی حاصل از آزمون تجربی، روابط تحلیلی و مدل سازی عددی

پارامتر	مدول الاستیسیته (مگاپاسکال)	تنش تسلیم (مگاپاسکال)
مقدار تجربی	۱۱/۲۲	۰/۶۲
مقدار تحلیلی	۱۱/۳۲	۰/۵۹
خطا تجربی و تحلیلی (درصد)	۰/۸۹	۴/۸۴
مقدار عددی	۱۲/۷۸	۰/۵۸
خطا تجربی و عددی (درصد)	۱۳/۹۰	۶/۴۵



نمودار ۶) نتایج مطالعه خواص مکانیکی سازه با ارتفاع مختلف المان حجمی تکرار شونده

جدول ۸) ابعاد هندسی و خواص مکانیکی حاصل از بهینه سازی تک هدفه سازه با توابع هدف مدول الاستیسیته بر جرم E/m و یا تنش تسلیم بر جرم Y/m در تخلخل های مشخص

پارامتر	تابع هدف					
	مدول الاستیسیته بر جرم			تنش تسلیم بر جرم		
تخلخل کل (درصد)	۷۰	۷۵	۸۰	۷۰	۷۵	۸۰
h (میلی متر)	۱/۰	۱/۰۱	۱/۱۰۲	۱/۹۲	۲	۲
α^r	۱/۴	۱/۴	۱/۴	۰/۸	۱/۳۷	۱/۴
r_s^1 (میلی متر)	۰/۳۵۶	۰/۳۲۲	۰/۳	۰/۴۴	۰/۴۱۵	۰/۳۶۵
E/m (مگاپاسکال بر کیلوگرم)	۴/۱۶*	۳/۸۶*	۳/۴۱*	۲/۱۷*	۱/۳۶*	۸/۰۸*
Y/m (مگاپاسکال بر کیلوگرم)	۳۵۱۵/۰۸	۱۸۳۳/۷۹	۱۳۵۸/۰۳	۵۷۱۹/۱۹	۷۲۱۷/۲	۸۰۵۳/۴۲

جدول ۹) ابعاد هندسی و خواص مکانیکی مدل های مبنای فرض شده در تخلخل های مشخص

پارامتر	مقدار		
تخلخل کل (درصد)	۷۰	۷۵	۸۰
h (میلی متر)	۱/۵	۱/۵	۱/۵
α^r	۱/۰	۱/۰	۱/۰
r_s^1 (میلی متر)	۰/۴۰۶	۰/۳۶۸	۰/۳۲۷
E/m (مگاپاسکال بر کیلوگرم)	۳/۱۳*	۲/۸۴*	۲/۵۷*
Y/m (مگاپاسکال بر کیلوگرم)	۲۶۴۳/۵	۳۶۷۳/۳	۴۶۳۸/۴

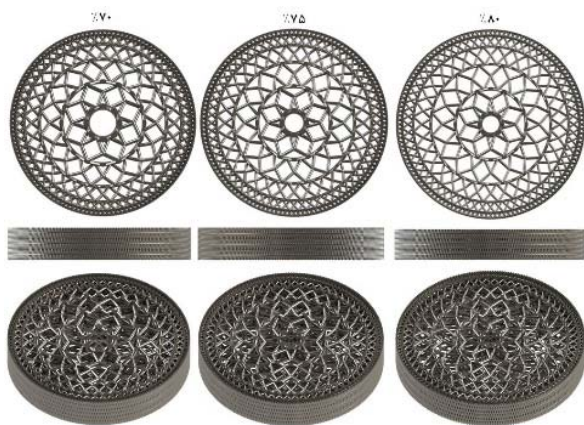
در ادامه پاسخ های جبهه پرتو حاصل از بهینه سازی دوهدفه سازه پیشنهادی با در نظر گرفتن مدول الاستیسیته و تنش تسلیم بر جرم به عنوان توابع هدف، با بهره گیری از الگوریتم ژنتیک با

در ادامه اثر تغییرات ارتفاع المان حجمی تکرار شونده بر روی خواص مکانیکی (مجموعه مدول الاستیسیته و تنش تسلیم) مطالعه شده است. در این دسته از سازه های مورد مطالعه، شعاع خارجی سازه ۱۵ میلی متر، r_s^1 برابر با ۰/۳۲ و نسبت ابعاد در کلیه لایه ها یکسان و برابر ۱ فرض شده است. ارتفاع المان حجمی تکرار شونده از ۱/۲۵ تا ۲ میلی متر تغییر می کند. چنان چه در نمودار ۶ مشاهده می شود برخلاف سیر نزولی مقادیر مجموعه مدول الاستیسیته با افزایش ارتفاع سازه، روند تغییرات مجموعه تنش تسلیم صعودی بوده و در ارتفاع ۲ میلی متر بیشترین تنش تسلیم حاصل می شود.

بهینه سازی

چنان چه در بخش قبل مشاهده شد، روند تغییرات خواص مکانیکی بر حسب متغیرهای طراحی غیرخطی است. لذا این امر اهمیت انجام بهینه سازی و انتخاب سازه با بهترین خواص مکانیکی را آشکار می سازد. در بهینه سازی تک هدفه مدول الاستیسیته بر جرم و تنش تسلیم بر جرم، سه سازه $8 \times 3 \times 5$ با تخلخل های ۷۰، ۷۵ و ۸۰% در نظر گرفته شده اند. مقادیر متغیرهای طراحی و توابع هدف در مدل های بهینه (بیشینه مقدار مدول الاستیسیته بر جرم و تنش تسلیم بر جرم) در جدول ۸ مشخص شده اند. چنان چه در این جدول مشاهده می شود مقادیر تابع هدف با افزایش تخلخل کل سازه (کاهش چگالی نسبی) افزایش می یابند. با در نظر گرفتن مدول الاستیسیته بر جرم به عنوان تابع هدف، مقادیر ارتفاع به کمترین حد و با فرض تنش تسلیم به عنوان تابع هدف مقدار ارتفاع به بیشترین حد خود نزدیک می شود.

به منظور مطالعه دقیق تر و مقایسه بهتر سازه های بهینه، خواص بهینه محاسبه شده با مدل های پایه با تخلخل های ۷۰، ۷۵ و ۸۰% موجود در جدول ۹ که در آنها نسبت ابعاد و ارتفاع برابر با یکدیگر است و فقط شعاع یال لایه اول متفاوت و تعیین شده بر اساس تخلخل کلی سازه است، مقایسه شده اند. مشاهده می شود که مقادیر بهینه مدول الاستیسیته بر جرم در سازه های با تخلخل های ۷۰، ۷۵ و ۸۰% به ترتیب ۳۲/۹، ۳۵/۹۲ و ۳۵/۶۸% و مقادیر بهینه تنش تسلیم بر جرم در تخلخل های مشابه به ترتیب ۱۱۶/۳۵، ۹۶/۴۸ و ۷۳/۶۲% نسبت به سازه مبنا با تخلخل مشابه، افزایش یافته است.



شکل ۹) مدل هندسی سازه‌های حاصل از بهینه‌سازی دوهدفه در تخلخل‌های مشخص

جدول ۱۱) مقایسه مقادیر تئوری و عددی توابع هدف برای تخلخل‌های مختلف

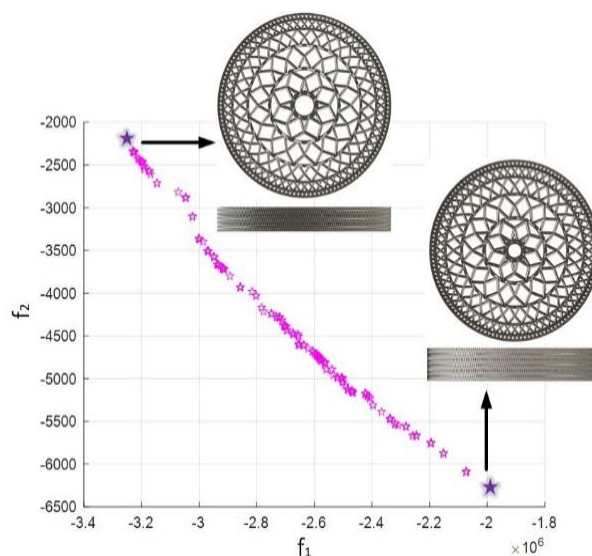
تخلخل کلی سازه (درصد)	مدول الاستیسیته (مگاپاسکال)		تنش تسلیم (مگاپاسکال)	
	تئوری	عددی	تئوری	عددی
۷۰	۱۲۶۴۱/۷۰	۱۳۷۹۳/۱	۱۴۶/۶۹	۱۴۸
۷۵	۹۲۷۴/۰۳	۱۱۵۰۴/۴۲	۹۷/۴۴	۱۰۵/۸
۸۰	۶۹۴۴/۷	۷۸۶۶/۶۷	۶۸/۰۶	۸۳/۶

جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

سازه متخلخل جدیدی با توزیع گرادیانی تخلخل مشابه روند بافت استخوان‌های طولی معرفی شد. به کمک تئوری تیر ایولر- برنولی روابط تحلیلی به منظور محاسبه مدول الاستیسیته و تنش تسلیم سازه ارایه شده در راستای محوری، حاصل شدند. با استفاده از آزمون تجربی و مدل‌سازی عددی در نرم‌افزار المان محدود، حل تئوری ارایه شده با دقت مناسب صحت‌گذاری شد. به کمک روابط تحلیل محاسبه شده خواص مکانیکی سازه‌ها با پیکربندی و هندسه‌های مختلف محاسبه و اثر تغییر پارامترهای هندسی طراحی سازه بر روی خواص مکانیکی مطالعه شد. همچنین با توجه به اینکه رفتار مکانیکی سازه غیرخطی است، بهینه‌سازی تک‌هدفه و چندهدفه به منظور یافتن بهترین سازه با بهترین خواص مکانیکی، به ترتیب به کمک الگوریتم ژنتیک و الگوریتم ژنتیک با مرتب‌سازی نامغلوب انجام شد. نتایج حاصل از این پژوهش را می‌توان چنین بیان نمود:

- ۱- نتایج حل تحلیلی ارایه شده برای پیش‌بینی خواص مکانیکی راستای محوری تطابق مناسبی با نتایج حاصل از مدل‌سازی عددی و آزمون تجربی دارند. در نتیجه این مساله کارایی مناسب حل تئوری در پیش‌بینی خواص سازه مورد بررسی را نشان می‌دهد.
- ۲- تغییرات پارامترهای هندسی طراحی سازه تاثیر قابل ملاحظه و غیرخطی بر خواص مکانیکی الاستیک (مدول الاستیسیته و تنش تسلیم) جهت محوری دارند. لذا می‌توان با ایجاد تغییرات به مقادیر مورد نظر در کاربردهای مشخص دست یافت.

مرتب‌سازی نامغلوب محاسبه شده است. به عنوان نمونه جبهه پرتو مربوط به سازه با تخلخل کلی ۷۵٪ در نمودار ۷ نمایش داده شده است. همچنین سازه بهینه در دو نقطه از جبهه پرتو که بیان‌گر مقادیر بیشینه و کمینه توابع هدف هستند، در این نمودار مشخص شده‌اند. چنان چه مشاهده می‌شود سازه بهینه با تنش تسلیم بیشتر، ارتفاع المان حجمی تکرار شونده بزرگ‌تری دارد. به کمک روش TOPSIS و با در نظر گرفتن وزن یکسان برای هر دو تابع هدف (هر یک برابر با ۰/۵)، از میان پاسخ‌های پیش‌بینی شده در جبهه پرتو، سازه بهینه با هدف شناسایی سازه با بیشترین مقدار مدول الاستیسیته بر جرم و تنش تسلیم بر جرم برای سه تخلخل معین، انتخاب و متغیرهای طراحی و توابع هدف حاصل شده در جدول ۱۰ نمایش داده شده‌اند. همچنین مدل هندسی سازه‌های بهینه با تخلخل‌های مشخص در شکل ۹ نشان داده شده‌اند. مقادیر تئوری و عددی حاصل از نرم‌افزار مدول الاستیسیته و تنش تسلیم سازه‌های بهینه در تخلخل‌های مشخص در جدول ۱۱ بیان شده‌اند. همان طور که مشخص است تفاوت بین مقادیر مدول الاستیسیته و تنش تسلیم حاصل شده از دو روش کم است. مشاهده می‌شود که با افزایش تخلخل سازه خطای میان نتایج حاصل از روش تئوری و عددی برای تنش تسلیم افزایش می‌یابد.



نمودار ۷) جبهه پرتو حاصل از بهینه‌سازی دوهدفه سازه با تخلخل کلی ۷۵٪

جدول ۱۰) ابعاد هندسی و خواص مکانیکی حاصل از بهینه‌سازی دوهدفه سازه در تخلخل‌های مشخص

پارامتر			
تخلخل کل (درصد)			
۸۰	۷۵	۷۰	مقدار
۱/۶۲	۱/۷۵	۱/۷۸	h (میلی‌متر)
۱/۳۱	۱/۲۵	۱/۰۸	α^*
۰/۳۴۲	۰/۳۶۶	۰/۴۳۶	r_s^1 (میلی‌متر)
۲/۲۴۸*۱۰°	۲/۲۴۲*۱۰°	۲/۵۳*۱۰°	E/m (مگاپاسکال بر کیلوگرم)
۵۸۱۵/۱۵	۵۶۲۵/۴۶	۴۷۷۷/۸۰	Y/m (مگاپاسکال بر کیلوگرم)

p_i	تخلخل در لایه i ام
Q_i^j	نیروی خارجی راستای j ام وارد بر سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
q_i^j	جابه‌جایی راستای j ام وارد بر سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
$R_{ring,i}$	شعاع داخلی کلی سازه
$R_{ring,M+1}$	شعاع خارجی کلی سازه
r_i^j	شعاع سطح مقطع دایروی یال سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
S	تعداد اضلاع چندضلعی آغازگر منتظم
α^r	نسبت ابعادی
σ_{yb}	تنش تسلیم ماده سازنده
ε^a	کرنش کل سازه در راستای محوری
σ^a	تنش کل وارد بر سازه در راستای محوری

منابع

- 1- Wally ZJ, Haque AM, Feteira A, Claeysens F, Goodall R, Reilly GC. Selective laser melting processed Ti6Al4V lattices with graded porosities for dental applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019;90:20-29.
- 2- Zhang XY, Fang G, Xing LL, Liu W, Zhou J. Effect of porosity variation strategy on the performance of functionally graded Ti-6Al-4V scaffolds for bone tissue engineering. *Materials & Design*. 2018;157(5):523-538.
- 3- Ozdemir Z, Hernandez-Nava E, Tyas A, Warren JA, Fay SD, Goodall R, et al. Energy absorption in lattice structures in dynamics: Experiments. *International Journal of Impact Engineering*. 2016;89:49-61.
- 4- Wang S, Liu L, Li K, Zhu L, Chen J, Hao Y. Pore functionally graded Ti6Al4V scaffolds for bone tissue engineering application. *Materials & Design*. 2019;168:107643.
- 5- Dallago M, Fontanari V, Torresani E, Leoni M, Pederzoli C, Potrich C, et al. Fatigue and biological properties of Ti-6Al-4V ELI cellular structures with variously arranged cubic cells made by selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;78:381-394.
- 6- Gibson LJ, Ashby MF. *Cellular solids: Structure and properties*. Cambridge: Cambridge University Press; 1999.
- 7- Zadpoor AA, Hedayati R. Analytical relationships for prediction of the mechanical properties of additively manufactured porous biomaterials. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2016;104(12):3164-3174.
- 8- Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KTQ, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*. 2018;143:172-196.
- 9- Moradi M, Karami Moghadam M, Asgari F. 4D printing additive manufacturing review; Mechanisim, Chalanges, Applications and Future. *Modares Mechanical Engineering*. 2020;20(4):1063-1077. [Persian]
- 10- Moradi M, Meiabadi S, Kaplan A. 3D printed parts with honeycomb internal pattern by fused deposition modelling; experimental characterization and production optimization. *Metals and Materials International*. 2019;25(5):1312-1325.
- 11- Moradi M, Karami Moghadam M, Shamsborhan M, Bodaghi M. The synergic effects of FDM 3D printing parameters on mechanical behaviors of bronze poly

۳- با توجه به رفتار غیرخطی خواص مکانیکی نسبت به متغیرهای هندسی طراحی، لزوم انجام بهینه‌سازی خواص آشکار می‌شود. در این راستا بهینه‌سازی تک‌هدفه و چندهدفه با توابع هدف مدول الاستیسیته و تنش تسلیم مخصوص راستای محوری صورت گرفته است. نتایج بهینه‌سازی نشان داد که با در نظر گرفتن هر یک از این توابع به‌عنوان تابع هدف، شکل و خواص سازه به‌طور قابل ملاحظه‌ای تغییر می‌کند.

۴- مقایسه خواص سازه‌های حاصل از بهینه‌سازی تک‌هدفه با سازه‌های مبنا بیان‌گر افزایش قابل ملاحظه مقادیر توابع هدف در سازه‌های بهینه است. نتایج بهبود ۳۲/۹، ۳۵/۹۲ و ۳۵/۶۸٪ مقدار مدول الاستیسیته بر جرم و افزایش ۱۱۶/۳۵، ۹۶/۴۸ و ۷۳/۶۲٪ مقادیر تنش تسلیم بر جرم در سازه‌هایی با تخلخل‌های ۷۵، ۷۰ و ۸۰٪ را نسبت به سازه مبنا با همین تخلخل‌ها را نشان می‌دهند.

۵- با مقایسه نتایج حاصل از مدل‌سازی عددی نمونه‌های حاصل از بهینه‌سازی دوهدفه خواص در تخلخل‌های مشخص با پاسخ‌های حاصل الگوریتم انتخابی می‌توان نتیجه گرفت که الگوریتم ژنتیک با مرتب‌سازی نامغلوب از دقت مناسبی برخوردار است. براساس نتایج می‌توان چنین نتیجه گرفت که سازه متخلخل با قابلیت ایجاد توزیع کنترل‌شده و مناسب خواص مکانیکی و چگالی نسبی در نقاط مختلف سازه، امکان دستیابی به خواص مکانیکی مورد نیاز در کاربردهای متنوع به‌ویژه کاربرد به‌عنوان ایمپلنت‌های استخوانی را فراهم می‌سازد.

تشکر و قدردانی: موردی توسط نویسندگان ذکر نشده است.

تأییدیه اخلاقی: موردی توسط نویسندگان ذکر نشده است.

تعارض منافع: موردی توسط نویسندگان ذکر نشده است.

سهم نویسندگان: نگار مهتدی‌فر (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/پژوهشگر اصلی/ تحلیل‌گر آماری/ نگارنده بحث (۵۰٪)؛ مسعود عسگری (نویسنده دوم)، روش‌شناس/پژوهشگر اصلی (۵۰٪).

منابع مالی: موردی توسط نویسندگان ذکر نشده است.

فهرست علائم

a_i	قطر اول سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
A_i	مساحت سطح مقطع یال سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
b_i	قطر دوم سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
E	مدول الاستیسیته ماده سازنده
h	ارتفاع امان حجمی تکرار شونده
i, j	اندیس شمارنده لایه
I_i	ممان اینرسی سطح مقطع یال سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
k^i	امان ماتریس سختی سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
K^a	ماتریس سختی سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
K^a	ماتریس سختی کلی سازه در راستای محوری
L^a	ارتفاع سازه
I_i	طول یال سلول واحد پایه هندسی در لایه i ام
m	جرم سازه
M	تعداد لایه در جهت شعاعی
N	تعداد لایه در جهت محوری

- 19- Mahbod M, Asgari M. Elastic and plastic characterization of a new developed additively manufactured functionally graded porous lattice structure: Analytical and numerical models. *International Journal of Mechanical Sciences*. 2019;155:248-266.
- 20- Mahbod M, Asgari M. Mechanical properties of functionally graded porous biomaterials for application in prosthesis replacement using analytical and numerical solution. *Modares Mechanical Engineering*. 2019;19(11):2717-2727. [Persian]
- 21- Surmeneva MA, Surmenev RA, Chudinova EA, Koptioug A, Tkachev MS, Gorodzha SN, et al. Fabrication of multiple-layered gradient cellular metal scaffold via electron beam melting for segmental bone reconstruction. *Materials & Design*. 2017;133:195-204.
- 22- Zhang X-Y, Fang G, Leeftang S, Zadpoor AA, Zhou J. Topological design, permeability and mechanical behavior of additively manufactured functionally graded porous metallic biomaterials. *Acta Biomaterialia*. 2019;84:437-452.
- 23- Courtney S. 3D Skeletal System: Compact Bone, Spongy Bone, and Osteons [Internet]. Unknown City: Visible Body; 2013 [Unknown Cited]. Available from: <https://www.visiblebody.com/blog/3d-skeletal-system-compact-bone-spongy-bone-and-osteons>
- 24- Ahmadi SM, Campoli G, Yavari SA, Sajadi B, Wauthlé R, Schrooten J, et al. Mechanical behavior of regular open-cell porous biomaterials made of diamond lattice unit cells. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014;34:106-115.
- 25- Yavari SA, Wauthlé R, van der Stok J, Riemslag AC, Janssen M, Mulier M, et al. Fatigue behavior of porous biomaterials manufactured using selective laser melting. *Materials Science and Engineering: C*. 2013;33(8):4849-4858.
- lactic acid composites. *Journal of Composites Science*. 2020;4(1):17.
- 12- Ushijima K, Cantwell WJ, Mines RA, Tsopanos S, Smith M. An investigation into the compressive properties of stainless steel micro-lattice structures. *Journal of Sandwich Structures & Materials*. 2011;13(3):303-329.
- 13- Ptochos E, Labeas G. Elastic modulus and Poisson's ratio determination of micro-lattice cellular structures by analytical, numerical and homogenisation methods. *Journal of Sandwich Structures & Materials*. 2012;14(5):597-626.
- 14- Babaee S, Haghpanah Jahromi B, Ajdari A, Nayeb-Hashemi H, Vaziri A. Mechanical properties of open-cell rhombic dodecahedron cellular structures. *Acta Materialia*. 2012;60(6-7):2873-2885.
- 15- Hedayati R, Sadighi M, Mohammadi-Aghdam M, Zadpoor AA. Analytical relationships for the mechanical properties of additively manufactured porous biomaterials based on octahedral unit cells. *Applied Mathematical Modelling*. 2017;46:408-422.
- 16- Hedayati R, Sadighi M, Mohammadi-Aghdam M, Zadpoor AA. Mechanical properties of regular porous biomaterials made from truncated cube repeating unit cells: Analytical solutions and computational models. *Materials Science and Engineering: C*. 2016;60:163-183.
- 17- Hedayati R, Sadighi M, Mohammadi-Aghdam M, Zadpoor AA. Mechanical behavior of additively manufactured porous biomaterials made from truncated cuboctahedron unit cells. *International Journal of Mechanical Sciences*. 2016;106:19-38.
- 18- Hedayati R, Sadighi M, Mohammadi-Aghdam M, Zadpoor AA. Mechanics of additively manufactured porous biomaterials based on the rhombicuboctahedron unit cell. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;53:272-294.