



Evaluation of Young's Modulus and Poisson's Ratios of Diamond Porous Structure for Use in Orthopedic Implant by Finite Element Method

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Rafati I.¹ MSc,
Abouei Mehrizi A.*¹ PhD

How to cite this article

Rafati I, Abouei Mehrizi A. Evaluation of Young's Modulus and Poisson's Ratios of Diamond Porous Structure for Use in Orthopedic Implant by Finite Element Method. Modares Mechanical Engineering. 2019;19(5):1135-1143.

¹Life Science Engineering Department, New Sciences & Technologies Faculty, University of Tehran, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: New Sciences & Technologies Faculty, University of Tehran, North Kargar Street, Tehran, Iran
Postal Code: 1439957131
Phone: +98 (21) 86093056
Fax: +98 (21) 88497324
abouei@ut.ac.ir

Article History

Received: April 18, 2018
Accepted: November 22, 2018
ePublished: May 01, 2019

ABSTRACT

Orthopedic implants are one of the most reliable methods for bone injuries treatment. An important issue, which must be considered in the design of orthopedic implants, is that the Young's modulus of implants should be near to the host bone to prevent complications such as stress shielding. Porous implants are considered as one of the new and effective methods for this issue and recent technologies such as metal 3D printing made it possible to manufacture different porous structures with various geometries, which could be used to reach the goal. Porous geometries are used to approaching the elastic modulus of implantation with a porous structure to the bone. Mechanical properties of Diamond porous structure have been investigated in this study and an equation for obtaining the modulus of elasticity is presented in terms of the geometric parameters of this structure. Based on the results, the error between finite element analysis and experimental data is between 3.64% and 18.51% and it has been shown that the Young's modulus obtained from finite element method is more in line with the existing experimental data than the analytical results; by the increase of relative density, the error would be decreased. Furthermore, in the relative density between 0.06 and 0.16, the Young's modulus of titanium Diamond structure would be the same as bone Young's modulus, which is an effective feature in design of orthopedic implants.

Keywords Young's Modulus; Finite Element Method; Implant; Diamond Porous Structure

CITATION LINKS

[1] Multifunctional periodic cellular ... [2] Effect of solid distribution on elastic properties of open-cell cellular solids using numerical and experimental ... [3] Cellular solids: Structure and ... [4] Modelling of the mechanical properties of metallic foams based on X-ray ... [5] Mechanical behaviour of aluminium foams for various deformation paths. Experiment and ... [6] On the mechanical properties of steel ... [7] The mechanical properties of cellular ... [8] Modelling the mechanical behavior of cellular ... [9] Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic ... [10] Additive manufacturing: Technology, applications and research ... [11] Mechanical properties of regular porous biomaterials made from truncated cube repeating unit cells: Analytical solutions and computational ... [12] Analysis of the elastic properties of open-cell foams with tetrakaidecahedral ... [13] Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: The mechanical and morphological ... [14] Mechanical properties of open-cell rhombic dodecahedron cellular ... [15] Plastic deformation and compressive mechanical properties of hollow sphere aluminum foams produced by space holder ... [16] Analysis of the mechanical behavior of a titanium scaffold with a repeating unit-cell ... [17] Finite element analysis on the biomechanical stability of open porous titanium scaffolds for large segmental bone defects under physiological load ... [18] Analytical relationships for prediction of the mechanical properties of additively manufactured porous ... [19] Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo ... [20] Simulation of the mechanical and flow behaviour of bone fixation ... [21] Selective electron beam melting of cellular titanium: Mechanical ... [22] Femoral stem incorporating a diamond cubic lattice structure: Design, manufacture and ... [23] Finite element modelling and characterization of 3D cellular microstructures for the design of a cementless biomimetic porous hip ... [24] Nondestructive characterization of bone tissue scaffolds for clinical ... [25] Microstructural characteristics and elastic modulus of porous solids [26] Understanding the effect of mean pore size on cell activity in collagen-glycosaminoglycan ...

ارزیابی مدول یانگ و ضریب پواسون ساختار متخلخل دایموند برای استفاده در ایمپلنت‌های ارتوپدی به روش اجزای محدود

ایمان رفعتی MSc

گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران

علی ابویی مهریزی PhD*

گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده

ایمپلنت‌های ارتوپدی یکی از قابل اعتمادترین روش‌ها در درمان آسیب‌دیدگی‌های وارد بر استخوان هستند. در طراحی ایمپلنت‌های ارتوپدی همواره سعی می‌شود که مدول الاستیسیته ایمپلنت به استخوان نزدیک باشد تا از بروز عوارضی مانند سپر تنش جلوگیری شود. در این راستا متخلخل‌نمودن ایمپلنت‌ها به‌عنوان یکی از راه‌حل‌های جدید و موثر برای این مشکل ارایه شده و پرینت سه‌بعدی امکان ایجاد انواع مختلف ساختارهای متخلخل را برای ایمپلنت به‌وجود آورده است. برای نزدیک‌کردن مدول الاستیسیته ایمپلنت با ساختار متخلخل به استخوان، از هندسه‌های مختلف متخلخل استفاده می‌شود. در این مطالعه خواص مکانیکی ساختار متخلخل دایموند از جنس تیتانیوم مورد بررسی قرار گرفته و رابطه‌ای برای به‌دست‌آوردن مدول الاستیسیته بر حسب پارامترهای هندسی این ساختار معرفی شده است. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از حل اجزای محدود، اختلاف بین نتایج عددی با داده‌های تجربی بین ۳/۶۴٪ تا ۱۸/۵۱٪ مشاهده شد که البته مدول یانگ به‌دست‌آمده از این روش در مقایسه با نتایج تحلیلی، تطابق بیشتری با داده‌های تجربی دارد. در ضمن برای ساختارهای متخلخل با چگالی نسبی بالاتر، مقدار این خطا کاهش پیدا کرد. علاوه بر این ساختار دایموند تیتانیومی در چگالی نسبی بین ۰/۰۶ و ۰/۱۶ مدولی معادل مدول یانگ استخوان اسفنجی خواهد داشت که این موضوع در طراحی‌های ایمپلنت‌های ارتوپدی بسیار موثر است.

کلیدواژه‌ها: مدول یانگ، روش اجزای محدود، ایمپلنت، ساختار متخلخل دایموند

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۰۱/۲۹

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۹/۰۱

*نویسنده مسئول: abouei@ut.ac.ir

۱- مقدمه

شیوه زندگی در جوامع امروزی به‌طور چشمگیری باعث کاهش فعالیت جسمانی و در نتیجه آن باعث بروز مشکلات مختلف ارتوپدی از جمله بیماری‌های پوکی استخوان و آرتروز شده است. برای حل این مشکلات در صورت حادث شدن وضعیت آنها، عموماً نیاز به استفاده از ایمپلنت‌های ارتوپدی است. استفاده از این ایمپلنت‌ها فواید بسیاری دارد که مهم‌ترین آن درمان بافت یا عضو آسیب‌دیده در کمترین زمان ممکن است. اما ایراد اساسی، عدم تطابق مدول الاستیسیته ایمپلنت با استخوان میزبان است که منجر به پدیده سپر تنش می‌شود. این پدیده به‌مرور به‌دلیل کاهش نیروی وارد بر استخوان و افزایش نرخ فعالیت سلول‌های استخوان‌خوار نسبت به سلول‌های استخوان‌ساز، باعث کاهش میزان تراکم استخوان اطراف ایمپلنت و در نتیجه بی‌ثباتی اتصال بین سطح ایمپلنت و استخوان می‌شود. لذا در طراحی ایمپلنت‌ها باید تلاش نمود که تا حد امکان از بروز این پدیده جلوگیری شود^[۱]. برای حل این مشکل، همواره تلاش شده است مدول الاستیسیته ایمپلنت‌ها تا حد امکان به استخوان نزدیک باشد، ولی این مشکل با توجه محدودیت‌های موجود در جنس مواد و روش‌های مرسوم ساخت ایمپلنت، هنوز برطرف نشده است. دلیل

اصلی آن در اختلاف قابل ملاحظه مدول الاستیک ایمپلنت فلزی توپر با استخوان حاوی تخلخل است. در نتیجه، یکی از مهم‌ترین تکنیک‌ها برای کاهش این اختلاف، الگوگرفتن از ساختار هندسی استخوان یعنی متخلخل‌نمودن فلزات است.

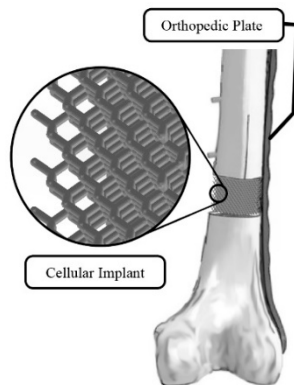
مدول الاستیک مواد متخلخل معمولاً تحت تاثیر چهار عامل چگالی نسبی، خواص ماده، توپولوژی و شکل سلول و خواص هندسی دیواره سلول است که در این بین با توجه به محدودیت در نوع خواص ماده به نظر می‌رسد که دو پارامتر چگالی نسبی ساختار و توپولوژی آن نقش مهم‌تری دارند^[۲]. یکی از اولین مدل‌ها برای محاسبه مدول الاستیک مواد متخلخل توسط گیبسون و اشبی ارایه شد^[۳]. پس از آنها افراد دیگری نیز به بررسی خواص این مواد و ارایه مدل‌هایی برای محاسبه خواص مکانیکی آنها پرداختند^[۴-۶] در مطالعه‌ای دیگر نشان داده شد که چگالی نسبی مهم‌ترین پارامتر در بررسی ساختارهای متخلخل از جمله فوم‌ها است^[۷]. آنها روی ارتباط بین مدول یانگ ساختار متخلخل و چگالی نسبی آن مطالعه کردند و پس از بررسی تست‌های آزمایشگاهی، رابطه ۱ را برای مدل‌سازی خواص مکانیکی این مواد ارایه دادند. در این رابطه E^* و E_s به‌ترتیب مدول یانگ معادل ساختار و مدول یانگ ماده تشکیل‌دهنده ساختار متخلخل و ρ^* و ρ_s به‌ترتیب چگالی معادل ساختار و چگالی ماده تشکیل‌دهنده است. در این رابطه، ضرایب A و B به‌ترتیب برابر با ۱ و ۲ هستند^[۸] و در ادامه با بهبود این رابطه برای اندازه‌های مختلف حفره‌ها، برای B بازه ۱/۸ تا ۲/۲ و برای A بازه ۰/۱ تا ۴ را معرفی کردند. در مطالعه آنها مشخص شد که علاوه بر چگالی نسبی، شکل و هندسه ساختار نیز از اهمیت بسزایی برخوردار است^[۹].

$$\frac{E^*}{E_s} = A \left(\frac{\rho^*}{\rho_s} \right)^B \quad (۱)$$

یکی از محدودیت‌های استفاده از مواد متخلخل، عدم کنترل بر تولید حفره‌ها است که تاثیر بسزایی در خواص مکانیکی آن ماده دارد. در یک دهه اخیر، با توسعه روش‌های ساخت افزودنی مانند ذوب‌شدن پرتوی الکترونی (EBM) یا ذوب انتخابی با پرتوی لیزر، تحول شگرفی در طراحی و ساخت ایمپلنت‌های متخلخل و شخصی‌سازی شده متناسب با آناتومی هر فرد به وجود آمده است. در این روش‌ها، ایمپلنت‌ها با استفاده از اتصال سلول‌های متخلخل به یکدیگر ساخته می‌شوند^[۹، ۱۰]. با پیشرفت فناوری‌های ساخت، این امکان به وجود آمده است که خواص مکانیکی ساختارهای متخلخل با هندسه‌های مختلف و پیچیده‌تری نیز مورد بررسی قرار گیرند.

تاکنون اکثر تحقیقات انجام‌شده به‌منظور بررسی خواص مکانیکی ساختارهای متخلخل بر پایه سلول‌هایی مانند مکعبی^[۱۱]، هشت‌وجهی^[۱۲]، دایموند^[۱۳] و دوازده‌وجهی لوزی^[۱۴] صورت گرفته که هندسه هر کدام در شکل ۱ ارایه شده است. هر کدام از این سلول‌ها دارای خواص مکانیکی منحصر به فردی هستند که خود را با سایر سلول‌های هم‌رده متمایز می‌کنند. همچنین سادگی ساخت یکی از ویژگی‌های مهم برای این سلول‌های سه‌بعدی به شمار می‌رود، به‌نحوی که سلول مکعبی‌شکل به‌دلیل ساخت ساده‌تر نسبت به سایر سلول‌ها مورد توجه بیشتری قرار گرفته است.

در بیشتر تحقیقات صورت‌گرفته، این بررسی به خواص بالک و هندسه سلول فارغ از نوع و شرایط بارگذاری معطوف شده است. برای مثال، در بررسی که توسط کدخدایور و همکاران انجام شده است، روش آزمایشگاهی و عددی برای بررسی توزیع منظم و نامنظم حفره‌ها برای بارگذاری بر خواص فشاری و همین‌طور تغییر



شکل ۳) قرارگیری ایمپلنت با ساختار دایموند در استخوان فمور

از آنجایی که ساختار متخلخل مبتنی بر شبکه دایموند در مقایسه با ساختارهای شبکه‌ای دیگر، انعطاف بیشتری دارد و همین طور دارای خواص مکانیکی شبه ایزوتروپیک بوده [16-18]، در این مطالعه از این ساختار استفاده شده است. به علاوه، این ساختار با توجه به تخلخلی که به صورت ذاتی می‌تواند ایجاد کند، می‌تواند شرایط مناسبی را برای رشد استخوان و استئواینترگریشن (اتصال استخوان به ایمپلنت) فراهم کند [19].

تاکنون مطالعات مختلفی روی این ساختار انجام گرفته است. نتایج یکی از این پژوهش‌ها به ارایه یک مدل تحلیلی انجامید که در جدول ۱ نشان داده شده است [۲۰]. در این مطالعه، محاسبات براساس معادلات اوایلر و تموشینکو انجام شده و چگالی نسبی (ρ_{rel}) نیز برحسب قطر (t) و طول لینک (l) به صورت رابطه ۲ تعریف شده است.

$$\rho_{rel} \cong 1.02 \frac{t^2}{l^2} \quad (2)$$

جدول ۱) مدل تحلیلی سلول دایموند [18]

$\frac{E}{E_s} = \frac{(0.46 + 0.17\rho)\rho^2}{(0.46 + 1.17\rho)(3.85 + 1.41\rho)}$	مدول یانگ
$\nu_{12} = 0.5 \left(\frac{1 - 0.735\rho}{1 + 0.368\rho} \right)$	ضریب پواسون

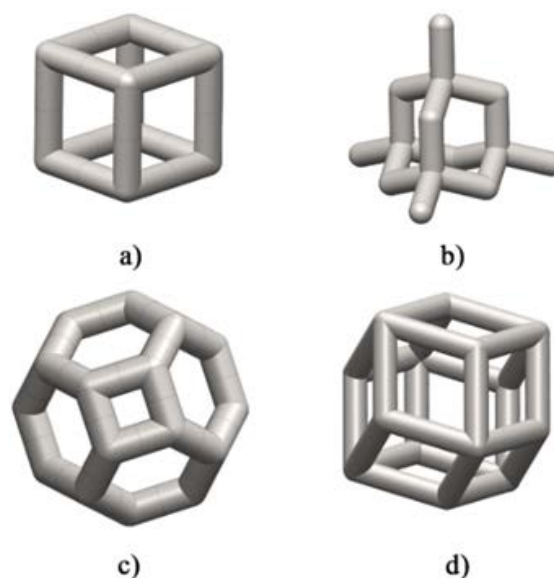
به دلیل این که در بسیاری از ساختارها، محاسبات تحلیلی ممکن است پیچیده و زمان‌بر باشد، هر دو روش آزمایشگاهی و حل اجزای محدود برای بررسی خواص مکانیکی مواد متخلخل بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند [20]. در مطالعه‌ای دیگر که توسط هینل و همکاران [21] انجام گرفت، ساختار تیتانیوم متخلخل دایموند با استفاده از فناوری ذوب پرتوی الکترونی ساخته شد و خواص مکانیکی آن مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به داده‌های موجود، همچنان فاصله زیادی بین حل تحلیلی و داده‌های تجربی وجود دارد. در برخی از مطالعات، ساختار دایموند به منظور استفاده در بخشی از ایمپلنت ران به کار برده شده است [22]. در این مطالعه که بر مبنای شبیه‌سازی و تجربی بوده، با متخلخل نمودن بخش پایه ایمپلنت ران با سلول دایموند، مدول الاستیک تقریباً ۳۱٪ نسبت به حالت توپر کاهش داشته است. در مطالعه دیگری، از انواع مختلفی از ساختارهای متخلخل برای ایمپلنت ران استفاده شده است و به صورت تحلیل المان محدود بررسی شده‌اند [23]. علاوه بر این، استفاده از ساختار متخلخل مربعی و هشت‌ضلعی به عنوان ایمپلنت جایگزین استخوان تحت بارگذاری فشاری نیز در مطالعه دیگری مورد بررسی قرار گرفته است [24]، اما با این حال، خلأ یک

شکل کره‌ها در فوم آلومینیوم مورد ارزیابی قرار گرفت [15].

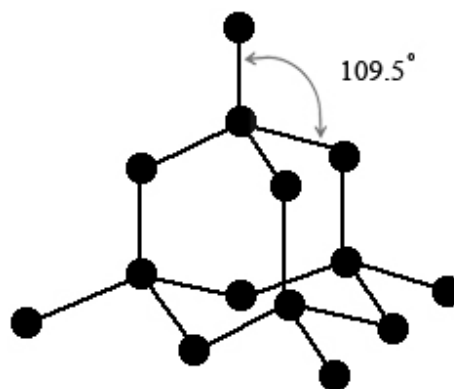
برخی از بررسی‌ها روی خواص مکانیکی ساختار متخلخل براساس نوع استفاده از آن ساختار و بارگذاری وارد بر آن انجام شده است. استفاده از سلول‌های متخلخل مکعبی از جنس تیتانیوم به عنوان داربست استخوان از جمله مطالعاتی بوده که در این زمینه انجام شده است [16]. آنها خواص مکانیکی را تحت بارگذاری فشاری و بیومکانیک بررسی کردند و نتیجه گرفتند که کاهش چگالی نسبی، تاثیر کمتری در مدول الاستیک ساختار متخلخل نسبت به افزایش تخلخل دارد.

در این بین یکی از هندسه‌های جذاب برای کاربردهای ارتوپدی، ساختار دایموند است. در سلول واحد این ساختار، همان طور که در شکل ۲ قابل مشاهده است، از ۱۶ لینک استفاده شده است که در آن، هر دو لینک با هم زاویه ۹۰/۵ درجه را تشکیل می‌دهند.

در شکل ۳، نمونه‌ای از استفاده ایمپلنت جایگزین استخوان قابل مشاهده بوده که در آن ایمپلنت علاوه بر نقش اصلی خود، به عنوان داربست برای رشد استخوان نیز ظاهر شده است. استفاده از این نوع ایمپلنت معمولاً به همراه پلیت‌ها به عنوان نگهدارنده دو استخوان در کنار هم امکان‌پذیر است و پس از رشد استخوان روی ایمپلنت، این پلیت‌ها از استخوان جدا خواهند شد و ایمپلنت به تنهایی نقش بخشی از استخوان را ایفا خواهد کرد.



شکل ۴) شماتیک سلول‌های مکعبی، دایموند، هشت‌وجهی و دوازده‌وجهی (لوزی: a) مکعبی، b) دایموند، c) هشت‌وجهی، d) دوازده‌وجهی



شکل ۵) ساختار سلول واحد دایموند

جسم به آن وارد می‌شود. برای اعمال فشار در راستای عمودی در دستگاه محورهای مختصات، راست‌گرد بوده است. همچنین σ تنش ایجادشده و u_i^1 جابه‌جایی جانبی در جهت x_i عمود بر جهت بارگذاری x_i است. با استفاده از این پارامترها و به‌کارگیری روابط ۳، ۴ و ۵ می‌توان به‌ترتیب مدول الاستیسیته و ضرایب پواسون را محاسبه نمود. چگالی نسبی (D_R) نیز مطابق با رابطه ۶ از تقسیم حجم تمام لینک‌ها (V_{links}) بر حجم کل (V_{total}) ساختار محاسبه می‌شود.

$$E_1 = \frac{\sigma}{\varepsilon_1} \quad (3)$$

$$v_{12} = \frac{-u_2^1}{\varepsilon_1 Y} \quad (4)$$

$$v_{13} = \frac{-u_3^1}{\varepsilon_1 Z} \quad (5)$$

$$D_R = \frac{\sum V_{links}}{V_{total}} \quad (6)$$

لازم به ذکر است که برای منظم‌کردن و مدون‌کردن فرآیند مدل‌سازی، فلوچارتی پیشنهاد شده است که به‌وسیله آن فرآیند مدل‌سازی و شبیه‌سازی را با حداکثر سرعت و بدون خطا می‌توان انجام داد. این فلوچارت در شکل ۵ نشان داده شده که طبق آن، ابتدا یک شکل نمونه در نرم‌افزار سالدورکز کشیده می‌شود و سپس پارامترهای تعیین‌کننده این ساختار مشخص می‌شوند. در ادامه، این پارامترها به‌همراه مقادیر آنها در نرم‌افزار EXCEL وارد می‌شوند و از آنجایی که فایل EXCEL به‌وسیله کدنویسی در محیط ویژوال بیسیک و ایجاد فایل ماکرو به نرم‌افزار سالدورکز متصل می‌شود، لذا فرآیند کدنویسی آن برای اتصال این دو نرم‌افزار نیز انجام می‌شود. برای کنترل‌کردن بهتر پارامترهای نرم‌افزار EXCEL، یک رابط گرافیکی در نرم‌افزار MATLAB به‌صورت اسکریپت در قالب اِم‌فایل نوشته می‌شود و از آن پس، کنترل پارامترها توسط یک صفحه گرافیکی که در حقیقت این صفحه، رابط سه نرم‌افزار EXCEL، MATLAB و سالدورکز است، صورت می‌گیرد. حال تنها با تغییرات پارامترها، بدون نیاز به فرآیند پیچیده مدل‌سازی و اسمبل‌کردن، به‌راحتی می‌توان هندسه جدید با پارامترهای دلخواه را تولید کرد.

توجه به این نکته لازم است که سلول با ساختار دایموند، دارای تقارن مکعبی بوده و در نتیجه آن، خواص مکانیکی این مدل در سه جهت اصلی برابر است. همچنین روابط ۳ تا ۶ نشان‌دهنده رابطه بین متغیرهای ساختار میکرو، مدول یانگ و ضریب پواسون است. برای دستیابی به این روابط از روش المان محدود و نرم‌افزار COMSOL Multiphysics استفاده شده است. در روش حل اجزای محدود، کل دامنه به المان‌های کوچک تقسیم‌بندی می‌شود و با توجه به شرایط مرزی وارد بر مساله، مقادیر موجود در گره‌های حل المان، یک به یک حل می‌شوند تا مقادیر مورد نیاز در کل دامنه مساله به دست آید. برای افزایش دقت در حل این معادلات می‌توان مرتبه گسسته‌سازی را افزایش داد. در نتیجه، در این مطالعه از معادلات با مرتبه دوم لاگرانژی استفاده شده است، لذا با تعداد المان کمتر می‌توان به پاسخ مورد نیاز در مساله رسید. همچنین از آنجایی که پدیده خزش یا خواص پلاستیک یا ویسکوپلاستیک در این مطالعه وجود ندارد، از پدیده پراکندگی انرژی صرف نظر شده است. همچنین برای انجام تست فشار مطابق با شکل ۴، دو صفحه به‌صورت صلب در بالا و پایین این سلول قرار می‌گیرد و نیروی لازم برای انجام تست فشار به جسم وارد می‌شود.

بررسی جامع روی ساختار دایموند برای استفاده در کاربردهای ارتوپدی و داربسته‌های مهندسی بافت استخوان احساس می‌شود. در اکثر مقاله‌های انجام‌شده، مدول الاستیسیته و ضریب پواسون به‌عنوان مهم‌ترین پارامترها در طراحی ساختار متخلخل مورد بررسی قرار می‌گیرند^[25]. لذا هدف اصلی از مطالعه پیش رو، بررسی کامل اثر تغییرات پارامترهای هندسی سلول دایموند در مقدار مدول الاستیسیته و ضریب پواسون این ساختار سلولی تحت بارگذاری فشاری در محدوده بار فیزیولوژیک وارده بر استخوان و معرفی بازه‌ای برای پارامترهای هندسی این ساختار بوده که مدول الاستیک آن به مدول الاستیک استخوان نزدیک است. برای رسیدن به این هدف، با تغییر میزان تخلخل (با درنظرگرفتن امکان رشد سلول به داخل تخلخل‌ها) و چگالی نسبی واحد سلول، مدول الاستیک و ضریب پواسون این ساختار با روش اجزای محدود مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

۲- مواد و روش‌ها

برای ارایه رابطه جدید به‌منظور به‌دست‌آوردن مدول الاستیسیته ساختار دایموند و مقایسه آن با مدول استخوان از روش اجزای محدود استفاده شده است. در این روش، مدل‌های ساختار دایموند در نرم‌افزار مدل‌سازی طراحی شده است و پس از انتقال به نرم‌افزار حل اجزای محدود، مش‌زدن و بارگذاری، مدول الاستیسیته ساختار مورد نظر به دست آمد. در ادامه تمامی مراحل با جزئیات بیان شده است.

۲-۱- مدل‌سازی اجزای محدود

مدل‌های سه‌بُعدی از ساختارهای دایموند، ابتدا در نرم‌افزار سالدورکز طراحی شده و در ادامه به‌منظور انجام تحلیل‌های مورد نظر به نرم‌افزار COMSOL Multiphysics انتقال داده شده است. در نرم‌افزار COMSOL Multiphysics از فیزیک مکانیک جامدات از زیرمجموعه "مکانیک ساختاری" استفاده شده و تمامی محاسبات با بهره‌گیری از سیستم عامل ۶۴ بیت و پردازنده اینتل (Intel(R) Core(TM) i5-6200U CPU@2.30 GHz) انجام شده است. شرایط مرزی نیز به‌گونه‌ای تعیین شده است که تنش تک‌محوری روی مدل‌ها اعمال شود و با استفاده از کرنش به‌دست‌آمده و انجام محاسبات مورد نظر، مدول یانگ و ضریب پواسون به دست خواهد آمد. این دو خاصیت در این مدل‌سازی براساس خواص مکانیکی تیتانیوم به دست آمده و پارامترهای ورودی مطابق با جدول ۲ است.

جدول ۲) پارامترهای استفاده‌شده برای مدل اجزای محدود

پارامترها	مقادیر
مدول یانگ (GPa)	۱۱۰
ضریب پواسون	۰/۳
طول لینک (l) سلول (μm)	۲۰۰
جهت بارگذاری	{۰ ۱}

ساختار سلول دایموند و پارامترهای هندسی موثر آن در شکل ۴ قابل مشاهده بوده که در آن t قطر لینک، l طول لینک و L طول سلول واحد است. با توجه به وزن بدن انسان و تنش‌هایی که روی استخوان‌های پا ایجاد می‌کند و همچنین فشارهای ناشی از راه‌رفتن که روی استخوان وارد می‌شود، در این مطالعه مدول یانگ و ضریب پواسون در حالت فشاری بررسی شده‌اند و بارگذاری واردشده بدین صورت بوده که قسمت پایینی جسم به‌صورت مرکز اتکا با جابه‌جایی صفر در نظر گرفته شده است و بار فشاری از بالای

۴- نتایج و بحث

برای به‌دست‌آوردن نتایج قابل اطمینان، ابتدا فرآیند استقلال از مش و استقلال از المان انجام شده است تا تعداد و نوع المان مورد نظر به‌صورت حدودی به دست آید. سپس مطالعه همگرایی مدل الاستیسیته با افزایش تعداد سلول واحد، انجام و در ادامه، مطالعات پارامتری مدل اجزای محدود، ارایه و مقایسه‌ای بین داده‌های اجزای محدود، تحلیلی و داده‌های تجربی انجام شده است. در نهایت، بازه‌ای برای چگالی نسبی مطلوب برای استفاده در ایمپلنت‌های ارتوپدی معرفی شده است.

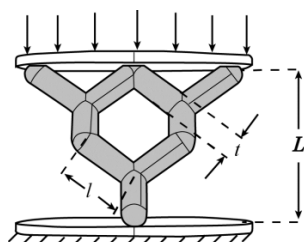
۴-۱- مطالعه همگرایی و مطالعه پارامتری

برای انجام مطالعه همگرایی و بررسی‌های بیشتر روی ساختار دایموند، حل اجزای محدود با افزایش سلول واحد در شرایط طول و قطر لینک ثابت و تحت شرایط مرزی ذکر شده انجام شده است و تاثیر تعداد سلول بر مدل یانگ برای هر سلول مورد بررسی قرار گرفته است. فرآیند این حل بدین صورت است که در هر بُعد سلول‌های واحد در کنار یکدیگر قرار داده شده‌اند. سپس بارگذاری لازم برای به‌دست‌آوردن مدل الاستیسیته انجام شده است. برای آن که این همگرایی برای حالت جامعی از ساختارهای متخلخل دایموند شکل بررسی شود، دو نسبت قطر به طول ۰/۱۵ و ۰/۴۱۵ در نظر گرفته شد و فرآیند کنار هم‌چیدن سلول‌های واحد برای آنها تکرار شد. شکل ۶ تغییرات مدل الاستیسیته نسبت به تکرار سلول‌های دایموند با تعداد برابر در هر بُعد را نشان می‌دهد.

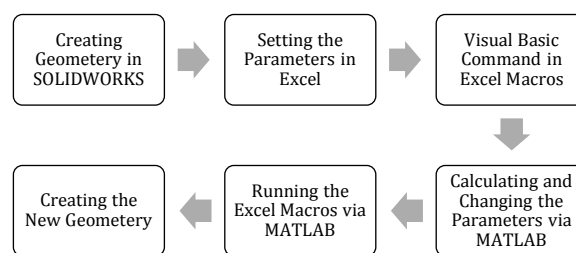
همان‌طور که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود، برای نسبت قطر به طول ۰/۱۵ از تعداد سلول ۳ به ۴، یک جهش قابل توجه در شیب نمودار و تغییر مدل الاستیسیته اتفاق می‌افتد و پس از آن از تعداد سلول ۱۰ به بعد تقریباً مدل الاستیسیته ثابت می‌ماند و می‌توان دید که این حالت در مقایسه با حالتی که ساختار دارای ۱۱ سلول واحد در هر بُعد است، خطایی به‌اندازه ۲/۳٪ دارد. برای نسبت قطر به طول ۰/۴۱۵، این تغییرات با شیب کمتری تغییر می‌کند و این شیب با افزایش تعداد سلول‌های دایموند کمتر می‌شود تا این که در تعداد سلول ۱۰ همگرا می‌شود و خطای آن با حالت ۱۱ سلولی به‌اندازه ۲/۷٪ می‌شود. با توجه به این که با افزایش تعداد سلول، مقدار مدل یانگ تغییر چندانی ندارد و با تقریبی کمتر از ۳٪ می‌توان مقدار آن را ثابت در نظر گرفت، می‌توان مقدار مدل یانگ ساختار با حالت ۱۰ سلول واحد در هر بُعد را نماینده ساختار در حالت بی‌نهایت فرض کرد. همچنین می‌توان این نتیجه را گرفت که با افزایش قطر سلول‌های متخلخل و طبیعتاً کاهش مقدار تخلخل، میزان حساسیت مدل الاستیسیته به تعداد سلول‌ها در هر بُعد نیز کمتر خواهد شد. لذا براساس این نمودارها و با توجه به نتایج حاصل از آن برای این که تمامی تست‌ها شرایط یکسانی داشته باشند، باید ساختارها را با ۱۰ سلول واحد در هر بُعد در نظر گرفت و مورد بررسی قرار داد. این امر بدین معنی است که برای پرینت ساختاری که مدل مطلوب و مورد نظر را داشته باشد، باید این ساختار را در شرایط ۱۰ سلول واحد در هر بُعد تولید کرد. با توجه به تقارن ساختارها و برای سادگی محاسبات می‌توان یک سلول مانند شکل ۷ را معادل ساختار با حالت ۱۰ سلول واحد در نظر گرفت که یک سلول واحد را در شرایط ساختار بی‌نهایت به‌صورت مجزا و برش‌خورده نشان می‌دهد.

حال برای بررسی میزان تطابق رفتار سلول تغییریافته (مطابق با شکل ۷) با ساختار متخلخل متشکل از ۱۰ سلول واحد در هر راستا، تست فشار برای هر دو انجام گرفت و نتایج طبق جدول ۳ به دست آمد. لازم به ذکر بوده که سلول تغییریافته برای حالت نسبت قطر به

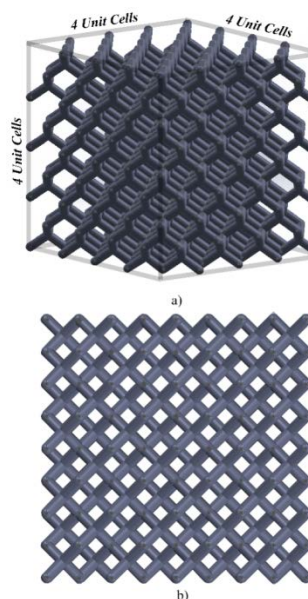
از آنجایی که در یک ساختار بین دو سلول مجاور، لینک‌های مشترکی وجود دارد و یک سلول به‌تنهایی نمی‌تواند مدل الاستیسیته پایداری از ساختار را پیش‌بینی کند، لذا برای یافتن تعداد سلول‌های واحد مورد نیاز برای دستیابی به مدل الاستیسیته قابل اطمینان از ساختار، مطالعه همگرایی روی مدل الاستیسیته با افزایش تعداد سلول‌های واحد انجام شده است. در نتیجه، مدل‌های سه‌بُعدی با تعداد سلول واحد مختلف در سه بُعد ایجاد شدند تا تاثیر تعداد سلول واحد بر چگالی نسبی مشخص شود. شکل ۶ نمونه‌ای از این ساختارهای سه‌بُعدی را با چهار سلول واحد در هر بُعد و در دو نمای مختلف نشان می‌دهد. پس از به‌دست‌آوردن تعداد سلول‌های مناسب برای ساختار و معادل کردن آن، یک مطالعه پارامتری برای بررسی تاثیر اندازه پارامترها روی مدل الاستیسیته ساختار معادل صورت گرفته است.



شکل ۴) پارامترهای هندسی موثر در سلول واحد دایموند و شرایط مرزی حاکم بر آن برای انجام شبیه‌سازی در نرم‌افزار اجزای محدود

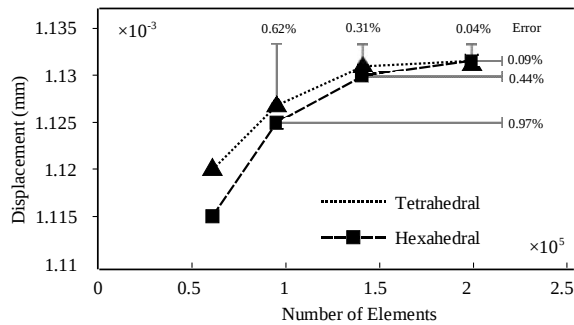


شکل ۵) فلوچارت پیشنهادی برای ایجاد طرح‌های مورد نیاز در نرم‌افزار سالیدورکز (این فلوچارت در حقیقت به‌نوعی رابطه بین سه نرم‌افزار MATLAB، EXCEL و سالیدورکز را نشان می‌دهد که برای تولید هندسه مورد نظر با یکدیگر لینک شده‌اند)

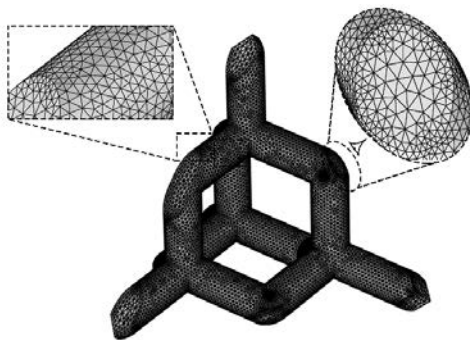


شکل ۶) ساختار دایموند با ۴ سلول واحد در هر بُعد در نمای ایزوتروپیک و از بالا

همان طور که در شکل ۸ مشخص بوده، در نقاط نوک تیز و همچنین لبه‌های مدل مش به اندازه کافی ریز شده تا اگر پاسخ به گرا دیان‌های تنش، حساس است، بتوان با حداکثر دقت آن را پیش‌بینی نمود. همچنین به عنوان نمونه، دو قسمت مختلف از مش مدل بزرگ‌نمایی شده است تا کیفیت و نوع مش‌بندی نمایش داده شود. مشاهده می‌شود که مش از کیفیت قابل قبولی برای حل این مدل برخوردار است.

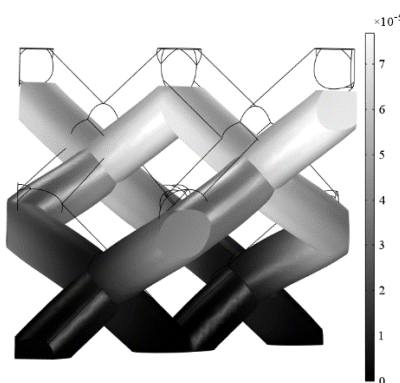


نمودار ۲) بررسی استقلال از مش در دو حالت مش چهاروجهی و شش‌وجهی

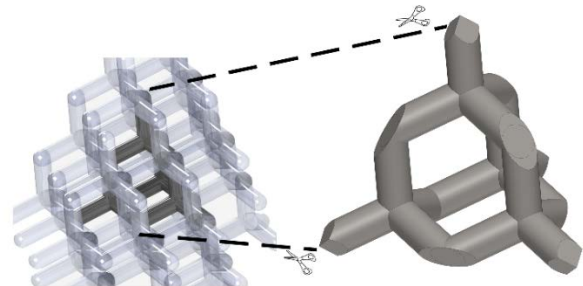


شکل ۸) جزئیات مش برای آنالیز المان محدود

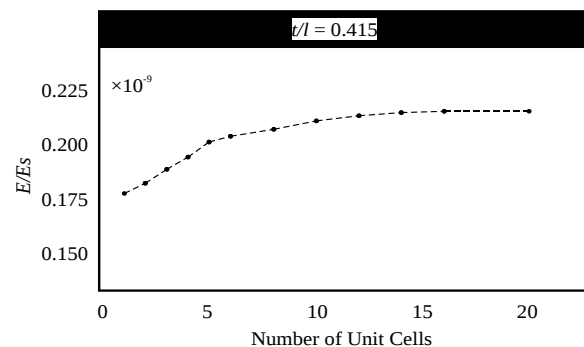
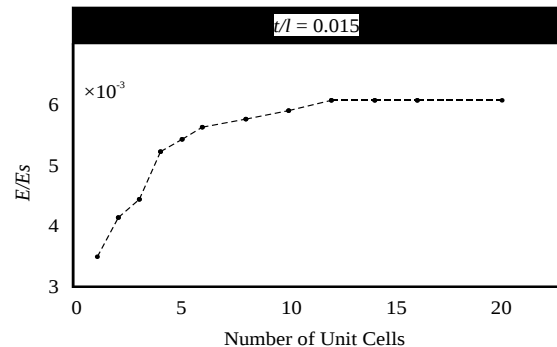
پس از مطمئن شدن از نوع و تعداد المان، شبیه‌سازی برای هندسه مورد نظر انجام شد. با انجام شبیه‌سازی برای هندسه دایموند تحت بارگذاری شرح داده شده که مقادیر آن در جدول ۲ آمده است، تغییر شکل نهایی به صورت شکل ۹ به دست آمد. مشخص است که تنش وارد در پایین، بیشترین مقدار را دارد و همچنین بیشترین جابه‌جایی در بالا به صورت عمودی است. زیرا بارهای وارد نیز به صورت فشاری و عمود بر لینک‌ها وارد شده‌اند. حال کرنش ساختار را می‌توان از تقسیم جابه‌جایی بر طول سلول (L) به دست آورد و در نهایت، مدول یانگ با استفاده از رابطه ۳ قابل محاسبه است.



شکل ۹) تغییر شکل ایجاد شده در هندسه دایموند براساس بارگذاری فشاری



شکل ۷) ساختار هندسه سلول واحد تغییر یافته برای حالت بی‌نهایت



نمودار ۱) مدول یانگ به عنوان تابعی از تعداد سلول واحد در ساختار دایموند با نسبت قطر به طول ۰/۰۱۵ و ۰/۴۱۵

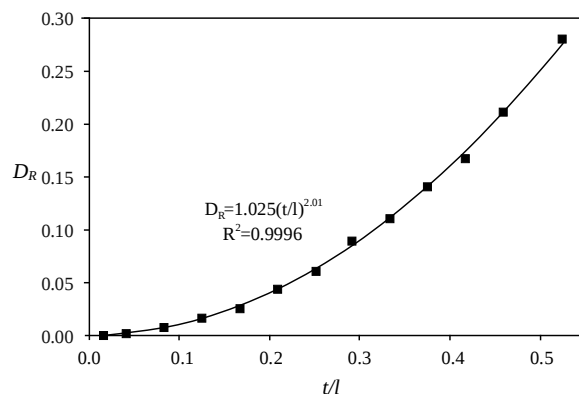
جدول ۳) مقایسه مدول یانگ در دو حالت ۱۰ سلول واحد و سلول واحد تغییر یافته برای نسبت قطر به طول لینک برابر با ۰/۴۱۵

مدول یانگ ۱۰ سلول واحد در هر بُعد (GPa)	مدول یانگ سلول واحد تغییر یافته (GPa)	خطا (%)
۰/۶۴۹	۰/۶۸۵	۰/۱۵۴

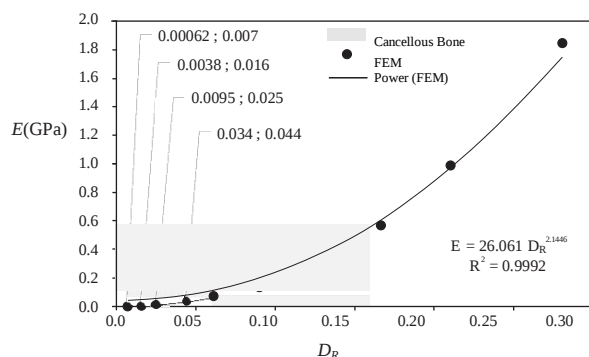
براساس جدول ۳ می‌توان دید که مقدار مدول الاستیسیته در این حالت در مقایسه با حالت ساختار با ۱۰ سلول واحد دارای خطایی حدود ۰/۱۵٪ است. لذا با تقریب بسیار خوبی می‌توان از هندسه تغییر یافته استفاده نمود. برای اطمینان از صحت و دقت جواب‌ها، حساسیت این هندسه نسبت به نوع مش و تعداد مش مورد بررسی قرار گرفت. در نمودار ۲، وابستگی پاسخ به تعداد مش و همچنین نوع مش ارایه شده است.

همان طور که در نمودار ۲ مشاهده می‌شود، وابستگی تغییرات پاسخ به تعداد مش شش‌وجهی بیشتر از مش چهاروجهی است. همچنین در یک تعداد مش برابر، خطای مش چهاروجهی کمتر از مش شش‌وجهی است. در نتیجه، در این مطالعه از مش چهاروجهی با تعداد تقریبی مش ۲۰ هزار عدد استفاده می‌شود. در شکل ۸، جزئیات مش در این ساختار نمایش داده شده است.

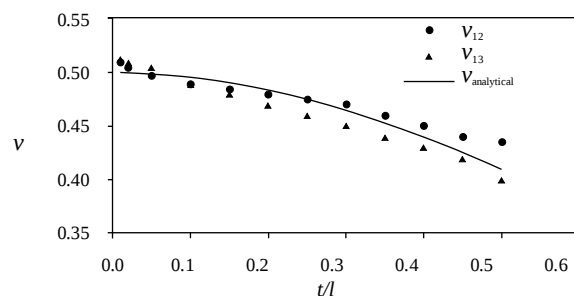
دقت افزایش پیدا خواهد کرد و این روش می‌تواند جواب قابل قبولی را برای بازه چگالی نسبی معرفی شده (۰/۰۶-۰/۱۶) برای استفاده در کاربرد ارتوپدی ارائه دهد.



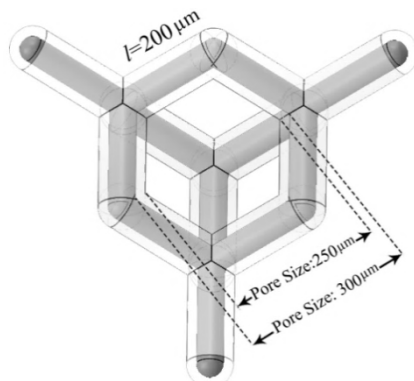
نمودار (۳) نمودار چگالی نسبی برحسب نسبت قطر به طول لینک



نمودار (۴) مدول یانگ برحسب چگالی نسبی و مقایسه آن با بازه مدول یانگ استخوان اسفنجی [17]



نمودار (۵) تغییرات ضریب پواسون با افزایش قطر لینک و مقایسه آن با داده تحلیلی [18]



شکل (۶) اندازه حفره از ۲۵۰ تا ۲۶۰ میکرومتر در بازه چگالی نسبی ۰/۰۶ و ۰/۱۶

به‌منظور یافتن چگالی نسبی برحسب پارامترهای هندسی از شکل ۲ و رابطه ۷ استفاده شده است که در این رابطه t و l به‌ترتیب قطر و طول لینک هستند و D_R چگالی نسبی ساختار است. از آنجایی که چگالی نسبی نیز به‌صورت حجم لینک‌ها نسبت به فضای اشغال‌شده توسط سلول تعریف می‌شود و لینک‌ها نیز به‌صورت استوانه‌ای در نظر گرفته شده که با توان دوم شعاع متناسب است، انتظار می‌رود که چگالی نسبی و قطر نیز رابطه‌ای از توان دوم داشته باشد که این مورد طبق رابطه ۷ از نمودار ۳ قابل استخراج است.

$$D_R = 1.025 \left(\frac{t}{l} \right)^{2.01} \quad (7)$$

با توجه به رابطه بین چگالی نسبی و مدول الاستیسیته و همین‌طور با درنظرگرفتن رابطه ۷، می‌توان رابطه ۸ را برای ساختار متخلخل دایموند ارائه داد که در آن E و E_s به‌ترتیب مدول یانگ ماده تشکیل‌دهنده و مدول یانگ معادل ساختار است.

$$\frac{E}{E_s} = 0.25 \left(\frac{t}{l} \right)^{4.31} \quad (8)$$

با استفاده از رابطه موجود بین چگالی نسبی و مدول یانگ که از نمودار ۴ استخراج شده است، می‌توان دریافت که برای چگالی نسبی بین ۰/۰۶ و ۰/۱۶، ساختار دایموند می‌تواند مدول یانگی بین ۰/۰۵ تا ۰/۵ را داشته باشد که نزدیک به استخوان اسفنجی است [17] که این امر می‌تواند در طراحی ایمپلنت‌های ارتوپدی بسیار موثر باشد. با استفاده از این رابطه و تغییر نسبت قطر به طول سلول واحد یا جنس فلز مورد نظر می‌توان خواص مکانیکی ساختار را کنترل کرد و به مدول یانگ مطلوب برای کاربردهای مختلف دست یافت. علاوه بر این، با توجه به شکل ۱۰ اندازه قطر حفره‌ها به‌ازای طول لینک ۲۰۰ میکرومتر در این بازه چگالی نسبی، ۲۵۰ تا ۳۰۰ میکرومتر است و با توجه به این که بهترین بازه برای رشد استخوان حدود ۳۲۵-۸۵۰ میکرومتر بیان شده [26]، می‌توان نتیجه گرفت که این بازه برای رشد استخوان نیز بسیار مناسب است.

نمودار ۵، ضریب پواسون هندسه دایموند را به‌عنوان تابعی از قطر نشان می‌دهد. با توجه به تقارن هندسه مشاهده می‌شود که این داده‌ها تطابق خوبی با روش تحلیلی دارند. علاوه بر این باید توجه داشت که با توجه به تقارن هندسه، مقادیر V_{12} و V_{13} با یکدیگر برابر هستند. افزایش اندازه قطر به‌ازای طول لینک ثابت باعث افزایش چگالی نسبی و استحکام ساختار می‌شود و این امر باعث کاهش ضریب پواسون می‌شود که در نمودار ۵ نیز مشهود است.

برای بررسی صحت نتایج در محاسبه مدول الاستیسیته، نتایج به‌دست‌آمده از روش اجزای محدود علاوه بر روش تحلیلی [18] با داده‌های تجربی مورد مقایسه قرار گرفت [13]. با توجه به جدول ۴ مشاهده می‌شود که خطای حل اجزای محدود نسبت به داده‌های تجربی در چگالی نسبی ۰/۱۱ به‌اندازه ۱۸/۵۱٪ است که در مقایسه با خطای داده‌های تحلیلی، تطابق خوبی با داده‌های تجربی دارد.

براساس جدول ۴ می‌توان دریافت که روش اجزای محدود در چگالی‌های نسبی بیشتر جواب نزدیک‌تری به روش تجربی ارائه می‌دهد و نسبت به حل تحلیلی، خطای کمتری دارد. این امر می‌تواند به‌دلیل ساده‌سازی‌های موجود در حل تحلیلی باشد که سبب شده است برخی از عوامل در نظر گرفته نشود. اما در مدل اجزای محدود ارائه‌شده نشان داده شده که علاوه بر درنظرگرفتن ساده‌سازی‌هایی برای کاهش زمان حل در مدل‌سازی، از دقت پاسخ کاسته نشده است و این روش اختلاف کمی با داده‌های تجربی دارد. علاوه بر این، می‌توان دریافت که با افزایش چگالی نسبی،

چگالی نسبی	۰/۱۱	۰/۲۱	۰/۲۸
داده‌های تجربی (GPa) [13]	۰/۲۷	۱/۰۶	۱/۹۲
حل تحلیلی (GPa) [18]	۰/۳۳	۱/۱۹	۲/۱۱
حل اجزای محدود (GPa)	۰/۲۲	۰/۹۹	۱/۸۵
خطای حل تحلیلی با داده‌های تجربی (%)	۲۲/۲۲	۱۲/۷۳	۹/۸۹
خطای حل اجزای محدود با داده‌های تجربی (%)	۱۸/۵۱	۶/۶۰	۳/۶۴

۵- نتیجه‌گیری

در این مطالعه خواص مکانیکی ساختار دایموند براساس پارامترهای هندسی موثر آن مورد بررسی قرار گرفته است و طبق مطالعه همگرایی که روی تاثیر تعداد سلول‌های واحد بر مدول یانگ ساختار صورت گرفت، مشخص شد در حالتی که ساختار در هر بُعد ۱۰ سلول واحد داشته باشد، می‌تواند نماینده خوبی از رفتار مکانیکی (مدول الاستیک و ضریب پواسون) ساختار دایموند باشد و در دو حالت نسبت قطر به طول لینک ۰/۱۵ و ۰/۴۱۵ به ترتیب ۲/۳ و ۲/۷٪ خطا در مدول یانگ را نسبت به حالت ۱۱ سلول واحد در بعد نشان می‌دهد. علاوه بر این، خطای مدول یانگ محاسبه شده از یک سلول دایموند تغییر یافته و ساختار دایموند با ۱۰ سلول واحد دایموند به اندازه ۰/۱۵٪ است که براساس آن می‌توان این سلول واحد تغییر یافته را به عنوان جایگزین مناسبی برای ساختار دایموند در نظر گرفت و می‌توان مشاهده کرد که در این سلول، تغییر اندازه در ابعاد منجر به تغییر خواص مکانیکی آنها می‌شود. براساس تحلیل‌های اجزای محدود روی ساختار دایموند که در بازه چگالی نسبی ۰/۱ تا ۰/۲۸ انجام شد، روابط توانی به صورت روابط ۷ و ۸ به ترتیب برای چگالی نسبی و مدول الاستیسته برحسب پارامترهای هندسی ارایه شده است.

براساس مقایسه‌ای بین داده‌های تجربی، حل تحلیلی و اجزای محدود که در جدول ۴ صورت گرفت، می‌توان به این نتیجه دست یافت که آنالیز اجزای محدود ارایه شده خطای کمتری در مقایسه با حل تحلیلی نسبت به داده‌های تجربی دارد و با افزایش چگالی نسبی، این خطا کاهش می‌یابد. همچنین براساس نمودار ۴ مشخص شد که بازه چگالی نسبی ۰/۰۶ تا ۰/۱۶ در ساختار دایموند، بهترین بازه برای ساخت ایمپلنت‌های ارتوپدی جایگزین استخوان اسفنجی است.

تشکر و قدردانی: از خدمات مرکز محاسبات دانشکده علوم و فنون نوین دانشگاه تهران برای انجام شبیه‌سازی‌ها تشکر و قدردانی می‌شود.

تأییدیه اخلاقی: موردی از سوی نویسندگان بیان نشده است.

تعارض منافع: این مقاله تعارض منافی ندارد.

سهم نویسندگان: ایمان رفعتی (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/روش‌شناس (۴۰٪)؛ علی ابویی-مهریزی (نویسنده دوم)، تحلیلگر آماری/نگارنده بحث (۶۰٪)

منابع مالی: منابع مالی مورد نیاز این مقاله توسط دانشگاه تهران تأمین شده است.

منابع

- Zargarian A, Esfahanian M, Kadkhodapour J, Ziaei-Rad S. Effect of solid distribution on elastic properties of open-cell cellular solids using numerical and experimental methods. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014;37:264-273.
- Gibson LJ, Ashby MF. Cellular solids: Structure and properties. 2nd Edition. Cambridge: Cambridge University Press; 1997. pp. 305-320.
- Burzer J, Bernard T, Bergmann HW, Damm O. Modelling of the mechanical properties of metallic foams based on X-ray analysis. In: Banhart J, Ashby MF, Fleck NA, editors. Metal foams and porous metal structures. Bremen: Verlag Metall Innovation Technologie; 1999.
- Chastel Y, Hudry E, Forest S, Peytour C. Mechanical behaviour of aluminium foams for various deformation paths. Experiment and modeling. In: Banhart J, Ashby MF, Fleck NA, editors. Metal foams and porous metal structures. Bremen: Verlag Metall Innovation Technologie; 1999.
- Yu CJ, Claar TD, Eifert HH, Kntiwer M, Weber M, Runkle JC. On the mechanical properties of steel foams. In: Banhart J, Ashby MF, Fleck NA, editors. Metal foams and porous metal structures. Bremen: Verlag Metall Innovation Technologie; 1999.
- Ashby MF, Mehl Medalist RF. The mechanical properties of cellular solids. *Metallurgical Transactions A*. 1983;14(9):1755-1769.
- Gibson LJ. Modelling the mechanical behavior of cellular materials. *Materials Science and Engineering A*. 1989;110:1-36.
- Ryan G, Pandit A, Apatsidis DP. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials*. 2006;27(13):2651-2670.
- Guo N, Leu MC. Additive manufacturing: Technology, applications and research needs. *Frontiers of Mechanical Engineering*. 2013;8(3):215-243.
- 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.
- Zhu HX, Knott JF, Mills NJ. Analysis of the elastic properties of open-cell foams with tetrakaidecahedral cells. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 1997;45(3):319-325.
- Ahmadi SM, Yavari SA, Wauthle R, Pouran B, Schrooten J, Weinans H, et al. Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: The mechanical and morphological properties. *Materials*. 2015;8(4):1871-1896.
- Babae 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.
- Kadkhodapour J, Montazerian H, Samadi M, Schmauder S, Abouei Mehrizi A. Plastic deformation and compressive mechanical properties of hollow sphere aluminum foams produced by space holder technique. *Materials and Design*. 2015;83:352-362.
- Ryan G, McGarry P, Pandit A, Apatsidis D. Analysis of the mechanical behavior of a titanium scaffold with a repeating unit-cell substructure. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*. 2009;90B(2):894-906.
- Wieding J, Souffrant R, Mittelmeier W, Bader R. Finite element analysis on the biomechanical stability of open

- Wadley HN. Multifunctional periodic cellular metals. *Philosophical Transactions Series A Mathematical Physical and Engineering Sciences*. 2006;364(1838):31-68.

Terriault P. Femoral stem incorporating a diamond cubic lattice structure: Design, manufacture and testing. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;77:58-72.

23- Mehboob H, Tarlochan F, Mehboob A, Chang SH. Finite element modelling and characterization of 3D cellular microstructures for the design of a cementless biomimetic porous hip stem. *Materials and Design*. 2018;149:101-112.

24- Entezari A, Zhang Z, Sue A, Sun G, Huo X, Chang CC, et al. Nondestructive characterization of bone tissue scaffolds for clinical scenarios. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019;89:150-161.

25- Chen Z, Wang X, Giuliani F, Atkinson A. Microstructural characteristics and elastic modulus of porous solids. *Acta Materialia*. 2015;89:268-277.

26- Murphy CM, O'Brien FJ. Understanding the effect of mean pore size on cell activity in collagen-glycosaminoglycan scaffolds. *Cell Adhesion and Migration*. 2010;4(3):377-381.

porous titanium scaffolds for large segmental bone defects under physiological load conditions. *Medical Engineering and Physics*. 2013;35(4):422-432.

18- 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.

19- Taniguchi N, Fujibayashi Sh, Takemoto M, Sasaki K, Otsuki B, Nakamura T, et al. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. *Materials Science and Engineering C*. 2016;59:690-701.

20- Zhang Z. Simulation of the mechanical and flow behaviour of bone fixation implants [Dissertation]. London: Imperial College London; 2013.

21- Heintz P, Körner C, Singer RF. Selective electron beam melting of cellular titanium: Mechanical properties. *Advanced Engineering Materials*. 2008;10(9):882-888.

22- Jetté B, Brailovski V, Dumas M, Simoneau Ch,