

Numerical Study of Permeability in Porous Implants

Faezeh Shirin, Reza Hedayati* 

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

ARTICLE INFO

Article Type
Original Research

Article History

Received: March 23, 2025
Revised: December 06, 2025
Accepted: December 10, 2025
ePublished: December 24, 2025

ABSTRACT

This study presents a numerical investigation of the permeability of porous implants with unit cells in the form of truncated cube, diamond, body-centered cubic (BCC), and tesseract geometries. Initially, the porous scaffolds were designed using SolidWorks software, and then numerical simulations were performed using ANSYS Fluent. The simulation outputs included pressure contours, velocity contours, and streamlines. The permeability of the scaffolds was calculated based on the pressure drop values, fluid properties, and structural parameters of the scaffolds under three different conditions: variations in inlet velocity, differences in unit cell geometry, and a comparison between Newtonian and non-Newtonian flow models. For modeling non-Newtonian flow, the Cross and Carreau flow models were used.

The primary advantage of these models is their ability to accurately predict viscosity behavior across a wide range of shear rates, including regions of constant viscosity at very low and very high shear rates. The obtained results showed that, in the constant viscosity regime, the scaffolds with the Split-P and Gyroid unit cells exhibited the highest and lowest permeability values of $1.11 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ and $0.18 \times 10^{-8} \text{ m}^2$, respectively. Therefore, the Split-P unit cell is more suitable than the other unit cells for the design and fabrication of bone implant geometries. It was also observed that the inlet velocity had no significant effect on scaffold permeability. According to the results, in all types of unit cells, the fluid modeled using the Cross model experienced a higher pressure drop compared to the Carreau model and the constant-viscosity (Newtonian) model. These findings contribute to the enhancement of porous implant design and the optimization of their performance in biomedical applications.

Keywords: Porous implants; Permeability; Truncated cube; Tesseract; Body-centered cubic

How to cite this article

Shirin F, Hedayati R, Numerical study of permeability in porous implants. Modares Mechanical Engineering; 2026;26(01):65-80.

*Corresponding author's email: rezahedayati@kntu.ac.ir

*Corresponding ORCID ID: 0000-0002-4806-3970



Copyright© 2025, TMU Press. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.



بررسی عددی تراوایی در ایمپلنت‌های متخلخل

فائزه شیرین، رضا هدایتی* 

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

چکیده

هدف این پژوهش، بررسی عددی تراوایی ایمپلنت‌های متخلخل با سلول واحد‌های مکعبی برش‌خورده، الماسی، مکعبی مرکز پر و تسراکت بوده است. در ابتدا، داربست‌های متخلخل با استفاده از نرم‌افزار سالی‌دورکز طراحی و سپس با بهره‌گیری از نرم‌افزار انسیس فلونت شبیه‌سازی عددی انجام شده و نتایج استخراج گردید. خروجی‌های شبیه‌سازی شامل کانتورهای فشار، سرعت و خطوط جریان بودند. با استفاده از مقادیر افت فشار، مشخصه‌های سیال و پارامترهای ساختاری داربست، تراوایی داربست‌ها در سه حالت مختلف شامل تغییر سرعت ورودی، تفاوت در سلول واحد‌های داربست، و مقایسه مدل‌های جریان نیوتنی و غیرنیوتنی محاسبه شد. برای مدل‌سازی جریان غیرنیوتنی، از مدل‌های جریان کراس (Cross) و کرئو (Carreau) استفاده شد. مزیت اصلی این مدل‌ها توانایی در پیش‌بینی دقیق رفتار ویسکوزیته در محدوده وسیعی از نرخ‌های برش، از جمله نواحی با ویسکوزیته ثابت در برش‌های بسیار پایین و بسیار بالا است. نتایج به‌دست‌آمده نشان داد در حالت ویسکوزیته ثابت، داربست‌ها با سلول واحد مکعبی برش‌خورده و تسراکت به‌ترتیب با مقادیر تراوایی $10^{-8} \times 1/11$ متر مربع و $10^{-8} \times 0/18$ متر مربع، بیشترین و کمترین مقادیر تراوایی را دارا هستند و بنابراین سلول مکعبی برش‌خورده نسبت به سایر سلول‌های واحد، برای طراحی و ساخت ایمپلنت‌های استخوانی هندسه مناسب‌تری است. همچنین مشخص شد که سرعت ورودی سیال تأثیر قابل‌توجهی بر تراوایی داربست‌ها ندارد. بر اساس نتایج به‌دست آمده، در تمامی سلول‌های واحد، سیال با مدل جریانی کراس افت فشار بیشتری نسبت به مدل کرئو و ویسکوزیته ثابت تجربه کرد. این یافته‌ها به بهبود انتقال سیال و افزایش حجم استخوان رشدیافته در ایمپلنت‌های استخوانی کمک می‌کند.

کلیدواژه‌ها: ایمپلنت‌های متخلخل، تراوایی، مکعبی برش‌خورده، تسراکت، الماسی

اطلاعات مقاله

نوع مقاله

مقاله پژوهشی

تاریخچه مقاله

دریافت: ۱۴۰۴/۰۱/۰۳

بازنگری: ۱۴۰۴/۰۹/۱۵

پذیرش: ۱۴۰۴/۰۹/۱۹

ارائه آنلاین: ۱۴۰۴/۱۰/۰۳

نحوه ارجاع به این مقاله

شیرین فائزه، هدایتی رضا، بررسی عددی تراوایی در ایمپلنت‌های متخلخل، مهندسی مکانیک مدرس. ۸۰-۷۵: ۲۶(۰۱): ۱۴۰۴

*پست الکترونیکی نویسنده عهده‌دار مکاتبات: rezahedayati@kntu.ac.ir

*شناسه ارکید نویسنده عهده‌دار مکاتبات: 0000-0002-4806-3970



Copyright© 2025, TMU Press. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.

۱- مقدمه

بهبود ادغام استخوانی (استئواینترگراسیون) گزارش شده است [۲۱].

از جمله مطالعات قبلی در زمینه تراوایی داربست‌های شبکه‌ای، می‌توان به پژوهش زینلی و همکارانش در سال ۲۰۲۴ اشاره کرد که به بهینه‌سازی همزمان تراوایی و خواص مکانیکی در سه ساختار سطح مینیمال سه‌متناوب (TPMS) پرداختند [۲۲]. در مطالعه‌ای دیگر که توسط ژان و همکارانش در سال ۲۰۲۲ انجام شد، تراوایی چند ساختار مبتنی بر حجم و سطح مانند مکعبی مرکزپر و جیروید بررسی شد. نتایج نشان داد که تراوایی این داربست‌ها در محدوده تراوایی استخوان‌های اسفنجی بدن انسان قرار دارد [۲۳].

بررسی مطالعات پیشین نشان می‌دهد که در زمینه تراوایی داربست‌های شبکه‌ای، ساختارهای گوناگونی از جمله مکعبی مرکزپر (BCC)، الماسی (Diamond) تحلیل و آزمایش شده‌اند. این تحقیق قصد دارد علاوه بر هندسه‌های فوق، به بررسی دو ساختار جدید تسراکت (Tesseract) و مکعبی برش‌خورده (Truncated Cube) بپردازد که تا به حال مورد توجه قرار نگرفته‌اند. هیچ مطالعه‌ای تاکنون این چهار هندسه را به صورت هم‌زمان از منظر تراوایی بررسی نکرده است. هم‌چنین در اکثر پژوهش‌های پیشین در مورد مدل‌سازی داربست، رفتار غیرنیوتونی سیال لحاظ نشده است ولی در پژوهش حاضر مدل‌سازی رفتار غیرنیوتونی سیال صورت گرفته است. هدف این مطالعه، مدل‌سازی و محاسبه تراوایی چهار ساختار متخلخل مکعبی مرکز پر، الماسی، تسراکت و مکعب برش‌خورده است. هم‌چنین، تأثیر مدل‌های غیرنیوتونی و نیوتنی و پارامترهای مختلف بر تراوایی آن‌ها ارزیابی و مقایسه می‌شود.

۲- شرح مساله

هدف از این پژوهش، طراحی چند داربست با سلول واحدهای مختلف و شبیه‌سازی جریان سیال درون آنها برای ارزیابی و تعیین تراوایی هر داربست است. تراوایی به عنوان معیاری مهم در این مطالعه تعریف می‌شود که از فرمول داری به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$k = \frac{vL\mu}{(\Delta P_{scaffold})\phi} \quad (1)$$

که k نشان‌دهنده تراوایی داربست، v سرعت اولیه سیال، μ ویسکوزیته سیال ورودی، L طول دامنه سیال و $\Delta P_{scaffold}$ افت فشار از داربست متخلخل و ϕ تخلخل داربست است. فرمول داری بر پایه‌ی مفروضات مشخصی است: جریان باید لایه‌ای، پایدار، تراکم‌ناپذیر و دارای ویسکوزیته ثابت باشد تا بتوان از رابطه‌ی داری برای محاسبه‌ی تراوایی استفاده کرد. عدد رینولدز برای محیط‌های متخلخل با سرعت‌های متفاوت با استفاده از

استخوان‌های طبیعی، موادی متخلخل با منافذ به هم پیوسته هستند و بر اساس چگالی به استخوان‌های اسفنجی/تراکم‌پذیر و قشری/تراکم‌دسته‌بندی می‌شوند [۱-۳]. رایج‌ترین روش برای سبک‌تر کردن ایمپلنت‌ها و شبیه‌کردن ریزساختارشان به ریزساختار استخوان، به‌کارگیری ساختار شبکه‌ای برای طراحی ریزساختار ایمپلنت است [۴-۶]. رشد استخوان در ایمپلنت‌ها فرایند پیچیده‌ای است که مکانیسم‌های مختلفی را شامل می‌شود. در درجه اول می‌توان به یکپارچگی استخوانی (استئواینترگراسیون) و رشد درونی استخوان اشاره کرد [۷، ۸]. این فرایندها برای پایداری و طول عمر ایمپلنت‌های ارتوپدی و دندان بسیار مهم هستند [۹].

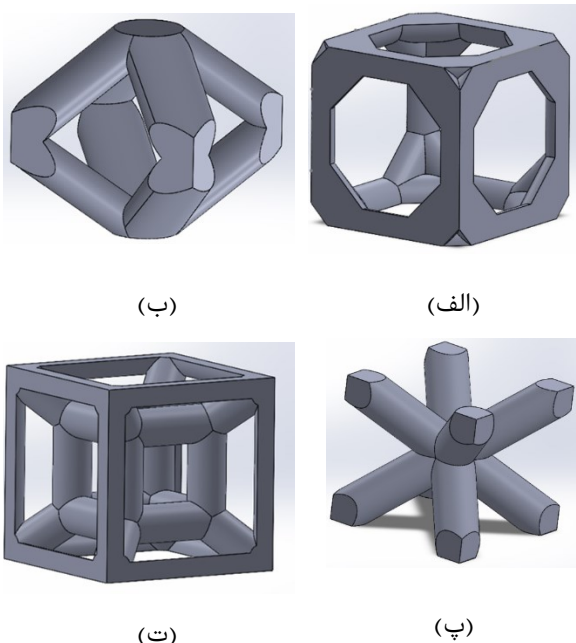
ساختارهای شبکه‌ای، ساختارهایی سه‌بعدی هستند که از سلول واحدهای تکراری تشکیل شده‌اند و منجر به بدنه‌ای کاملاً متخلخل می‌شوند که به عنوان ساختارهای شبکه‌ای شناخته می‌شوند [۱۰، ۱۱]. لبه‌ها و سطوح سلول‌ها معمولاً از میله‌ها و صفحات/سطوح تشکیل می‌شوند [۱۲]. خواص مکانیکی ساختارهای شبکه‌ای را می‌توان با تنظیم پارامترهای تعریف‌کننده آن‌ها، مانند توپولوژی یا هندسه سلول واحد (اندازه/طول سلول و ابعاد میله) به طور قابل توجهی تحت تأثیر قرار داد [۱۳-۱۷].

تراوایی و نفوذ موثر یک داربست متخلخل در فرایند رشد استخوان بسیار مهم است [۱۸، ۱۹]. تراوایی که نشان‌دهنده‌ی ارتباط بین حفره‌ها است، در بازسازی استخوان در داربست‌های متخلخل بسیار حیاتی تلقی می‌شود، زیرا میزان دسترس‌پذیری فیزیکی مواد مغذی را برای حمایت از فعالیت سلولی اندازه‌گیری می‌کند. تراوایی معیاری از سهولت جریان سیال از طریق ساختار متخلخل است و به عنوان یک پارامتر کمی برای تشکیل استخوان در ایمپلنت‌های استخوانی متخلخل داخل بدن به‌کار رفته است. با توجه به اینکه بیشتر مواد مغذی از طریق رگ‌ها حمل می‌شوند و به محیط داخلی داربست‌های متخلخل نفوذ می‌کنند تا فعالیت سلولی را تغذیه کنند، داربست‌هایی با تراوایی بالا، انتقال بهتر مواد مغذی را امکان‌پذیر می‌سازند و در نتیجه مهاجرت سلولی و عروق‌زایی را در بازسازی استخوان افزایش می‌دهند [۲۰].

تخلخل، شکل منافذ و اندازه منافذ داربست نقش مهمی در تشکیل استخوان، بازسازی بافت و استحکام مکانیکی دارد. بهینه‌سازی اندازه منافذ منجر به رشد قابل توجه استخوان می‌شود. برای طراحی داربست، حداقل اندازه منافذ باید ۳۰۰ میکرومتر باشد. ساختارهای متخلخل با اندازه منافذ کوچکتر ممکن است نتوانند فضای کافی را برای رشد استخوانی و انتقال مواد مغذی فراهم کنند. اندازه منافذ بین ۳۰۰ تا ۱۵۰۰ میکرومتر در مقالات برای

نوع سلول واحد به طور یکسان در نظر گرفته شد. در مرحله بعد، با کسر حجم این داربست‌ها از یک مکعب کامل، هندسه مورد نظر برای شبیه‌سازی دامنه سیال آماده شد.

همه داربست‌ها با استفاده از المان‌های چهاروجهی (Tetrahedron) شبکه‌بندی شدند (شکل ۲). تعداد المان‌های شبکه در ساختارهای مختلف، در محدوده‌ای بین ۷۰۰,۰۰۰ تا ۲,۳۰۰,۰۰۰ متغیر بود.



شکل ۱- هندسه‌ی سلول واحدهای (الف) مکعب برش خورده، (ب) الماسی، (پ) مکعبی مرکز پر و (ت) تسراکت

Figure 1: Geometry of (a) truncated cube, (b) diamond, (c) BCC, and (d) tesseract unit cells.

رابطه زیر محاسبه شد که مقدار آن کمتر از حد بحرانی ($Re < 10$) است. بنابراین جریان در محدوده داری و لایه‌ای قرار دارد و استفاده از قانون داری معتبر است.

$$Re = \frac{vdp}{\mu\phi} \quad (2)$$

جدول ۱- معرفی پارامترهای فرمول داری و رینولدز

Table 1: Introduction of the parameters of Darcy's equation

Symbol	Description	Unit
k	Scaffold permeability	[m ²]
v	Fluid initial velocity	[m/s]
μ	Fluid viscosity	[Pa.s]
L	Fluid domain length (From initial to end point of scaffold)	[m]
$\Delta P_{scaffold}$	Pressure loss (From initial to end point of scaffold)	[Pa]
d	Pore size	[m]
ρ	Density of blood	kg/m ³
ϕ	Porosity of lattice	-

۳- روش حل

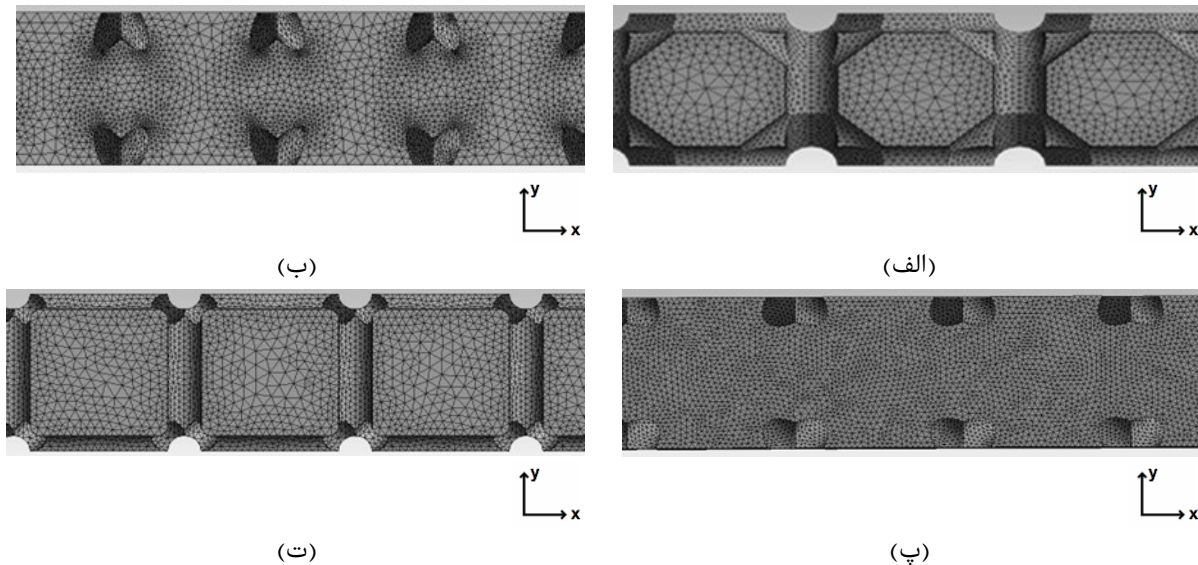
۳-۱- طراحی و مدلسازی هندسه داربست‌ها

ابتدا سلول‌های واحد با شکل‌های مکعبی برش خورده، الماسی، مکعبی مرکز پر و تسراکت در نرم‌افزار سالیدورکس با ابعاد مشخصی که در جدول ۱ آمده، طراحی شدند (شکل ۱). برای طراحی هندسه دامنه سیال درون داربست، ابتدا یک ردیف داربست به ارتفاع ۱/۵ سانتی‌متر از هر سلول واحد طراحی گردید. برای اطمینان از اینکه نتایج به‌دست‌آمده از سلول واحدهای مختلف قابل مقایسه باشند؛ اندازه حفره و چگالی نسبی در تمامی چهار

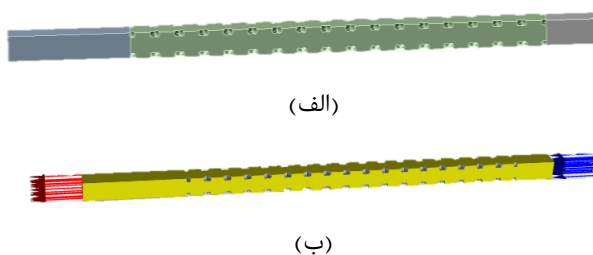
جدول ۲- اندازه پارامترهای طراحی سلول واحدهای مکعبی برش خورده، الماسی، مکعبی مرکز پر و تسراکت

Table 2: Geometrical dimensions of the truncated cube, diamond, BCC, and tesseract unit cells.

	Pore diameter D	Porosity	Relative Density μ	Rod diameter d	Unit cell size
Truncated cube	0.6 mm	70%	0.3	0.2 mm	0.82 mm
Diamond	0.6 mm	70%	0.3	0.32 mm	0.92 mm
BCC	0.6 mm	70%	0.3	0.25 mm	0.91 mm
Tesseract	0.6 mm	70%	0.3	0.15 mm	0.75 mm



شکل ۲- شبکه‌بندی دامنه سیال داریست‌ها با سلول واحد (الف) مکعب برش خورده، (ب) الماسی، (پ) مکعبی مرکز پر و (ت) تسراکت
Figure 2: Discretization of fluid domain of the lattice structures based on (a) truncated cube, (b) diamond, (c) BCC, and (d) tesseract unit cell



شکل ۳- (الف) دامنه سیال داریست به همراه مقاطع اکستروژنه شده (ب) شروط مرزی اعمال شده بر روی داریست

Figure 3: (a) The lattice structure's fluid domain with extruded sections, (b) the boundary conditions applied on the domain

جریان سیال به صورت لایه‌ای و با اعمال شرط سرعت ورودی 0.0001 متر بر ثانیه و شرط جریان خروجی در انتهای دامنه سیال، در حلگر انسیس فلوئنت شبیه‌سازی شد. به دلیل آنکه سرعت سیال در داخل بدن بسیار کم است و جریان سیال رینولدز پایینی دارد؛ جریان سیال به صورت لایه‌ای و پایا مدل شد. به منظور فراهم آوردن شرایط تقارن و یکنواخت برای تحلیل دقیق‌تر، شرط تقارن در دیوارهای اطراف داریست اعمال گردید. این رویکرد به ما این امکان را داد تا در نهایت یک تحلیل جامع از داریستی که به طور متقارن از هر طرف گسترش یافته است، ارائه دهیم (شکل ۳-ب). در حلگر انسیس فلوئنت، مقدار باقیمانده مطلق معادله بقای جرم در شبیه سازی 10^{-5} و برای باقی معادلات 10^{-6} در نظر گرفته شد و با این معیار، نتایج همگرا شدند.

در مراحل بعد، برای بررسی رفتار سیال در جریان با سرعت‌های بالاتر، سرعت‌های 0.014 متر بر ثانیه و 0.03 متر بر ثانیه به عنوان سرعت ورودی‌های جدید در نظر گرفته شدند. در این مرحله،

در مرحله اول، به طراحی مقطع ابتدایی و انتهایی دامنه سیال داریست‌ها پرداخته شد. مقطع ابتدایی به اندازه دو برابر اندازه سلول واحد و مقطع انتهایی به مقدار پنج برابر اندازه سلول واحد با مقطع مربعی اکستروژنه شدند. این رویکرد در طراحی به ما اجازه می‌دهد که شرایط مرزی ابتدایی و انتهایی را با فاصله مناسبی از داریست اعمال کنیم تا از جریان بازگشتی سیال جلوگیری شود (شکل ۳-ب). بخش خالی ورودی و خروجی (پیش و پس از بخش متخلخل) به عنوان یک "طول توسعه" عمل می‌کند. این بخش به سیال اجازه می‌دهد تا به طور طبیعی پروفیل سرعت خود را پیش از برخورد با ساختار متخلخل شکل دهد. به بیان دیگر، بخش‌های خالی به عنوان "بافر" عمل می‌کنند. آنها فیزیک پیچیده ناحیه متخلخل را از شرایط مرزی ساده شده جدا می‌سازند. این اطمینان را ایجاد می‌کند که جریان ورودی به محیط متخلخل و خروجی از آن، آرام است و شرایط مرزی در ناحیه‌ای با جریان نسبتاً ساده اعمال می‌شوند. این امر منجر به یک راه حل پایدارتر و دقیق‌تر می‌شود. در مقالات مشابه، طولی بین یک طول سلول [۲۴] تا چهار سلول واحد [۲۵] برای این دو بخش در نظر گرفته شده بود. بررسی نحوه توسعه‌ی جریان سیال در ساختارهای متخلخل در نظر گرفته شده در این پژوهش نشان داد که طولی برابر با دو اندازه سلول در ورودی و طولی برابر با پنج اندازه سلول در خروجی، اجازه ایجاد جریان توسعه‌یافته را می‌دهد.

مشخصات سیال، شامل ویسکوزیته و سایر ویژگی‌های دیگر، به‌طور کلی در جدول ارائه شده است. این داده‌ها به‌عنوان مبنای اصلی تحلیل‌های انجام شده در این تحقیق به کار گرفته شده است.

جدول ۳- مشخصات سیال و مدل‌های جریان [۲۶]

Table 3: Characteristics of the fluid and the flow models [۲۶]

Flow model	Non-Newtonian viscosity	Derived constants for blood
Constant viscosity		η = 0.0035 Pa.s
		ρ = 1035 kg/m ³
Cross	$\eta(\dot{\gamma}) = \frac{\eta_0 - \eta_\infty}{1 + (\lambda\dot{\gamma})^m} + \eta_\infty$	η_0 = 0.056 Pa.s
		η_∞ = 0.00345 Pa.s
Carreau	$\frac{\eta(\dot{\gamma}) - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty} = (1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{\frac{n-1}{2}}$	λ = 1.007 s
		m = 1.028
		η_0 = 0.056 Pa.s
		η_∞ = 0.00345 Pa.s
		λ = 3.313 s
		n = 0.3568

۴- نتایج و بحث

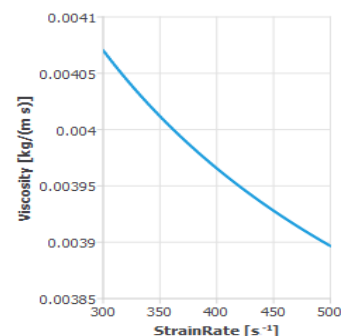
۴-۱- نتایج استقلال از شبکه محاسباتی

مطابق شکل ۵، پس از افزایش تعداد المان‌های شبکه در داربست مکعبی برش‌خورده، الماسی، تسراکت، و مکعبی توپر به حدود ۱۰۰۰۰۰، ۷۰۰۰۰، ۱۳۰۰۰۰ و ۲۰۰۰۰۰ عدد، تفاوت در نمودار فشار دو شبکه‌بندی ریزتر به کمتر از ۷ درصد کاهش می‌یابد. به طور دقیق‌تر، میزان اختلاف بین دو مش ریزتر در ساختارهای الماسی، مکعبی برش‌خورده، تسراکت و مکعبی مرکزپر به ترتیب ۲/۳۳ درصد، ۵/۵ درصد، ۶/۹ درصد، و ۲/۵ درصد بود. این رفتار نشان‌دهنده دستیابی به استقلال از شبکه بوده و تأیید می‌کند که افزایش بیشتر تعداد المان‌های شبکه، تغییری در نتایج تحلیل ایجاد نخواهد کرد.

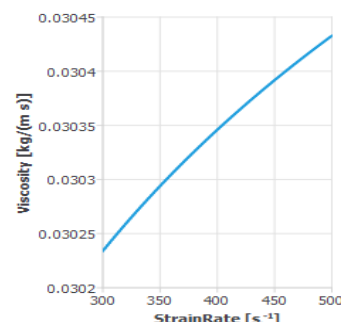
ویسکوزیته سیال ثابت در نظر گرفته شده تا تأثیر تغییرات سرعت ورودی بر روی رفتار جریان مورد ارزیابی قرار گیرد. این تغییرات در سرعت، به ما کمک می‌کنند تا رفتار سیال را در شرایط مختلف به‌طور کامل مورد بررسی قرار دهیم.

در این مطالعه، شبیه‌سازی جریان سیال با در نظر گرفتن ویژگی‌های فیزیکی خون انجام شده است. فرض بر این است که داربست به منظور ترمیم استخوان‌هایی با قابلیت رگ‌زایی طراحی شده است؛ از این رو، سیال در تماس با داربست، خون در نظر گرفته شده و مشخصات فیزیکی آن با دقت تعریف شده‌اند.

نخست، رفتار سیال با سرعت اولیه ثابت ۰/۰۰۰۱ متر بر ثانیه با استفاده از مدل‌های مختلف جریان، از جمله مدل‌های کراس (Cross) و کرئو (Carreau)، بررسی شد. در مدل‌های کراس و کرئو، ویسکوزیته سیال با نرخ تغییرات تنش برشی تغییر می‌کند. روابط حاکم بر این تغییرات برای هر مدل به‌صورت جداگانه در جدول ۳ ارائه و در شکل ۴ نشان داده شده است. این مدل‌ها امکان شبیه‌سازی دقیق رفتار غیرنیوتنی خون را در شرایط گوناگون فراهم می‌کنند و تأثیرات آن بر ویژگی‌های جریان را نشان می‌دهند. یکی از دلایل انتخاب این مدل‌ها آن است که ضرایب و پارامترهای معادلات حاکم بر آن‌ها در مطالعات پیشین به‌صورت تجربی تعیین شده و مقادیر معتبر آن‌ها در دسترس است [۲۶].



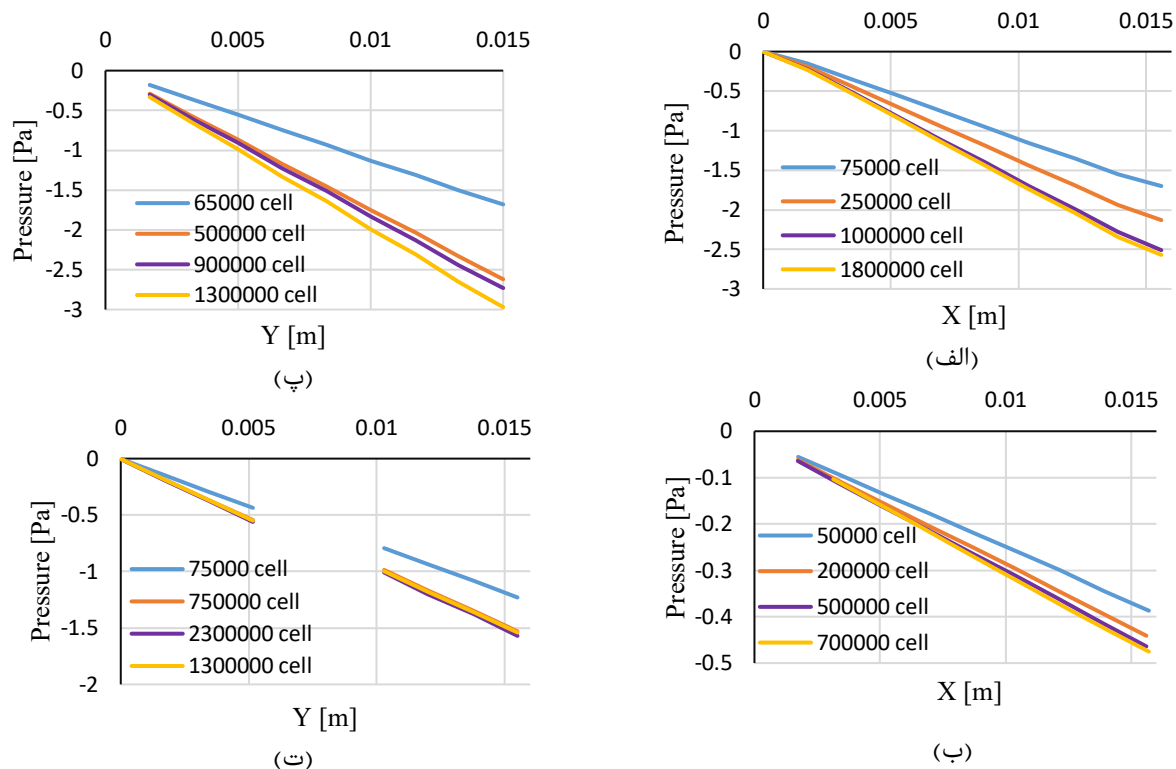
(الف)



(ب)

شکل ۴- نمودار تغییرات ویسکوزیته برحسب نرخ تغییرات تنش برشی در دو مدل الف) کرئو ب) کراس

Figure 4 - Viscosity variation as a function of shear rate for (a) Carreau and (b) Cross models.



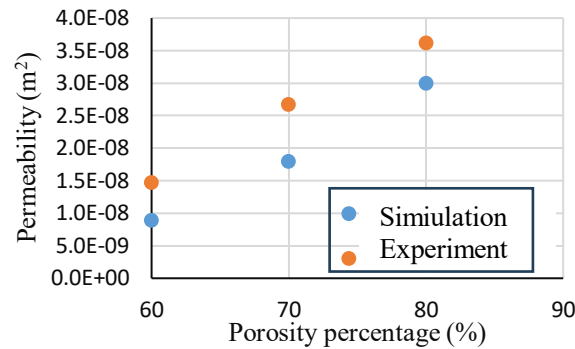
شکل ۵- تغییرات فشار بر اثر تغییرات اعمال شده بر روی تعداد المان‌های شبکه در (الف) الماسی، (ب) مکعبی برش خورده، (پ) تسراکت و (ت) مکعبی مرکزپر

Figure 5: Variation of pressure due to changes made to the mesh in (a) diamond, (b) truncated cube, (c) tesseract, and (d) BCC unit cells

۴-۲- اعتبارسنجی نتایج

برای بررسی و تأیید صحت نتایج به دست آمده در این پژوهش، یک مقاله مشابه [۲۷] با موضوع تحقیق انتخاب شد. سپس سعی شد مدل هندسی و شرایط مرزی ارائه شده در آن مقاله استخراج و داربست‌های مربوطه شبیه‌سازی شوند تا نتایج حاصل با نتایج مقاله مقایسه شده و صحت شبیه‌سازی انجام شده بررسی گردد. در این فرایند، داربست‌های مکعبی با سه تخلخل متفاوت (۶۰٪، ۷۰٪ و ۸۰٪) بر اساس داده‌های مقاله در نرم‌افزار سالیدورکس طراحی شدند. سپس با اعمال شرایط مرزی تعریف شده در مقاله، شبیه‌سازی جریان سیال انجام گرفت. سرعت ورودی سیال ۱ میلی‌متر بر ثانیه در نظر گرفته شد و فشار خروجی صفر فرض شد.

برای هر یک از تخلخل‌ها، میزان تراوایی محاسبه شد و نتایج به دست آمده با مقادیر گزارش شده در مقاله مرجع مقایسه گردید. همان‌گونه که در شکل ۶ مشاهده می‌شود، نتایج این پژوهش و مقاله مرجع تطابق قابل قبولی با یکدیگر دارند. مقدار تراوایی به دست آمده از شبیه‌سازی در مقایسه با مقاله مرجع، در سه تخلخل ۶۰٪، ۷۰٪ و ۸۰٪ به ترتیب دارای اختلافی برابر با ۴۰٪، ۳۲٪ و ۱۷٪ است. میانگین اختلاف‌ها ۲۹ درصد و بیشینه اختلاف ۴۰ درصد است. این مقادیر نشان می‌دهند که بین نتایج دو مطالعه، همخوانی نسبتاً خوبی وجود دارد.



شکل ۶- مقایسه نتایج تراوایی شبیه سازی شده و مقاله

Figure 6: Comparison of the permeability results of the present model and the referenced experiment

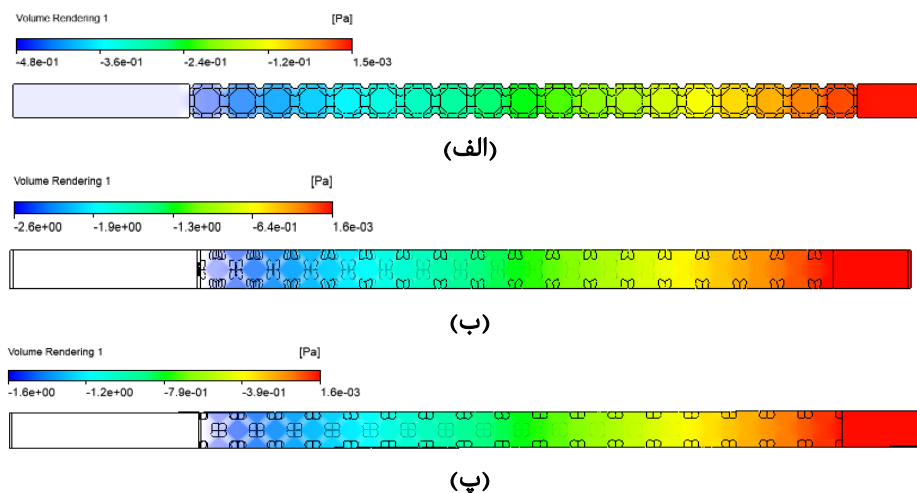
۳-۴- تاثیر نوع سلول واحد

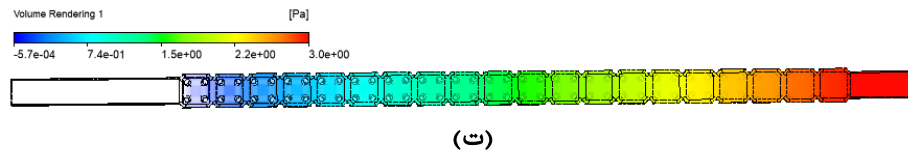
باتوجه به کانتورهای فشار در شکل ۷، بیشترین افت فشار در ساختار تسراکت و کمترین افت فشار در مکعب برش خورده مشاهده می شود. علت این تفاوت را می توان با توجه به خمیدگی جریان توضیح داد. هرچه جریان سیال در طول مسیر متخلخل انحنای بیشتری داشته باشد، افت فشار بیشتری نیز ایجاد خواهد شد.

در ساختار تسراکت، به دلیل وجود موانع متعدد در مسیر حرکت سیال، جریان در مرکز هندسه متمرکز شده و تنها از یک سطح مقطع عبوری محدود جریان پیدا می کند. و همین امر موجب افزایش افت فشار می شود. در ساختار مکعب برش خورده هیچ مانعی در مسیر جریان وجود ندارد و سیال بدون خمیدگی قابل توجه به انتهای داربست می رسد؛ بنابراین، افت فشار در این ساختار به حداقل می رسد.

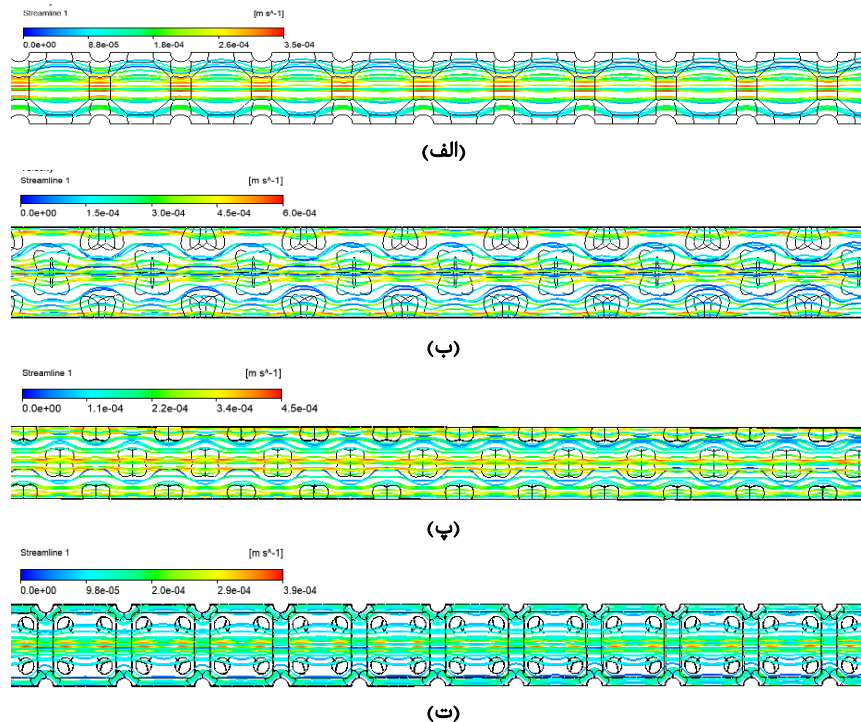
کانتورهای جریان در

شکل ۸ نشان می دهند که در هندسه های مکعبی برش خورده و تسراکت، جریان در مرکز هندسه متمرکز شده و بیشترین خطوط جریان از این ناحیه عبور می کنند. در مقابل، در هندسه های الماسی





شکل ۷- مقایسه کانتورهای فشار سیال با عدد رینولدز 0.018 برای (الف) مکعب برش‌خورده، (ب) الماسی، (پ) مکعبی مرکز پر و (ت) تسراکت
Figure 7: Comparison of the pressure contours for the flow with Reynolds number 0.018 for (a) truncate cube, (b) diamond, (c) BCC, and (d) tesseract unit cells.



شکل ۸- مقایسه کانتورهای خط جریان سیال با عدد رینولدز 0.018 برای (الف) مکعب برش‌خورده، (ب) الماسی، (پ) مکعبی مرکز پر و (ت) تسراکت
Figure 8: Comparison of streamline contours for flow with Reynolds number of 0.018 and for (a) truncated cube, (b) diamond, (c) BCC, and (d) tesseract unit cell.

میانگین بالاتری نسبت به هندسه‌های الماسی و مکعبی مرکز پر دارد. دلیل این امر آن است که در هندسه‌های الماسی و مکعبی مرکز پر، به دلیل وجود موانع در مرکز، جریان عملاً امکان جاری شدن مؤثر در این ناحیه را ندارد. در هندسه تسراکت، جریان ابتدا در مرکز متمرکز شده و به حداکثر سرعت خود می‌رسد. اما هنگام ورود به سلول واحد بعدی، سرعت کاهش می‌یابد و این چرخه دوباره تکرار می‌شود. به همین دلیل، نمودار سرعت جریان در تسراکت دارای نوسانات متعددی است.

در جدول، تراوایی هر داربست با توجه به میزان افت فشار که در بخش پیشین بررسی شد محاسبه شده است. به دلیل آنکه تراوایی با افت فشار رابطه معکوس دارد، می‌توان نتیجه گرفت که هرچه افت فشار بیشتر باشد، تراوایی سلول واحد و در نهایت داربست کمتر خواهد بود. افت فشار در مسیر جریان سیال از ابتدا تا انتهای داربست متخلخل که برای همه هندسه‌ها 0.015 متر در نظر گرفته شده بود محاسبه شده است. همچنین از اثرات انتقال گرما در این مدل چشم‌پوشی شده است.

در شکل ۹، نمودار تغییرات سرعت و فشار بر روی خط مرکزی داربست نمایش داده شده است. همان‌طور که انتظار می‌رفت، در هندسه مکعبی برش‌خورده، به دلیل ویژگی‌های هندسی خاص خود، جریان با کمترین واپیچش و انحنا حرکت می‌کند و در نتیجه، کمترین افت فشار را تجربه می‌کند. پس از آن، به ترتیب هندسه‌های مکعبی مرکز پر، الماسی و در نهایت تسراکت، افت فشار بیشتری را نشان می‌دهند.

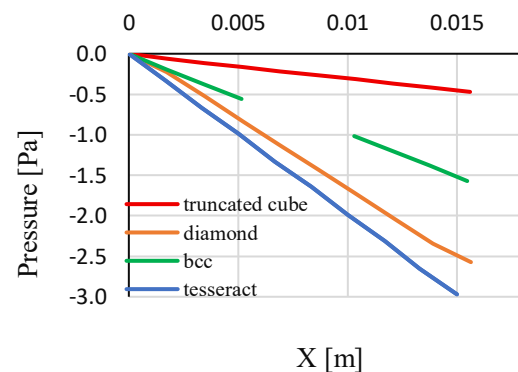
هرچند در هندسه تسراکت جریان در مرکز با انحنا و خمیدگی کمتری نسبت به هندسه‌های الماسی و مکعبی مرکز پر حرکت می‌کند، اما مساحت مقطع عبور جریان در این هندسه بسیار محدود است. به همین دلیل، افت فشار جریان در تسراکت به‌طور قابل‌توجهی افزایش می‌یابد و جریان با افت فشار بالایی به انتهای داربست می‌رسد.

در نمودار سرعت بر روی خط مرکزی داربست نیز مشاهده می‌شود که جریان در هندسه‌های مکعبی برش‌خورده و تسراکت، سرعت

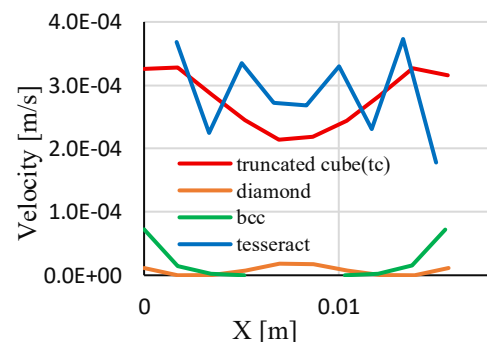
جدول ۴- تراوایی محاسبه شده برای هر داربست

Table 4: Calculated permeability of different lattice structures. The length of all the flow paths was 0.015 m. Also, the viscosity was 0.0035 Pa.s.

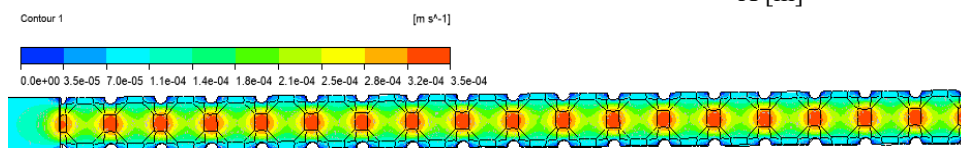
Lattice structure type	v Flow initial velocity [m/s]	$\Delta P_{scaffold}$ Scaffold pressure loss [Pa]	k Scaffold permeability [m^2]	Reynolds
Truncated cube	0.0001	0.471	1.11×10^{-8}	0.018
Diamond	0.0001	2.57	0.2×10^{-8}	0.018
BCC	0.0001	1.57	0.33×10^{-8}	0.018
Tesseract	0.0001	2.97	0.18×10^{-8}	0.018



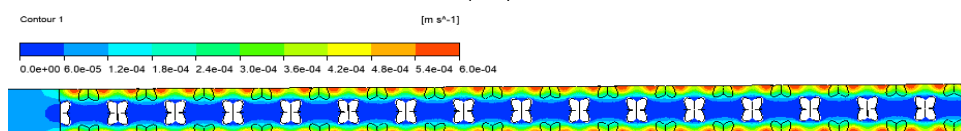
(الف)



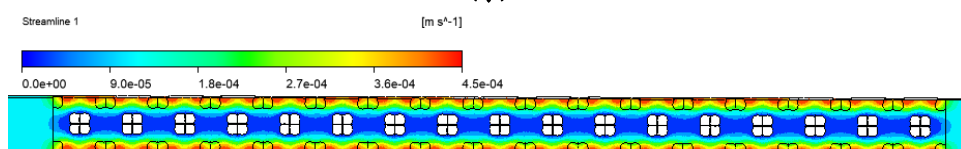
(الف)



(ب)



(پ)



(ب)

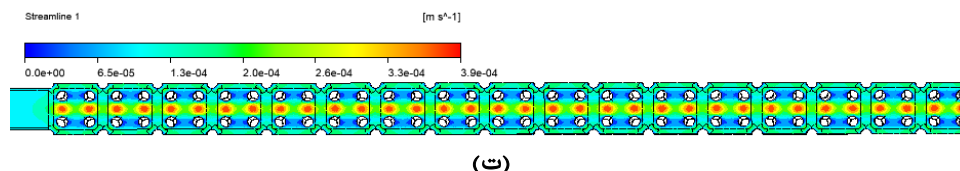
شکل ۹- مقایسه تغییرات (الف) سرعت و (ب) فشار روی خط مرکزی برای سلول‌های واحد مختلف

Figure 9: Comparison of variations of (a) velocity and (b) pressure on the centerline of different unit cell

۴-۴- تأثیر سرعت ورودی

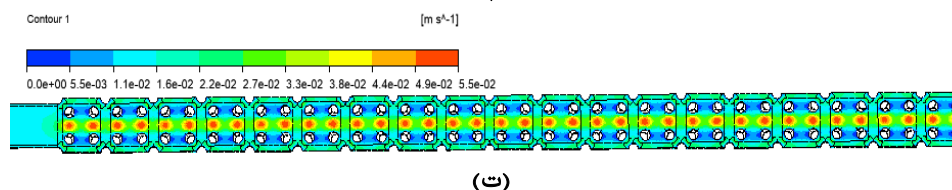
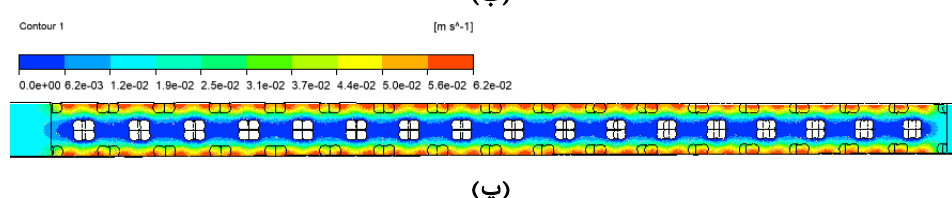
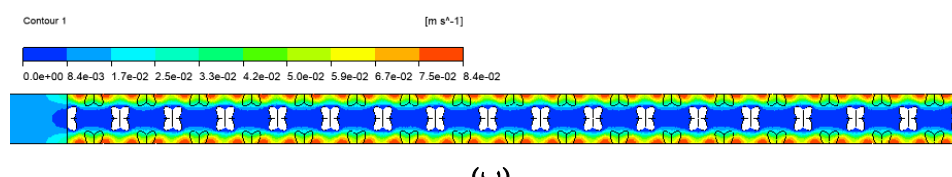
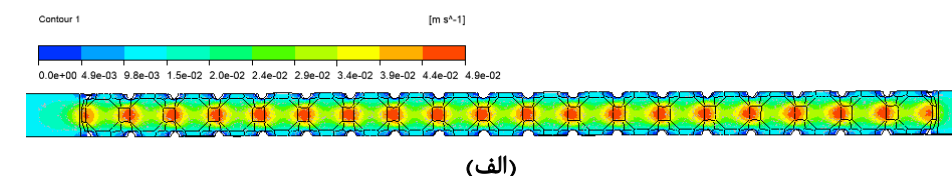
در مرحله اول، سرعت اولیه سیال از ۰/۰۰۰۱ متر بر ثانیه (سرعت پایین) به ۰/۰۱۴ متر بر ثانیه (سرعت میانه) افزایش داده شد. در مرحله دوم، این سرعت به مقدار ۰/۰۳ متر بر ثانیه (سرعت بالا) افزایش یافت. عدد رینولدز نیز به ترتیب در سرعت‌های پایین، متوسط و بالا برابر با ۰/۰۱۷، ۲/۴ و ۵/۱۳ است که نشان می‌دهد جریان سیال در هر سه حالت همچنان در ناحیه‌ی لایه‌ای باقی می‌ماند. هدف این بخش ارزیابی چگونگی تغییر خطوط جریان و افت فشار با تغییر سرعت اولیه سیال است.

با توجه به شکل ۱۰، شکل ۱۱، شکل ۱۲، و شکل ۱۳ که کانتورهای سرعت را روی مقطع مرکزی هندسه نمایش می‌دهند؛ می‌توان دریافت که با افزایش سرعت ورودی سیال در هر مرحله، میانگین سرعت جریان در داربست افزایش می‌یابد. با این حال، توزیع سرعت در داربست‌ها تغییری نمی‌کند و کانتورهای سرعت همچنان مشابه حالت‌های قبلی باقی می‌مانند. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که افزایش سرعت ورودی سیال تأثیر قابل‌توجهی بر الگوی کلی کانتورهای سرعت ندارد، اما نوع سلول واحد بر تغییر شکل این کانتورها تأثیرگذار است.



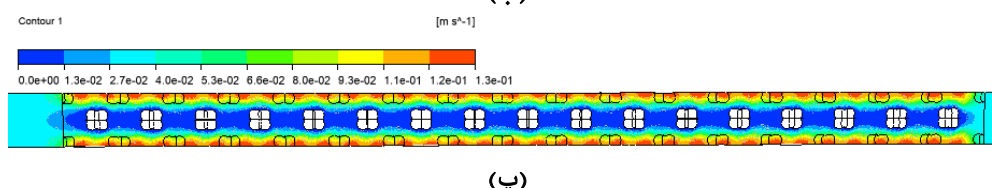
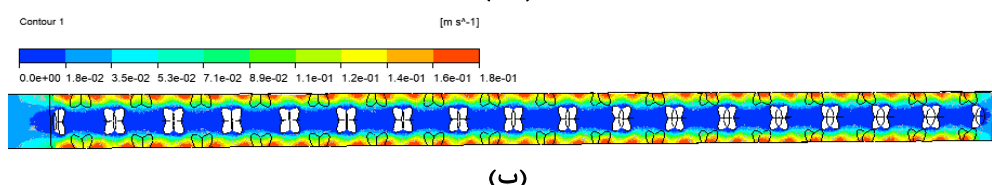
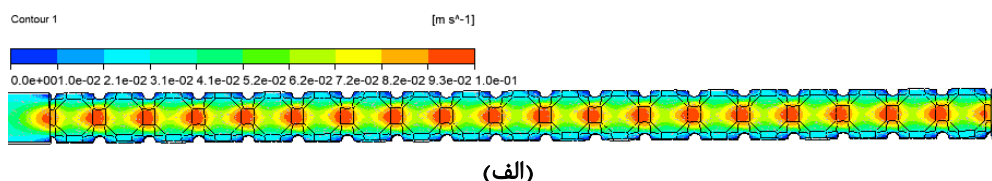
شکل ۱۰- مقایسه کانتورهای سرعت سیال در مقطع مرکزی داریست با عدد رینولدز 0.018 در برای (الف) مکعب برش خورده، (ب) الماسی، (پ) مکعبی مرکز پر، و (ت) تسراکت برای سرعت ورودی پایین 0.0001 متر بر ثانیه

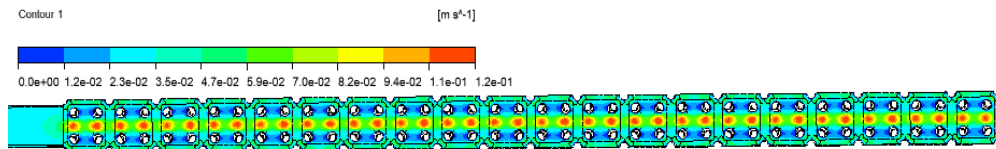
Figure 10: Comparison of velocity contour of the flow at the middle cross-section of the lattice structure for Reynolds number of 0.018 and for (a) truncated cube, (b) diamond, (c) BCC, and (d) tesseract unit cells. The inlet velocity is 0.0001 m/s



شکل ۱۱- مقایسه کانتورهای سرعت سیال در مقطع مرکزی داریست با عدد رینولدز 2.54 برای (الف) مکعب برش خورده، (ب) الماسی، (پ) مکعبی مرکز پر، و (ت) تسراکت برای سرعت ورودی میانه 0.014 متر بر ثانیه

Figure 11: Comparison of velocity contour of the flow at the middle cross-section of the lattice structure for Reynolds number of 2.54 and for (a) truncated cube, (b) diamond, (c) BCC, and (d) tesseract unit cells. The inlet velocity is 0.014 m/s

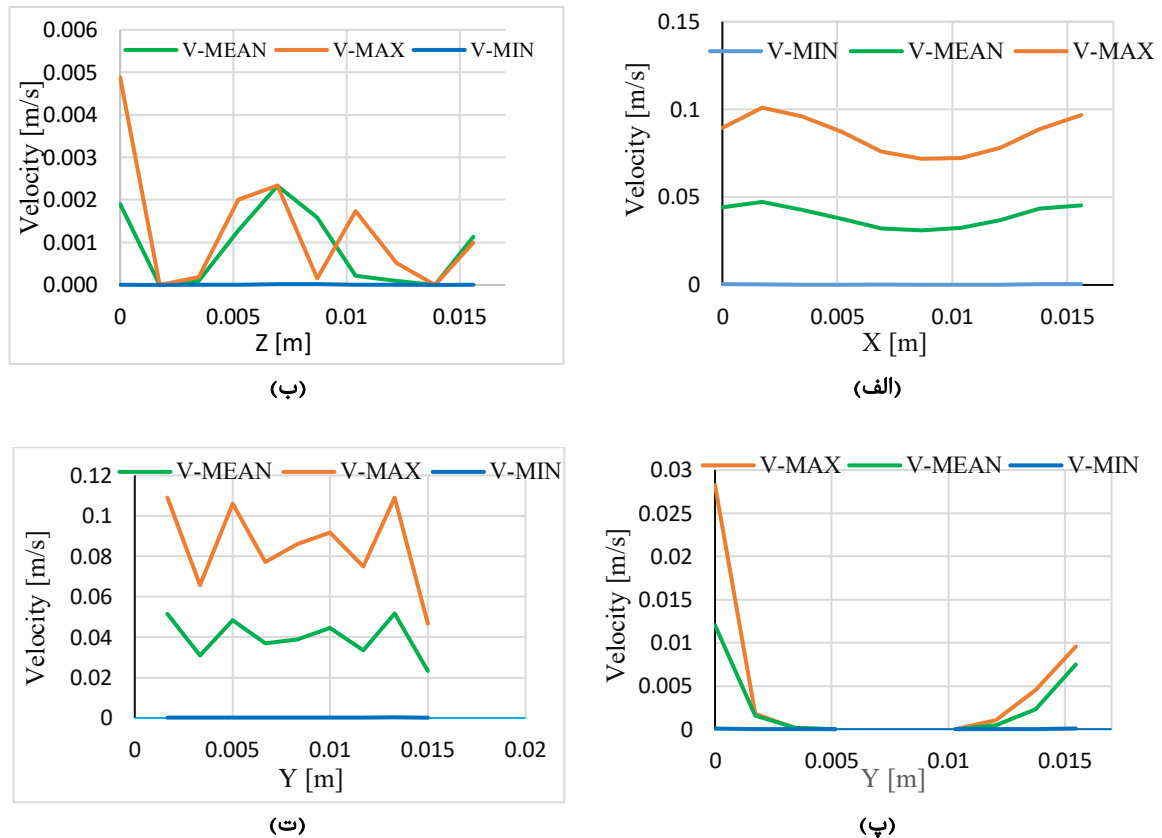




(ت)

شکل ۱۲- مقایسه کانتورهای سرعت سیال در مقطع مرکزی داربست با عدد رینولدز ۵/۴۵ برای (الف) مکعب برش خورده، (ب) الماسی، (پ) مکعبی مرکز پر، و (ت) تسراکت برای سرعت ورودی بالا ۰/۰۳ متر بر ثانیه

Figure 12: Comparison of velocity contour of the flow at the middle cross-section of the lattice structure for Reynolds number of 5.45 and for (a) truncated cube, (b) diamond, (c) BCC, and (d) tesseract unit cells. The inlet velocity is 0.03 m/s.



شکل ۱۳- مقایسه نمودارهای سرعت بر روی خط مرکزی برای سه سرعت پایین ۰/۰۰۰۱ متر بر ثانیه، سرعت میانه ۰/۰۱۴ متر بر ثانیه و سرعت بالا ۰/۰۳ متر بر ثانیه در (الف) مکعب برش خورده، (ب) الماسی، (پ) مکعبی مرکز پر، و (ت) تسراکت

Figure 13: Comparison of velocity variation at the centerline for low (0.0001 m/s), middle (0.014 m/s), and high (0.03 m/s) for lattice structures based on (a) truncated cube, (b) diamond, (c) BCC, and (d) tesseract unit cells.

- در مکعب برش خورده، تراوایی از مقدار $10^{-8} \times 1/11$ متر مربع به مقدار $10^{-8} \times 1/0.9$ متر مربع و بعد از آن در مرحله بعدی افزایش سرعت به $10^{-8} \times 1/0.4$ متر مربع رسید.
- در الماسی، تراوایی از مقدار $10^{-8} \times 1/2$ متر مربع، به مقدار $10^{-8} \times 1/201$ متر مربع و بعد از آن در مرحله بعدی افزایش سرعت به $10^{-8} \times 1/190$ متر مربع رسید.

باتوجه به اعداد تراوایی محاسبه شده برای هر سرعت ورودی دیده می شود که تغییر سرعت ورودی سیال تأثیر بسیار کمی بر تراوایی داربست ها داشته و این تغییرات عملاً ناچیز بوده است. همان طور که در بخش قبل مشاهده شد، با افزایش سرعت سیال، افت فشار در داربست ها به شکل قابل توجهی افزایش یافت. اما همین افزایش سرعت که در فرمول تراوایی نیز لحاظ می شود، توانسته اثر افت فشار را جبران کند. به همین دلیل، مقادیر تراوایی تغییرات بسیار کمی را نشان داده اند.

با توجه به نتایجی که در قسمت‌های قبل مشاهده شد، مدل کراس نسبت به مدل کرئو و ویسکوزیته‌ی ثابت با افت فشار بیشتری مواجه است. از آنجا که تراوایی با میزان افت فشار رابطه‌ای معکوس دارد، انتظار می‌رود تراوایی تمامی داربست‌ها در مدل کراس کمتر از مدل کرئو و ویسکوزیته‌ی ثابت باشد.

- در مکعبی برش خورده، تراوایی در حالت ویسکوزیته ثابت مقدار $10^{-8} \times 1/11$ مترمربع را داراست. سپس در مدل کرئو به مقدار $10^{-8} \times 1/16$ مترمربع و در مدل کراس به مقدار $10^{-8} \times 1/14$ مترمربع کاهش یافته است.
- در الماسی، تراوایی در حالت ویسکوزیته ثابت برابر با مقدار $10^{-8} \times 1/2$ مترمربع است. سپس در مدل کرئو به مقدار $10^{-8} \times 1/5$ مترمربع و در مدل کراس به مقدار $10^{-8} \times 1/2$ مترمربع کاهش یافت.
- در مکعبی مرکز پر، تراوایی در حالت ویسکوزیته ثابت برابر با مقدار $10^{-8} \times 1/33$ مترمربع است. سپس در مدل کرئو به مقدار $10^{-8} \times 1/7$ مترمربع و در مدل کراس به مقدار $10^{-8} \times 1/4$ مترمربع کاهش یافت.
- در تسراکت، تراوایی در حالت ویسکوزیته ثابت برابر با مقدار $10^{-8} \times 1/18$ مترمربع است. سپس در مدل کرئو به مقدار $10^{-8} \times 1/4$ مترمربع و در مدل کراس به مقدار $10^{-8} \times 1/2$ مترمربع کاهش یافت.

همان‌طور که پیش‌بینی می‌شد، در مدل کراس مقدار تراوایی داربست‌ها در هر چهار نوع سلول واحد کمتر از سایر مدل‌ها است. پس از آن، مدل کرئو بیشترین میزان تراوایی را دارد. در مدل جریانی ویسکوزیته ثابت تراوایی داربست‌ها نسبت به دو مدل دیگر بیشتر است.

- در مکعبی مرکز پر، تراوایی مقدار $10^{-8} \times 1/33$ مترمربع را در دو سرعت اولیه و میانه حفظ کرده است و بعد از آن در مرحله بعدی افزایش سرعت به $10^{-8} \times 1/32$ مترمربع رسید.
- در تسراکت، تراوایی از مقدار $10^{-8} \times 1/18$ به مقدار $10^{-8} \times 1/176$ مترمربع و بعد از آن در مرحله بعدی افزایش سرعت به $10^{-8} \times 1/17$ مترمربع رسید.

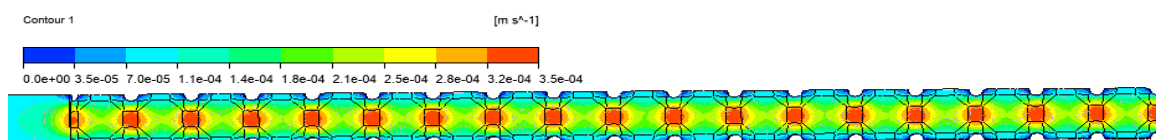
۵-۴- اثر مدل جریان

به دلیل اینکه ایمپلنت را برای استخوان‌های باقابلیت رگ‌زایی بررسی کرده‌ایم، سیال در تماس با داربست را خون انتخاب کرده‌ایم. برای بررسی دقیق‌تر جریان سیال، لازم است مدل‌های غیرنیوتنی خون نیز بررسی شوند، چون ویسکوزیته خون ثابت نیست و با تغییر تنش برشی تغییر می‌کند. مدل‌های غیرنیوتنی بررسی شده، مدل‌های کرئو و کراس هستند که با سرعت اولیه $0/0001$ متر بر ثانیه شبیه‌سازی شده و نتایج آن‌ها با حالت ویسکوزیته ثابت مقایسه شده‌اند.

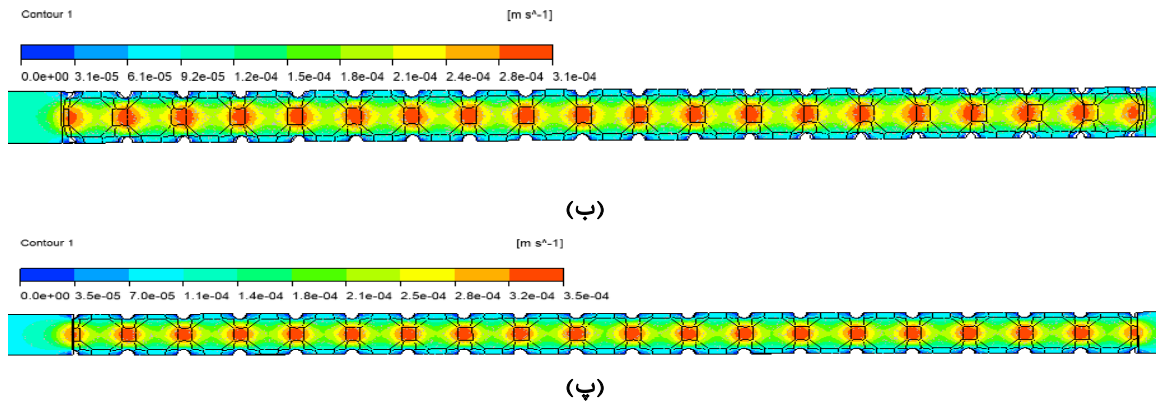
در اکثر تحقیقات انجام شده در رابطه با مدل‌سازی‌های داربست‌ها، سیال مورد نظر آب در نظر گرفته می‌شود و شبیه‌سازی‌ها با مشخصات فیزیکی این مایع انجام می‌شود [۲۷] و در مواردی دیگر به صورت مایع بین استخوانی مدل می‌شود. از آنجا که آب رفتاری نیوتنی دارد و ویسکوزیته‌ی ثابتی از خود نشان می‌دهد، مدل‌های غیرنیوتنی تاکنون به صورت تخصصی مورد بررسی قرار نگرفته‌اند. به همین دلیل، این بخش از پژوهش برای بررسی‌های تخصصی‌تر مورد استفاده قرار می‌گیرد و صحت‌سنجی و تحلیل آن به دلیل پیچیدگی مدل‌های غیرنیوتنی، دشوارتر است.

با توجه به شکل ۱۴ و شکل ۱۵، تحلیل تغییرات فشار نشان می‌دهد که در مکعب برش‌خورده، افت فشار در مدل کرئو و کراس بسیار بیشتر از حالتی است که سیال با ویسکوزیته ثابت مدل شده باشد. در حالت ویسکوزیته ثابت، افت فشار برابر $0/471$ پاسکال بوده، اما در مدل کراس این مقدار به $3/78$ پاسکال رسیده است. در مدل کرئو نیز افت فشار $3/25$ پاسکال ثبت شده است.

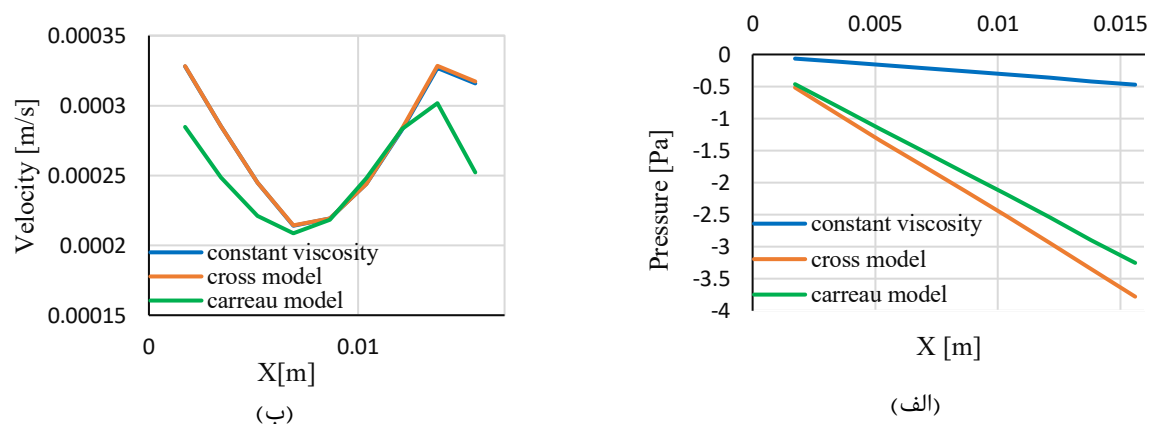
برای تغییرات سرعت، مشاهده می‌شود که مدل‌های کراس و ویسکوزیته ثابت مقادیر کاملاً یکسانی دارند. اما در مدل کرئو، سرعت کمتر است، با این حال روند تغییرات آن (افت و خیزها) مشابه دو مدل دیگر باقی مانده است.



(الف)



شکل ۱۴- مقایسه کانتورهای سرعت در مقطع مرکزی در مدل‌های (الف) ویسکوزیته ثابت، (ب) کرئو، (پ) کراس برای مکعب برش خورده
Figure 14: Comparison of velocity contours at the middle cross-section of the lattice structure based on truncate cube unit cell for (a) constant viscosity, (b) carreau, and (c) cross models.



شکل ۱۵- مقایسه تغییرات (الف) سرعت و (ب) فشار بر روی خط مرکزی برای مکعب برش خورده
Figure 15: Comparison of variations of (a) velocity and (b) pressure at the centerline of the truncated cube unit cell

۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، جریان سیال درون داربست‌های متخلخل به صورت عددی شبیه‌سازی شد و تأثیر عوامل مختلف از جمله نوع سلول واحد، سرعت ورودی سیال و مدل‌های جریان سیال بر پارامترهایی نظیر فشار، سرعت، خطوط جریان و تراوایی مورد بررسی قرار گرفت. جریان سیال در داخل داربست‌هایی با سلول‌های واحد مکعبی برش‌خورده، الماسی، مکعبی مرکز پر و تسراکت، با شرایط اولیه یکسان شبیه‌سازی شد.

داربست‌ها با سلول واحدهای تسراکت، الماسی، مکعبی مرکز پر و مکعبی برش‌خورده به ترتیب بیشترین افت فشار را تجربه کردند. با توجه به رابطه معکوس بین میزان افت فشار و تراوایی، مکعبی برش‌خورده بیشترین تراوایی را داشت، و پس از آن مکعبی مرکز پر و الماسی به ترتیب در رتبه‌های بعدی قرار گرفتند، در حالی که تسراکت کمترین تراوایی را نشان داد.

همچنین نتایج نشان داد که با افزایش سرعت اولیه در داربست‌ها، افت فشار به میزان قابل توجهی افزایش می‌یابد. با این حال، این

۶-۴ بحث و پیشنهادها

با توجه به نتایج به دست آمده، پیشنهاد می‌شود که در تحقیقات آینده، برای شبیه‌تر کردن شرایط به ایمپلنت‌های استخوانی و عمومی‌تر کردن نتایج، به جای در نظر گرفتن خون به عنوان سیال، از مایع بین استخوانی به عنوان شبیه‌ساز سیال استفاده شود. این تغییر سبب می‌شود که پژوهش از تحلیل مدل‌های غیرنیوتنی بی‌نیاز گردد و نتایج ساده‌تر و قابل تعمیم‌تری ارائه شود. علاوه بر این، برای طراحی ایمپلنت‌های متخلخل با تراوایی بهتر، توصیه می‌شود که از سلول واحد مکعبی برش‌خورده استفاده شود. این نوع سلول باعث می‌شود جریان سیال کمترین میزان افت فشار و خمیدگی جریان را تجربه کند و تراوایی داربست افزایش یابد. در نتیجه، هنگام کاشت ایمپلنت درون بدن انسان، سیال عبوری بهتر می‌تواند از داربست عبور کند و مواد مغذی را به سلول‌ها و بافت‌ها برساند، که این امر به رشد و ترمیم سریع‌تر استخوان‌ها کمک خواهد کرد.

- [4] R. Hedayati and M. Sadighi, "A micromechanical approach to numerical modeling of yielding of open-cell porous structures under compressive loads," *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, vol. 54, no. 3, pp. 769–781, 2016, doi: [10.15632/jtam-pl.54.3.769](https://doi.org/10.15632/jtam-pl.54.3.769).
- [5] H. Mehboob, A. Oulderyou, M. F. Ijaz, M. A. Mehboob, F. Abbassi, F. Ahmad, A. S. Khan, and S. Miran, "Bioinspired porous dental implants using the concept of 3D printing to investigate the effect of implant type and porosity on patient's bone condition," *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, vol. 29, no. 27, pp. 6011–6025, 2022, doi: [10.1080/15376494.2021.1971347](https://doi.org/10.1080/15376494.2021.1971347).
- [6] B. Peng, H. Xu, F. Song, P. Wen, Y. Tian, Y. F. Zheng and co-authors, "Additive manufacturing of porous magnesium alloys for biodegradable orthopedic implants: Process, design, and modification," *Journal of Materials Science & Technology*, vol. 182, pp. 79–110, 2024, doi: [10.1016/j.jmst.2023.08.072](https://doi.org/10.1016/j.jmst.2023.08.072).
- [7] R. Alkentar, N. Kladovasilakis, D. Tzetzis, and T. Mankovits, "Effects of pore size parameters of titanium additively manufactured lattice structures on the osseointegration process in orthopedic applications: a comprehensive review," *Crystals*, vol. 13, no. 1, p. 113, 2023, doi: [10.3390/cryst13010113](https://doi.org/10.3390/cryst13010113).
- [8] A. Parisien, M. S. ElSayed, and H. Frei, "Mature bone mechanoregulation modelling for the characterization of the osseointegration performance of periodic cellular solids," *Materialia*, vol. 25, p. 101552, 2022, doi: [10.1016/j.mtla.2022.101552](https://doi.org/10.1016/j.mtla.2022.101552).
- [9] S. Kligman, Z. Ren, C.-H. Chung, M. A. Perillo, Y.-C. Chang, H. Koo, Z. Zheng, and C. Li, "The impact of dental implant surface modifications on osseointegration and biofilm formation," *Journal of Clinical Medicine*, vol. 10, no. 8, p. 1641, 2021, doi: [10.3390/jcm10081641](https://doi.org/10.3390/jcm10081641).
- [10] R. Hedayati, A. Zadpoor, G. Pouran, Y. Li, H. Weinans, et al., "Analytical relationships for 2D Re-entrant auxetic metamaterials: An application to 3D printing flexible implants," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 143, p. 105938, 2023, doi: [10.1016/j.jmbbm.2023.105938](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105938).
- [11] U. A. Dar, H. H. Mian, M. Abid, A. Topa, M. Z. Sheikh, and M. Bilal, "Experimental and numerical investigation of compressive behavior of lattice structures manufactured through projection micro stereolithography," *Materials Today Communications*, vol. 25, p. 101563, 2020, doi: [10.1016/j.mtcomm.2020.101563](https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2020.101563).
- [12] N. Novak, O. Al-Ketan, L. Krstulović-Opara, R. Rowshan, R. K. Abu Al-Rub, and M. Vesenjak, "Quasi-static and dynamic compressive behaviour of sheet TPMS cellular structures," *Composite Structures*, vol. 266, p. 113801, 2021, doi: [10.1016/j.compstruct.2021.113801](https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2021.113801).

افزایش سرعت، تأثیر محسوسی بر روی تراوایی داربست‌ها نداشت. دلیل این امر آن است که با افزایش سرعت ورودی، افت فشار نیز به صورت متناسب افزایش یافته و در نتیجه تراوایی، که به رابطه بین سرعت جریان و افت فشار وابسته است، تغییر چشمگیری نشان نمی‌دهد. این نتایج نشان می‌دهد که تراوایی بیشتر تحت تأثیر ویژگی‌های هندسی و ساختاری داربست‌ها قرار دارد تا سرعت ورودی سیال.

از آنجا که داربست‌ها برای ایمپلنت‌های استخوانی با قابلیت رگ‌زایی مورد بررسی قرار گرفتند و سیال در تماس خون در نظر گرفته شد، لازم بود رفتارهای غیرنیوتنی خون نیز مورد ارزیابی قرار گیرند. در این پژوهش، دو مدل غیرنیوتنی کرئو و کراس بررسی شدند و نتایج حاصل با حالت ویسکوزیته ثابت مقایسه گردید. بر اساس نتایج به دست آمده، در تمامی سلول‌های واحد، سیال با مدل جریانی کراس افت فشار بیشتری نسبت به مدل کرئو و ویسکوزیته ثابت تجربه کرد. این یافته‌ها تأکید می‌کنند که در طراحی و تحلیل داربست‌های متخلخل برای کاربردهای پزشکی، در نظر گرفتن رفتار غیرنیوتنی خون می‌تواند تأثیر مهمی بر نتایج مدل‌سازی و پیش‌بینی‌های عملکردی داشته باشد.

تأییدیه‌های اخلاقی

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

تعارض منافع

تعارض منافعی برای اظهار وجود ندارد.

منابع مالی/حمایت‌ها

این پژوهش از منابع مالی/حمایت بهره نبرده است.

مراجع

- [1] R. Hedayati and S. M. F. A. Zare, "Effect of window geometry on strength of shaft part of femur bone," *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, vol. 59, no. 2, pp. 81–87, 2015, doi: [10.3311/PPme.7861](https://doi.org/10.3311/PPme.7861).
- [2] E. E. Bird, T. L. Kivell, and M. M. Skinner, "Cortical and trabecular bone structure of the hominoid capitate," *Journal of Anatomy*, vol. 239, no. 2, pp. 351–373, 2021, doi: [10.1111/joa.13437](https://doi.org/10.1111/joa.13437).
- [3] E. C. Herbst, A. A. Felder, L. A. E. Evans, S. Ajami, B. Javaheri, and A. A. Pitsillides, "A new straightforward method for semi-automated segmentation of trabecular bone from cortical bone in diverse and challenging morphologies," *Royal Society Open Science*, vol. 8, no. 8, p. 210408, 2021, doi: [10.1098/rsos.210408](https://doi.org/10.1098/rsos.210408).

- [20] Y. Zhang *et al.*, "Impacts of permeability and effective diffusivity of porous scaffolds on bone ingrowth: In silico and in vivo analyses," *Biomater. Adv.*, vol. 164, p. 213968, Nov. 2024.
- [21] C. M. Suryawanshi *et al.*, "Effective design and mechanical response of Gyroid lattice scaffold for orthopedic implants," *Manuf. Lett.*, vol. 35, pp. 493–501, Aug. 2023, doi: [10.1016/j.mfglet.2023.07.015](https://doi.org/10.1016/j.mfglet.2023.07.015).
- [22] B. Zeinali, H. Soleimani Jafarabadi, and M. Bazargan, "Novel equations for permeability and elastic modulus of triply periodic minimal surface scaffolds via experimental and numerical analysis," *Adv. Eng. Mater.*, vol. 27, no. 18, p. 2500414, 2025, doi: [10.1002/adem.202500414](https://doi.org/10.1002/adem.202500414).
- [23] Q. Zhang *et al.*, "Parametric design, mechanical properties and permeability of biomedical porous scaffolds based on typical structure units," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 22, no. 9, p. 2240063, Nov. 2022.
- [24] S. Truscello *et al.*, "Prediction of permeability of regular scaffolds for skeletal tissue engineering: a combined computational and experimental study," *Acta Biomater.*, vol. 8, no. 4, pp. 1648–1658, Apr. 2012, doi: [10.1016/j.actbio.2011.12.021](https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.12.021).
- [25] A. D'Orazio, A. Karimipour, and R. Ranjbarzadeh, "Lattice Boltzmann modelling of fluid flow through porous media: A comparison between pore-structure and representative elementary volume methods," *Energies*, vol. 16, no. 14, p. 5354, Jul. 2023, doi: [10.3390/en16145354](https://doi.org/10.3390/en16145354).
- [26] A. Sequeira and J. Janela, "An overview of some mathematical models of blood rheology," in *A Portrait of State-of-the-Art Research at the Technical University of Lisbon*, M. S. Pereira, Ed., Dordrecht: Springer, 2007, pp. 433–455, doi: [10.1007/978-1-4020-5690-1_22](https://doi.org/10.1007/978-1-4020-5690-1_22).
- [27] Y. Du *et al.*, "Finite element analysis of mechanical behavior, permeability of irregular porous scaffolds and lattice-based porous scaffolds," *Mater. Res. Express*, vol. 6, no. 10, p. 105407, Sep. 2019.
- [13] D. A. Deporter, P. A. Watson, R. M. Pilliar, M. L. Chipman, and N. Valiquette, "A histological comparison in the dog of porous-coated vs. threaded dental implants," *J. Dent. Res.*, vol. 69, no. 5, pp. 1138–1145, 1990.
- [14] R. Hedayati, A. Yousefi, and M. Bodaghi, "Sandwich structures with repairable cores based on truncated cube cells," *Compos. Part B Eng.*, vol. 243, p. 110124, 2022, doi: [10.1016/j.compositesb.2022.110124](https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2022.110124).
- [15] Z. Xiao, Y. Yang, R. Xiao, Y. Bai, C. Song, and D. Wang, "Evaluation of topology-optimized lattice structures manufactured via selective laser melting," *Materials & Design*, vol. 143, pp. 27–37, 2018.
- [16] N. Ghavidelnia, R. Hedayati, M. Sadighi, and M. Mohammadi-Aghdam, "Development of porous implants with non-uniform mechanical properties distribution based on CT images," *Appl. Math. Modell.*, vol. 83, pp. 801–823, 2020, doi: [10.1016/j.apm.2020.03.002](https://doi.org/10.1016/j.apm.2020.03.002).
- [17] N. Ghavidelnia, S. Jedari Salami, and R. Hedayati, "Analytical relationships for yield stress of five mechanical meta-biomaterials," *Mech. Based Des. Struct. Mach.*, vol. 48, no. 4, pp. 1–23, 2020, doi: [10.1080/15397734.2020.1807363](https://doi.org/10.1080/15397734.2020.1807363).
- [18] D. Ali, A. Ali, A. Khan, and R. K. Abu Al-Rub, "Permeability and fluid flow-induced wall shear stress in bone scaffolds with TPMS and lattice architectures: A CFD analysis," *European Journal of Mechanics – B/Fluids*, vol. 79, pp. 376–385, 2020, doi: [10.1016/j.euromechflu.2019.09.015](https://doi.org/10.1016/j.euromechflu.2019.09.015).
- [19] A. Timercan, V. Sheremetyev, and V. Brailovski, "Mechanical properties and fluid permeability of gyroid and diamond lattice structures for intervertebral devices: Functional requirements and comparative analysis," *Science and Technology of Advanced Materials*, vol. 22, no. 1, pp. 285–300, 2021, doi: [10.1080/14686996.2021.1907222](https://doi.org/10.1080/14686996.2021.1907222).