

بررسی عددی تأثیر گرفتگی رگ روی تنش و دمای جریان خون تحت یک شار حرارتی ثابت

چکیده: یکی از رایج‌ترین بیماری‌های قلبی - عروقی گرفتگی رگ‌ها می‌باشد. در این پژوهش جریان خون با مدل‌های مختلف لزجت در یک رگ دارای گرفتگی با فرض دیواره بررسی شده است. هندسه گرفتگی با رابطه کسینوسی مدل شده است. معادلات مسأله شامل پیوستگی، ممنتوم، انرژی، قانون هوک برای ماده الاستیک خطی و روش (ALE) برای برهم کنش سیال - جامد به صورت کد المان محدود تعریف و حل شده‌اند. نتایج نشان داد، دیواره رگ در نزدیکی گرفتگی بیش‌ترین جابجایی را دارد. فرض بر هم‌کنش سیال - جامد باعث کاهش تنش برشی دیواره می‌گردد. برای مثال، بیشینه مقدار تنش برشی دیواره در ناحیه گرفتگی با مدل لزجت کاریو از $2/32$ به $2/23$ و با مدل لزجت نیوتنی از $2/1$ به 2 کاهش می‌یابد. همچنین مشاهده گردید، اعمال شار حرارتی در سطح بیرونی دیواره رگ باعث افزایش قابل ملاحظه‌ای دمای جریان خون و دیواره در ناحیه گرفتگی می‌شود.

واژه‌های راهنما: گرفتگی، غیر نیوتنی، جریان خون، تنش برشی دیواره، ماده الاستیک خطی.

مه‌دی کیهانپور

دانشجوی دکتری

فاطمه السادات

میرعبدینی

کارشناس

مجید قاسمی*

استاد،

دانشکده مهندسی مکانیک،

دانشگاه صنعتی خواجه

نصیرالدین طوسی، تهران

مقاله علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۰/۰۲/۲۱

پذیرش: ۱۴۰۰/۰۸/۱۰

**Mahdi
Keyhanpour**
PhD Student

**Fatemeh Sadat
Mirabedini**
BSc

Majid Ghasemi *
Professor, Department
of Mechanical
Engineering, K. N. T.
University of
Technology, Tehran

Numerical study of the effect of stenotic artery on stress and blood flow temperature under a constant heat flux

Abstract: One of the most common cardiovascular diseases is stenotic arteries. In this study, blood flow with different models of viscosity in a stenotic artery with the assumption of a wall has been investigated. Stenosis geometry is modeled by cosine relation. For the problem equations including continuity, momentum, energy, Hooke's law for linear elastic material, and the method (ALE) for fluid-solid interaction are defined and solved as finite element code. The results showed that the vessel wall had the most displacement near the stenosis region. Assuming the fluid-solid interaction reduces the wall shear stress. For example, the maximum wall shear stress in the stenotic region decreases from 2.32 to 2.23 with Carreau viscosity and from 2.1 to 2 with Newtonian viscosity. It was also observed that applying heat flux on the outer surface of the vessel wall causes a significant increase in blood flow and the wall temperature in the stenotic region.

Keywords: Stenosis, non-Newtonian, Blood Flow, Wall Shear Stress, Linear Elastic Material.

۱- مقدمه

نامنظم در قالب هندسه دو بعدی و خون با مدل نیوتنی عمومی شده^۳ شبیه‌سازی گردید. آن‌ها نشان دادند که سرعت و فشار جریان خون در پایین دست تحت تأثیر نوع گرفتگی می‌باشد. آن‌ها نتیجه گرفتند که افت فشار کمتری در حالت گرفتگی نامنظم اتفاق می‌افتد. در نهایت محل‌ها جدایش جریان در پایین دست را در حالت‌های مختلف گرفتگی گزارش کردند و نشان دادند این پدیده تابعی از مدل غیرنیوتنی خون، انحنای دیواره و ناپایداری جریان می‌باشد [۴]. بهاتناگار و همکارانش، اثر شکل گرفتگی و سرعت لغزشی دیواره در ناحیه گرفتگی را بر روی جریان خون بررسی کردند. در این پژوهش لزجت خون با استفاده از مدل باکینگهام- پلاستیک و هندسه گرفتگی با معادله چند جمله‌ای شبیه‌سازی گردید. آن‌ها نتیجه گرفتند که ارتفاع و انحنای گرفتگی، سرعت لغزشی، ضریب لزجت و تنش برشی عواملی هستند که به‌طور کیفی و کمی بر روی رژیم جریان اثر قابل توجهی می‌گذارند. در نهایت آن‌ها محدوده‌ای را که دبی جریان خون در آن ناحیه کم می‌باشد را برای بررسی‌ها پزشکی ارائه دادند [۵]. یان و همکارانش، جریان غیرنیوتنی خون را در یک رگ دارای گرفتگی در حضور شار حرارتی از دیواره، بررسی کردند. در این پژوهش لزجت خون با مدل سیسکو با ثابت‌های مختلف شبیه‌سازی گردید. برای بررسی اثر گرفتگی آن‌ها از هندسه گرفتگی با مدل مخروطی و زاویه‌های متفاوت استفاده کردند. آن‌ها نتیجه گرفتند که اعمال شار حرارتی دیواره بر روی سرعت جریان تأثیری نخواهد داشت. افزایش زاویه گرفتگی موجب کاهش دمای جریان خون در ناحیه گرفتگی می‌شود که نشان می‌دهد خون انرژی کمتری را در این حالت دریافت می‌کند. در حالت غیرنیوتنی دمای خون در مقایسه با حالت نیوتنی افزایش بیشتری می‌یابد. در نهایت آن‌ها نشان دادند که کوچکترین تغییری در رژیم جریان خون می‌تواند الگوی توزیع دما را دچار تغییر کند [۶]. جهان‌گیری و همکارانش، اثر شش مدل متفاوت لزجت خون را بر رژیم جریان خون در حالت نوسانی بررسی کردند. در این پژوهش هندسه گرفتگی با استفاده از معادله کسینوسی و با مقادیر گرفتگی ۳۰، ۵۰ و ۷۰ درصد گرفتگی شبیه‌سازی گردید. آن‌ها نتیجه گرفتند در حالت غیرنیوتنی توانی، ضریب اهمیت غیرنیوتنی^۴ مقدار بیشتری را نشان می‌دهد. در حالت توانی و والبرن-اشنک^۵ کمترین سرعت محوری، کمترین اختلاف بین فشار ورودی و خروجی و کمترین تنش برشی دیواره اتفاق می‌افتد. همچنین آن‌ها قهמידند که در

بیماری‌های قلبی-عروقی علت بسیاری از مرگ و میرها می‌باشند. یک نمونه شایع از بیماری‌های قلبی-عروقی تجمع مولکول‌های چربی در دیواره رگ‌ها می‌باشد. این پدیده باعث سخت شدن دیواره درونی رگ و کاهش قطر آن می‌گردد. این تغییر اندازه رگ بر روی جریان خون اثر می‌گذارد که می‌تواند سلامت شخص بیمار را به خطر بیندازد. در این حوزه پژوهش‌های عددی و آزمایشگاهی گوناگونی برای بررسی تغییرات ناشی از گرفتگی صورت گرفته است. سرعت جریان خون درون رگ‌ها (دستگاه گردش خون) می‌تواند شاخصه مناسبی برای بررسی آسیب در نواحی قلب و عروق باشد. بدین صورت که سرعت جریان خون و تغییرات آن با اثرگذاری بر روی دیواره داخلی رگ، می‌تواند اثرات متفاوتی بر روی آن بگذارد. بر این اساس مطالعه و شبیه‌سازی بر روی جریان خون و اثرات آن بر روی سیستم گردش خون از موضوعاتی است که می‌تواند در پیش بینی آسیب به ما کمک کند [۱]. احمد و همکارانش، یک رگ دارای گرفتگی را به‌صورت آزمایشگاهی با استفاده از داپلر لیزری بررسی کردند. برای شرط مرزی ورودی با استفاده از یک پمپ، سرعت نوسانی را اعمال کردند. آن‌ها رژیم‌های جریان خون را در مقادیر مختلف گرفتگی با تکنیک داپلر لیزری، عکس برداری کردند. در بررسی اثر حالت‌های مختلف گرفتگی بر روی جریان به این نتیجه رسیدند که پس از گرفتگی ۷۵ درصد، جریان خون دچار آشفتگی می‌شود [۲]. قالیچی و همکاران با استفاده از مدل جریان آشفته رینولدز پایین^۱، جریان خون را در یک رگ دارای گرفتگی بررسی کردند. در این پژوهش هندسه به‌صورت دو بعدی و خون با فرض نیوتنی بودن شبیه‌سازی شد. آن‌ها نتیجه گرفتند که جریان خون در بالادست آرام می‌ماند ولی در پایین دست به‌صورت تابعی از رینولدز و مقدار گرفتگی ممکن است در ناحیه گذرا یا آشفته قرار داشته باشد. به عنوان مثال در حالت رینولدز ۴۰۰ و گرفتگی ۷۵ درصد، جریان خون در پایین دست آشفته می‌گردد. در نهایت آن‌ها تطابق خوبی بین نتایج آزمایشگاهی و شبیه‌سازی خود پیدا کردند که حاکی از آن بود که در برخی موارد مانند رینولدزهای بالا یا گرفتگی‌های شدید، به‌جای مدل آرام بهتر است از مدل‌های آشفته استفاده کرد [۳]. ساری‌فادین و همکارانش در حالت‌های مختلف گرفتگی رفتار جریان خون در رگ را به‌صورت عددی بررسی کردند. در این پژوهش گرفتگی‌های کسینوسی، نرم^۲ و

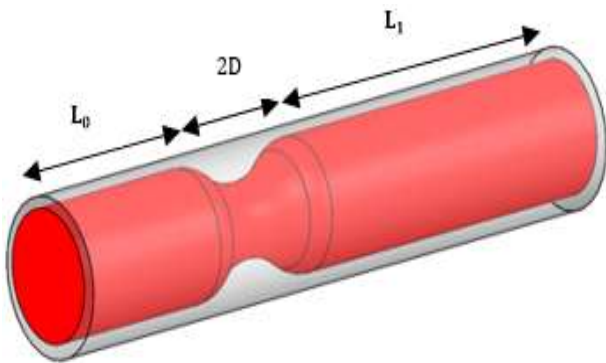
⁴ Global Non-Newtonian Importance Factor⁵ Walburn-Schneck¹ Low Reynolds Turbulence Model² Smooth³ Generalized Newtonian Model

متفاوت لزجت خون بر غلظت نانوذرات در مویرگ و گرمادرمانی بافت سرطانی اثرگذار است [۱۱].

در این پژوهش، یک رگ دارای گرفتگی با فرض بر هم‌کنش سیال-جامد ۲ و تحت اثر شار حرارتی ثابت با استفاده از یک کد المان محدود شبیه‌سازی شده است. لزجت دینامیکی جریان خون به‌عنوان مشخصه اثرگذار در شبیه‌سازی و تحلیل رگ، با مدل‌های تابع دما، نرخ برش و هماتوکریت تعریف شده است. در پایان، عبارت‌های جابجایی رگ، تنش وارد بر دیواره، تنش برشی دیواره ۳، سرعت، فشار و دمای جریان خون به‌عنوان نتایج مسأله مورد بحث و بررسی قرار گرفته‌اند.

۲- هندسه شکل

در این پژوهش، از هندسه سه‌بعدی یک سرخرگ با گرفتگی کسینوسی مطابق شکل ۱ استفاده شده است. ابعاد هندسه مذکور و همچنین معادله مربوط به گرفتگی از کار آزمایشگاهی شعیب و همکاران به‌دست آورده شده است [۱۲]. ضخامت دیواره رگ ۱ میلی‌متر فرض شده است.



شکل ۱ هندسه سه‌بعدی مسأله

معادله کسینوسی گرفتگی رگ و همچنین اندازه عبارت‌های مشخص شده در شکل ۱ در جدول ۱ بیان شده است. معادله گرفتگی هندسه [۱]:

$$y = \left(\frac{D}{2}\right) \left(1 - \left(\frac{Sc}{2}\right) \left(1 + \cos\left(\frac{\pi x}{2D}\right)\right)\right) \quad (1)$$

دبی جریانی بالا، رفتار خون به حالت نیوتنی و در دبی‌های پایین-تر به حالت غیرنیوتنی میل می‌کند. براین اساس مدل توانی با توجه به حساسیت بالا و مدل والبرن-اشنک به دلیل عدم حساسیت به تغییر دبی، مدل‌های مناسبی نیستند [۷]. مالوتا و همکارانش اثر دبی جریان، ضربان قلب، هندسه رگ و درجه گرفتگی را در یک رگ کرونری بررسی کردند. خون به صورت سیال نیوتنی و دیواره رگ به صورت صلب مدل‌سازی گردید. آن‌ها نتیجه گرفتند با افزایش مقدار گرفتگی، تنش برشی دیواره در کرونر افزایش می‌یابد و همچنین پروفایل سرعت پهن‌تر می‌شود و لایه مرزی ویسکوز نیز نازک می‌گردد. در پایان در سه حالت رگ صاف، انحنا دار و شاخه‌ای تغییرات تنش برش دیواره و سرعت جریان خون با یکدیگر مقایسه و مکان‌هایی که در آن‌ها تنش برشی دیواره بیشینه می‌باشد، تعیین گردید [۸]. بیگلریان و همکارانش، تنش برشی دیواره نرمال ۱ و سرعت جریان خون را در یک رگ دارای گرفتگی به صورت سه بعدی مورد بررسی قرار دادند. در این پژوهش هندسه رگ به صورت انحنا دار و خون با لزجت نیوتنی به صورت نوسانی مدل‌سازی شده است. آن‌ها تنش برشی دیواره نرمال را برای نقاط مختلف رگ محاسبه کردند و نواحی از رگ که تنش برشی دیواره در آن بیشینه بود را گزارش دادند. همچنین مشاهده شد که در زمان‌های مختلف در سیکل سرعت نوسانی، تنش برشی دیواره بیشینه در مرکز ناحیه گرفتگی اتفاق می‌افتد [۹]. جمالی و همکارانش، انتقال حرارت در یک رگ دو شاخه دارای گرفتگی را بررسی کردند. آن‌ها در این پژوهش رگ را به صورت دو بعدی با دیواره صلب و خون را با فرض سیال نیوتنی شبیه‌سازی کردند. دمای ورودی رگ ۳۷ درجه سانتی‌گراد و دمای دیواره رگ در نقاط مختلف به صورت یکنواخت، در مقادیر بالاتر فرض شد. در شرط مرزی ورودی، سیال به صورت جریان آرام و با سرعت یکنواخت قرار داده شد. آن‌ها نتیجه گرفتند که مکان و شکل گرفتگی بر خطوط جریان و پروفایل‌های دما و سرعت تأثیر گذار است. همچنین پروفایل‌های سرعت و دما را در حالت‌های مختلف دمای دیواره، سرعت ورودی و شکل گرفتگی گزارش کردند. در پایان پیرامون مزایای این پژوهش برای استفاده در گرما یا سرما درمانی و اثرات آن بر جریان خون بحث شد [۱۰]. کیهانپور و همکارانش، اثر نانوذرات مغناطیسی را در یک مویرگ سرطانی با فرض مدل لزجت کاریو برای خون بررسی نمودند. نتایج نشان داد، فرض مدل‌های

³ Wall Shear Stress

¹ Normalize Wall Shear Stress

² Fluid- Structure Interaction

است. در این پژوهش از مقدار چگالی ۱۰۶۰ کیلوگرم بر مترمکعب استفاده شده است. در جدول ۲ نام مدل‌ها و معادله‌های مربوطه آورده شده است [۱۵، ۱۶].

جدول ۲ معادله‌های لزجت دینامیکی

مدل‌های لزجت	رابطه لزجت (Pa.s)
کاریو	$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) (1 + (\dot{\gamma}\lambda)^2)^{\frac{n-1}{2}}$
توانی	$\mu(\dot{\gamma}, T) = K e^{\left(\frac{T_0}{T}\right)} \dot{\gamma}^{n-1}$
نیوتنی	ثابت
انشتین	$\mu = \mu_p \left(\frac{1}{1 + \alpha Htc} \right)$

در جدول ۲، در معادله لزجت کاریو، λ و n به ترتیب زمان آسایش و شاخص توانی می‌باشند. معادله کاریو صرفاً تابع نرخ برش می‌باشد [۱۶]. در معادله توانی تابع دما، T_0 دمای مرجع می‌باشد که برای بدن انسان ۳۷ درجه سلسیوس فرض می‌شود. در معادله انشتین Htc و μ_p به ترتیب هماتوکریت خون و لزجت دینامیکی پلاسما می‌باشند. α ضریب لزجت است که به صورت ذیل محاسبه می‌گردد [۱۷]:

$$\alpha = 0.076 \left(e^{\left(2.49Htc + \frac{1107}{T} e^{-1.69Htc} \right)} \right) \quad (4)$$

۲-۳- انرژی

با توجه به وجود شار حرارتی در دیواره رگ، برای بررسی توزیع دما در رگ و همچنین اثر حرارت، معادله انرژی را برای جریان خون و بافت اطراف آن حل و بررسی می‌کنیم. معادله انرژی به صورت زیر می‌باشد [۱۸]:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p (V_f \cdot \nabla T) + \nabla \cdot (-k \nabla T) = 0 \quad (5)$$

در معادله فوق، C_p ، k و T به ترتیب ضریب هدایت حرارتی، ظرفیت گرمایی ویژه و دما می‌باشند [۱۹].

۳-۳- برهم کنش سیال - جامد

برای حل معادله مربوط به برهم کنش سیال و جامد، از روش ALE^۱ استفاده شده است. در این روش سلول‌های محاسباتی

جدول ۱ مقادیر مربوط به هندسه مسأله

اندازه	پارامتر
mm	
۱۹۰	طول رگ پیش از گرفتگی (L_0)
۹۴	طول رگ پس از گرفتگی (L_1)
۸	قطر رگ (D)
۰/۵۰	نسبت سطح مقطع گرفتگی به سطح مقطع رگ (Sc)

۳- معادلات

در این بخش، معادلات حاکم بر فیزیک‌های مختلف مسأله شامل سیال، انتقال حرارت و دیواره رگ تعریف می‌گردد. عبارت‌های هر معادله و مقدار آن نیز مشخص می‌شود.

۳-۱- جریان خون و لزجت

در این قسمت معادلات حاکم بر جریان خون و لزجت دینامیکی آن بیان شده است. با فرض خون به عنوان سیال تراکم‌ناپذیر، برای تحلیل میدان جریان، معادلات پیوستگی و ممنتوم به صورت ذیل می‌باشد [۱۳]:

$$\nabla \cdot V_f = 0 \quad (2)$$

$$\rho \frac{DV_f}{Dt} = -\nabla P + \nabla \cdot \tau \quad (3)$$

در معادلات فوق P ، V_f ، ρ و τ به ترتیب فشار، سرعت، چگالی و تنش برشی وارد بر جریان سیال می‌باشند. شبیه‌سازی جریان خون همیشه از کارهای چالش برانگیز در کارهای عددی بوده است. خون یک سوسپانسیون غلیظ از سلول‌ها و مولکول‌های مختلف است که رفتار خون را در شرایط گوناگون، پیچیده می‌کنند. گلبول‌های قرمز و سفید، پلاکت‌ها، پروتئین‌ها و یون‌های محلول در پلاسما همگی بر شبیه‌سازی دقیق رفتار خون تأثیرگذار هستند. برای بررسی رفتار جریان خون، لزجت از ویژگی‌های مهم و اساسی می‌باشد. لزجت جریان خون به عنوان یک پارامتر مهم در شبیه‌سازی تابعی از موارد گوناگونی هم‌چون گلبول‌های قرمز، نرخ برش، هماتوکریت، دما و ... می‌باشد. بدین منظور سعی شده است برای بررسی جامع رفتار خون، مدل‌های مختلف لزجت در نظر گرفته شود [۱۴]. از دیگر ویژگی‌های سیالاتی مهم خون، چگالی می‌باشد که تابعی از هماتوکریت خون

¹ Arbitrary Lagrangian- Eulerian

$$\sigma_s = 2G_s \varepsilon_s - \psi_s \text{tra}(\varepsilon_s) I \quad (12)$$

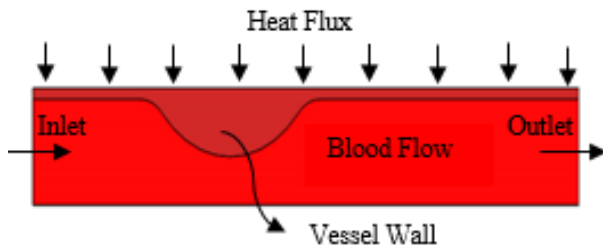
ψ_s و G_s عبارت‌های اول و دوم لامه^۸ هستند که به صورت زیر محاسبه می‌شوند:

$$G_s = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (13)$$

$$\psi_s = \frac{2G_s}{1-2\nu} \quad (14)$$

۴- شرط مرزی و روش حل

در شکل ۲، نمای دو بعدی رگ به همراه شرایط مرزی نشان داده شده است. محور پایین در شکل ۲، محور تقارن هندسه می‌باشد.



شکل ۲ نمای دو بعدی هندسه مسأله

برای حل معادله پیوستگی و مومنتوم و بررسی میدان جریان خون، در ورودی رگ، شرط مرزی سرعت توسعه یافته با مقدار میانگین ۰/۰۹۵ متر بر ثانیه و در خروجی شرط مرزی فشار ثابت قرار داده شده است. برای حل معادله انرژی و بررسی توزیع دما، در ورودی رگ دمای ثابت ۳۱۰ کلوین و در خروجی رگ، شرط مرزی انتقال حرارت هدایتی برابر صفر (انتقال حرارت جابجایی غالب است) اعمال شده است. همچنین، در سطح بیرونی رگ شار حرارتی ۵ کیلو وات بر متر مربع تعیین شده است. دمای اولیه بافت و جریان خون ۳۱۰ کلوین فرض شده است [۶، ۱۲].

۴-۱- حل عددی

معادلات مذکور، به صورت کوپل در نرم افزار حل عددی کامسول به صورت کد المان محدود تعریف و حل شده‌اند. برای بررسی استقلال از شبکه، تنش برشی دیواره^۹ با مدل لزجت نیوتنی و

آزادانه^۱ می‌توانند جابجا شوند. مهم‌ترین نتیجه امکان جابجایی شبکه‌بندی محاسباتی این است که در مختصات جدید ناشی از تغییر شکل دیواره رگ، معادلات حل می‌شوند. بنابراین برای حل سیستم معادلات سطح تماس سیال- جامد^۲ دو شرط مرزی لازم است. نخست، در سطح تماس جریان خون و دیواره رگ، سرعت هر دو یکسان می‌باشد. دوم، نیروهایی که در سطح تماس بین جریان خون و دیواره رگ وارد می‌شوند، هم‌راستا و خلاف جهت یکدیگر می‌باشند. شرط‌های مرزی مذکور به صورت زیر نوشته می‌شوند [۲۰]:

$$V_s(r^*) = V_f(r^*), (r^* \in I_{fs}) \quad (6)$$

$$F_s(r^*) = F_f(r^*), (r^* \in I_{fs}) \quad (7)$$

I_{fs} سطح تماس جریان خون و دیواره رگ و r^* یک نقطه روی این سطح می‌باشد. برای شبیه‌سازی دیواره رگ، از مدل الاستیک خطی^۳ استفاده شده است. مدول یانگ^۴ (E) دیواره ۷۰۰ کیلو نیوتن بر متر مربع و نسبت پواسون^۵ (ν) آن ۰/۴۹ می‌باشد [۲۱]. حرکت دیواره الاستیک رگ با معادله (۸) زیر بررسی می‌گردد [۲۲]:

$$\rho_s \frac{\partial^2 L_s}{\partial t^2} = \nabla \cdot \sigma_s \quad (8)$$

در معادله فوق، ρ_s چگالی دیواره رگ، L_s بردار جابجایی و σ_s تنش آن می‌باشد. اگر تنشور تنش ایزوتروپیک^۶ فرض شود، قانون هوک به صورت رابطه زیر در می‌آید [۲۳، ۲۴]:

$$\sigma_s^* = 2G_s \varepsilon_s^* \quad (9)$$

در رابطه ۹، σ_s^* و ε_s^* به ترتیب تنشور تنش^۷ و کرنش انحراف می‌باشند که به صورت ذیل محاسبه می‌گردند:

$$\sigma_s^* = \sigma_s - \frac{1}{3} \text{tra}(\sigma_s) I \quad (10)$$

$$\varepsilon_s^* = \varepsilon_s - \frac{1}{3} \text{tra}(\varepsilon_s) I \quad (11)$$

در روابط ۱۰ و ۱۱، I ماتریس واحد و $1/3 \text{tra}(\sigma_s)$ میانگین تنشور تنش در نقطه و $\text{tra}(\varepsilon_s)$ تغییرات کرنش بر واحد حجم می‌باشد. با جایگذاری روابط ۱۰ و ۱۱ در رابطه ۹، رابطه ذیل به دست می‌آید:

⁶ Isotropic

⁷ Deviation Stress Tensor

⁸ Lamé parameters

⁹ Wall Shear Stress

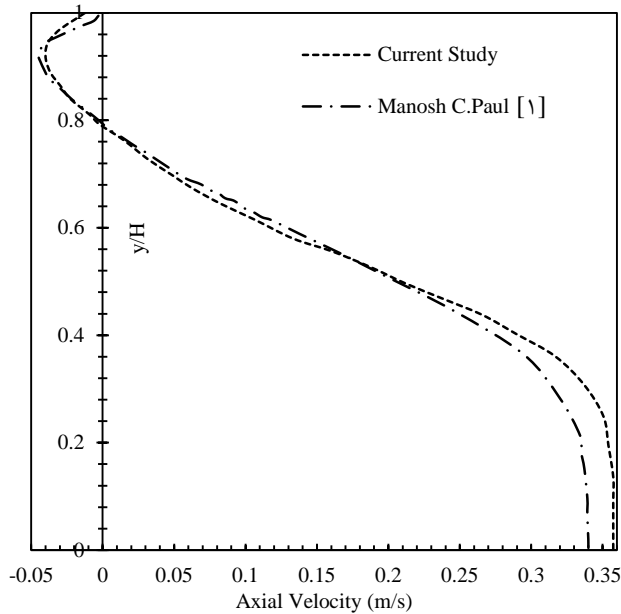
¹ Moving Mesh

² Fluid- Structure Interface

³ Linear Elastic

⁴ Young Module

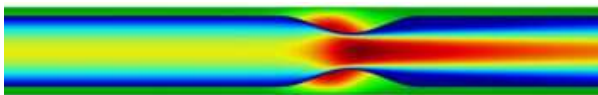
⁵ Poisson ratio



شکل ۴ اعتبار سنجی [۱]

۵- نتایج

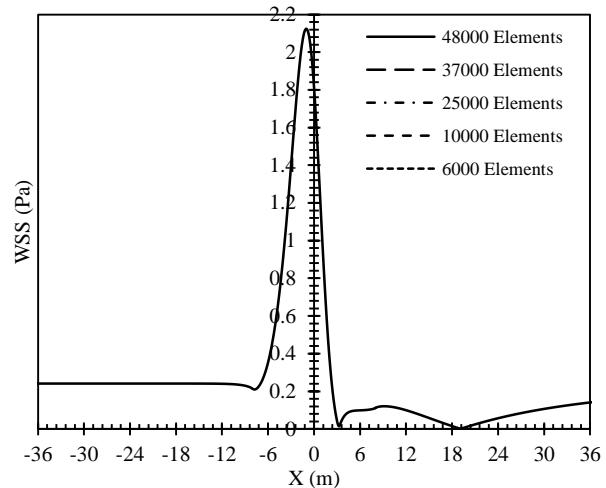
ابتدا با مدل لزجت غیرنیوتنی، جریان خون در ناحیه گرفتگی بررسی شده است.



شکل ۵ سرعت جریان خون و جابجایی دیواره رگ، با لزجت نیوتنی و ضخامت دیواره یک میلی‌متر

کانتور شکل ۵ نشان می‌دهد که سرعت در ناحیه گرفتگی با کاهش سطح مقطع به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌یابد. همچنین بیشترین جابجایی در دیواره رگ در این ناحیه رخ می‌دهد. افزایش سرعت جریان خون در این ناحیه طبق قانون بقای جرم، قابل پیش بینی بود و این افزایش سرعت با مومنتم بیشتر باعث ایجاد نیروی بیشتر به دیواره و در نتیجه جابجایی بیشتر آن می‌شود.

ضخامت دیواره ۱ میلی‌متر را در تعداد متفاوت مش، محاسبه نموده و در نمودار شکل ۳ نمایش دادیم. همانطور که در نمودار مشهود است وقتی تعداد سلول‌های محاسباتی از ۲۵۰۰۰ عدد فراتر می‌رود تقریباً نمودارها در نقاط مختلف با یکدیگر هم-پوشانی دارند لذا در این پژوهش برای محاسبه خروجی‌های مختلف از مش با تعداد ۳۷۰۰۰ استفاده شده است.

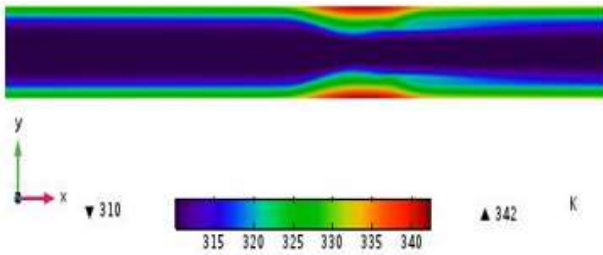


شکل ۳ نمودار تنش برشی دیواره با تعداد سلول‌های محاسباتی متفاوت

۴-۲- اعتبار سنجی

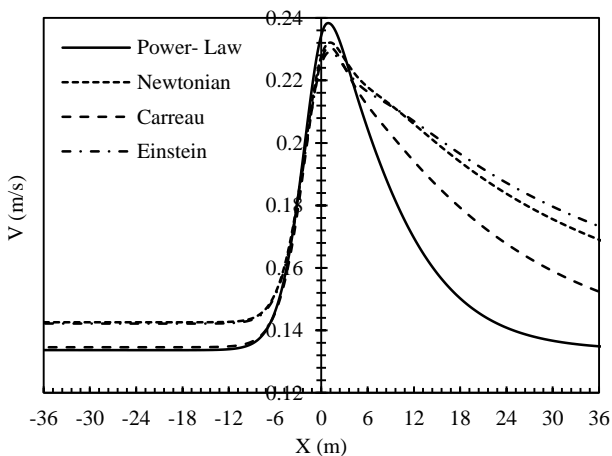
به منظور اعتبار سنجی کار مانوش پاول با نرم افزار عددی کامسول شبیه‌سازی شد. در پژوهش مذکور جریان خون با فرض سیال یکنواخت و نیوتنی، در یک سرخرگ دارای گرفتگی کسینوسی (انحنادار) بررسی شده است. سرعت جریان خون در ناحیه گرفتگی در دو حالت با یکدیگر مقایسه شده است و نمودار آن در شکل ۴ آمده است. همانطور که مشخص است نتایج دارای اختلاف اندکی می‌باشند [۱]. در کار پاول از روش کنترل محدود استفاده شده حال آنکه نرم افزار کامسول از روش المان محدود برای حل معادلات استفاده می‌کند.

جریان خون نیز به دلیل تغییرات مومنتوم، افزایش انرژی در دیواره رخ می‌دهد.

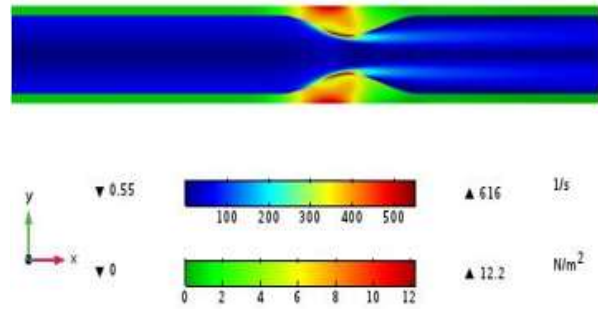


۸ تغییرات دما جریان خون و دیواره رگ با شار حرارتی ۵ کیلو وات در دیواره و لزجت نیوتنی خون

در شکل ۸ تغییرات دما در جریان خون و دیواره رگ نشان داده شده است. همان‌طور که مشخص است در ناحیه گرفتگی به دلیل افزایش سرعت جریان خون و غلبه عبارت جابجایی^۳ در معادله انرژی، دمای خون کاهش می‌یابد ولی بلافاصله پس از گرفتگی به خصوص در نزدیکی دیواره، به دلیل تشکیل گردابه و ناحیه با سرعت کم، عبارت رسانش^۴ اثرگذاری بیشتری دارد و فرصت انتقال حرارت به جریان خون بیشتر است. در نتیجه دما در این نواحی بیشتر افزایش یافته است. از سوی دیگر، دمای سطح بیرونی دیواره رگ، نسبت به سایر نواحی افزایش بیشتری یافته است. این اتفاق به این دلیل است که شار حرارتی ورودی در این ناحیه، به دلیل سرعت بالای جریان خون فرصت انتقال کم‌تری به جریان خون دارد بنابراین، با تجمع بیش‌تر گرما در این ناحیه، دمای دیواره رگ به طور مشخصی افزایش می‌یابد. در شکل ۹ سرعت جریان خون در راستای طولی مرکز رگ نمایش داده شده است.

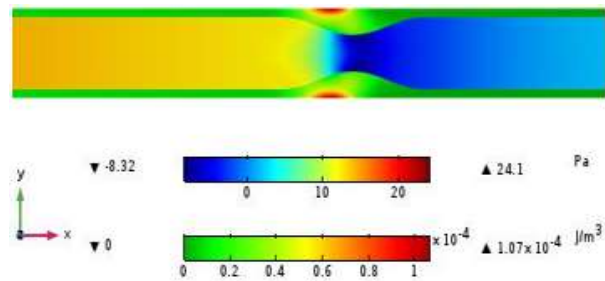


شکل ۹ نمودار تغییرات سرعت جریان خون با گرفتگی ۵۰ درصد، با مدل‌های مختلف لزجت و شار حرارتی ۵ کیلو وات در دیواره



شکل ۶ تغییرات نرخ برش در جریان خون و تنش فون میزس^۱ وارده به دیواره رگ با لزجت نیوتنی

با توجه به شکل ۶، مشاهده می‌شود که بیش‌ترین تغییرات نرخ برش در ناحیه گرفتگی رخ می‌دهد. تغییرات گسترده نرخ برش برای مدل‌های لزجت غیرنیوتنی تابع نرخ برش اهمیت دارد چراکه لزجت خون می‌تواند در این ناحیه رفتار غیرنیوتنی اثرگذاری از خود نشان دهد. در ادامه با بررسی مدل‌های غیرنیوتنی رفتار خون در این ناحیه بررسی می‌گردد. شکل ۶ همچنین نشان می‌دهد، تنش فون میزس وارده به دیواره رگ در ناحیه گرفتگی افزایش می‌یابد. این افزایش نیرو و به دنبال آن افزایش تنش، می‌تواند باعث آسیب‌هایی نظیر پارگی و یا تغییر اندازه‌های جداره رگ در این ناحیه گردد.



شکل ۷ تغییرات فشار جریان خون و چگالی انرژی کرنش الاستیک^۲ با مدل لزجت نیوتنی

در شکل ۷، روند تغییرات فشار جریان خون و چگالی انرژی کرنش الاستیک، در ناحیه گرفتگی نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل مشخص است، فشار در ناحیه گرفتگی کاهش می‌یابد که با توجه به افزایش سرعت در این ناحیه و رابطه برنولی، قابل پیش‌بینی بود. همچنین مشخص است در دیواره رگ در ناحیه گرفتگی چگالی انرژی کرنش می‌یابد که با توجه ثابت فرض شدن دیواره بیرونی رگ به دلیل تماس با بافت‌های درونی بدن، طبیعی می‌باشد. در دیواره رگ در نزدیکی سطح تماس با

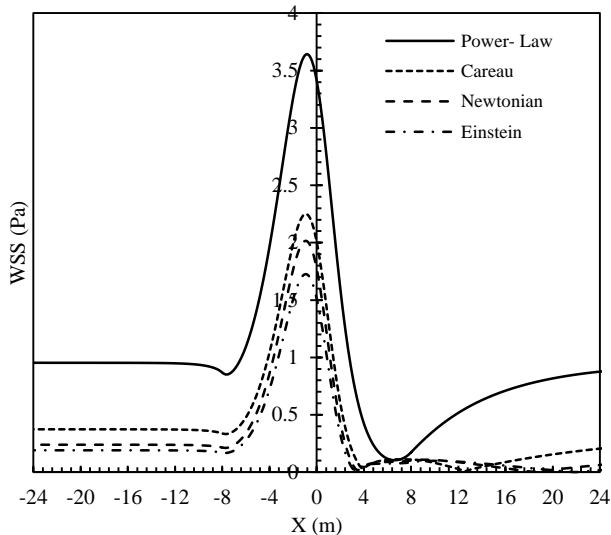
³ Convection Term

⁴ Conduction Term

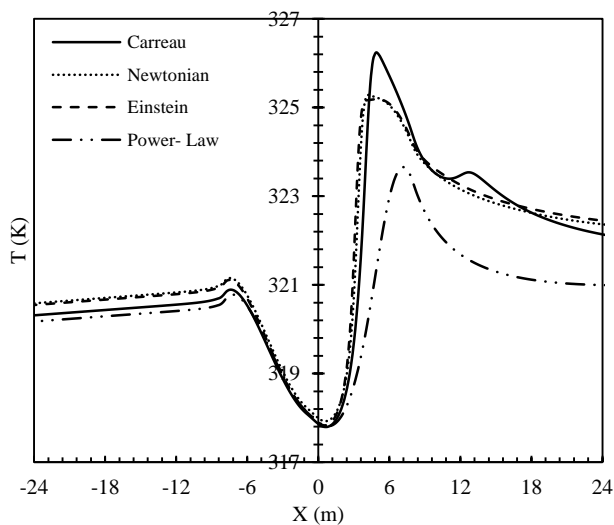
¹ Von Mises Stress

² Elastic Strain Energy Density

مدل‌های لزجت تابع نرخ برش استفاده نماییم. در شکل ۱۲، دمای سطح تماس جریان خون و دیواره رگ، نشان داده شده است.



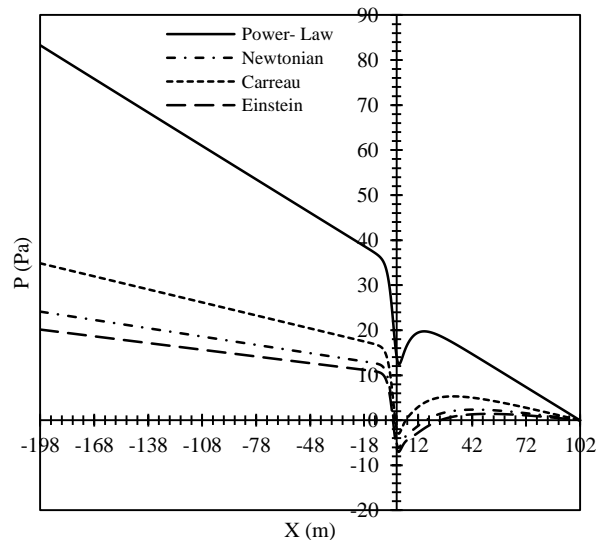
شکل ۱۱ نمودار تغییرات فشار جریان خون با گرفتگی ۵۰ درصد، با مدل‌های مختلف لزجت و شار حرارتی ۵ کیلو وات در دیواره



شکل ۱۲ نمودار تغییرات دما جریان خون در دیواره با گرفتگی ۵۰ درصد، با مدل‌های مختلف لزجت و شار حرارتی ۵ کیلو وات در دیواره

نمودار شکل ۱۲ کانتور شکل ۸ را تصدیق می‌کند. همانطور که واضح است، دمای جریان خون در ناحیه گرفتگی دچار افت محسوس در حدود ۴ درجه سانتی‌گراد می‌شود ولی بلافاصله پس از گرفتگی با کاهش سرعت جریان خون، دما افزایش می‌یابد. از روند افزایش مشاهده می‌شود که افزایش دما برای مدل توانی، کم‌ترین و در مدل کاریو بیش‌ترین است.

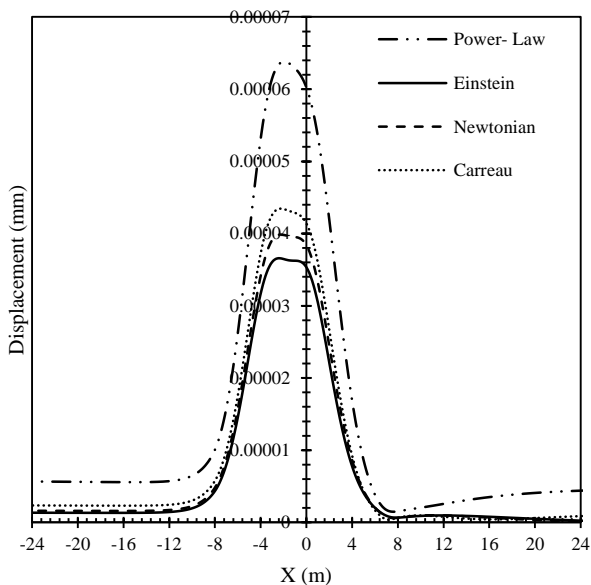
با توجه به شکل ۹، در می‌یابیم در ناحیه گرفتگی سرعت جریان خون بیش از ۵۰ درصد افزایش می‌یابد که تقریباً این اتفاق با مدل‌های مختلف لزجت یکسان است. ولی پس از ناحیه گرفتگی سرعت جریان خون روندی متفاوت را با لزجت‌های مختلف دنبال می‌کند. برای مثال با مدل توانی که تابعی از دما و نرخ برش است سرعت بلافاصله به مقدار پیش از گرفتگی میل می‌کند. این اتفاق تقریباً در مدل کاریو هم رخ می‌دهد. ولی در مدل‌های نیوتنی و انشتین که مقدار لزجت تقریباً یکسان است این روند با شیب کمتری پیش می‌رود. در ادامه برای درک بیش‌تر تغییرات سرعت، فشار جریان خون با مدل‌های مختلف لزجت مقایسه شده است.



شکل ۱۰ نمودار تغییرات فشار جریان خون با گرفتگی ۵۰ درصد، با مدل‌های مختلف لزجت و شار حرارتی ۵ کیلو وات در دیواره

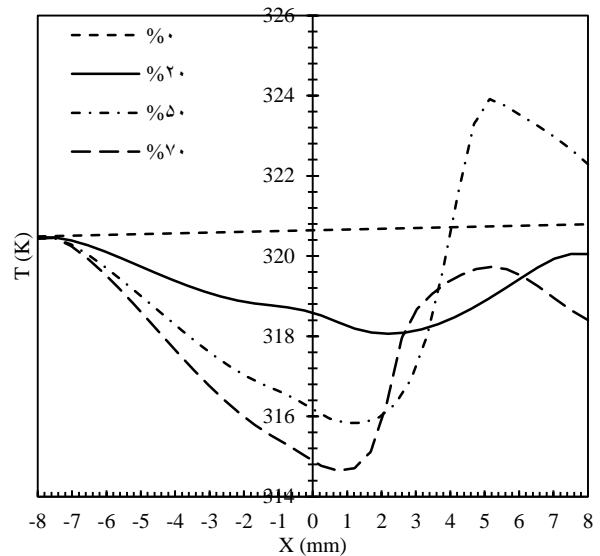
همان‌طور که در شکل ۱۰ نشان داده شده است، فشار در ناحیه گرفتگی دچار افت ناگهانی می‌شود که با توجه به نمودار تغییرات سرعت شکل ۹ و رابطه برنولی، این اتفاق درست است. از نمودار شکل ۱۰ می‌توان دریافت که هرچه شیب تغییرات سرعت تندتر باشد بازه تغییرات فشار بیشتر است. در شکل ۱۱ روند تغییرات تنش برشی نشان داده شده است. روند تغییرات تنش برشی دیواره، نشان می‌دهد که اندازه آن در ناحیه گرفتگی با تغییرات شدید اندازه سرعت، افزایش می‌یابد. از روند افزایش تنش برشی دیواره و نمودار تغییرات سرعت می‌توان فهمید که در مدل‌های لزجی که تابع نرخ برش است هرچه شیب تغییرات سرعت پس از ناحیه گرفتگی، بیش‌تر باشد، مقدار تنش برشی دیواره نیز بیشتر خواهد بود. با توجه به شکل ۶ و این موضوع که در ناحیه گرفتگی تغییرات نرخ برش داریم، پس بهتر است از

برای مثال نمودار شکل ۱۴ نشان می‌دهد که در ناحیه گرفتگی، دما حدود ۱۲ درجه بیش‌تر از سایر نواحی، افزایش می‌یابد. می‌توان نتیجه گرفت این افزایش دما با میزان گرفتگی رابطه مستقیم دارد. در ادامه اثر نیرویی حاصل از افزایش سرعت در ناحیه گرفتگی را بررسی می‌کنیم. در شکل ۱۵، اندازه جابجایی سطح تماس رگ با فرض برهم کنش سیال- جامد نشان داده شده است. از شکل ۱۵، استنباط می‌گردد که افزایش ممنتم جریان خون در ناحیه گرفتگی، می‌تواند باعث جابجایی دیواره رگ بشود. در مقایسه با شکل ۹ که سرعت جریان خون با مدل لزجت توانی، بیش از سایر مدل‌هاست، جابجایی بیشتر دیواره رگ در این حالت را صحنه گذاری می‌کند.



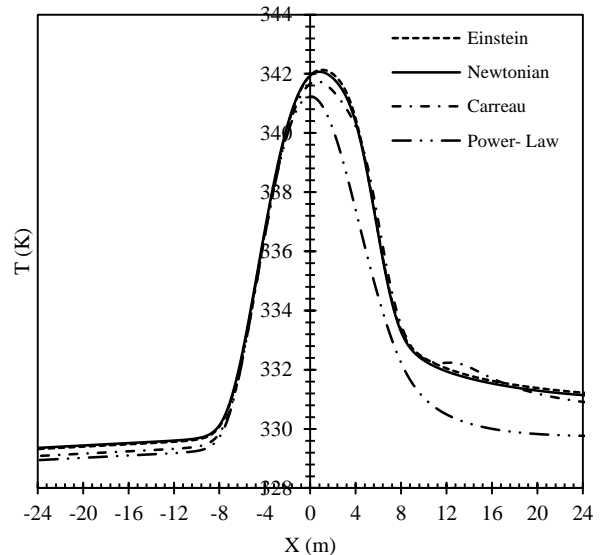
شکل ۱۵ نمودار مقدار جابجایی دیواره درونی رگ با گرفتگی ۵۰ درصد، با مدل‌های مختلف لزجت و شار حرارتی ۵ کیلو وات در دیواره

با توجه به افزایش نیروی وارده به دیواره رگ، از جنبه مهندسی، تغییرات تنش در ناحیه گرفتگی اهمیت دارد. به این منظور در شکل ۱۶ نمودار تغییرات تنش در دیواره رگ نشان داده شده است.



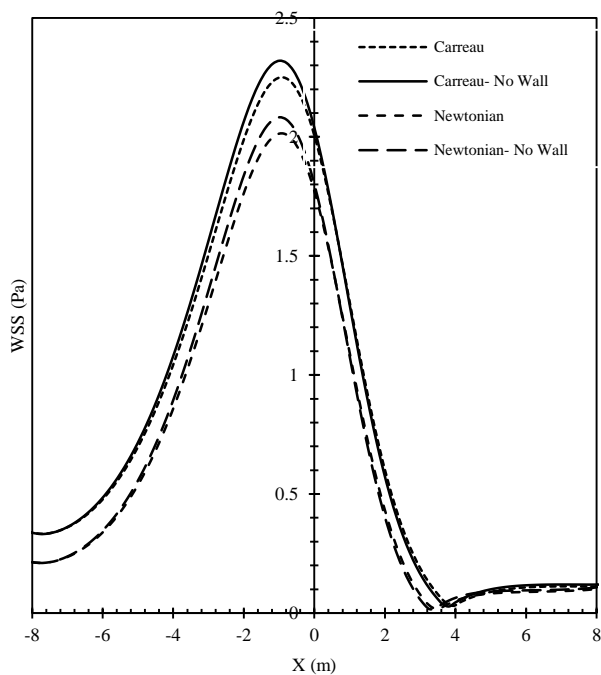
شکل ۱۳ نمودار تغییرات دمای مرز سیال- جامد با درصدهای متفاوت گرفتگی و شار حرارتی ۵ کیلو وات

در شکل ۱۳، تغییرات دمای مرز جریان خون و دیواره رگ نشان داده شده است. با توجه به شکل ۱۳، مشاهده می‌شود که تغییرات دمای جریان خون با افزایش مقدار گرفتگی رابطه مستقیم دارد. برای مثال، در گرفتگی‌های ۲۰، ۵۰ و ۷۰ درصد، به ترتیب حدود ۲، ۸ و ۶ درجه اختلاف دما در ناحیه گرفتگی ملاحظه می‌شود.



شکل ۱۴ نمودار تغییرات دمای سطح بیرونی دیواره رگ با گرفتگی ۵۰ درصد، با مدل‌های مختلف لزجت و شار حرارتی ۵ کیلو وات در دیواره

مهم‌ترین نکته شکل ۱۴ این است که در زمان گرفتگی، وقتی شار حرارتی به دیواره رگ وارد می‌کنیم، می‌توانیم از افزایش ناگهانی در سطح بیرونی، دریابیم که در آن ناحیه گرفتگی داریم.



شکل ۱۷ نمودار تغییرات تنش برشی دیواره با گرفتگی ۵۰ درصد، با مدل‌های مختلف لزجت و شار حرارتی ۵ کیلو وات در دیواره

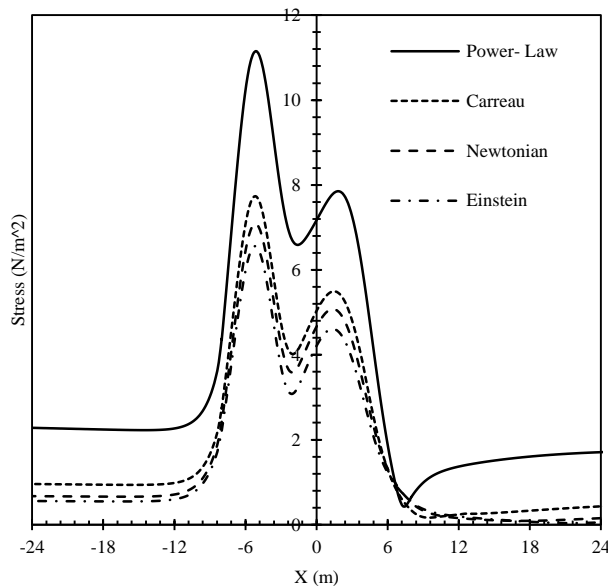
همچنین با توجه به شکل ۱۷، مشاهده می‌شود که با فرض لزجت نیوتنی، بیشینه مقدار تنش برشی دیواره از ۲/۱ به ۲ پاسکال (حدود ۵ درصد) کاهش می‌یابد.

۶- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، جریان خون و دیواره اطراف آن در یک رگ دارای گرفتگی با فرض مدل‌های مختلف لزجت، تحت شار حرارتی ثابت ۵ کیلو وات بر متر مربع در دیواره و گرفتگی ۵۰ درصد، بررسی شد. مهم‌ترین دستاوردهای حاصل از پژوهش کنونی به اختصار در ذیل تشریح شده است.

دمای سطح بیرونی رگ در ناحیه گرفتگی افزایش قابل ملاحظه‌ای می‌یابد. افزایش دما در مدل‌های لزجت انشتین و نیوتنی بیشینه و تقریباً ۱۲ درجه و در مدل لزجت توانی کمینه و برابر ۱۱/۵ درجه می‌باشد. افزایش دمای سطح بیرونی رگ برای تشخیص و بررسی گرفتگی می‌تواند مفید باشد.

تنش در دیواره رگ در نقاط ابتدایی و انتهایی گرفتگی بیش‌ترین مقدار را دارد. بیشینه تنش ۱۱/۲ پاسکال در نقطه آغاز گرفتگی و با مدل لزجت توانی و کمینه مقدار آن ۴/۵ پاسکال در نقطه پایان گرفتگی و با مدل لزجت انشتین می‌باشد.



شکل ۱۶ نمودار تغییرات تنش با گرفتگی ۵۰ درصد، با مدل‌های مختلف لزجت و شار حرارتی ۵ کیلو وات در دیواره

از شکل ۱۶، نخست این نکته دریافت می‌شود که گرفتگی باعث افزایش تنش در دیواره رگ می‌شود. این موضوع با افزایش نیرو در این ناحیه به دلیل افزایش سرعت هم‌خوانی دارد. سپس در می‌یابیم در نقطه‌ای دقیقاً پیش از گرفتگی تنش در دیواره رگ افزایش می‌یابد سپس تا قله گرفتگی این تنش کاهش و سپس در نقطه پایانی گرفتگی، مجدداً دچار افزایش تنش می‌شود. تغییرات تنش در این نقاط نشان می‌دهد که با برخورد جریان سیال به ناحیه گرفتگی و ایجاد نیرو در آن، نقاط ابتدا و انتهای گرفتگی متحمل تنش می‌شوند. این مقادیر از آن نظر ارزشمند است که در علم پزشکی در رگ‌های دارای گرفتگی نقاط دارای تنش بالا، برای درمان‌هایی از قبیل جراحی، فنر گذاری و ... حائز اهمیت می‌باشند.

در شکل ۱۷ تنش برشی دیواره، در دو حالت حضور و عدم حضور دیواره رگ بررسی شده است. در شکل ۱۷، اهمیت فرض دیواره انعطاف‌پذیر در شبیه‌سازی‌های مرتبط با بررسی جریان خون در رگ‌های دارای گرفتگی نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، فرض بر هم‌کنش سیال-جامد، بیشینه مقدار تنش برشی دیواره با لزجت کاریو را از ۲/۳۲ به ۲/۲۳ (حدود ۳ درصد) پاسکال کاهش می‌دهد. این اختلاف در مدل-سازی رگ‌های دارای دیواره با ضخامت قابل ملاحظه، اهمیت دارد. به‌ویژه وقتی مشاهده می‌شود که بیش‌تر گرفتگی‌ها در رگ‌های اصلی با دیواره ضخیم ایجاد می‌شود.

artery with cone shape of stenosis in various stenosis angles, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, pp. 105434, (2020).

- [7] Jahangiri, M., Saghafian, M., Sadeghi, M. R., Effect of six non-Newtonian viscosity models on hemodynamic parameters of pulsatile blood flow in stenosed artery, *Journal of Computational and Applied Research in Mechanical Engineering*, vol. 7, no. 2, pp. 199-207, (2018).
- [8] Malota, Z., Glowacki, J., Sadowski, W., Kostur, M., Numerical analysis of the impact of flow rate, heart rate, vessel geometry and degree of stenosis on coronary hemodynamic indices, *BMC cardiovascular disorders*, vol. 18, no. 1, pp. 132, (2018).
- [9] Biglarian, M., Computational investigation of stenosis in curvature of coronary artery within both dynamic and static models, *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 185, pp. 105170, (2020).
- [10] Jamali, M. S. A., Ismail, Z., Simulation of Heat Transfer on Blood Flow through a Stenosed Bifurcated Artery, *Journal of Advanced Research in Fluid Mechanics and Thermal Sciences*, vol. 60, pp. 310-323, (2019).
- [11] Keyhanpour, M., Ghasemi, M., Numerical Analysis of Hyperthermia on the Damage of cancerous Tissue by injection of Magnetic nanoparticles under the Influence of External Magnetic Field, *Journal of Mechanical Engineering*, vol. 49, no. 4, pp. 213-221, (2019). (in Persian)
- [12] Shuib, A., Hoskins, P., Easson, W., Experimental investigation of particle distribution in a flow through a stenosed artery, *Journal of mechanical science and technology*, vol. 25, no. 2, pp. 357-364, (2011).
- [13] Fox, R. W., Mc Donald, A. T., *Introduction to fluid mechanics*, John Wiley and Sons Inc., New Jersey, United States, (1985).
- [14] Bessonov, N., Sequeira, A., Simakov, S., Vassilevskii, Y., Volpert, V., Methods of blood flow modelling, *Mathematical modelling of natural phenomena*, vol. 11, no. 1, pp. 1-25, (2016).
- [15] Soulis, J. V., Giannoglou, G. D., Chatzizisis, Y. S., Seralidou, K. V., Parcharidis, G. E., Louridas, G. E., Non-Newtonian models for molecular viscosity and wall shear stress in a 3D reconstructed human left coronary artery, *Medical engineering & physics*, vol. 30, no. 1, pp. 9-19, (2008).
- [16] Hund, S. J., Kameneva, M. V., Antaki, J. F., A quasi-mechanistic mathematical representation for blood viscosity, *Fluids*, vol. 2, no. 1, pp. 10, (2017).

افزایش سرعت در ناحیه گرفتگی موجب افزایش مومنتم و جابجایی دیواره رگ در این ناحیه می‌گردد. بیشترین مقدار جابجایی 0.064 میکرومتر و با مدل لزجت توانی می‌باشد. مدل‌های مختلف لزجت بر تغییرات سرعت در ناحیه پس از گرفتگی اثرگذار می‌باشد. تغییرات سرعت به ترتیب از بیشترین تا کمترین در مدل‌های لزجت توانی، کاریو، نیوتنی و انشتین مشاهده می‌شود. برای مثال، تغییرات سرعت در ناحیه پس از گرفتگی با مدل لزجت توانی 0.1 متر بر ثانیه و با مدل انشتین حدود 0.05 متر بر ثانیه است. بیشینه دما در ناحیه پس از گرفتگی، به دلیل کاهش سرعت جریان خون مشاهده می‌شود. بیشترین افزایش دما 5 درجه و با مدل لزجت کاریو و کمترین مقدار آن 2.5 درجه و با مدل لزجت توانی می‌باشد. فرض دیواره انعطاف پذیر باعث کاهش تنش برشی دیواره می‌گردد. برای مثال با مدل لزجت نیوتنی بیشینه مقدار تنش برشی دیواره از $2/1$ به 2 پاسکال و با لزجت کاریو از $2/32$ به $2/23$ پاسکال کاهش می‌یابد.

۷- مراجع

- [1] Paul, M. C., Larman, A., Investigation of spiral blood flow in a model of arterial stenosis, *Medical engineering & physics*, vol. 31, no. 9, pp. 1195-1203, (2009).
- [2] Ahmed, S. A., Giddens, D. P., Pulsatile poststenotic flow studies with laser Doppler anemometry, *Journal of biomechanics*, vol. 17, no. 9, pp. 695-705, (1984).
- [3] Ghalichi, F., Deng, X., De Champlain, A., Douville, Y., King, M., Guidoin, R., Low Reynolds number turbulence modeling of blood flow in arterial stenoses, *Biorheology*, vol. 3, no. 4, pp. 281-294, (1998).
- [4] Sarifuddin, Chakravarty, S., Mandal, P., Layek, G., Numerical simulation of unsteady generalized Newtonian blood flow through differently shaped distensible arterial stenoses, *Journal of medical engineering & technology*, vol. 32, no. 5, pp. 385-399, (2008).
- [5] Bhatnagar, A., Shrivastav, R. K., Malli, Singh, A. K., A numerical analysis for the effect of slip velocity and stenosis shape on non-newtonian flow of blood, *International Journal of Engineering*, vol. 28, no. 3, pp. 440-446, (2015).
- [6] Yan, S. R., Zarringhalam, M., Toghraie, D., Foong, L. K., Talebizadehsardari, P., Numerical investigation of non-Newtonian blood flow within an

- Computational and mathematical methods in medicine*, vol. 2015, pp. 613-623, (2015).
- [22] Buriev, Kim, T. D., Seo, T. W., Fluid-structure interactions of physiological flow in stenosed artery, *Korea-Australia Rheology Journal*, vol. 21, no. 1, pp. 36-49, (2009).
- [23] Nejad, A. A., Talebi, Z., Cheraghali, D., Shahbani-Zahiri, A., Norouzi, M., Pulsatile flow of non-Newtonian blood fluid inside stenosed arteries: Investigating the effects of viscoelastic and elastic walls, arteriosclerosis, and polycythemia diseases, *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 154, pp. 109-122, (2018).
- [24] Karami, F., Hossainpour, S., Ghalichi, F., Numerical simulation of low-density lipoprotein mass transport in human arterial stenosis—Calculation of the filtration velocity, *Bio-Medical Materials and Engineering*, vol. 29, no. 1, pp. 95-108, (2018).
- [17] Waite, L., Fine, J., *Applied biofluid mechanics*. McGraw-Hill Education, New York, United States, (2017).
- [18] Keyhanpour, M., Ghasemi, M., Numerical Analysis of Heat and Mass Transfer of Magnetic Nanoparticles in a Non-Newtonian Blood Flow, under Influence of Magnetic Field, *Fluid Mechanics & Aerodynamics Journal*, vol. 7, no. 2, pp. 19-31, (2019). (in Persian)
- [19] Keyhanpour, M., Ghasemi, M., The Influence of Magnetic Heat Sources on Damage of Cancerous Tissue, *Modares Mechanical Engineering*, vol. 18, no. 5, pp. 163-171, (2018). (in Persian)
- [20] Raback, p., Ruokolainen, J., Lyly, M., Jarvinen, E., Fluid-structure interaction boundary conditions by artificial compressibility, in *ECCOMAS Computational Fluid Dynamics Conference*, Swansea, Wales, United Kingdom, September 2-4, (2001).
- [21] Jahangiri, M., Saghafian, M., Sadeghi, M. R., Numerical study of turbulent pulsatile blood flow through stenosed artery using fluid-solid interaction,