

بررسی عددی اثر میدان مغناطیسی بر جریان خون در یک رگ دارای گرفتگی با برهم کنش سیال - جامد

مهدی کیهان پور^۱، فاطمه السادات میرعابدینی^۲ و مجید قاسمی^۳

دانشکده مهندسی مکانیک

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

(تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۱۱/۱۵؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۲/۱۹)

چکیده

بیماری‌های قلبی- عروقی در دهه‌های اخیر از علت‌های اصلی مرگ و میر در دنیا می‌باشند. یکی از متداول‌ترین بیماری‌های قلبی، گرفتگی سرخرگ‌های بدن می‌باشد که معمولاً از میانسالی به بعد رخ می‌دهد. این بیماری که آترواسکلروسیس نامیده می‌شود موجب کاهش غیرطبیعی قطر داخلی رگ می‌شود. در این پژوهش، اثر میدان مغناطیسی یکنواخت بر جریان خون و دیواره رگ مورد بررسی قرار گرفته است. هندسه مسأله به صورت سه‌بعدی شبیه‌سازی شده است. معادلات حاکم بر مسأله که شامل پیوستگی، ممنتوم، قانون اهم، تنش - کرنش ماده الاستیک خطی و برهم کنش سیال- جامد با روش شبکه متحرک است با یک کد المان محدود در نرم‌افزار کامسول تعریف، کوپل و حل شده‌اند. نتایج نشان داد، میدان مغناطیسی بر رفتار جریان خون و دیواره رگ اثر قابل ملاحظه‌ای دارد. به‌طور مثال عدد هارتمن با سرعت جریان خون رابطه عکس و با تنش برشی دیواره، تنش فون میزس و جابجایی دیواره رگ رابطه مستقیم دارد. همچنین مشاهده شد که روند تغییرات با مدل لزجت غیرنیوتنی بیشتر از لزجت نیوتنی است.

واژه‌های کلیدی: گرفتگی، عدد هارتمن، جریان خون، دیواره رگ، برهم کنش سیال - جامد، تنش

Numerical Study of the Magnetic Field Effect on Blood Flow in a Stenotic Artery Using Fluid-Solid Interaction Analysis

M. Keyhanpour, F. S. MirAbedini and M. Ghasemi

Mechanical Engineering Department

Khaje Nasir Toosi University of Technology

(Received: 09/May/2021 ; Accepted:3/February/2021)

ABSTRACT

Cardiovascular diseases have been one of the main causes of death throughout the world in recent decades. One of the most common heart diseases is stenotic arteries, which usually appears with middle age. This disease, called atherosclerosis, causes an abnormal reduction in the inside diameter of blood vessels. In this study, the effect of a uniform magnetic field on blood flow and artery walls is investigated. The geometry of the problem is simulated in three dimensions. The governing equations, which include continuity, momentum, ohm's law, stress-strain of linear elastic material, and fluid-solid interaction with moving mesh method, are defined, coupled, and solved with a finite element code in the Comsol software. The results indicate that the magnetic field has a significant effect on the behavior of blood flow and artery walls. For example, the Hartmann number is inversely related to the blood flow velocity and is directly related to the wall shear stress, the von Mises stress, and the artery wall displacement. It is also observed that the trend of changes with non-Newtonian viscosity model is greater than the Newtonian model.

Keywords: Stenosis, Hartmann Number, Blood flow, Artery Wall, Fluid-Solid Interaction (FSI), Stress.

۱- دانشجوی دکتری: kasra.keyhanpour@gmail.com

۲- کارشناسی: mirabedinyfateme@gmail.com

۳- استاد (نویسنده پاسخگو): ghasemi@kntu.ac.ir

۱- مقدمه

بیماری‌های قلبی- عروقی در دهه‌های اخیر از علت‌های اصلی مرگ و میر در دنیا می‌باشند. یکی از متداول‌ترین بیماری‌های قلبی، گرفتگی سرخرگ‌های بدن می‌باشد که معمولاً از میانسالی به بعد رخ می‌دهد. این بیماری که آترواسکلروسیس^۱ نامیده می‌شود موجب کاهش غیرطبیعی قطر داخلی رگ می‌شود. از تجمع موادی مانند کلسترول، چربی، کلسیم و غیره درون جریان خون پلاک‌ها تشکیل می‌شوند. پلاک‌ها به مرور زمان در رگ‌ها تجمع می‌کنند و موجب باریک شدن مسیر جریان خون می‌گردند. این اتفاق می‌تواند موجب بیماری‌هایی از جمله سکته، بیماری‌های کلیوی، قلبی و غیره شود. بررسی پیامدهای بیماری بر قسمت‌های مختلف بدن، به‌طور آزمایشگاهی و موردی سخت و گاهی ناممکن است. امروزه با گسترش روش‌های محاسباتی و مدل‌سازی، بررسی عددی شرایط مشابه بیماری امکان‌پذیر شده است. این پیشرفت می‌تواند در تشخیص و درمان بیماری‌ها اثرگذار باشد [۱ و ۲]. چودهاری و همکارانش، جریان نوسانی خون را در انشعاب‌های رگ بازوی انسان، مدل‌سازی و بررسی کردند. از شرط مرزی ورودی فشار نوسانی، دیواره رگ انعطاف‌پذیر و مدل لزجت نیوتنی برای محاسبه مشخصه‌های جریان خون استفاده کردند. نتایج پژوهش نشان داد، بیشینه تنش برشی دیواره و سرعت به ترتیب 4 Pa و 0.46 m/s می‌باشند که با نتایج واقعی در بدن انسان تقریباً هم‌خوانی دارد [۳]. بهاتناگر و همکارانش، جریان خون را در یک رگ دارای گرفتگی با فرض شرط مرزی لغزشی در ناحیه گرفتگی بررسی کردند. برای مدل‌سازی خون از مدل لزجت باکینگهام- پلاستیک استفاده نمودند. نتایج نشان داد، شرط مرزی لغزشی و مدل غیرنیوتنی بر مقدار تنش برشی دیواره، دبی جریان خون در ناحیه گرفتگی و افت فشار جریان اثرگذار هستند. به‌عنوان مثال، سرعت لغزشی باعث کاهش تنش برشی دیواره و افزایش دبی جریان می‌گردد [۴]. خسروی و همکارانش، رفتار جریان خون را با مدل‌سازی رگ از روی داده‌های واقعی بررسی کردند. با استفاده از نتایج تنش برشی دیواره، سرعت جریان، تنش دیواره و جابجایی شعاعی رگ، دو ماده مصنوعی مناسب برای ساخت رگ پیشنهاد کردند. نتایج

نشان داد، ماده مرکب از داکرون، تفلون و پلی‌اورتان با ضریب ناهمگنی، نزدیک‌ترین رفتار را به رگ واقعی دارد [۵]. کافی و همکارانش، جریان خون را در یک رگ دارای گرفتگی با فرض دیواره متحرک^۲ و ثابت بررسی کردند. در این پژوهش جریان خون در دو حالت نیوتنی و غیرنیوتنی و دیواره رگ در دو حالت صلب و هایپراالاستیک شبیه‌سازی شد. نتایج نشان داد، در حالت صلب، تنش برشی دیواره جریان بالادست و پایین‌دست گرفتگی از حالت دیواره متحرک بیش‌تر است. همچنین فرض غیرنیوتنی در ناحیه گرفتگی اثر قابل ملاحظه‌ای بر نتایج دارد [۶]. جین و همکارانش، جریان خون را در یک رگ دارای گرفتگی تحت اثر میدان مغناطیسی درون یک محیط متخلخل بررسی کردند. در این پژوهش، اثر قدرت میدان مغناطیسی، ضریب تخلخل و مقدار گرفتگی بر سرعت و تنش برشی جریان خون بررسی شد. نتایج نشان داد، قدرت میدان مغناطیسی و ضریب تخلخل با تنش برشی دیواره نسبت مستقیم و با سرعت محوری نسبت معکوس دارند [۷]. عبدالله و همکارانش، جریان خون تحت اثر میدان مغناطیسی را در یک رگ دارای گرفتگی نامنظم بررسی کردند. نتایج نشان داد، افزایش میدان مغناطیسی با دبی جریان و تنش برشی دیواره به ترتیب رابطه مستقیم و عکس دارد. سرعت جریان در حالت فرض سیال لزج بیش‌تر از سیال میکرو قطبی^۳ می‌باشد [۸]. کیهانپور و همکارانش، انتقال حرارت و جرم نانوذرات مغناطیسی را در یک رگ سه‌بعدی بررسی کردند. در این پژوهش، اثر مدل‌های مختلف لزجت و سرعت‌های ورودی ثابت و نوسانی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد، غلظت نانوذرات در نزدیکی محل حضور میدان مغناطیسی بیشتر است. همچنین مشاهده شد سرعت ورودی، مدل لزجت خون و قدرت میدان بر تجمع ذرات در رگ، اثرگذار هستند [۹]. امروزه با توجه به افزایش روش‌های درمانی با استفاده از یک میدان خارجی، اثر میدان مغناطیسی یکنواخت بر یک رگ دارای گرفتگی به‌صورت سه‌بعدی مورد بررسی و مطالعه قرار گرفته است. در این پژوهش دیواره رگ با ویژگی‌های سرخرگ‌های واقعی بدن به‌صورت الاستیک خطی شبیه‌سازی شده است. برهم کنش دیواره با جریان خون با استفاده از روش ALE^۴

^۲ Moving Wall^۳ Micro- Polar^۴ Arbitrary Lagrangian- Eulerian^۱ Atherosclerosis

۳- معادلات

در پژوهش‌های زیستی، سیال مورد بررسی غالباً خون است. شبیه‌سازی خون به عنوان یک سیال ناهمگون از پیچیده‌ترین بخش‌های مسأله است. خون متشکل از ذره‌های مختلف از جمله گلبول‌های قرمز، سفید، پلاکت‌ها، پروتئین‌ها و غیره است که موجب رفتارهای متفاوت آن در شرایط و محل‌های گوناگون می‌شود. به عنوان مثال، خون در برخی سرخرگ‌های بزرگ رفتاری نیوتنی و در برخی مویرگ‌ها رفتاری غیرنیوتنی دارد. در این پژوهش برای بررسی جامع جریان خون، از مدل‌های لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی استفاده شده است [۱۲]. با فرض خون به عنوان یک سیال تراکم ناپذیر، معادلات پیوستگی و ممنتوم برای محاسبه میدان سرعت و فشار جریان خون، به صورت زیر می‌باشند [۱۳].

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

$$\rho \left(\frac{\partial V_f}{\partial t} + (V_f \cdot \nabla) V_f \right) = -\nabla P + \nabla \cdot \tau + F \quad (3)$$

در معادلات فوق، V_f ، ρ ، τ ، P و F به ترتیب سرعت جریان، جرم مخصوص خون، تنش، فشار و نیروی حجمی می‌باشند. از مدل لزجت غیرنیوتنی کاریو در این پژوهش استفاده شده است که معادله آن به صورت زیر است.

$$\mu = \mu_{inf} + (\mu_0 - \mu_{inf}) \left(1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right)^{\frac{n-1}{2}} \quad (4)$$

مقادیر پارامترهای معادله فوق در جدول ۲ آورده شده است.

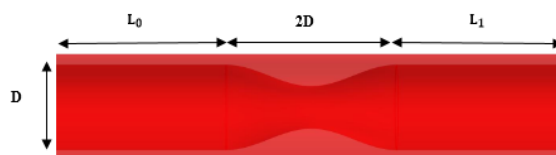
جدول (۲) : مقدار مشخصه‌های سیالاتی خون

اندازه (واحد)	پارامتر (نماد)
$1060 \text{ (kg/m}^3\text{)}$	جرم مخصوص (ρ)
0.0345 (Pa.s)	ضریب لزجت در نرخ برش بی‌نهایت (μ_{inf})
0.056 (Pa.s)	ضریب لزجت در نرخ برش بی‌نهایت (μ_0)
$3/313 \text{ (s)}$	زمان آسایش (λ)
0.3568	شاخص توانی (n)

بررسی شده است. اثر پارامترهای گوناگون هم‌چون اندازه گرفتگی، قدرت میدان مغناطیسی و لزجت خون بر جابجایی دیواره رگ، تنش برشی سیال و تنش فون میزس مورد مطالعه و بررسی قرار گرفته است.

۲- هندسه

در این پژوهش یک سرخرگ سه‌بعدی براساس اندازه‌های یک پژوهش آزمایشگاهی شبیه‌سازی شده است [۱۰]. برای اعمال گرفتگی در رگ، از مدل کسینوسی استفاده شده است. در شکل ۱، هندسه رگ نمایش داده شده است.



شکل (۱): هندسه رگ و دیواره از نمای روبه رو

معادله ناحیه گرفتگی در زیر آورده شده است [۱۱]:

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

اندازه‌های مشخص شده در شکل ۱ و معادله ۱ در جدول ۱ آورده شده است [۱۰].

جدول (۱) : مقدار پارامترهای هندسه رگ

اندازه (واحد)	پارامتر (نماد)
8 (mm)	قطر داخلی رگ (D)
190 (mm)	طول رگ پیش از گرفتگی (L_0)
94 (mm)	طول رگ پس از گرفتگی (L_1)
$0.1 - 0.30$	نسبت مقدار گرفتگی به قطر اولیه (Sc)

در معادله فوق، ρ_s جرم مخصوص دیواره رگ، L_s بردار جابجایی و σ_s تنسور تنش آن می‌باشد. اگر تنسور تنش ایزوتروپیک^۶ فرض شود، قانون هوک به صورت رابطه زیر در می‌آید:

$$\sigma_s^* = 2G_s \varepsilon_s^* \quad (10)$$

در رابطه (۹)، σ_s^* و ε_s^* ، به ترتیب تنسور تنش^۷ و کرنش انحراف می‌باشند که به صورت زیر محاسبه می‌گردند:

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

$$\varepsilon_s^* = \varepsilon_s - \frac{1}{3} \text{tra}(\varepsilon_s) I \quad (12)$$

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

$$\sigma_s = 2G_s \varepsilon_s - \psi_s \text{tra}(\varepsilon_s) I \quad (13)$$

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

$$G_s = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (14)$$

$$\psi_s = \frac{2G_s}{1-2\nu} \quad (15)$$

در روابط (۱۴ و ۱۵)، E و ν به ترتیب مدول یانگ و نسبت پواسون می‌باشند. از رابطه (۹) جابجایی دیواره رگ و از رابطه (۱۳)، تنسور تنش به دست می‌آید [۲۰].

۴- شرط مرزی

برای حل معادلات جریان خون و دیواره رگ نیاز به شرط-های مرزی مشخص داریم. برای جریان خون در ورودی، شرط سرعت توسعه یافته با مقدار ثابت 0.095 m/s و در خروجی شرط فشار ثابت استفاده شده است. اثر میدان مغناطیسی همان‌طور که اشاره شد به صورت عبارت نیروی حجمی در معادله ممنتم مشخص می‌شود. برای دیواره رگ در سطح تماس با سیال از روابط (۷ و ۸) استفاده شده

با توجه به خاصیت مغناطیسی خون، برقراری میدان مغناطیسی بر جریان خون اثر می‌گذارد. برای بررسی اثر حضور میدان مغناطیسی یکنواخت در سرعت‌های پایین می‌توان از رابطه ساده شده اهم به صورت یک نیروی حجمی در معادله ممنتم استفاده کرد.

عبارت F ، به صورت رابطه زیر خواهد شد [۱۴ و ۱۵].

$$F = -\sigma B_0^2 u \quad (5)$$

در معادله فوق، σ رسانندگی الکتریکی^۱ خون، B_0 قدرت میدان مغناطیسی و u سرعت محوری جریان خون می‌باشند. برای بررسی قدرت میدان عدد هارتمن^۲ به صورت زیر تعریف می‌شود [۱۴]:

$$HN = \frac{\sigma B_0^2 D^2}{\mu} \quad (6)$$

دیواره رگ‌ها، با توجه به نوع رگ، ساختار متفاوتی دارند. به عنوان مثال، دیواره مویرگ‌ها معمولاً متخلخل و غیرهمگن می‌باشد تا بتواند مواد غذایی را از خود عبور دهد یا در سیاهرگ‌ها دیواره رگ نسبت به سرخرگ‌ها ضخامت کمتر و انعطاف بیشتری دارد [۱۶]. در این پژوهش، دیواره سرخرگ، به صورت یک ماده الاستیک خطی تعریف می‌گردد. به منظور بررسی اثر متقابل جریان خون و دیواره رگ^۳ از روش ALE^۴ با سلول‌های شبکه‌بندی متحرک^۵ استفاده شده است [۱۷]. در این روش در سطح تماس سیال و جامد شرط‌های مرزی زیر برقرار است [۳ و ۱۸]:

$$V_s = V_f \quad (7)$$

$$F_s = F_f \quad (8)$$

در روابط فوق، V_s سرعت جابجایی دیواره رگ و F_s نیروی است که از سوی دیواره به سیال وارد می‌شود. I_{fs} سطح تماس سیال و جامد می‌باشد. معادله جابجایی دیواره به صورت زیر می‌باشد [۱۹].

$$\rho_s \frac{\partial^2 L_s}{\partial t^2} = \nabla \cdot \sigma_s \quad (9)$$

¹ Electrical Conductivity

² Hartmann Number

³ Fluid- Solid Interaction

⁴ Arbitrary Lagrangian- Eulerian

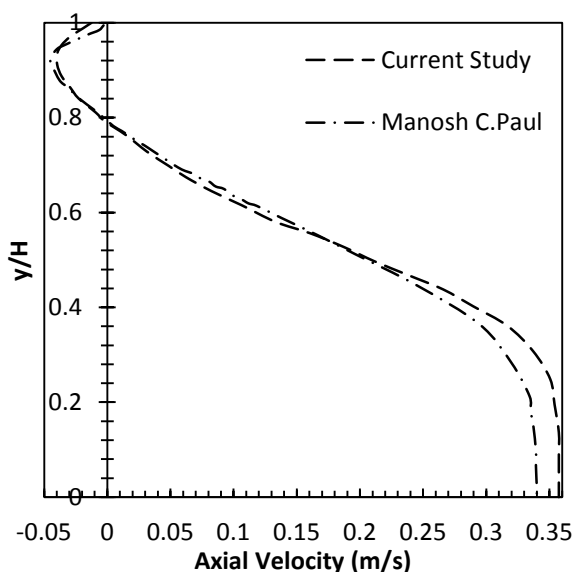
⁵ Moving Mesh

⁶ Isotropic

⁷ Deviation Stress Tensor

⁸ Lamé parameters

آن در شکل ۳ آمده است. همانطور که مشخص است نتایج دارای اختلاف اندکی می‌باشند. در پژوهش پاول و همکارانش از روش کنترل محدود استفاده شده است حال آنکه در نرم‌افزار کامسول از روش المان محدود برای حل معادلات استفاده می‌شود [۱۱]. بیشترین اختلاف نتایج در دو حالت در حدود ۴ درصد است.



شکل (۳): اعتبارسنجی

۷- نتایج

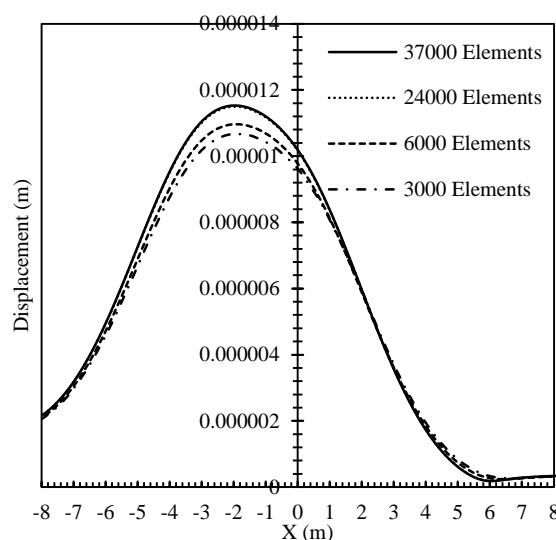
در ابتدا با فرض ضریب لزجت نیوتنی با مقدار 0.0345 Pa.s ، سرعت ورودی ثابت و عدد هارتمن صفر جریان خون و دیواره رگ را با گرفتگی ۳۰ درصد، بررسی شده است. در شکل ۴، کانتور جابجایی دیواره رگ و سرعت جریان خون نمایش داده شده است.

همان‌طور که در شکل ۴ نشان داده شده است، با کاهش سطح مقطع رگ، سرعت جریان خون افزایش می‌یابد تا اینکه تقریباً در مرکز ناحیه گرفتگی به بیشترین مقدار خود می‌رسد. پس از ناحیه گرفتگی، سرعت جریان کاهش می‌یابد. جابجایی دیواره در ناحیه گرفتگی بیش از سایر نقاط است. افزایش سرعت در این ناحیه، با توجه به روابط (۷ و ۸) باعث افزایش ممنتوم جریان و تنش می‌شود که این افزایش نیروها براساس رابطه (۹) جابجایی بیش‌تر دیواره را به دنبال دارد. همچنین از شکل ۴ برمی‌آید که پس از ناحیه گرفتگی، در نزدیکی دیواره یک ناحیه با سرعت بسیار کم درست می‌شود.

است. برای مرز بیرونی دیواره رگ شرط مرزی ثابت^۱ استفاده شده است.

۵- استقلال از شبکه

به منظور دستیابی به دقت مناسب، جابجایی شعاعی رگ با سرعت وروی 0.095 m/s ، ضریب لزجت نیوتنی 0.0345 Pa.s و گرفتگی ۳۰ درصد با تعداد شبکه‌های مختلف، محاسبه و بررسی گردید. نتایج حاصل در نمودار شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل (۲): جابجایی شعاعی دیواره رگ در سطح تماس با جریان خون با فرض لزجت نیوتنی

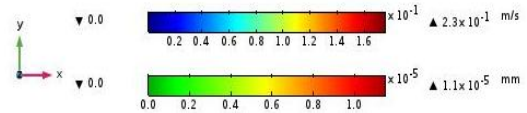
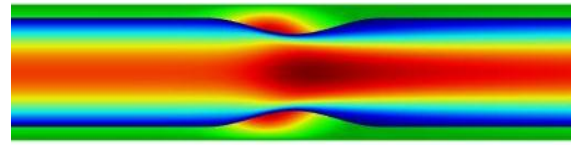
با توجه به اختلاف بسیار اندک نتایج در دو حالت شبکه‌بندی ۲۴۰۰۰ و ۳۷۰۰۰، برای محاسبات از تعداد ۳۷۰۰۰ استفاده شده است. سلول‌های محاسباتی از نوع چهار ضلعی می‌باشند. مقادیر میانگین کیفیت شبکه، کم‌ترین کیفیت شبکه و معیار همگرایی حل عددی به ترتیب ۹۹٪، ۸۶٪ و 10^{-6} می‌باشند.

۶- اعتبارسنجی

به منظور اعتبارسنجی، به صورت عددی پژوهش پاول و همکارانش شبیه‌سازی شد. جریان خون با فرض سیال یکنواخت و نیوتنی، در یک سرخرگ دارای گرفتگی کسینوسی مورد بررسی قرار گرفت. سرعت جریان خون در ناحیه گرفتگی در دو حالت با یکدیگر مقایسه شده و نمودار

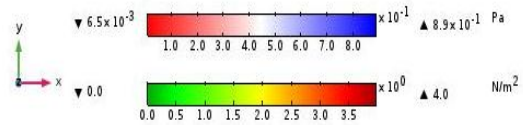
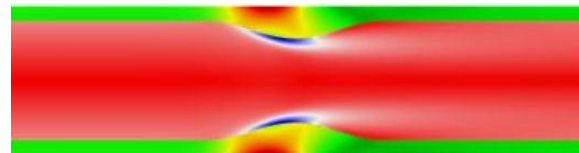
¹ Fixed Constraint

رابطه (۵) تشکیل می‌شود. نکته قابل توجه اختلاف کم مقدار سرعت باعددهای مختلف هارتمن، در ناحیه گرفتگی می‌باشد. دلیل این موضوع رابطه مستقیم قدرت میدان با لزجت و عدد هارتمن است. در ناحیه گرفتگی به دلیل تغییرات قابل ملاحظه لزجت، اثر افزایش عدد هارتمن کم‌تر دیده می‌شود ولی در بالادست و پایین دست ناحیه گرفتگی با توجه به تغییرات کم‌تر جریان خون، اثر افزایش عدد هارتمن کاملاً مشهود است.



شکل (۴): کانتور سرعت جریان خون و جابجایی دیواره رگ با فرض لزجت نیوتنی و گرفتگی سی درصد

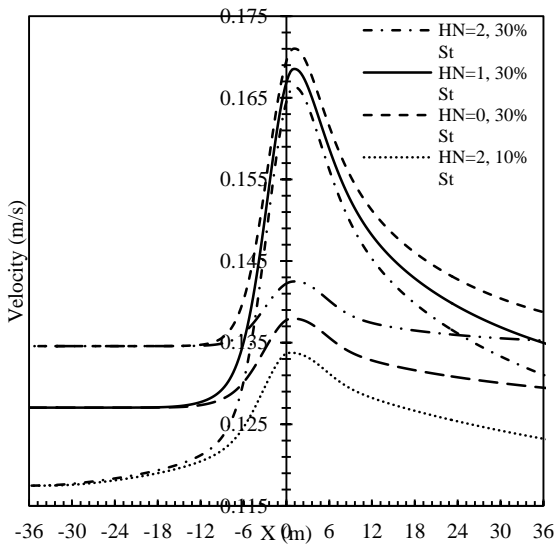
در شکل ۵، تنش فون میزس^۱ و تنش برشی سیال نشان داده شده است.



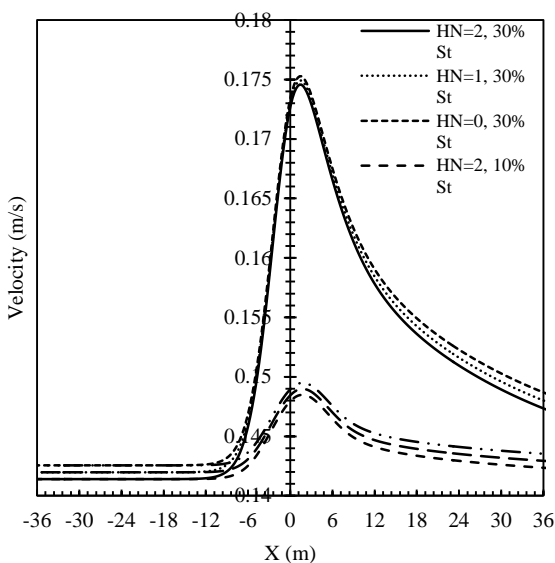
شکل (۵): کانتور تنش برشی دیواره و تنش فون میزس با فرض لزجت نیوتنی و گرفتگی سی درصد

در شکل ۵، تنش برشی دیواره در ناحیه گرفتگی به‌طور قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌یابد. دلیل این افزایش، تغییرات زیاد سرعت جریان خون می‌باشد. تغییرات سرعت و افزایش تنش برشی باعث ایجاد تنش فون میزس قابل ملاحظه‌ای در دیواره رگ می‌شود. گرفتگی رگ، دیواره درونی و بیرونی رگ را شدیداً دچار تنش می‌کند که می‌تواند به مرور زمان باعث آسیب‌های عروقی هم‌چون تغییر شکل و یا پارگی رگ شود.

در شکل ۶، تغییرات سرعت جریان خون با مدل لزجت کاریو در راستای طول رگ نشان داده شده است. در این نمودار تغییر مقدار گرفتگی و عدد هارتمن مورد مطالعه قرار گرفته است. افزایش عدد هارتمن موجب کاهش سرعت جریان خون می‌گردد که دلیل آن نیروی حجمی‌ای است که در خلاف جهت جریان خون با علامت منفی در

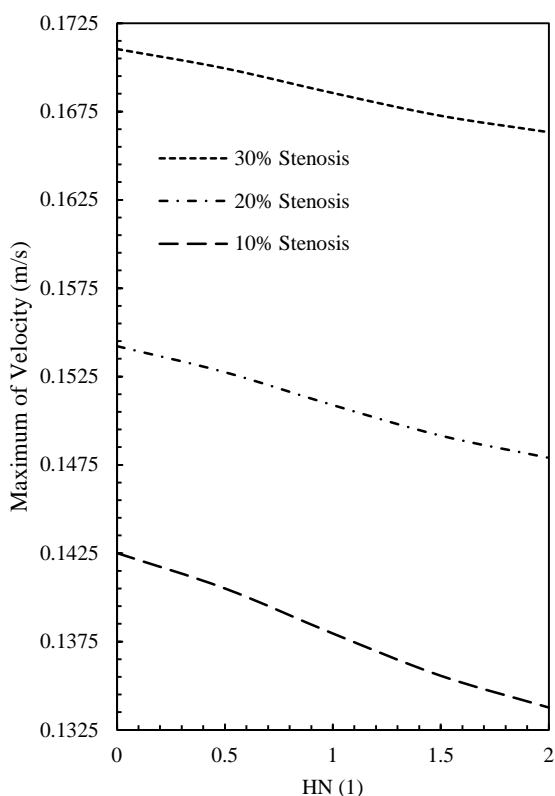


شکل (۶): نمودار تغییرات سرعت جریان خون با مدل لزجت کاریو در راستای طول رگ



شکل (۷): نمودار تغییرات سرعت جریان خون با مدل لزجت نیوتنی در راستای طول رگ

¹ Von Mises Stress



شکل (۹): نمودار تغییرات بیشینه مقدار سرعت جریان خون با مدل لزجت کاریو و گرفتگی‌های متفاوت

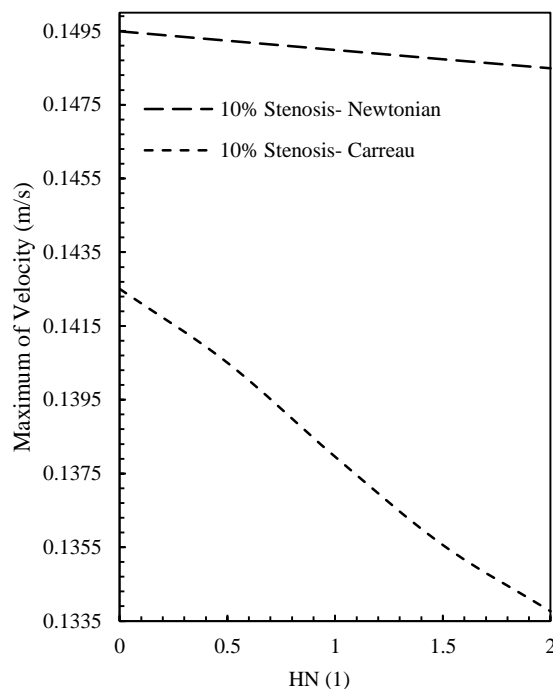
در شکل ۱۰، تغییرات سرعت در سطح تماس خون و دیواره در ناحیه گرفتگی بررسی شده است. نمودار نشان می‌دهد که در ناحیه گرفتگی، مرز سیال و دیواره رگ، ثابت نیست و با سرعت بسیار کمی لغزش می‌کند. با توجه به دیواره رگ انعطاف‌پذیر و روابط (۷ و ۸)، افزایش سرعت در ناحیه گرفتگی و ایجاد ممنوم قابل ملاحظه براساس شکل ۶ و ۷، باعث لغزش سطح تماس سیال- جامد در این ناحیه می‌شود. همچنین از نمودار فهمیده می‌شود که لغزش در ناحیه گرفتگی با میدان مغناطیسی و مقدار گرفتگی رابطه مستقیم دارد.

در شکل ۱۱، همانطور که در شکل ۱۰ بحث شده بود، مشاهده می‌شود دیواره رگ در ناحیه گرفتگی دچار جابجایی ناگهانی می‌شود. این جابجایی با مقادیر گرفتگی و عدد هارتمن نسبت مستقیم دارد. نیروی مغناطیسی به سبب ایجاد لغزش در سطح تماس خون و دیواره، مشاهده می‌شود که در سرتاسر دیواره جابجایی ایجاد می‌کند.

در شکل ۷، تغییرات سرعت جریان خون با فرض لزجت نیوتنی در حالات مختلف نشان داده شده است. در مقایسه با شکل ۶ مشاهده می‌شود که برعکس لزجت غیرنیوتنی کاریو، اثر عدد هارتمن بر جریان خون کم‌تر است. همچنین با توجه به رابطه (۶)، فرض لزجت ثابت باعث تقریباً کاهش خطی مقدار سرعت جریان خون با افزایش عدد هارتمن شده است. در هر دو شکل ۶ و ۷، اثر افزایش عدد هارتمن در بالادست و پایین دست ناحیه گرفتگی بیشتر از ناحیه گرفتگی است.

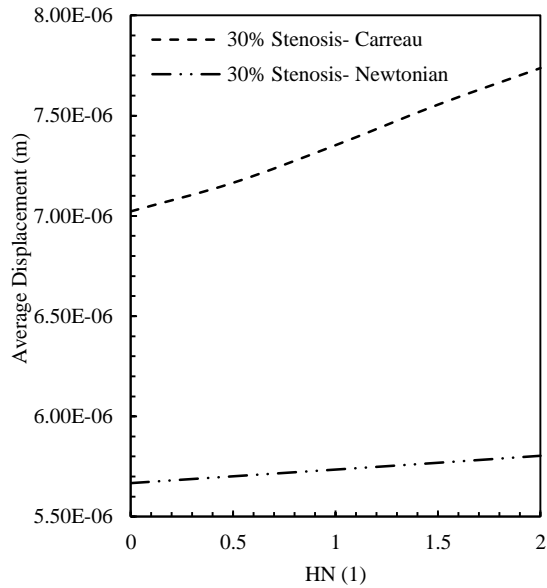
در شکل ۸ اثر عدد هارتمن بر بیشینه مقدار سرعت با دو مدل لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی مقایسه شده است.

در دو شکل ۸ و ۹، کاهش سرعت جریان خون در حالات مختلف با افزایش عدد هارتمن دیده می‌شود. اثر عدد هارتمن در حالت غیرنیوتنی بیشتر از حالت نیوتنی است. با توجه به شکل ۸، فهمیده می‌شود سرعت جریان خون در حالت غیرنیوتنی کمتر و لزجت آن بیشتر است. بر این اساس و روابط (۵ و ۶)، نیروی حجمی بزرگ‌تری تشکیل می‌شود که باعث کاهش بیشتر سرعت جریان خون در حالت غیرنیوتنی می‌گردد.

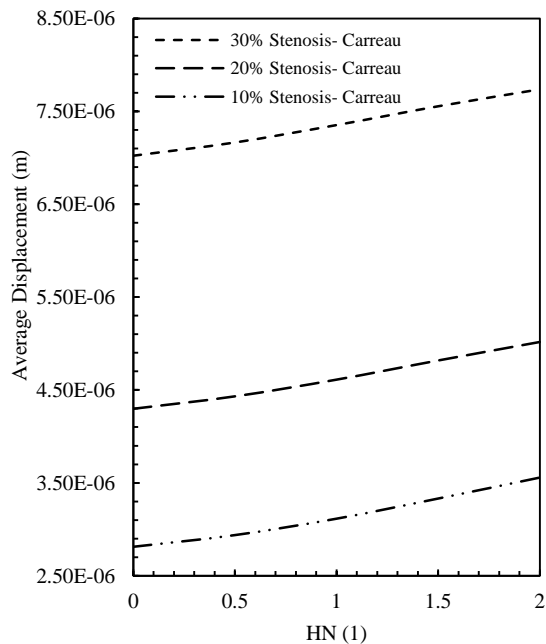


شکل (۸): نمودار تغییرات بیشینه مقدار سرعت جریان خون با گرفتگی ۱۰ درصد و مدل‌های لزجت متفاوت

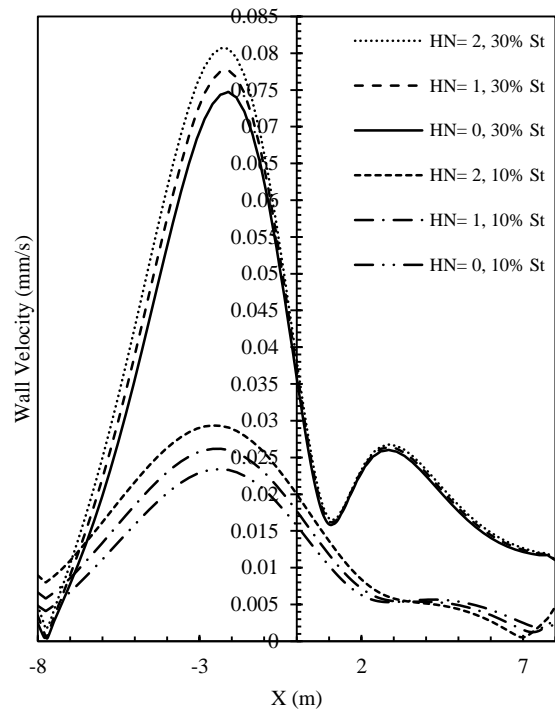
تغییرات در مدل لزجت نیوتنی از مدل کاریو کم تر و خطی تر است. دلیل این شیب تند، همان طور که پیش تر گفته شد، ثابت نبودن مقدار لزجت در حالت غیرنیوتنی و اثرگذاری آن بر اساس روابط (۵، ۷، ۸ و ۹) بر جابجایی دیواره رگ در ناحیه گرفتگی است.



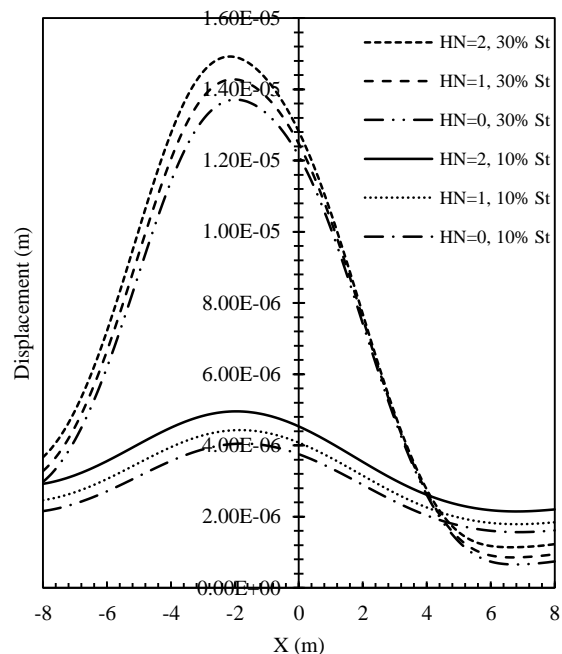
شکل (۱۲): نمودار میانگین تغییرات جابجایی دیواره رگ در ناحیه گرفتگی با مدل های مختلف لزجت



شکل (۱۳): نمودار میانگین تغییرات جابجایی دیواره رگ در ناحیه گرفتگی با مقدارهای مختلف گرفتگی



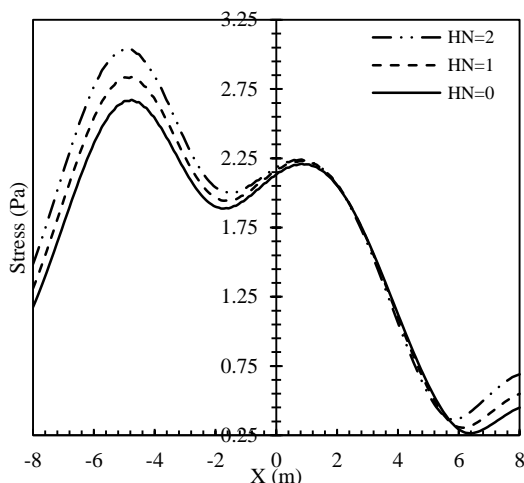
شکل (۱۰): نمودار تغییرات سرعت سطح تماس دیواره و جریان خون



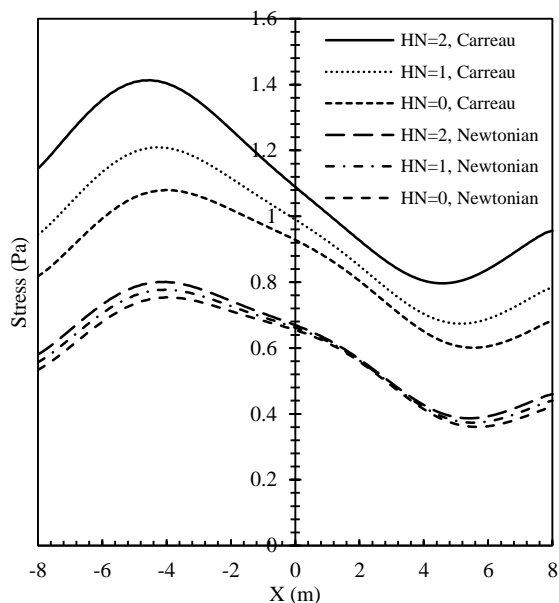
شکل (۱۱): نمودار جابجایی دیواره رگ با مدل لزجت کاریو در حالات مختلف

در ادامه از شکل ۱۲ و ۱۳ فهمیده می شود که افزایش عدد هارتمن با جابجایی دیواره رگ رابطه مستقیم دارد. شیب

خون را کاهش می‌دهد ولی به دلیل ایجاد لغزش در دیواره و ایجاد جریان‌های لغزشی، اثر برجسته‌ای در افزایش تنش برشی دیواره دارد.

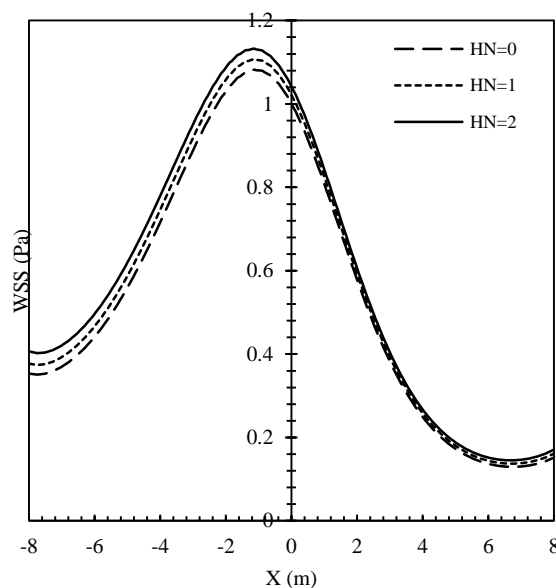


شکل (۱۶): نمودار تنش فون میزس با گرفتگی ۳۰ درصد و لزجت کاریو

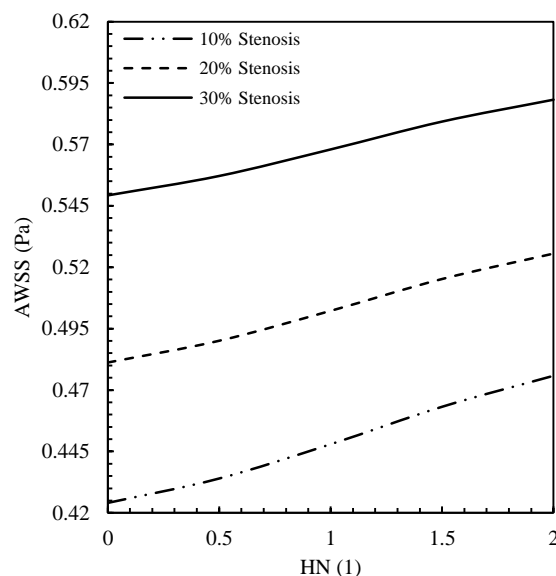


شکل (۱۷): نمودار تنش فون میزس با گرفتگی ۱۰ درصد و لزجت‌های مختلف

در شکل ۱۶ و ۱۷، تنش فون میزس در ناحیه گرفتگی نشان داده شده است. تغییرات تنش در سطح تماس خون و دیواره، موارد مهمی را نشان می‌دهد. نخست اینکه، در مقدار گرفتگی ۱۰ و ۳۰ درصد، روند تغییرات نمودار متفاوت است. افزایش مقدار گرفتگی، توزیع تنش و مقدار آن را



شکل (۱۴): نمودار تغییرات تنش برشی دیواره در ناحیه گرفتگی با مدل لزجت کاریو و گرفتگی ۳۰ درصد



شکل (۱۵): نمودار میانگین تنش برشی دیواره در ناحیه گرفتگی با مدل لزجت کاریو

در شکل ۱۴ و ۱۵، تنش برشی دیواره در سطح تماس جریان خون و دیواره رگ نشان داده شده است. افزایش مقدار گرفتگی باعث افزایش تغییرات سرعت و افزایش تنش می‌گردد. نکته‌ی دیگری که از نمودار دریافت می‌شود، اثر میدان مغناطیسی بر تنش برشی دیواره است که موجب افزایش آن می‌گردد. افزایش میدان با اینکه سرعت جریان

- نیروی مغناطیسی موجب لغزش سطح مشترک خون و دیواره شده و به دنبال آن، روند تغییرات تنش و جابجایی دیواره رگ را دگرگون می‌کند.
- بیش‌ترین تنش در حضور میدان مغناطیسی پیش از ناحیه گرفتگی رخ می‌دهد و بلافاصله پس از قله، دچار کاهش قابل ملاحظه می‌شود.
- اعمال نیروی مغناطیسی، با تغییرات ممنتوم رابطه مستقیم دارد و بر این اساس، شیب نمودارهای تنش برشی دیواره، تنش فون میزس و جابجایی دیواره در حضور و عدم حضور میدان مغناطیسی کاملاً متفاوت است.
- فرض مدل لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی در نتایج کاملاً مشهود است. در حالت غیرنیوتنی با تغییرات بیشتر سرعت، افزایش لزجت و تنش برشی در ناحیه گرفتگی، مقدار تنش فون میزس و جابجایی دیواره رگ بیشتر است.
- اثر عدد هارتمن بر تنش برشی، تنش فون میزس، جابجایی دیواره و سرعت در حالت غیرنیوتنی بیشتر از حالت نیوتنی است.

۹- مراجع

1. Yan, S. R., Zarringhalam, D. M., Toghraie, L., Foong, K. and Talebizadehsardari, P. "Numerical Investigation of Non-Newtonian Blood Flow within an Artery with Cone Shape of Stenosis in Various Stenosis Angles", *Comput. Meth. Prog. Bio.*, Vol. 192, no. 1, p. 105434 (1-7), 2020.
2. Elhanafy, A., Elsaid, A. and Guaily, A. "Numerical Investigation of Hematocrit Variation Effect on Blood Flow in an Arterial Segment with Variable Stenosis Degree", *J. Mol. Liq.*, Vol. 313, no. 1, p. 113550 (1-19), 2020.
3. Choudhari, P. and Panse, M. "Finite Element Modeling and Simulation of Arteries in the Human Arm to Study the Aortic Pulse Wave Propagation", *Procedia Computer Sci.*, Vol. 93, no. 1, pp. 721-727, 2016.
4. Bhatnagar, A., Shrivastav, R. and Singh, A. "A Numerical Analysis for the Effect of Slip Velocity and Stenosis Shape on Non-Newtonian Flow of Blood", *I. J. E.*, Vol. 28, no. 3, pp. 440-446, 2015.
5. Khosravi, A., Salimi bani, M. and Bahreinizad, H. "Fluid-Structure Interaction Simulation of

تغییر می‌دهد. در حالت گرفتگی ۳۰ درصد شیب نمودار تنش از آغاز محل گرفتگی مثبت است تا نزدیکی قله که منفی می‌شود و سپس با نزدیک شدن به انتهای محل گرفتگی مجدداً مثبت می‌شود. دلیل این رفتار افزایش نیروی ممنتوم جریان سیال به سطح قله گرفتگی با افزایش ارتفاع آن است. تحمل این نیرو از سوی دیواره رگ محل آغاز برآمدگی را دچار تنش بیشینه می‌کند. این تنش بر دیواره گرفتگی در حالت گرفتگی ۱۰ درصد کم‌تر است. دوم، مقدار تنش فون میزس و همچنین اثر افزایش عدد هارتمن بر مقدار تنش فون میزس در حالت غیرنیوتنی بیشتر از حالت نیوتنی است. تغییرات قابل ملاحظه سرعت، افزایش لزجت و تنش برشی در حالت غیرنیوتنی که در شکل‌های ۶ و ۸ نشان داده شد، دلایل این اتفاق می‌باشند. در آخر می‌توان گفت در حضور میدان مغناطیسی، تنش افزایش می‌یابد و در ناحیه گرفتگی و پیش از قله، بیش‌ترین تنش به دیواره وارد می‌شود. این موضوع نشان می‌دهد که میدان مغناطیسی به دلیل ایجاد نیروی ممنتوم و لغزش در دیواره، موجب افزایش تنش می‌شود ولی هر جا که سرعت جریان سیال و نیروی ممنتوم کاهش یابد این اثر کم‌تر خواهد شد. برای مثال، در ناحیه پس از گرفتگی، به دلیل ایجاد ناحیه با سرعت کم در پشت قله، اثر نیروی مغناطیسی کم می‌شود ولی در پیش از گرفتگی، با افزایش سرعت، مشاهده می‌شود که اثر نیروی مغناطیسی نیز بیشتر خواهد شد. این اتفاق با شکل ۶ و روابط (۴، ۵ و ۶) هم‌خوانی دارد.

۸- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، اثر نیروی مغناطیسی بر جریان خون در یک رگ دارای گرفتگی با در نظر گرفتن دیواره و برهم کنش سیال-جامد، با دو مدل لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی بررسی شده است. نتایج مهم این پژوهش در ذیل آورده شده است.

- نیروی مغناطیسی موجب کاهش سرعت جریان خون و افزایش تنش برشی می‌شود. این نیرو همچنین بر روند تغییرات سرعت در پس از ناحیه گرفتگی اثر گذاشته و شیب تغییرات را بیشتر می‌کند.

14. Saleem, N. and Munawar, S. "A Mathematical Analysis of MHD Blood Flow of Eyring-Powell Fluid through a Constricted Artery", *Int. J. Biomath.*, Vol. 9, no. 02, p. 1650027 (1-12), 2016.
15. Sankar, D. S., Lee, U. and Ismail, A. I. M. "Mathematical Analysis for MHD Flow of Blood in Constricted Arteries", *Int. J. Nonlinear Sci. Numer. Simul.*, Vol. 14, no. 3, pp. 195-204, 2013.
16. Guyton, A. C. and Hall, J. E. "Guyton and Hall Text Book of Medical Physiology e-Book", Elsevier Health Sciences, Amsterdam, Netherlands, 2020.
17. Peery, J. S. and Carroll, D. E. "Multi-Material ALE Methods in Unstructured Grids", *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, Vol. 187, no. 3, pp. 591-619, 2000.
18. Karami, F., Hossainpour, S. and Ghalichi, F. "Numerical Simulation of Low-Density Lipoprotein Mass Transport in Human Arterial Stenosis-Calculation of the Filtration Velocity", *Biomed. Mater. Eng.*, Vol. 29, no. 1, pp. 95-108, 2018.
19. Buriev, B., Kim, T. D. and Seo, T. W. "Fluid-Structure Interactions of Physiological Flow in Stenosed Artery", *Korea- Aust Rheol. J.*, Vol. 21, no. 1, pp. 39-46, 2009.
20. Nejad, A. A., Talebi, Z., Cheraghali, D., Shahbani-Zahiri, A. and Norouzi, M. "Pulsatile Flow of Non-Newtonian Blood Fluid Inside Stenosed Arteries: Investigating the Effects of Viscoelastic and Elastic Walls, Arteriosclerosis, and Polycythemia Diseases", *Comput. Methods Programs Biomed.*, Vol. 154, no.1, pp. 109-122, 2018.
- Aorta Artificial Vessel Made of Functionally Graded Material with Different Heterogeneous Indexes", *Journal of Mechanical Engineering*, Vol. 48, no. 1, pp. 179-185, 2018. (In Persian)
6. Kafi, O., El Khatib, N., Tiago, J. and Sequeira, A. "Numerical Simulations of a 3D Fluid-Structure Interaction Model for Blood Flow in an Atherosclerotic Artery", *Math. Biosci. Eng.*, Vol. 14, no. 1, pp. 179-193, 2017.
7. Jain, M., Sharma, G. and Singh, R. "Mathematical Modelling of Blood Flow in a Stenosed Artery under MHD Effect through Porous Medium", *I. J. E.*, Vol. 23, no. 3, pp. 243-251, 2010.
8. Abdullah, I., Amin, N. and Hayat, T. "Magnetohydrodynamic Effects on Blood Flow through an Irregular Stenosis", *Int. J. Numer. Methods Fluids*, Vol. 67, no. 11, pp. 1624-1636, 2011.
9. Keyhanpour, M. and 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 and Aerodynamics Journal*, Vol. 7, no. 2, pp. 19-31, 2019. (In Persian)
10. Shuib, A., Hoskins, P. and Easson, W. "Experimental Investigation of Particle Distribution in a Flow through a Stenosed Artery", *J. Mech. Sci. Technol.*, Vol. 25, no. 2, pp. 357-364, 2011.
11. Paul, M. C. and Larman, A. "Investigation of Spiral Blood Flow in a Model of Arterial Stenosis", *J. Biomed. Eng.*, Vol. 31, no. 9, pp. 1195-1203, 2009.
12. Waite, L. and Fine, J. "Applied Biofluid Mechanics", McGraw-Hill Education, New York City, United States, 2017.
13. Fox, R. W. and Mc Donald, A. T. "Introduction to Fluid Mechanics", John Wiley and Sons Inc., New Jersey, United States 1985.

