

Numerical investigation of the effects of wall flexibility on the infiltration parameters of a symmetric carotid artery stenosis with a two-layer hyperelastic structure

¹S.Nahidi, ¹A.Hosseini-Nezhad, ²N.Fotouaee, ³Z.Heidari

¹Department of Mechanical Engineering, University of Sistan and Baluchestan, Zahedan, Iran.

²Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

³Division of Histology, Faculty of Medicine, Zahedan University of Medical Sciences, Sistan and Baluchestan, Iran

Abstract

Blood flow parameters are affected by position and shape of the accumulation of low density lipoprotein (LDL) in the layers of the arterial wall, and this phenomenon itself is influenced by infiltration flow of the blood. In this paper, in order to investigate the effect of wall flexibility on the infiltration flow in a pulsatile non-Newtonian blood flow in a symmetric carotid artery stenosis with a two flexible and porous layers, a finite element model with Porous Fluid Structure Interaction (PFSI) method was used and the results were compared to the porous rigid model. Study parameters were investigated in three different stenosis severities. Comparison of the presented results using PFSI model with those of Porous Rigid model showed about 22% decrease in wall shear stress in the stenosis region, about 20% increase in filtration velocity in the pre- and post-stenosis regions of the porous layer, but a slight difference in filtration velocity in the stenosis region.

Keywords: Porous Fluid Structure Interaction, infiltration flow, pore pressure, pulsatile flow, non-Newtonian blood, two-layer porous hyperelastic.

* Corresponding author

Address: Nasser Fatouaee, Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology

Tel: +98 21 64542368

Fax: +98 21 66468186

E-mail: Nasser@aut.ac.ir

بررسی عددی تأثیر انعطاف پذیری دیواره دولایه ای متخلخل بر روی جریان فیلتراسیون در جریان ضربانی و غیرنیوتنی خون از یک شریان کاروتیدبا گرفتگی متقارن

سعید ناهیدی^۱، علیرضا حسین نژاد^۲، ناصر فتورایی^{۳*}، زهرا حیدری^۴

^۱ کارشناس ارشد مهندسی مکانیک- تبدیل انرژی، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه سیستان و بلوچستان

^۲ استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه سیستان و بلوچستان

^۳ دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)

Nasser@aut.ac.ir

^۴ استاد، بخش بافت شناسی، دانشگاه علوم پزشکی زاهدان

چکیده

پارامترهای جریان خون همواره متأثر از مکان و شکل تجمع ذرات LDL در لایه های دیواره شریان بوده و این تجمع نیز متأثر از جریان فیلتراسیون خون در لایه های دیواره شریان است. در این مقاله به منظور بررسی اثر انعطاف پذیری بر روی جریان فیلتراسیون در جریان ضربانی و غیر نیوتنی خون از یک شریان کاروتید با گرفتگی متقارن و با دیواره دو لایه ای انعطاف پذیر متخلخل، از مدل حل اجزای محدود همراه با برهمکنش سیال و جامد متخلخل (PFSI) استفاده شده و نتایج آن با نتایج حاصله از مدل دیواره صلب و متخلخل (مدل Porous Rigid) مقایسه شده است. پارامترهای مورد مطالعه در این بررسی برای سه شدت گرفتگی متفاوت انجام شده است. نتایج حاصل نشان می دهد که تنش برشی دیواره حدود ۲۲٪ در مدل PFSI نسبت به مدل Porous Rigid کاهش داشته است. همچنین سرعت فیلتراسیون در دیواره متخلخل شریان حاصله از مدل PFSI نسبت به مدل Porous Rigid در نواحی قبل و بعد از ناحیه گرفتگی، افزایش زیادی در حدود ۲۰٪ داشته است، ولی تفاوت سرعت فیلتراسیون بین دو مدل، در ناحیه گرفتگی شریان بسیار ناچیز بوده است.

کلیدواژگان: برهمکنش سیال و جامد متخلخل، جریان فیلتراسیون، جریان ضربانی و غیر نیوتنی خون، شریان گرفته شده، دیواره دو لایه ای انعطاف پذیر و متخلخل

*عهده دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی

تلفن: ۰۲۱۶۴۵۴۲۳۶۸، دورنگار: ۰۲۱۶۶۴۶۸۱۸۶، پیام نگار: Nasser@aut.ac.ir

۱- مقدمه

جریان خون نیز غیرنیوتنی و ضربانی در نظر گرفته شده است. سپس با استفاده از مدل حل برهمکنش سیال و جامد متخلخل^۴ (PFSI)، به عنوان یک گام کلیدی در شبیه سازی جریان خون هم در لیومن و هم در دیواره متخلخل شریان، به بررسی تأثیر انعطاف پذیری دیواره بر روی جریان فیلتراسیون، فشار در محیط متخلخل، سرعت حرکت دیواره و تنش برشی دیواره پرداخته شده است. این هدف با مقایسه نتایج حاصل از مدل PFSI و مدل Porous Rigid انجام شده است.

۲- تعریف مسئله

۲-۱- فرضیات

یکی از مکان هایی که ایجاد بیماری گرفتگی شریانی بسیار متداول می باشد، شریان کاروتید است [۱۹]. لذا در این مطالعه، قسمتی از شریان کاروتید به شعاع لیومن ۱/۸۴ و طول ۲۰ میلیمتر [۱۷] همراه با گرفتگی متقارن (سه شدت گرفتگی ۳۰٪ و ۵۰٪ و ۷۰٪) در نظر گرفته شده است (شکل ۱). جریان خون نیز آرام، غیر نیوتنی و غیر قابل تراکم با دانسیته 1050 kg/m^3 فرض شده است. برای بیان رفتار غیر نیوتنی خون نیز از مدل غیر نیوتنی کارنو^۵ مطابق رابطه (۱) استفاده شده است [۲۵]:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \cdot (1 + A \dot{\gamma}_{ij}^2)^B \quad (1)$$

در این رابطه، $\dot{\gamma}_{ij}$ تانسور آهنگ کرنش برشی^۶، و $\mu_0 = 0.056 \text{ kg/ms}$ و $\mu_{\infty} = 0.00345 \text{ kg/ms}$ مقادیر لزجت حدی پایین و بالا بوده و $A = 3.313 \text{ s}$ و $B = -0.3568$ نیز دو پارامتر ثابت انطباق منحنی هستند [۱۷]. دیواره شریان نیز دارای دو لایه اینتیما-مدیا و ادونتیشیا به ترتیب به ضخامت های ۰/۳۴ و ۰/۳۲ میلیمتر می باشد که در شکل ۱ نشان داده شده است [۱۷]. هر دو لایه دیواره شریان، هایپرالاستیک و ناهمسانگرد فرض شده است بطوریکه اثرات هایپرالاستیک هر لایه دیواره شریان بصورت ریاضی توسط تعیین رابطه ای بین تابع انرژی کرنشی^۷ W و نامتغیرهای تانسور کرنش لاگرانژی

تاکنون مطالعات عددی زیادی برای بررسی پارامترهای جریان خون در عروق گرفته شده انجام شده است. در بسیاری از این مطالعات، خون، سیالی نیوتنی [۴-۱] و در بسیاری نیز، سیالی غیر نیوتنی فرض شده و بررسی بر روی جریان های دائم و غیر دائم (ضربانی) بصورت دو بعدی یا سه بعدی در داخل عروقی با گرفتگی های متقارن و نامتقارن انجام شده است. در مطالعه برگر و جو [۵] اشاره شده است که فرض رفتار نیوتنی برای خون، تنها زمانی اعتبار دارد که نرخ برشی جریان بیش از 0.1 s^{-1} باشد، که معمولاً این نرخ برشی در شریان های گرفته شده کمتر از 0.1 s^{-1} است. لذا برخی از محققین [۶-۸] جریان خون را بصورت مدل های غیرنیوتنی و ضربانی مدل نموده اند. در مواردی که در بالا ذکر شده است، دیواره شریان صلب فرض شده و از اثر انعطاف پذیری دیواره شریان بر روی پارامترهای جریان خون صرف نظر شده است. اما اخیراً محققان با در نظر گرفتن برهمکنش بین جریان خون و دیواره شریان تحت شرایط فیزیولوژیکی توانسته اند ارزیابی مناسبی را از رفتار جریان خون در شریان های گرفته شده بدست آوردند [۹-۱۸]. با نگاهی دقیق از لحاظ آناتومی به ساختار دیواره شریان ها، دیواره از داخل به خارج به ترتیب از سه لایه اصلی؛ اینتیما^۱، مدیا^۲ و ادونتیشیا^۳ تشکیل شده است [۱۶]. در حالت واقعی، سیال از لیومن شریان وارد لایه اینتیما شده و با گذشتن از این لایه وارد لایه مدیا گشته و با رد شدن از لایه مدیا جذب لایه ادونتیشیا می گردد. لذا تعدادی از پژوهشگران دیواره شریان را به عنوان یک محیط متخلخل (بصورت چند لایه متخلخل صلب [۲۳-۲۰] یا تک لایه متخلخل انعطاف پذیر [۱۹، ۲۴]) در نظر گرفتند. اما در این مقاله، به منظور بهبود شبیه سازی جریان خون و نزدیک کردن آن به واقعیت، دیواره شریان کاروتید بصورت دو لایه مدل گردیده است بطوریکه لایه اینتیما-مدیا، متخلخل و هایپرالاستیک ناهمسانگرد، و لایه ادونتیشیا جامد هایپرالاستیک ناهمسانگرد غیر متخلخل است. در این بررسی، سه شدت گرفتگی مختلف برای هندسه فرض شده و

¹ Intima⁵ Carreau model² Media⁶ shear rate tensor³ Adventitia⁷ Strain Energy Function⁴ Porous Fluid Structure Interaction (PFSI)

۲-۲- معادلات حاکم بر مسئله PFSI

۲-۲-۱- معادلات حاکم بر دامنه سیال (لیومن)

در این بررسی، شکل معادلات حاکم بر دامنه سیال در سیستم مختصات اویلری لاگرانژی اختیاری^{۱۱} (ALE) ارائه شده است زیرا جابجایی مرزهای دامنه سیال، مرتبط با جابجایی دیواره متخلخل بوده و با آن فرمول بندی می‌شود:

- معادله پیوستگی برای جریان خون غیر قابل تراکم

$$\nabla \cdot \mathbf{V} = 0 \quad (5)$$

- معادلات ناویر استوکس برای جریان غیر قابل تراکم

$$\rho \left[\frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t} + ((\mathbf{V} - \mathbf{V}_g) \cdot \nabla) \mathbf{V} \right] = -\nabla p + \nabla \tau \quad (6)$$

که در آن τ تانسور تنش انحرافی^{۱۱}، P فشار، ρ چگالی سیال و \mathbf{V} بردار سرعت سیال و \mathbf{V}_g بردار سرعت حرکت شبکه هستند. همچنین $(\mathbf{V} - \mathbf{V}_g)$ سرعت نسبی بین حرکت سیال و حرکت شبکه در فرمول بندی ALE است.

۲-۲-۲- معادلات حاکم بر لایه متخلخل هاپیر

الاستیک دیواره (لایه ایتیمیا - مدیا)

- معادله پیوستگی

$$\nabla \cdot (\mathbf{k} \cdot \nabla P_f) = \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \frac{\phi}{k_f} \frac{\partial P_f}{\partial t} \quad (7)$$

کوشی^۸ بیان شده است. تابع انرژی W استفاده شده برای مدل دیواره به دو بخش همسانگرد و ناهمسانگرد تقسیم شده است [۱۷].

$$W(I_1, I_4, I_6) = W_{iso}(I_1) + W_{aniso}(I_4, I_6) \quad (2)$$

که در آن I_1, I_4, I_6 نامتغیرهای تانسور کرنشی^۹ هستند. برای بخش همسانگرد تابع انرژی، از یک مدل ماده هایپرلاستیک به نام Mooney-Rivlin [۲۵] استفاده شده است:

$$W_{iso} = D_1 [\exp(D_2(I_1 - 3)) - 1] \quad (3)$$

که در آن ثابت های D_1 و D_2 معمولاً برای بیان مواد بیولوژیکی مشخصی بکار می‌روند که در این بررسی با استفاده از داده های تجربی $D_1 = 2647$ Pa و $D_2 = 8.35$ انتخاب شده اند [۱۷]. رفتار ناهمسانگرد لایه ها نیز با استفاده از فرمول ناهمسانگرد تابع انرژی W بصورت رابطه (۴) بیان شده است:

$$W_{aniso} = \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2(I_4 - 1)^2) + \exp(k_2(I_6 - 1)^2) - 1] \quad (4)$$

که در آن k_1 و k_2 پارامترهای ثابت ماده هستند که برای لایه ایتیمیا - مدیا $k_1 = 5074$ Pa و $k_2 = 0.68$ و برای لایه ادونتیشیا $k_1 = 3671$ Pa و $k_2 = 0.87$ استفاده شده اند [۱۷].

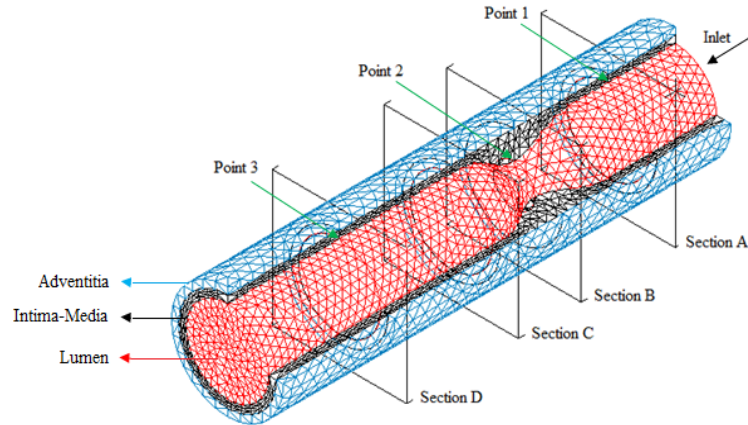
همچنین لایه ایتیمیا-مدیا دیواره شریان، متخلخل همگن با درصد تخلخل ۰/۲۵۸ و با میزان نفوذ پذیری $2 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ فرض شده است [۲۳]. به منظور محاسبه جریان فیلتراسیون ورودی از لایه ایتیمیا-مدیا به لایه ادونتیشیا، لایه ادونتیشیا نیز میزان نفوذ پذیری $2 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ فرض شده است. هندسه و فرضیات استفاده شده برای مدل Porous Rigid، همانند مدل PFSI است با این تفاوت که فرض انعطاف پذیری دیواره، دیگر برای آن وجود ندارد.

⁸ Cauchy- Green- Lagrange Strain Tensor

⁹ Strain invariants

¹⁰ Arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE)

¹¹ Deviatoric stress tensor



شکل ۱: نمای از مدل مش شریان کاروتید با دیواره دو لایه همراه با شدت گرفتگی ۵۰٪.

بر دامنه های سیال و متخلخل، از سیستم مختصات لاگرانژی برای بیان معادله تعادل تنش حاکم بر لایه ادونتیشیا، معادله ۱۱، استفاده شده است که در آن چگالی دیواره شریان، σ_w تانسور تنش و \dot{d}_w شتاب محلی است.

$$\nabla \sigma_w = \rho_w \dot{d}_w \quad (11)$$

۲-۳- معادلات حاکم بر مدل Porous Rigid

در مدل Porous Rigid به دلیل عدم فرض انعطاف پذیری برای دیواره، معادلات (۸-۵) بر این مسئله حاکم است با این تفاوت که پارامترهای V_g و W در این معادلات صفر هستند.

۲-۴- شرایط مرزی در مدل PFSI

۲-۴-۱- شرایط مرزی در دامنه سیال (لیومن)

۱. در مقطع ورودی شریان در همه شدت گرفتگی ها، فشار ضربانی فیزیولوژیکی مطابق شکل ۲ اعمال شده است. در این مقطع، برای همگرایی حل فشار، فشار در لیومن شریان از صفر به 10000 Pa در مدت زمان $1/15$ ثانیه رسانده شده و سپس تغییرات فشار اعمال شده است.

در معادله (۷)، k ماتریس نفوذ پذیری محیط متخلخل، k_f مدول بالک سیال، ε ماتریس کرنش حجمی، P_f فشار سیال در محیط متخلخل^{۱۲} و ϕ درصد تخلخل محیط متخلخل است [۲۵].

• معادله داریسی

$$\mu k^{-1} \cdot (V - W) + \nabla P_f = f^B \quad (8)$$

که در آن، f^B نیروی حجمی است. چون در مدل PFSI دیواره شریان انعطاف پذیر فرض شده است لذا سرعت در معادله داریسی بصورت سرعت نسبی $(V-W)$ خواهد بود که سرعت فیلتراسیون نامیده می شود. در این رابطه V سرعت سیال در محیط متخلخل و W سرعت حرکت شبکه بندی (برابر با سرعت جامد محیط متخلخل) است [۲۵].

• معادله تعادل تنش

$$\sigma_P^E = -(1-\phi)P_{pf}I + \sigma_{ps}^E \quad (9)$$

$$\sigma_{pf} = -\phi P_{pf}I \quad (10)$$

در رابطه (۹)، تنش مؤثر σ_P^E در لایه نفوذ پذیر دیواره شریان از مجموع دو بخش تشکیل شده است: بخش اول در ارتباط با P_{pf} (Pore pressure) است و بخش دوم مربوط به تنش مؤثر جامد متخلخل σ_{ps}^E که در واقع مسئول هرگونه جابجایی و تغییر شکل در این محیط متخلخل است [۲۵، ۲۴].

۲-۳-۲- معادله تعادل تنش حاکم بر لایه معمولی

دیواره انعطاف پذیر (لایه ادونتیشیا)

به جای سیستم مختصات ALE برای بیان معادلات حاکم

¹² Pore pressure

۱. سرعت در هر دو حلقه انتهای لایه متخلخل دیواره شریان در راستای محور اصلی شریان، X، صفر و در جهات Y و Z، آزاد فرض شده اند.

۲. هر دو انتهای دو لایه دیواره شریان در هر سه راستا، از لحاظ جابجایی ثابت شده اند.

۳. در کل دامنه متخلخل شرایط ذیل برقرار است:

الف: سازگاری بین جابجایی گره های سیال و گره های

جامد لایه متخلخل دیواره لحاظ گردیده است.

$$d_{pf} = d_{ps} \quad (15)$$

که در آن، زیر نویس های pf و ps به ترتیب معرف مشخصات قسمت سیال محیط متخلخل و قسمت جامد محیط متخلخل می باشند.

ب: برای ارضای شرط بالا، باید سرعت حرکت مش در

سیستم ALE در محیط متخلخل، برابر با سرعت جامد محیط متخلخل باشد.

$$w = v_{ps} \quad (16)$$

۲. فشار سیال در سطح خارجی لایه متخلخل ایتیمیا-

مدیا صفر در نظر گرفته شده است.

$$P_f (\text{Pore pressure}) = 0 \quad (17)$$

۲-۴-۲-۴- شروط حاکم در فصل مشترک دو لایه دیواره

شریان

$$(n \cdot v)|_{\text{Adventitia}} = (n \cdot v)|_{\text{Intima-media}} \quad (18)$$

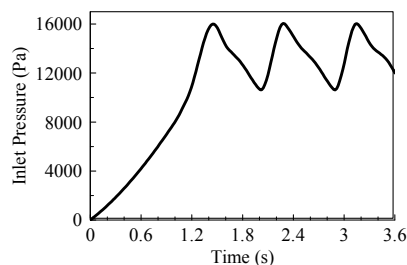
$$t \cdot (\nabla v)|_{\text{Adventitia}} = t \cdot (\nabla v)|_{\text{Intima-media}} \quad (19)$$

در شروط (۱۸) و (۱۹) که بیان کننده تعادل بین سرعت (در نتیجه جابجایی) و تعادل تنش برشی در فصل مشترک بین دو لایه دیواره هستند، n و t به ترتیب بردارهای عمود و مماس بر فصل مشترک دو لایه دیواره می باشند.

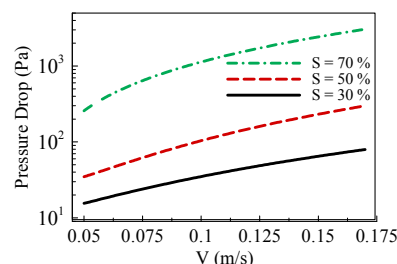
۲-۵- شروط مرزی در مدل Porous Rigid

در این مدل، تمامی شروط اعمالی در مدل PFSI به جزء

شروط (۱۲-۱۴) صادق است.



شکل ۲: تغییرات زمانی فشار فیزیولوژیکی در مقطع ورودی شریان [۱۷]



شکل ۳: تغییرات افت فشار با سرعت متوسط در مقطع ورودی شریان

۲. در مقطع خروجی شریان، فشار ضربانی برای هر شدت گرفتگی، با احتساب تغییرات افت فشار بر اساس سرعت متوسط در مقطع ورودی شریان مطابق شکل ۳ اعمال شده است.

۲-۴-۲- شروط مرزی در فصل مشترک لیومن و لایه

ایتیمیا-مدیا

۱. شروط (۱۲-۱۴) برهمکنش سیال و جامد

$$V_f = V_w \quad (12)$$

$$d_f = d_w \quad (13)$$

$$\sigma_f \cdot n = \sigma_w \cdot n \quad (14)$$

که در آن ها زیر نویس w و f به ترتیب معرف مشخصات دیواره و سیال در فصل مشترک لیومن-دیواره می باشند و d ، V و σ به ترتیب معرف سرعت، جابجایی و تنش هستند.

۲. شرط عدم لغزش بر روی دیواره

۳. شرط پیوستگی سرعت و فشار فصل مشترک لیومن و

لایه متخلخل ایتیمیا-مدیا

۲-۴-۳- شروط مرزی بر لایه متخلخل ایتیمیا-مدیا

۳-روش حل عددی

برای حل معادلات حاکم بر مدل PFSI (برهمکنش سیال و جامد متخلخل) از نرم افزار (ADINA (version 8.5.1) استفاده شده است [۲۵]. در این بررسی، برای حل معادلات حاکم بر دامنه های سیال و متخلخل از روش بالا دست^{۱۳} اجزای محدود و از حل کننده تنک^{۱۴} استفاده شده است. همچنین برای انتگرال گیری زمانی از روش اویلری و برای حل معادلات غیر خطی از الگوریتم تکراری نیوتن-رافسون برای به دست آوردن جواب استفاده شده است بطوریکه تعداد ۵۰۰ تکرار برای هر گام زمانی در نظر گرفته شده و شرط همگرایی در این ناحیه به صورت رابطه (۲۰) است:

$$\|f^i - f^{i-1}\| / (\text{Max}\{\|f^i\|, \varepsilon\}) \leq \text{TOL} \quad (20)$$

که در این رابطه، f متغیر میدان (سرعت جریان سیال، فشار) است. i شاخص تکرار و ε عدد کوچکی است به طوریکه $\|f\|$ همواره نزدیک به صفر باشد و TOL یک تolerانس ویژه است که در این تحقیق مقدار 0.0005 در نظر گرفته شده است. برای حل معادلات حاکم بر لایه جامد ادونتیشیا نیز از روش اجزای محدود و از حل کننده تنک و برای انتگرال گیری زمانی در این دامنه از روش ضمنی نیومارک^{۱۵} استفاده شده است. در این دامنه نیز با استفاده از الگوریتم تکراری نیوتن-رافسون، جواب معادلات حاکم بدست آمده است به طوری که تکرار تا رسیدن به همگرایی در حل معادلات جفت شده ادامه یافته است. تعداد ۵۰۰ تکرار در این قسمت برای هر گام زمانی در نظر گرفته شده است و شرایط همگرایی بر اساس رابطه (۲۰) است البته با این تفاوت که در این رابطه f متغیر میدان (تنش و جابجایی دیواره) است. در این شبیه سازی، نوع تحلیل ناپایا و برای حل معادلات و جفت نمودن کامل متغیرهای حل سیال و جامد متخلخل از روش جفت شدگی دو طرفه سیال و جامد و از نوع ضعیف استفاده شده است [۲۵]. برای بدست آوردن جواب نهایی معادلات PFSI، از الگوریتم تکراری نیوتن-رافسون استفاده شده است و تکرار تا رسیدن به همگرایی در حل معادلات جفت شده ادامه می یابد. در این شبیه سازی تعداد بیشینه

تکرار برای برهمکنش در فصل مشترک میان سیال (لیومن) و جامد محیط متخلخل برابر ۵۰۰ در نظر گرفته شده است. همچنین برای حل معادلات اجزای محدود حاکم بر مدل Porous Rigid، از محیط CFD نرم افزار ADINA مطابق مرجع [۲۵] استفاده شده است.

بررسی نتایج

بررسی استقلال نتایج از شبکه و از گام زمانی

زمانی که محیط متخلخل در مسئله ای حضور دارد، انتخاب اندازه المان و اندازه گام زمانی مناسب کمی دشوار است [۲۵]. حال در این مسئله، علاوه بر حضور لایه متخلخل انعطاف پذیر، حضور ناحیه گرفتگی در هندسه مسئله نیز، به سختی این امر نیز افزوده است. به منظور بررسی استقلال از گام زمانی، مطالعه عددی بر روی گام های زمانی متفاوت برای مدل PFSI مطابق جدول ۱ صورت پذیرفته است که نتایج آن برای سرعت متوسط در مقطع گلوگاه B برای شدت گرفتگی ۳۰٪ ارائه شده و در نهایت گام زمانی 0.02 ثانیه تأیید شده است.

جدول ۱: بررسی استقلال از گام زمانی برای شدت گرفتگی ۳۰٪ در مدل

PFSI

Δt (s)	Averaged velocity at section B
0.08	0.215 (m/s)
0.04	0.217 (m/s)
0.02	0.218 (m/s)
0.01	0.2183 (m/s)

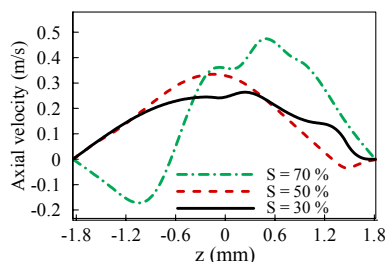
در این مطالعه، به دلیل استفاده از شبکه بندی نامنظم، بررسی استقلال از شبکه بندی بر اساس اندازه المان، به ترتیب با بررسی پارامتر تنش برشی دیواره متوسط برای دامنه لیومن در مقطع B، سرعت فیلتراسیون برای لایه اینتیمیا-مدیا در مقطع A و جابجایی دیواره برای لایه ادونتیشیا در مقطع D، صورت پذیرفته است بطوریکه در نهایت برای دامنه های مذکور، اندازه المان های 0.46 ، 0.59 و 0.7 میلی متر مورد تأیید قرار گرفته است. (مقاطع A, B, C, D بترتیب در $x = 3, 7.2, 10, 15$ (mm) از سطح مقطع ورودی هندسه و عمود

¹³ Upwind

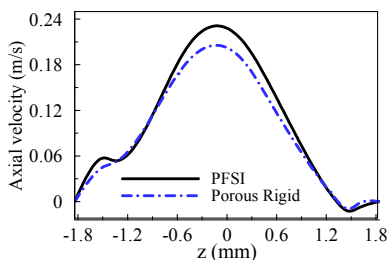
¹⁴ Sparse solver

¹⁵ Implicit-Newmark

جریان در حالتی ایجاد شده است که شرایط مرزی و هندسه مسئله در هر دو مدل و در هر سه شدت گرفتگی، کاملاً متقارن است. لازم به ذکر است الگوهای نامتقارن جریان در هر سه شدت گرفتگی مورد بررسی در این مطالعه، مطابقت خوبی با نتایج گزارش شده در [۱۷،۱۵،۲] دارند. مقایسه ای بین سرعت محوری در مقطع C و در زمان دیاستول (۲/۸۸ ثانیه) بین دو مدل Porous Rigid و PFSI در شکل ۶ ارائه شده است. در این شکل، محور افقی



شکل ۵: سرعت محوری در مقطع C بر اساس تغییر راستای شعاعی Z در زمان سیستول بین سه شدت گرفتگی برای مدل Porous Rigid نیز همانند محور افقی شکل ۵، تعریف شده است. با توجه به نتایج بدست آمده، بیشترین اختلاف سرعت محوری بین دو مدل PFSI و Porous Rigid حدود ۳۶٪ در شدت گرفتگی ۷۰٪ در زمان سیستول (۳/۱۶ ثانیه) رخ داده است. اختلافی که بین دو مدل مورد بررسی وجود دارد به علت تغییر مرز دامنه لیومن در اثر جابجایی دیواره شریان در مدل PFSI می باشد.



شکل ۶: مقایسه سرعت محوری در مقطع C بین دو مدل PFSI و Porous Rigid در زمان دیاستول برای شدت گرفتگی ۵۰٪

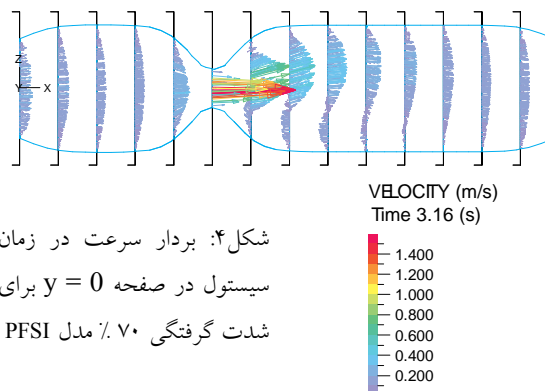
۳-۴- بررسی افت فشار

همواره اختلاف فشار در درون شریان، باعث جریان خون در آن می گردد. اگر یک اختلاف فشار مشخص در داخل شریان وجود نداشته باشد مقاومت شریان بر جریان خون غلبه خواهد کرد و در این حالت خون تمایل به یک حالت

بر محور اصلی شریان قرار دارند که در شکل ۱ نشان داده شده است. در این بررسی، برای دامنه لیومن و دامنه متخلخل دیواره شریان (ایتیمیا-مدیا) از المان Tetrahedral with 4-node و برای دامنه ادونتیشیا از المان Tetrahedral with 11-node استفاده شده است. در این مطالعه، مسئله برای ۳ سیکل قلبی با پریود ۰/۸۵ ثانیه (حدود ۷۲ ضربان در دقیقه) حل و نتایج حاصله از سیکل سوم به عنوان نتیجه نهایی ارائه شده است.

۲-۴- بررسی سرعت محوری

بررسی سرعت جریان خون در مطالعات عددی از آن جهت بسیار با اهمیت است که با نسبت دبی خون عبوری از شریان رابطه مستقیم داشته و دبی خون نیز تعیین کننده مقدار مواد مغذی و ذراتی است که توسط خون به دیگر اجزای بدن حمل می شود. با توجه به شکل ۴، پروفیل سرعت در بالا دست جریان برای مدل PFSI (و هم در مدل Porous Rigid که نشان داده نشده است) بصورت سهموی و متقارن است اما با عبور جریان از ناحیه گرفتگی، پروفیل



شکل ۴: بردار سرعت در زمان سیستول در صفحه $y = 0$ برای شدت گرفتگی ۷۰٪ مدل PFSI

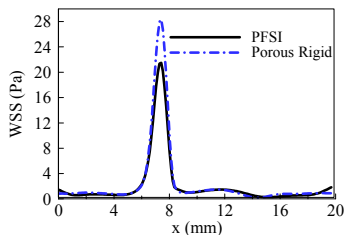
سرعت نامتقارن شده بطوریکه با افزایش میزان شدت گرفتگی، این نامتقارنی افزایش یافته است، مطابق شکل ۵ که در آن محور افقی نشان دهنده فاصله شعاعی از محور اصلی شریان در مقطع C و در راستای Z می باشد و ناحیه جریان برگشتی برای شدت گرفتگی های ۵۰٪ و ۷۰٪ بصورت اعداد منفی برای سرعت محوری نشان داده شده است. نامتقارنی مذکور از لحاظ فیزیولوژیکی طبیعی بوده ولی از لحاظ محاسباتی طبیعی نیست، زیرا این پروفیل نامتقارن

سکون (ایستا) خواهد داشت.

۴-۴- بررسی تغییرات تنش برشی دیواره (WSS)

اساساً WSS^{16} ، مهمترین عاملی است که در گرفتگی عروق مؤثر می باشد بطوریکه هم نواحی دارای WSS پایین و هم نواحی دارای WSS بالا، به عنوان مناطق حساس شناخته می شود [۱۹، ۱]. در شکل ۹، مقایسه ای بین WSS در زمان سیستول بین دو مدل Porous Rigid و PFSI برای شدت گرفتگی ۷۰٪ ارائه شده است. در این شکل محور افقی x نشان دهنده فاصله از مقطع ورودی شریان در راستای محور اصلی شریان و بر روی فصل مشترک لیومن و دیواره متخلخل شریان می باشد. در هر دو مدل مورد بررسی، مقدار WSS با رسیدن به ناحیه گرفتگی افزایش یافته تا ناحیه گلوگاه و پس از عبور از این ناحیه، مقدار آن کاهش می یابد لذا بیشترین WSS تقریباً در گلوگاه هندسه رخ داده است. بیشترین درصد اختلاف WSS بین دو مدل PFSI و Porous Rigid، به عنوان نمونه در نقطه ۲ (نقطه مکان ۲ در فاصله $x = 7.2$ (mm) از مقطع ورودی و بر روی فصل مشترک لیومن ولایه اینتیمای-مدیا در صفحه $y = 0$ قرار دارد که در شکل ۱ نشان داده شده است) برای سه شدت گرفتگی در جدول ۲ ارائه شده است. با توجه به نتایج جدول ۲، مقدار WSS حاصله از مدل

PFSI از مقدار WSS در مدل Porous Rigid

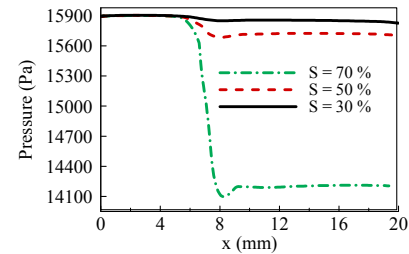


شکل ۹: مقایسه تغییرات تنش برشی دیواره بر حسب x ، بر روی فصل مشترک لیومن-دیواره در صفحه $y = 0$ بین دو مدل Porous Rigid و PFSI در زمان سیستول برای شدت گرفتگی ۷۰٪.

جدول ۲: مقایسه بیشترین اختلاف WSS در نقطه ۲ بین دو مدل PFSI و Porous Rigid برای سه شدت گرفتگی مختلف

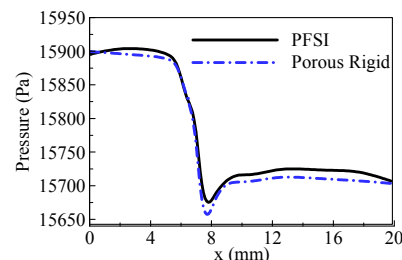
WSS (Pa)	S = 30 %	S = 50 %	S = 70 %
PFSI (1)	3.50	7.76	21.95
Porous Rigid (2)	4.49	9.91	28.99
percent difference between (1,2)	-21.94 %	-21.6 %	-24.3 %

کمتر می باشد و این رخداد نشان می دهد که عدم فرض



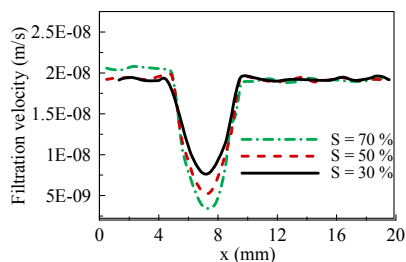
شکل ۷: مقایسه افت فشار بین سه شدت گرفتگی برای مدل PFSI در زمان سیستول (۳/۱۶ ثانیه)

در همه شدت گرفتگی ها با شروع ناحیه گرفتگی، فشار در لیومن شروع به کاهش کرده و در انتهای این ناحیه به مقدار مورد نظرش تقلیل می یابد. این افت فشار با افزایش درصد شدت گرفتگی افزایش یافته بطوریکه برای شدت گرفتگی ۳۰٪ بسیار ناچیز و برای شدت گرفتگی ۵۰٪ کم و برای شدت گرفتگی ۷۰٪ بسیار شدید است و باعث ایجاد دو ناحیه فشار بالا و فشار پایین در فاصله کمی از همدیگر شده است مطابق شکل ۷. در نمودارهای شکل های ۷ و ۸، محور افقی بیانگر فاصله محوری از مقطع ورودی شریان و بر روی محور اصلی شریان ($y, z = 0$) است. در شکل ۷ مشاهده می شود که کمترین فشار در شریان گرفته شده در همه شدت گرفتگی ها ضعیف، متوسط و شدید، در ناحیه پس از گلوگاه رخ داده است.



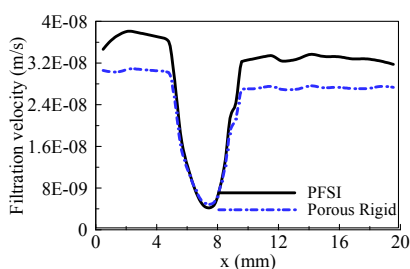
مقایسه افت فشار بین دو مدل PFSI و Rigid Porous در زمان سیستول بصورت نموداری برای شدت گرفتگی ۵۰٪ در شکل ۸ آورده شده است. با توجه به نتایج بدست آمده در این بررسی، افت فشار در مقطع گلوگاه مدل PFSI نسبت به مدل Porous Rigid در سه شدت گرفتگی ۳۰٪، ۵۰٪ و ۷۰٪ به ترتیب ۰/۱٪، ۰/۱۲٪ و ۰/۶٪ کاهش یافته است.

¹⁶ Wall Shear Stress (WSS)



شکل ۱۱: مقایسه تغییرات سرعت فیلتراسیون بر حسب X بین سه شدت گرفتگی در مدل Porous Rigid در زمان دیاستول

تعریف محور افقی X، در شکل ۱۱، مطابق تعریف شکل ۸ است. با توجه به مقایسه ای که در شکل ۱۲، بین سرعت جریان فیلتراسیون در دو مدل PFSI و Porous Rigid انجام گرفته است، سرعت جریان فیلتراسیون حاصله از مدل PFSI در نواحی قبل و بعد از ناحیه گرفتگی، افزایش زیادی (حدود ۲۰٪) نسبت به مدل Porous Rigid (فرض تخلخل بدون در نظر گرفتن فرض انعطاف پذیری) داشته است.



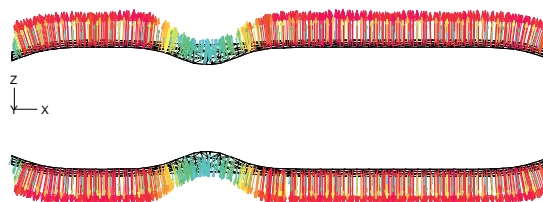
شکل ۱۲: مقایسه تغییرات سرعت فیلتراسیون بر حسب X، بین دو مدل مورد بررسی در زمان سیستول برای شدت گرفتگی ۷۰٪

این رویداد در حالی است که این تفاوت سرعت فیلتراسیون بین دو مدل مورد بررسی، در ناحیه گرفتگی شریان بسیار ناچیز است؛ لذا این رخداد بسیار جالب است که فرض انعطاف پذیری دیواره بر روی سرعت جریان فیلتراسیون در ناحیه گرفتگی بر خلاف نواحی قبل و بعد آن، تأثیر چندانی نگذاشته است. علت ایجاد این رویداد، اثر جابجایی جامد لایه متخلخل دیواره در مدل PFSI بر روی سرعت جریان فیلتراسیون می باشد و چون این اثر در ناحیه گرفتگی به دلیل ضخامت دیواره (در نتیجه سختی دیواره) بسیار اندک است (مطابق شکل ۱۳) لذا تفاوت سرعت فیلتراسیون در این ناحیه بسیار ناچیز بدست آمده است.

انعطاف پذیری دیواره، تأثیر قابل توجهی بر روی دقت محاسبه پارامتر WSS دارد و لذا از اهمیت زیادی در محاسبات عددی برخوردار است. دلیل کاهش WSS در مدل PFSI نسبت به مدل Rigid Porous، افزایش قطر لیومن در اثر در نظر گرفتن فرض انعطاف پذیری و اثر جابجایی دیواره شریان بر روی جریان خون است.

۴-۵- بررسی سرعت فیلتراسیون و سرعت دیواره

سیاری از پژوهشگران بر این اعتقاد هستند که تجمع ذرات لیوپروتئین با چگالی پایین^{۱۷} (LDL) در دیواره شریان منجر به بیماری گرفتگی شریانی می گردد و این تجمع ذرات نیز متأثر از جریان فیلتراسیون خون در دیواره متخلخل شریان است [۱۹].



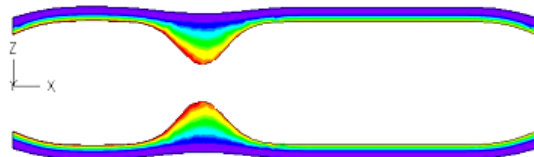
در هر سه شدت گرفتگی مورد بررسی، سرعت جریان فیلتراسیون در ناحیه گرفتگی نسبت به دو ناحیه قبل و بعد از آن به شدت کاهش یافته است، که در شکل های ۱۰ و ۱۱ نشان داده شده است. همچنین با افزایش درصد شدت گرفتگی (افزایش ضخامت دیواره در ناحیه گرفتگی) سرعت جریان فیلتراسیون، در نواحی قبل و بعد از ناحیه گرفتگی به مقدار کمی افزایش یافته ولی در ناحیه گرفتگی، به شدت دچار کاهش شده است. این رخداد به این معناست که با افزایش درصد شدت گرفتگی، زمان ماند سیال و در نتیجه زمان ماند ذرات LDL موجود در آن، در ناحیه گرفتگی لایه متخلخل دیواره شریان بیشتر است که این موضوع تأثیر بسزایی در رسوب این ذرات در دیواره متخلخل شریان خواهد داشت لذا می توان پیش بینی نمود، هر چه میزان شدت گرفتگی شریان افزایش یابد، سرعت رشد گرفتگی به موجب کاهش سرعت جریان فیلتراسیون در دیواره بیشتر خواهد شد.

¹⁷ Low-Density Lipoprotein (LDL)

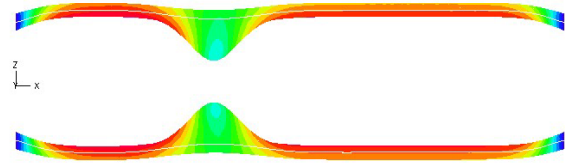
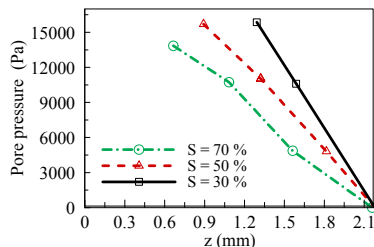
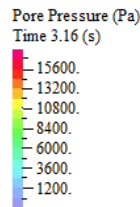
۴-۶- بررسی Pore Pressure (فشار در لایه

متخلخل ایتیمیا-مدیا)

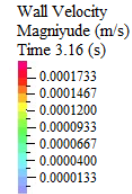
نیروی محرکه ای که باعث جریان فیلتراسیون در دیواره متخلخل می گردد، اختلاف فشار بین فصل مشترک لیومن و لایه ایتیمیا-مدیا دیواره شریان و فصل مشترک دو لایه ایتیمیا-مدیا و ادونیشیا است. با توجه به شکل های ۱۵ و ۱۶، Pore Pressure در راستای شعاعی با فاصله گرفتن از فصل مشترک لیومن- دیواره کاهش می یابد. لازم به ذکر است که در این مطالعه، تأثیر فرض انعطاف پذیری دیواره شریان بر روی مقدار Pore Pressure بر خلاف تأثیر چشمگیری که این فرض بر روی جریان فیلتراسیون در لایه متخلخل گذاشته بود بسیار ناچیز است. در نمودارهای ارائه شده در شکل ۱۶، تغییرات Pore Pressure در لایه متخلخل در راستای شعاعی Z و برای سه شدت گرفتگی در زمان سیستم و در دو مقطع B (ناحیه گلوگاه) و C (بعد از ناحیه گرفتگی) در صفحه $y = 0$ آورده شده است. مشاهده می شود که با افزایش درصد شدت گرفتگی، شیب (سرعت) تغییرات Pore Pressure در مقطع گلوگاه، کمتر می گردد اما این سرعت تغییرات، در نواحی قبل و بعد از ناحیه گرفتگی تفاوت چشمگیری ندارد.



شکل ۱۵: کانتور فشار سیال در لایه ایتیمیا-مدیا دیواره شریان در صفحه $y = 0$ شدت گرفتگی ۷۰٪ برای مدل PFSI در زمان سیستم



شکل ۱۳: کانتور سرعت جابجایی قسمت جامد لایه متخلخل دیواره در زمان سیستم برای مدل PFSI در شدت گرفتگی ۷۰٪

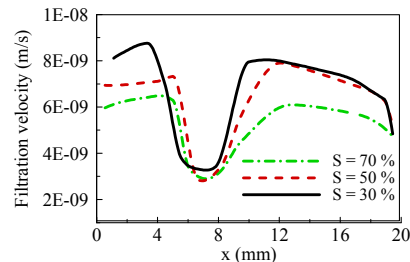


در جدول ۳، بیشترین درصد اختلاف نتایج سرعت فیلتراسیون بین دو مدل مورد بررسی، در زمان سیستم و برای نقطه مکان ۱ (مکان نقطه ۱ در فاصله $x = 3$ mm) از مقطع ورودی و بر روی فصل مشترک لیومن و لایه ایتیمیا-مدیا دیواره در صفحه $y = 0$ قرار دارد بطوریکه در شکل ۱ نشان داده شده است) ارائه شده است. با توجه به شکل ۱۴، سرعت فیلتراسیون ورودی از لایه ایتیمیا-مدیا به لایه ادونیشیا با افزایش درصد شدت گرفتگی، در ناحیه قبل و بعد از ناحیه گرفتگی کاهش مشخصی داشته اما در ناحیه گرفتگی تفاوت زیادی نداشته است. محور X در شکل ۱۴ نشان دهنده فاصله از مقطع ورودی شریان در راستای محور اصلی شریان و بر روی فصل مشترک لایه های ایتیمیا-مدیا و ادونیشیا است.

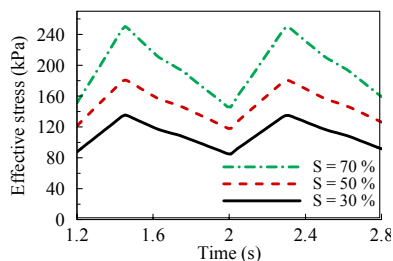
جدول ۳: درصد اختلاف بیشترین تغییرات سرعت فیلتراسیون در نقطه

مکان ۱ بین دو مدل مورد بررسی در زمان سیستم

Filtration Velocity (m/s)	S = 30 %	S = 50 %	S = 70 %
Porous Rigid	2.83 E-8	2.84 E-8	3.05 E-8
PFSI	3.4 E-8	3.4 E-8	3.62 E-8
Percentage of difference	20.1 %	19.72 %	18.7 %



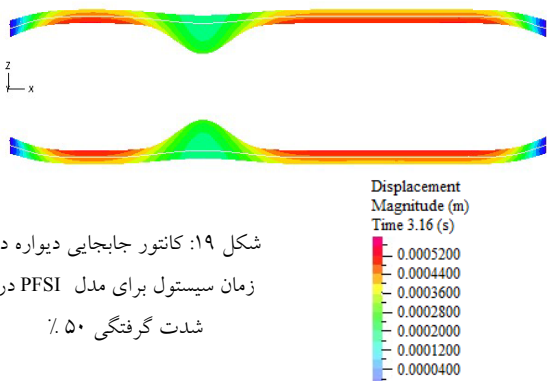
شکل ۱۴: مقایسه تغییرات سرعت فیلتراسیون بر حسب X بین سه شدت گرفتگی در فصل مشترک لایه ایتیمیا-مدیا و لایه ادونیشیا مدل porous Rigid در زمان سیستم



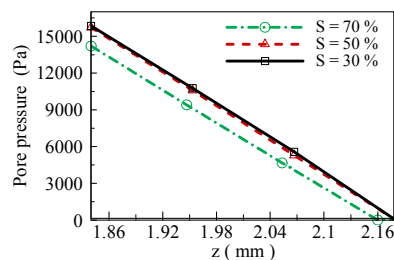
شکل ۱۸: مقایسه تغییرات تنش موثر در دیواره بر حسب زمان برای حالت سه شدت گرفتگی مختلف برای حالت PFSI در نقطه ۲

۴-۸- بررسی جابجایی دیواره

کانتور جابجایی دیواره در زمان سیستول برای شدت گرفتگی ۵۰٪ مدل PFSI در شکل ۱۹ نشان داده شده است. مشاهده می شود که میزان جابجایی در ناحیه گلوگاه به مقدار قابل توجهی نسبت به دو ناحیه قبل و بعد از ناحیه گرفتگی کاهش یافته است و حضور گرفتگی، مانع از تغییر شکل زیاد در این ناحیه شده است؛ با وجود اینکه تنش موثر در دیواره در قسمت گلوگاه با توجه به شکل ۱۷، بیشترین مقدار را در کل هندسه دارد. البته این رخداد، با توجه به انتظاری که از ضخامت بیشتر دیواره و در نتیجه سختی و سفتی بیشتر دیواره در ناحیه گلوگاه می رود، رویدادی طبیعی است. با نگاهی به شکل ۱۹ و توجه به شکل ۲۰ که مقایسه ای را بین تغییرات جابجایی دیواره بر حسب x ، بین سه شدت گرفتگی مدل PFSI در زمان دیاستول نشان می دهد، مشاهده می گردد: با افزایش درصد شدت گرفتگی (افزایش ضخامت دیواره) در ناحیه گرفتگی، میزان جابجایی دیواره به شدت کاهش یافته است. در شکل ۲۰، محور افقی، معرف فاصله از مقطع ورودی شریان در راستای محور اصلی شریان و بر روی فصل مشترک لیومن و دیواره متخلخل شریان در صفحه $y=0$ می باشد.



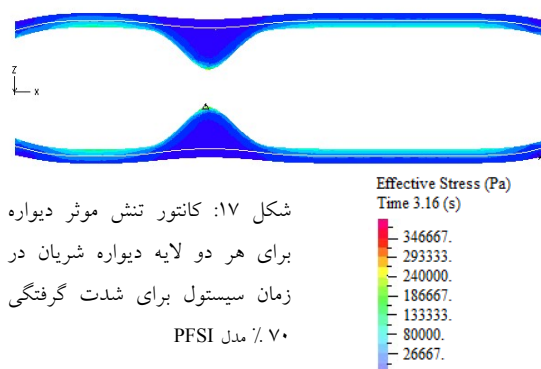
شکل ۱۹: کانتور جابجایی دیواره در زمان سیستول برای مدل PFSI در شدت گرفتگی ۵۰٪



شکل ۱۶: مقایسه تغییرات فشار در لایه متخلخل اینتیمای-مدیا بر حسب Z (راستای شعاعی) بین سه شدت گرفتگی در مقاطع (a) B و (b) D در زمان سیستول برای مدل Porous Rigid

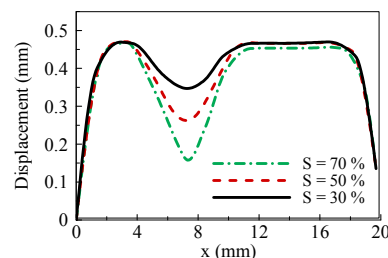
۴-۷- بررسی تنش موثر دیواره

در شکل ۱۷، کانتور تغییرات تنش موثر در دیواره برای شدت گرفتگی ۷۰٪ مدل PFSI در زمان سیستول و در صفحه $y=0$ نشان داده شده است. کانتور تغییرات تنش موثر در دیواره برای دو شدت گرفتگی دیگر نیز به همین صورت می باشد بطوریکه بیشترین تنش در ناحیه گلوگاه (علامت Δ) رخ داده است. مقایسه ای نیز بین تغییرات تنش موثر در دیواره بر حسب زمان برای سه شدت گرفتگی مختلف برای مدل PFSI در نقطه ۲ (گلوگاه) در شکل ۱۸ ارائه شده است. در این شکل نشان داده شده است که اولاً تنش موثر در هر دو لایه دیواره شریان، متناظر با تغییرات فشار در مقطع ورودی شریان (تغییر رینولدز) تغییر می کند، ثانیاً با افزایش درصد شدت گرفتگی، میزان تنش موثر در دیواره هم افزایش می یابد.



شکل ۱۷: کانتور تنش موثر دیواره برای هر دو لایه دیواره شریان در زمان سیستول برای شدت گرفتگی ۷۰٪ مدل PFSI

- flow through stenotic artery", *J. of Applid Fluid Mechanics*, Vol. 1, No. 2, pp. 25-35, 2008.
- [4] Sankar, D.S., "Pulsatile Flow of a Two-Fluid Model for Blood Flow through Arterial Stenosis", Hindawi Publishing Corporation Mathematical Problems in Engineering, Vol. 2010, 2010.
- [5] Berger, S.A., Jou, L.D., "Flow in stenotic vessels", *Annual Reviews of Fluid Mechanics*, 32, pp. 347-382, 2000.
- [6] Perktold, K., and Rappitsch, G., "Computer Simulation of Local Blood Flow and Vessel Mechanics in a Compliant Carotid Artery Bifurcation Model", *J. Biomech.*, 28, pp. 845-856, 1995.
- [7] Ishikawa, T., Guimaraes, L.F.R., Oshima, S., Yamane, R., "Effect of Non-Newtonian Property of Blood on Flow through a Stenosed Tube", *Fluid Dynamic Research*, Vol. 22, pp. 251-264, 1998.
- [8] Modarres Razavi, M.R., Seyedein, S.H., Shahabi, P.B., "Numerical Study of Hemodynamic Wall Parameters on Pulsatile Flow through Arterial Stenosis", *IUST International Journal of Engineering Science*, Vol. 17, No.3-4, pp. 37-46, 2006.
- [9] Bathe, M., Kamm, R. D., "A Fluid-Structure Interaction Finite Element Analysis of Pulsatile Blood Flow Through a Compliant Stenotic Artery", *ASME J. of Biomechanical Engineering*, 121, pp. 361-369, 1999.
- [10] Chakravaty, S., Mandal, P. K., "Two-dimensional blood flow through tapered arteries under stenotic conditions", *Int. J. of Non-Linear Mechanics*, 35, pp. 779-793, 2000.
- [11] Tang, D., Yang, C., Kobayashi, S., Ku, D.N., "Steady flow and wall compression in stenotic arteries: a three-dimensional thick-wall model with fluid-wall interactions", *J. of Biomechanical Engineering*, 123, pp. 548-557, 2001.
- [12] Tang, D., Kobayashi, S., Zheng, J., "Effect of Stenosis Asymmetry on Blood Flow and Artery Compression: A Three- Dimensional Fluid Structure Interaction Model", *Annals of Biomedical Engineering*, 31(10): pp. 1182-1193, 2003.
- [13] Tang, D., Yang, C., Zheng, J., Woodard, P.K., Sicard, G.A., Saffitz, J.E., Yuan, C., "3D MRI-based multicomponent FSI models for atherosclerotic plaques", *Annals of Biomedical Engineering*, 32, pp. 947-960, 2004.
- [14] A. Valencia, M. Villanueva, "Unsteady flow and mass transfer in models of stenotic arteries considering fluid-structure interaction", *Int. Communications in Heat and Mass Transfer*, 33, pp. 966-975, 2006.
- [15] Mojra, A., Tafazzoli-Shadpour, M., Tafti, E. Y., "Computational Analysis of Asymmetric Arterial Stenosis with Applications of Fluid-Solid Interaction", *Biomed, IFMBE Proceedings*, Vol. 15, pp. 567-571, 2007.
- [16] Khanafer, K., Berguer, R., "Fluid-structure interaction analysis of turbulent pulsatile flow within a layered aortic wall as related to aortic dissection", *Journal of Biomechanics*, 2009.
- [17] Valencia, A., Baeza, F., "Numerical simulation of fluid-structure interaction in stenotic arteries considering two layer nonlinear anisotropic structural model", *Int. Communications in Heat and Mass Transfer*, 36, pp.142-137, 2009.
- [18] Chen, C. X., Ding, Y., Gear, J. A., "Blood flow in stenosed arteries using two way, Fluid-Structure Interaction", *ANZIAM J.*, 51, pp. C586-C611, 2010.



شکل ۲۰: مقایسه تغییرات جابجایی دیواره بر حسب X بین سه حالت شدت گرفتگی برای مدل PFSI در زمان دیاستول

۵- نتیجه گیری

اثر انعطاف پذیری بر روی جریان فیلتراسیون در جریان ضربانی و غیر نیوتنی خون از یک جریان کاروتید با گرفتگی متقارن و با دیواره دو لایه ای انعطاف پذیر متخلخل با استفاده از مدل حل اجزای محدود همراه با برهمکنش سیال و جامد متخلخل (PFSI) بررسی و نتایج آن با نتایج حاصله از مدل دیواره صلب و متخلخل (مدل Porous Rigid) مقایسه شد. پارامترهای مورد مطالعه در این بررسی برای سه شدت گرفتگی متفاوت انجام شد. نتایج حاصل نشان می دهد که تنش برشی دیواره حدود ۲۲٪ در مدل PFSI نسبت به مدل Porous Rigid کاهش داشته است. همچنین سرعت فیلتراسیون در دیواره متخلخل شریان حاصله از مدل PFSI نسبت به مدل Porous Rigid در نواحی قبل و بعد از ناحیه گرفتگی، افزایش زیادی در حدود ۲۰٪ داشته است، ولی تفاوت سرعت فیلتراسیون بین دو مدل، در ناحیه گرفتگی شریان بسیار ناچیز بوده است. با استفاده از نتایج حاصل می توان گفت که در نظر گرفتن فرض انعطاف پذیری برای دیواره شریان به منظور بررسی عوامل تأثیرگذار بر بیماری گرفتگی شریانی بسیار ضروری است.

مراجع

- [1] Mandal, D.K., Chakrabarti, S., "Two Dimensional Simulation of Steady Blood Flow Through a Stenosed Coronary Artery", *Int. J. of Dynamics of Fluids*, Vol. 3, N. 2, pp. 187-209, 2007.
- [2] Gay, M., Zhang, L. T., "Numerical studies of blood flow in healthy, stenosed, and stented carotid arteries", *Int. J. for numerical methods in fluids*, 2008.
- [3] Toufique hasan, A.B.C., Das, D.K., "Numerical simulation of sinusoidal fluctuated pulsatile laminar

- [19] Hisada, T., Chen, X., Ando, J., Koshiba, N., "Multiphysics Simulation of Blood Flow and LDL Transport in a Porohyperelastic Arterial Wall Model", *J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 129, June 2007
- [20] Stangeby, D. K., and Ethier, C. R., "Computational Analysis of Coupled Blood-Wall Arterial LDL Transport", *ASME J. Biomechanical Engineering*, 124, pp. 1-8, 2002.
- [21] Ai, L., Vafai, K., "A coupling model for macromolecule transport in a stenosed arterial wall", *Int. J. of Heat and Mass Transfer*, Vol. 49, pp. 1568-1591, 2006
- [22] N.Yang, K.Vafai, "Modeling of low-density Lipoprotein (LDL) transport in The artery-effects of hypertension", *Int. J. Heat Mass Transfer*, Vol. 49, pp. 850-867 , 2006
- [23] Khakpour, M., Vafai, K., "A complete analytical solution for mass transport within a multilayer arterial wall", *Int. J. Heat Mass Transfer*, 51, pp. 2905-2913, 2008.
- [24] Ayyalasomayajula, J., Vande Geest, P., Simon, B. R., "Porohyperelastic Finite Element Modeling of Abdominal Aortic Aneurysms", *J. of Biomechanical Engineering*, 132, pp. 104502-8, 2010.
- [25] ADINA R & D, Inc., Theory and modeling guide, 2008.