

## Numerical Investigation of the Effects of the Wall Porosity on the Hemodynamic Parameters of a Stenosed Carotid Artery under Pulsatile Blood Flow Conditions with a two-layer Flexible Wall

S. Nahidi <sup>1</sup>, A. Hossein-Nezhad <sup>2</sup>, N. Fotouraee <sup>3\*</sup>, Z. Heidari <sup>4</sup>

<sup>1</sup>M.Sc, Department of Mechanical Engineering, University of Sistan and Baluchestan, Zahedan, Iran, SaeedNahidi@yahoo.com

<sup>2</sup> Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, University of Sistan and Baluchestan, Zahedan, Iran,

Nezhadd@hamoon.usb.ac.ir

<sup>3</sup> Associate Professor, Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

<sup>4</sup> Professor, Division of Histology, Faculty of Medicine, Zahedan University of Medical Sciences and Health Services, Zahedan, Sistan and Baluchestan, Iran, Histology@ymail.com

---

### Abstract

Hemodynamic parameters are always affected by stenosis severity of arterial and these parameters in their turn have influence on the development of atherosclerosis. In this paper, By considering three different stenosis severity, the effects of wall porosity assumption on the hemodynamic parameters of a stenosed artery with a two-layer flexible wall (intima-media, adventitia), in which inner layer (intima-media) assumed porous, is numerically investigated, using Porous Fluid Structure Interaction (PFSI) model. Blood is assumed as an incompressible non-Newtonian fluid with pulsatile flow condition. In this investigation, the results show that the permeability assumption has much influenced on the hemodynamic characteristics so that the comparison of the results using PFSI with those of a non-porous model show 6% decrease in shear stress, 30% increase in displacement and more than 72% increase in effective stress in the porous layer.

**Key words:** Porous Fluid Structure Interaction (PFSI), Hemodynamic parameters, infiltration, wall porosity, stenosis arterial, atherosclerosis.

---

\*Corresponding author

Address: Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), P.O.Box: 15875-3413, I.R. Iran., Postal Code: 15914, Tehran, I.R. Iran

Tel: +982164542368

Fax: +982166468186

E-mail: Nasser@aut.ac.ir

## بررسی عددی اثر نفوذپذیری دیواره بر پارامترهای همودینامیک در جریان ضربانی خون از یک شریان کاروتید گرفته شده با دیواره دو لایه‌ای انعطاف پذیر

سعید ناهیدی<sup>۱</sup>، علیرضا حسین‌نژاد<sup>۲</sup>، ناصر فتورائی<sup>۳\*</sup>، زهرا حیدری<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> کارشناس ارشد مهندسی مکانیک- تبدیل انرژی، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه سیستان و بلوچستان SaeedNahidi@yahoo.com

<sup>۲</sup> استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه سیستان و بلوچستان Nezhadd@hamoon.usb.ac.ir

<sup>۳</sup> دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)

<sup>۴</sup> استاد، بخش بافت شناسی، دانشگاه علوم پزشکی زاهدان Histology@ymail.com

### چکیده

پارامترهای همودینامیک جریان خون همواره متأثر از میزان شدت گرفتگی شریان و از عوامل تأثیرگذار بر پیشرفت بیماری گرفتگی شریانی هستند. در این مقاله، با در نظر گرفتن سه شدت گرفتگی متفاوت به بررسی عددی اثر نفوذپذیری دیواره شریان بر پارامترهای همودینامیک در یک مدل شریان گرفته شده، با دیواره دو لایه‌ای انعطاف پذیر و با حضور جریان ضربانی و غیر نیوتنی خون با استفاده از مدل حل عددی برهمکنش سیال و جامد متخلخل (*PFSI*) پرداخته شده است. در این بررسی نشان داده شد که فرض نفوذپذیری بر پارامترهای همودینامیک بسیار تأثیرگذار است، به طوری که در مقایسه نتایج مدل *PFSI* با نتایج مدل بدون فرض نفوذپذیری دیواره با استفاده از حل برهمکنش سیال و جامد (*PFSI*)، تنش برشی دیواره حدود ۶٪ کاهش، جابجایی دیواره حدود ۳۰٪ و تنش مؤثر در دیواره متخلخل و انعطاف پذیر شریان بیش از ۷۲٪ در شدت‌های گرفتگی مختلف افزایش داشته است.

کلیدواژه‌گان: برهمکنش سیال و جامد متخلخل، نفوذپذیری، پارامترهای همودینامیک، تصلب شریان.

\*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، آزمایشگاه تحقیقات مکانیک سیالات زیستی. کدپستی: ۱۵۸۷۵-۳۴۱۳

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

## ۱- مقدمه

وجود گرفتگی در رگ، نقش مهمی در بیماری‌های قلبی-عروقی دارد، به همین دلیل برای پی بردن به تأثیر گرفتگی بر جریان خون و تحلیل نیروهای همودینامیک در محدوده‌ای که رگ دچار گرفتگی است، تاکنون تحقیقات زیادی انجام شده و یا در حال انجام است. در بررسی‌هایی که تاکنون با شبیه‌سازی جریان خون و مطالعه پارامترهای همودینامیک آن انجام شده است؛ برخی محققان دیواره شریان را برای بررسی برهمکنش بین جریان خون و دیواره شریان، انعطاف‌پذیر و بصورت تک‌لایه [۱-۳] یا چندلایه [۴،۵] فرض کرده‌اند. از آنجایی که ساختار دیواره شریان از چند لایه با خواص مکانیکی متفاوت تشکیل شده است (ایتیما<sup>۱</sup>، میدیا<sup>۲</sup> و ادونتیشیا<sup>۳</sup>) و در نگاه میکروسکوپی نیز، لایه‌های ایتیما-میدیا همانند یک رسانای متخلخل عمل می‌کنند- به طوری که جریان نفوذپذیر در این لایه‌ها وجود دارد- لذا برخی محققان، دیواره شریان را بصورت تک‌لایه یا چندلایه متخلخل صلب [۶-۸] و برخی نیز بصورت تک‌لایه انعطاف‌پذیر و متخلخل [۹،۱۰] مدل کرده‌اند. بنابراین با توجه به مطالعات انجام شده، تاکنون مدلی با دیواره چندلایه انعطاف‌پذیر و متخلخل بررسی نشده است. به همین منظور در این مقاله، برای ارائه یک تحلیل کامل‌تر، به بررسی عددی سه بعدی پارامترهای همودینامیک در مجرای رگ و در دیواره دو لایه هایپرالاستیک، ناهمسانگرد و متخلخل شریان کاروتید با استفاده از روش اجزای محدود برهمکنش سیال و جامد متخلخل<sup>۴</sup> (PFSI)- که روش نوینی برای حل اینگونه مسائل است- پرداخته شده است. در این بررسی، جریان خون غیرنیوتنی، آرام و ضربانی فرض، و تغییرات پارامترهای همودینامیک در سه شدت گرفتگی ۳۰٪، ۵۰٪ و ۷۰٪ بررسی شده است. همچنین در این مقاله، اثر در نظر گرفتن فرض تخلخل برای دیواره شریان، با مقایسه نتایج حاصل از مدل PFSI

با نتایج حاصل از مدل بدون فرض نفوذپذیری با استفاده از حل برهمکنش سیال و جامد<sup>۵</sup> (FSI)، انجام شده است.

## ۲- تعریف مسأله

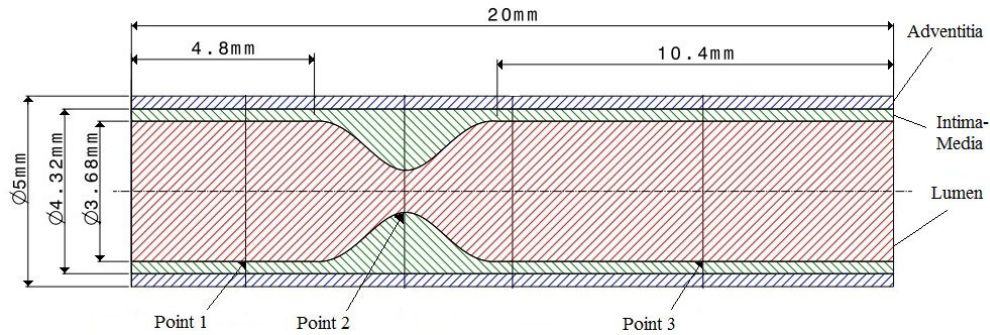
## ۱-۲- فرضیات

در این بررسی مطابق شکل (۱)، شریان کاروتید با مشخصات فیزیولوژیک، دارای شعاع مجرای رگ ۱/۸۴ و طول ۲۰ میلی‌متر و با سه شدت گرفتگی متفاوت ۳۰٪ و ۵۰٪ و ۷۰٪ در نظر گرفته شد. دیواره شریان دارای دو لایه ایتیما-میدیا و ادونتیشیا به ترتیب دارای ضخامت‌های ۰/۳۴ و ۰/۳۲ میلی‌متر است [۵]. در بررسی حاضر، این دو لایه، هایپرالاستیک و ناهمسانگرد فرض، و برای بیان این خاصیت از رابطه‌ای ریاضی بین تابع انرژی کرنشی<sup>۶</sup>  $W$  و نامتغیرهای تانسور کرنش لاگرانژی<sup>۷</sup> استفاده شد [۵]:

$$W(I_1, I_4, I_6) = W_{iso}(I_1) + W_{aniso}(I_4, I_6) \\ = \{D_1 [\exp(D_2(I_1 - 3)) - 1]\} \\ + \left\{ \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2(I_4 - 1)^2) + \exp(k_2(I_6 - 1)^2) - 1] \right\} \quad (1)$$

در رابطه (۱)، تابع انرژی  $W$ ، به دو بخش همسانگرد و ناهمسانگرد تقسیم شده است که برای آن از یک مدل ماده هایپرالاستیک به نام مونی ریولین<sup>۸</sup> استفاده شده است [۱۱].  $II$ ،  $I_2$  و  $I_3$  نامتغیرهای تانسور کرنشی هستند و برای هر لایه،  $D_1 = 2647 kPa$  و  $D_2 = 8.35$  با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی انتخاب شده است. از آنجایی که رفتار ناهمسانگرد لایه‌ها متفاوت از یکدیگر است؛ لذا برای لایه ایتیما-میدیا  $k_1 = 5074$  و  $k_2 = 0.68$  و برای لایه ادونتیشیا  $k_1 = 3671$  و  $k_2 = 0.87$  در نظر گرفته شده است [۵]. در این بررسی، لایه ایتیما-میدیا دیواره شریان، متخلخل همگن با درصد تخلخل ۲۵۸٪ و با میزان نفوذ پذیری  $m^2 \times 10^{-8} \times 2$  فرض [۷] و خون نیز به عنوان سیالی غیر نیوتنی، غیر قابل تراکم با دانسیته ۱۰۵۰

<sup>1</sup> Intima<sup>2</sup> Media<sup>3</sup> Adventitia<sup>4</sup> Porous Fluid Structure Interaction (PFSI)<sup>5</sup> Fluid Structure Interaction (FSI)<sup>6</sup> Strain Energy Function<sup>7</sup> Cauchy- Green- Lagrange Strain Tensor<sup>8</sup> Mooney Rivlin



شکل (۱) - نمایی از شریان کاروتید با دیواره دو لایه همراه با شدت گرفتگی ۷۰٪.

شبکه (مش بندی) هستند. همچنین  $(U - W)$  سرعت نسبی بین حرکت سیال و حرکت شبکه در فرمول بندی ALE است.

۲-۲-۲- معادلات حاکم بر لایه متخلخل دیواره (ایتما-مدیا)

• معادله پیوستگی (در محیط متخلخل):

$$\nabla \cdot (\mathbf{k} \cdot \nabla P_f) = \frac{\partial \varepsilon_{ij}}{\partial t} + \frac{\phi}{K_f} \frac{\partial P_f}{\partial t} \quad (5)$$

در این رابطه،  $P_f$  فشار سیال در محیط متخلخل<sup>۱۳</sup>،  $k$  ماتریس نفوذپذیری،  $\varepsilon_{ij}$  ماتریس کرنش حجمی،  $\phi$  درصد تخلخل محیط متخلخل و  $K_f$  مدول بالک سیال است [۱۱].

• معادله داریسی:

$$\mu \mathbf{k}^{-1} \cdot (\mathbf{V} - \mathbf{W}) + \nabla P_f = \mathbf{f}^B \quad (6)$$

در این مسأله، دیواره شریان انعطاف پذیر و متخلخل فرض شده است، لذا سرعت در رابطه (۶) بصورت سرعت نسبی  $(V - W)$  یا همان سرعت نفوذ خواهد بود؛ به طوری که  $V$  سرعت سیال در محیط متخلخل و  $W$  سرعت حرکت شبکه بندی (برابر با سرعت جامد محیط متخلخل) و  $f^B$ ، نیروی حجمی است.

• معادله تعادل تنش:

$$\sigma_p^E = -(1 - \phi) P_{pf} \mathbf{I} + \sigma_{ps}^E \quad (7)$$

$$\sigma_{pf} = -\phi P_{pf} \mathbf{I} \quad (8)$$

و جریان آن آرام فرض شد. برای بیان رفتار غیر نیوتنی خون نیز از مدل کارنو<sup>۹</sup> استفاده شد [۱۱] که در آن ویسکوزیته دینامیک سیال  $\mu$  با آهنگ کرنش برشی<sup>۱۰</sup> جریان تغییر می کند:

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

در این رابطه  $\dot{\gamma}$  آهنگ کرنش برشی،  $\mu_0 = 0.056 \text{ kg/ms}$  و  $\mu_{\infty} = 0.00345 \text{ kg/ms}$  مقادیر لزجت حدی پایین و بالا بوده؛  $n = -0.3568$  و  $m = 3.313 \text{ s}$  نیز دو پارامتر ثابت انطباق منحنی هستند که بر اساس داده های تجربی تعیین شده اند [۵].

## ۲-۲-۲- معادلات حاکم

### ۱-۲-۲- معادلات حاکم بر دامنه مجرای رگ

از آنجایی که جابجایی مرزهای دامنه سیال (مجرای رگ) مرتبط با جابجایی دیواره متخلخل است و با آن فرمول بندی می شود؛ لذا برای محیط سیال، شکل معادلات سیال در سیستم مختصات اویلری لاگرانژی اختیاری<sup>۱۱</sup> (ALE) ارائه شده است.

• معادله پیوستگی برای جریان خون غیر قابل تراکم:

$$\nabla \cdot \mathbf{U} = 0 \quad (3)$$

• معادلات سه بعدی ناویر استوکس برای جریان غیر قابل تراکم با فرمول بندی ALE:

$$\rho \left[ \frac{\partial \mathbf{U}}{\partial t} + ((\mathbf{U} - \mathbf{W}) \cdot \nabla) \mathbf{U} \right] = -\nabla p + \nabla \tau \quad (4)$$

به طوری که  $\tau$  تانسور تنش کژین<sup>۱۲</sup> (و یا انحرافی)،  $P$  فشار،  $\rho$  چگالی سیال،  $U$  بردار سرعت سیال،  $W$  بردار سرعت حرکت

<sup>9</sup> Carreau blood model  
<sup>13</sup> Pore pressure

<sup>10</sup> Shear Rate

<sup>11</sup> Arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE)

<sup>12</sup> Deviatoric stress Tensor

همگرایی حل فشار، فشار در این مقطع از صفر به  $10000 Pa$  در مدت زمان  $1/15 S$  رسانده، و سپس تغییرات فشار اعمال شد.

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

### ۲-۳-۲- شرایط مرزی در لایه متخلخل ایتیمما- مدیا

۱- سرعت در هر دو انتهای لایه متخلخل دیواره شریان در همه جهات صفر در نظر گرفته شد.  
۲- جابجایی هر دو انتهای دو لایه دیواره شریان، در هر سه راستا، صفر فرض شد.

### ۲-۳-۳- شرایط مرزی در فصل مشترک مجرای رگ و دیواره

۱- شروط (۱۰-۱۲) برهمکنش سیال و جامد، در فصل مشترک دیواره و مجرای رگ به کار برده شد:

$$\mathbf{V}_f = \mathbf{V}_w \quad (10)$$

$$\mathbf{d}_f = \mathbf{d}_w \quad (11)$$

$$\boldsymbol{\sigma}_f \cdot \mathbf{n} = \boldsymbol{\sigma}_w \cdot \mathbf{n} \quad (12)$$

زیرنویس‌های  $w$  و  $f$  به ترتیب معرف مشخصات دیواره و سیال در فصل مشترک دیواره و مجرای رگ بوده؛  $d$ ،  $V$  و  $\boldsymbol{\sigma}$  به ترتیب معرف سرعت، جابجایی و تنش هستند.

۲- شرط عدم لغزش بر روی دیواره

۳- شرط پیوستگی سرعت و فشار بین مجرای رگ و لایه متخلخل ایتیمما- مدیا

۴- علاوه بر شروط (۱۰-۱۲) (شروط  $FSI$ ) در فصل مشترک دیواره متخلخل و مجرای رگ، در کل دامنه محیط متخلخل شرایط ذیل برقرار شد:

الف: سازگاری بین جابجایی گره‌های سیال و گره‌های جامد لایه متخلخل دیواره لحاظ شد.

در مدل  $PFSI$ ، تنش مؤثر  $\sigma_P^E$  در لایه‌های نفوذپذیر دیواره شریان از مجموع دو بخش تشکیل شده است: بخش اول رابطه (۷) در ارتباط با  $P_{pf}$  (pore pressure) و بخش دوم مربوط به تنش مؤثر جامد متخلخل  $\sigma_{PS}^E$  است که در واقع مسئول هرگونه جابجایی و تغییر شکل در این محیط متخلخل است [۹، ۱۱].

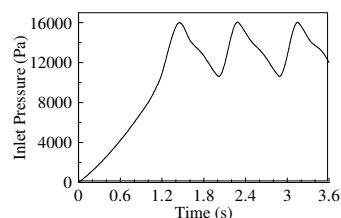
### ۲-۳-۳- معادله حاکم بر لایه معمولی دیواره (ادونیشیا)

در مقابل سیستم مختصات  $ALE$  برای بیان معادلات حاکم بر دامنه‌های سیال و متخلخل، از سیستم مختصات لاگرانژی برای بیان معادله تعادل تنش، حاکم بر لایه معمولی انعطاف‌پذیر دیواره (ادونیشیا) استفاده شده است که در آن چگالی دیواره،  $\sigma_w$  تانسور تنش و  $\mathbf{d}_w$  شتاب محلی در آن است:

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_w = \rho_w \mathbf{d}_w \quad (9)$$

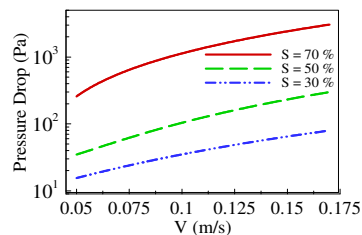
### ۲-۳-۳- شرایط مرزی

#### ۲-۳-۱- شرایط مرزی در دامنه سیال (مجرای رگ)



شکل (۲)- تغییرات زمانی فشار فیزیولوژیک در مقطع ورودی شریان

[۴]



شکل (۳)- تغییرات افت فشار با سرعت متوسط در مقطع ورودی شریان

۱- در مقطع ورودی شریان در هر سه شدت گرفتگی، فشار ضربانی مطابق شکل (۲) اعمال شده است. برای

قسمت تعداد ۵۰۰ تکرار برای هر گام زمانی فرض شد و شرط همگرایی رابطه (۱۵) نیز قرار داده شد:

$$\|f^i - f^{i-1}\| / (\text{Max}\{\|f^i\|, \varepsilon\}) \leq \text{TOL} \quad (15)$$

در این رابطه،  $f$  متغیر میدان (سرعت جریان سیال، فشار) است.  $i$  شاخص تکرار و  $\varepsilon$  عدد کوچکی است به طوری که  $\|f\|$  همواره نزدیک به صفر باشد و  $\text{TOL}$  تolerانس ویژه‌ای است که در این تحقیق مقدار  $0/0005$  در نظر گرفته شد. برای حل معادلات حاکم بر لایه ادونتیشیا نیز از روش اجزای محدود و از حل‌کننده تنک و برای انتگرال‌گیری زمانی در این دامنه از روش ضمنی نیومارک<sup>۱۶</sup> استفاده شد. در این دامنه با استفاده از الگوریتم تکراری نیوتون-رافسون، جواب معادلات حاکم بدست می‌آید؛ به طوری که تکرار تا رسیدن به همگرایی در حل معادلات ادامه می‌یابد. در این دامنه نیز تعداد ۵۰۰ تکرار در هر گام زمانی فرض شد و شرایط همگرایی بر اساس رابطه (۱۵) بود؛ البته با این تفاوت که در این رابطه  $f$  متغیر میدان (تنش و جابجایی دیواره) بود. در این بررسی، نوع تحلیل ناپایا و برای جفت کردن کامل متغیرهای حل سیال و جامد محیط متخلخل، از روش جفت‌شدگی دو طرفه سیال و جامد و از نوع ضعیف (تکراری) استفاده شد (برای جزئیات بیشتر به منبع [۱۱] مراجعه شود). برای بدست آوردن جواب نهایی برهمکنش سیال و جامد محیط متخلخل همانند معادلات  $FSI$ ، از الگوریتم تکراری نیوتون-رافسون استفاده شد و تکرار تا رسیدن به همگرایی در حل معادلات جفت شده ادامه یافت. در این شبیه‌سازی، تعداد بیشینه تکرار برای برهمکنش در فصل مشترک میان سیال و جامد محیط متخلخل نیز برابر ۵۰۰ در نظر گرفته شد. لازم است ذکر شود که الگوریتم حل مدل  $FSI$  این بررسی، مطابق مرجع [۵] در نظر گرفته شد.

ب: برای برقراری شرط الف، سرعت حرکت شبکه در سیستم  $ALE$  این دامنه با سرعت جامد متخلخل برابر است.

۵- فشار سیال در سطح خارجی لایه متخلخل ایتیمما-مدیا صفر در نظر گرفته شد.

۲-۳-۴- شروط حاکم بر فصل مشترک دو لایه دیواره شریان

$$(\mathbf{n} \cdot \mathbf{v})|_{\text{Adventitia}} = (\mathbf{n} \cdot \mathbf{v})|_{\text{Intima-media}} \quad (13)$$

$$\mathbf{t} \cdot (\nabla \mathbf{v})|_{\text{Adventitia}} = \mathbf{t} \cdot (\nabla \mathbf{v})|_{\text{Intima-media}} \quad (14)$$

شروط (۱۳) و (۱۴)، بیان‌کننده تعادل بین سرعت (در نتیجه جابجایی) و همچنین تعادل تنش برشی در فصل مشترک بین دو لایه دیواره هستند. در این روابط،  $n$  و  $t$  به ترتیب بردارهای عمود و مماس بر فصل مشترک هستند.

### ۳- روش حل عددی

الگوریتم حل برهمکنش سیال و جامد متخلخل نیز با کمی تفاوت همانند حل برهمکنش سیال و جامد است [۱۱]. برخلاف روشی که برای جفت‌شدگی در فصل مشترک سیال و جامد در حل  $FSI$  وجود دارد؛ در الگوریتم حل  $PF SI$  متغیرهای سیال و جامد در تمام محدوده ماده متخلخل با یکدیگر جفت شده، هستند. همچنین در این مدل، فشار سیال در محیط متخلخل به عنوان یک تنش درونی  $\sigma_{pf} = -\phi P_{pf} \mathbf{I}$  به تنش جامد  $\sigma_{ps}^E$  افزوده می‌شود که در آن صورت تنش کل  $\sigma_{ps}^E$  در محیط متخلخل بصورت معادله (۷) خواهد بود. این معادله با فرایند اجزای محدود به مدل جامد می‌پیوندد (البته با یک المان و جنس ماده متفاوت از المان‌های جامد). برای حل معادلات حاکم بر این مسأله از نرم‌افزار  $ADINA$  (version 8.5.1) استفاده شد. برای حل معادلات حاکم بر دامنه‌های سیال و محیط متخلخل از روش بالا دست<sup>۱۴</sup> اجزای محدود و از حل‌کننده تنک<sup>۱۵</sup> استفاده شد. همچنین برای انتگرال‌گیری زمانی از روش اویلری و برای حل معادلات غیرخطی دامنه‌های مذکور از الگوریتم تکراری نیوتون-رافسون برای بدست آوردن جواب استفاده شد. در این

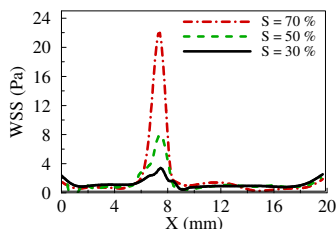
<sup>14</sup> Upwind

<sup>15</sup> Sparse Solver

<sup>16</sup> Implicit-Newmark

4-node و Tetrahedral with 11-node برای دامنه سیال و برای هر دو لایه دیواره شریان استفاده شد. در ضمن، مسأله برای ۳ سیکل قلبی با دوره تناوب ۰/۸۵ ثانیه (حدود ۷۲ ضربان در دقیقه) حل شده است و نتایج سیکل سوم به عنوان نتیجه نهایی ارائه شده است.

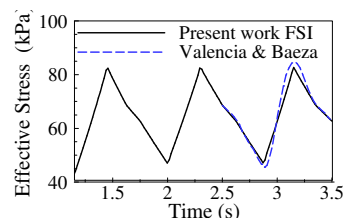
#### ۴-۳- بررسی تنش برشی دیواره<sup>۱۷</sup> (WSS)



شکل (۵)- مقایسه WSS در زمان سیستول بین سه شدت گرفتگی برای مدل PFSI بر روی فصل مشترک مجرای رگ و لایه اینتیما-مدیا وجود مقدار زیاد WSS در ناحیه‌ای از شریان، یکی از عوامل مطرح برای شروع بیماری گرفتگی شریانی است [۶]. با توجه به شکل (۵)، در هر شدت گرفتگی، WSS با رسیدن به ناحیه گرفتگی افزایش یافته تا ناحیه گلوگاه و پس از عبور از این ناحیه، مقدار آن کاهش می‌یابد؛ لذا بیشترین مقدار WSS (بیشینه نمودار) تقریباً در گلوگاه شریان رخ داده است. محور X در نمودار شکل (۵)، معرف فاصله از مقطع ورودی شریان در راستای محور اصلی آن و بر روی فصل مشترک مجرای رگ-دیواره متخلخل شریان است. در این نمودار با افزایش درصد شدت گرفتگی، مقدار WSS در ناحیه گرفتگی شدیداً افزایش می‌یابد، به طوری که افزایش در شدت گرفتگی ۰/۷۰٪، در ناحیه گلوگاه (نقطه بیشینه نمودار) حدود ۲/۸ و ۶/۶ برابر مقدار WSS به ترتیب در شدت‌های گرفتگی ۰/۵۰٪ و ۰/۳۰٪ است. در هر مدل و در هر مکان و با هر شدت گرفتگی، WSS متناظر با تغییرات فشار در مقطع ورودی تغییر کرده است (مطابق شکل (۶)). در این شکل تفاوت مقدار WSS بین دو مدل PFSI و FSI بصورت مشخص، نشان داده شده است؛ به طوری که WSS در نقطه ۲، در مدل FSI بیشتر از WSS در مدل PFSI است. بیشترین

#### ۴- ارائه و بررسی نتایج

##### ۴-۱- اعتبارسنجی نتایج



شکل (۴)- مقایسه تنش مؤثر در دیواره برای نقطه مکان ۲ حاصل از بررسی حاضر و مطالعه عددی والنسیا و بیزا [۵] برای شدت گرفتگی ۰/۵۰٪.

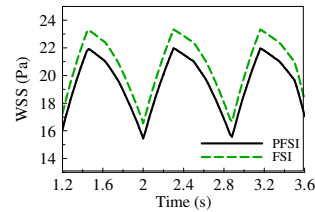
به منظور اطمینان از عملکرد صحیح نرم‌افزار و برای اعتبارسنجی و مطمئن شدن از نحوه مراحل مختلف مدل‌سازی، نتایج مسأله FSI مطالعه حاضر با نتایج حاصل از مطالعه عددی والنسیا و بیزا [۵] مقایسه شده است که بیشینه اختلاف نتایج تنش مؤثر دیواره در نقطه ۱ [مکان نقاط ۱، ۲ و ۳ در شکل (۱)] ارائه شده است [برای سه شدت گرفتگی ۰/۳۰٪، ۰/۵۰٪ و ۰/۷۰٪ به ترتیب در حدود ۰/۳۰٪، ۰/۳۰٪ و ۰/۶۳٪ بدست آمده است. این مقایسه در شکل (۴) برای شدت گرفتگی ۰/۵۰٪ نشان داده شده است.

##### ۴-۲- بررسی استقلال نتایج از شبکه‌بندی و گام زمانی

در این بررسی به منظور استقلال از گام زمانی، گام‌های زمانی ۰/۰۸، ۰/۰۴، ۰/۰۲ و ۰/۰۱ ثانیه بررسی شدند که در نهایت گام زمانی ۰/۰۲ ثانیه مناسب شناخته شد. بررسی استقلال از شبکه نیز بر اساس اندازه المان، در ابتدا برای دامنه سیال و پس از حصول اطمینان از نحوه مش‌بندی در این دامنه، برای دامنه متخلخل (لایه اینتیما-مدیا) و در انتها برای لایه ادونتیشیا انجام شد. در نهایت، اندازه المان برای دامنه‌های سیال، لایه اینتیما-مدیا و لایه ادونتیشیا به ترتیب ۰/۴۶، ۰/۵۹ و ۰/۷ میلی‌متر تأیید و انتخاب شد. در مدل PFSI برای دامنه‌های سیال و لایه متخلخل دیواره شریان از المان Tetrahedral with 4-node و برای لایه ادونتیشیا از المان Tetrahedral with 11-node استفاده شد. در مدل FSI نیز به ترتیب از المان‌های Tetrahedral with

<sup>17</sup> Wall Shear Stress (WSS)

اختلاف بین دو مدل مورد بررسی برای هر شدت گرفتگی در جدول (۱) نشان داده شده است.



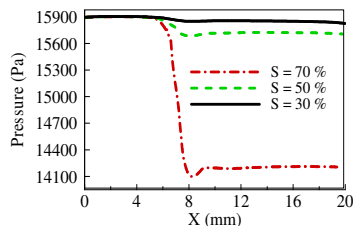
شکل (۶)- مقایسه تغییرات WSS بر اساس زمان، در نقطه ۲، بین دو مدل PFSI و FSI در زمان سیستول برای شدت گرفتگی ۷۰٪.

جدول (۱)- مقایسه درصد اختلاف بیشترین WSS در نقطه ۲ برای سه شدت گرفتگی بین دو مدل PFSI و FSI در زمان سیستول

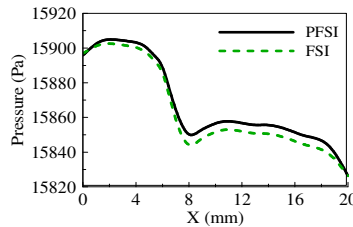
درصد اختلاف	PFSI	FSI	WSS (Pa)
۶۳٪ -	۳/۵۰	۳/۷۴	S = 30 %
۵/۵٪ -	۷/۷۶	۸/۲۱	S = 50 %
۵/۸٪ -	۲۱/۹۰	۲۳/۳	S = 70 %

#### ۴-۴- بررسی تغییرات افت فشار

در هر دو مدل PFSI و FSI مورد بررسی و برای هر سه شدت گرفتگی ضعیف، متوسط و شدید، فشار در دامنه مجرای رگ با شروع ناحیه گرفتگی، شروع به افت کرده؛ در انتهای این ناحیه به مقدار مورد نظر خود تقلیل می‌یابد. این افت فشار با افزایش درصد شدت گرفتگی افزایش یافته است (مطابق شکل (۷))؛ به طوری که برای شدت گرفتگی ضعیف (۳۰٪) بسیار ناچیز و برای شدت گرفتگی متوسط (۵۰٪) کم و برای شدت گرفتگی ۷۰٪ بسیار شدید است و دو ناحیه با فشار زیاد و فشار کم در فاصله کمی از یکدیگر ایجاد کرده است. در شکل‌های (۷) و (۸)، محور افقی بیانگر فاصله محوری از مقطع ورودی شریان و بر روی محور اصلی شریان و صفحه  $(Y, Z = 0)$  است. در شکل (۸)- که برای شدت گرفتگی ۳۰٪ نشان داده شده است- افت فشار در مدل FSI بیشتر از افت فشار در مدل PFSI است. این رخداد برای دو شدت گرفتگی دیگر نیز صادق بوده؛ و دلیل آن، تفاوت در میزان جابجایی دیواره (تعیین‌کننده مرز دامنه سیال)، محاسبه شده در دو مدل PFSI و FSI است که در ادامه ارائه خواهد شد.



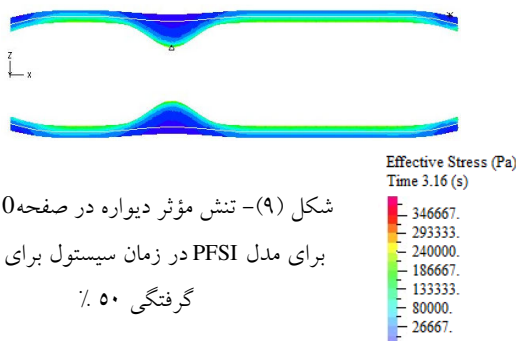
شکل (۷)- مقایسه افت فشار بین سه شدت گرفتگی برای مدل FSI در زمان سیستول (۳/۱۶ ثانیه)



شکل (۸)- مقایسه تغییرات فشار در داخل مجرای رگ در راستای محور X بین دو مدل PFSI و FSI در زمان سیستول در شدت گرفتگی ۳۰٪

#### ۴-۵- بررسی تنش مؤثر دیواره

با توجه به شکل ۹، تغییرات تنش مؤثر در دیواره برای شدت گرفتگی ۵۰٪ مدل PFSI در زمان سیستول و در صفحه  $y = 0$  نشان داده شده است. تغییرات تنش مؤثر در دیواره برای دو شدت گرفتگی دیگر نیز به همین صورت است. بیشترین تنش مؤثر دیواره در هر شدت گرفتگی در ناحیه گلوگاه رخ داده است (علامت  $\Delta$ ) و کمترین میزان تنش مؤثر در ناحیه‌ای رخ داده که بیشترین فاصله را از ناحیه گرفتگی دارد و با علامت \* مشخص شده است. مقایسه‌ای بین تغییرات تنش مؤثر در دیواره، بین سه شدت گرفتگی مدل PFSI بر حسب زمان برای نقطه مکان ۲ در شکل (۱۰) ارائه شده است.

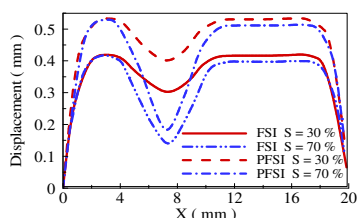


شکل (۹)- تنش مؤثر دیواره در صفحه  $Y = 0$  برای مدل PFSI در زمان سیستول برای شدت گرفتگی ۵۰٪

این شکل نشان می‌دهد که اولاً تنش مؤثر در هر دو لایه دیواره شریان، متناظر با تغییرات فشار در مقطع ورودی شریان (تغییر



#### ۴-۶- بررسی جابجایی دیواره



شکل (۱۱)- تغییرات جابجایی دیواره بر حسب  $x$ ، برای دو مدل FSI و PFSI در دو شدت گرفتگی ۳۰٪ و ۷۰٪ در زمان سیستول (۳/۱۶ s)

تعریف محور افقی  $X$  در شکل (۱۱)، همانند تعریف

محور افقی شکل (۵) است. همانطور که در شکل (۱۱) نشان

داده شده است میزان جابجایی در ناحیه گلوگاه به مقدار قابل

توجهی در مقایسه با دو ناحیه قبل و بعد از آن کاهش یافته و

حضور گرفتگی، مانع از تغییر شکل زیاد در این ناحیه شده

است؛ با وجود اینکه تنش مؤثر در ناحیه گلوگاه بیشترین مقدار

را در کل هندسه دارد (شکل (۹)). در شکل (۱۱)، میزان اختلاف

بین نتایج جابجایی دیواره حاصل از دو مدل  $FSI$  و  $PFSI$  برای

دو شدت گرفتگی ۳۰٪ و ۷۰٪ قابل ملاحظه است. این اختلاف

در ناحیه گلوگاه (بیشینه نمودار) برای سه شدت گرفتگی ۳۰٪ و

۵۰٪ و ۷۰٪، به ترتیب حدود ۲۹٪، ۲۷٪/۳۱ و ۴۵٪/۳۲ است.

#### ۵- نتیجه گیری

در این مطالعه عددی، آثار فرض نفوذپذیری برای دیواره دو لایه

انعطاف پذیر شریان کاروتید همراه با گرفتگی بر پارامترهای

همودینامیک با استفاده از مدل حل اجزای محدود  $PFSI$  در

مقابل مدل حل  $FSI$  (بدون فرض تخلخل) در سه شدت

گرفتگی متفاوت بررسی شده است. در این بررسی، تأثیرات زیاد

فرض تخلخل دیواره شریان، بر پارامترهای همودینامیک همچون

فشار،  $WSS$  و تنش مؤثر در دیواره شریان نشان داده شده است.

لذا می توان گفت که در نظر گرفتن تخلخل برای دیواره، فرضی

اساسی در مطالعه و اندازه گیری دقیق تر پارامترهای همودینامیک

در عروق گرفته شده، است.

رینولدز) تغییر یافته؛ ثانیاً با افزایش درصد شدت گرفتگی، میزان

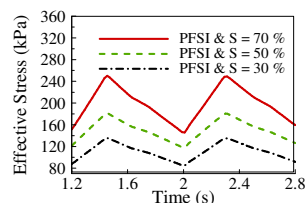
تنش مؤثر در دیواره افزایش داشته است. بیشترین درصد

اختلاف نتایج تنش مؤثر حاصل از دو مدل  $FSI$  و  $PFSI$  در نقطه

مکان های ۲ و ۳ [موقعیت نقطه مکان ها در شکل (۱) قابل

مشاهده است]، برای سه شدت گرفتگی ۳۰٪ و ۵۰٪ و ۷۰٪، در

جدول (۲) نیز ارائه شده است.



شکل (۱۰)- مقایسه تغییرات تنش مؤثر بر حسب زمان برای سه

شدت گرفتگی مختلف در نقطه ۲ مدل  $PFSI$

جدول (۲)- درصد اختلاف تنش مؤثر در دیواره شریان بین دو مدل

$FSI$  و  $PFSI$  برای سه شدت گرفتگی و در دو نقطه مکان ۲ و ۳

تنش مؤثر (kPa)			
$S = 50\%$	$S = 30\%$	$PFSI$	نقطه مکان ۲
۱۸۰/۴	۱۳۵/۲	$FSI$	
۸۲/۴	۷۵	$FSI$	
درصد اختلاف بین دو مدل $FSI$ و $PFSI$			
٪۱۱۹	٪۸۰	$PFSI$	نقطه مکان ۳
۱۳۳	۱۷۰/۴	$FSI$	
۶۲/۷	۹۹/۱	$FSI$	
درصد اختلاف بین دو مدل $FSI$ و $PFSI$			
٪۱۱۲	٪۷۲	$PFSI$	

با توجه به جدول (۲)، تنش مؤثر در مدل  $PFSI$  بیش از

۷۲٪ با توجه به مکان مورد اندازه گیری و میزان شدت گرفتگی

در مقایسه با تنش مؤثر متناظر در مدل  $FSI$  افزایش داشته است.

این مقدار افزایش در مطالعه [۹]، البته در هندسه ای متفاوت، بین

۱۹/۴٪ تا ۸۱٪ برای قطرهای مختلفی از هندسه مورد بررسی

ایشان، گزارش شده است. این اختلاف بین نتایج تنش مؤثر

حاصل از دو مدل  $FSI$  و  $PFSI$ ، به دلیل نحوه محاسبه این

پارامتر در محیط متخلخل بر اساس معادله (۹) ارزیابی می شود.

- structural model; International Communications in Heat and Mass Transfer, 2009; 36:142-137.
- [6] Amornsamankul, S., Wiwatanapataphe, B., Hong Wu, Y., Lenbury, Y., Effect of Non-Newtonian Behaviour of Blood on Pulsatile Flows in Stenotic Arteries; Int. J. Biomedical Sciences, 2001;1.
- [7] Yang, N., Vafai, K., Modeling of low-density Lipoprotein (LDL) transport in The artery-effects of hypertension; Int. J. of Heat and Mass Transfer, 2006;49: 850-867.
- [8] Chung, S, Vafai, K., Low-density lipoprotein transport within a multi-layered arterial wall : Effect of the atherosclerotic plaque / stenosis; J. Biomech., 2013; 46: 574-585.
- [9] Ayyalasoamayajula, J. P., Geest, V., Simon, B. R., Porohyperelastic Finite Element Modeling of Abdominal Aortic Aneurysms; J. of Biomechanical Engineering, 2010; 132: 104502-8.
- [10] Chung, S, Vafai, K., Effect of the fluid-structure interactions on low-density lipoprotein transport with in a Multi-layered arterial wall; J. Biomech., 2012; 45: 371-81.
- [11] ADINA R & D, Inc., Theory and modeling guide, 2008
- ۶- مراجع
- [1] 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, 1999; 121: 361-369.
- [2] 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, 2003; 31(10): 1182-1193.
- [3] Chen, C. X., Ding, Y., Gear, J. A., Blood flow in stenosed arteries using two way, Fluid-Structure Interaction; ANZIAM J., 2010; 51:C586-C611.
- [4] Khanafer, K., Berguer, R., Fluid-structure interaction analysis of turbulent pulsatile flow within a layered aortic wall as related to aortic dissection; J. of Biomechanics, 2009; 42: 2642-2648.
- [5] Valencia, A., Baeza, F., Numerical simulation of fluid-structure interaction in stenotic arteries considering two layer nonlinear anisotropic