



Semnan University



Research Article

Investigating the effect of surface roughness modeling on hemodynamics of blood flow in thoracic aortic aneurysm

Mohammadreza sharifi ^a, , Mahdi Sahebi ^{a*} 

^a Department of Mechanical Engineering, Faculty of Mechanical Engineering, Qom University of Technology, Qom, Iran.

PAPER INFO

Paper history:

Received: 16 September 2024

Revised: 16 September 2024

Accepted: 16 September 2024

Keywords:

Thoracic aortic aneurysm (TAA); wall shear stress (WSS); oscillatory shear index (OSI); relative residence time (RRT); roughness.

ABSTRACT

In recent years, numerical simulations of blood flow in arteries have effectively contributed to understanding the mechanisms of some cardiovascular diseases and selecting the appropriate treatment scenario. In this study, blood flow in a real geometry of the thoracic aortic artery of a patient with aneurysm was numerically modeled. The effect of vessel surface roughness along with flow regime and various turbulence models on wall shear stress (WSS) and hemodynamic parameters such as time average wall shear stress (TAWSS), relative residence time (RRT), and oscillatory shear index (OSI) were investigated. The simulation results show that the presence of roughness increases the area of areas with high RRT values. Also, increasing roughness reduces the area of regions with high TAWSS values. Increasing surface roughness increase the average pressure inside the vessel. In all the regimes and models studied in this article, the general pattern of TAWSS distribution is almost the same. TAWSS has low values in the aneurysm sac region. High values of OSI are observed around the aortic arch region. Considering the distribution of hemodynamic parameters, the end regions of the aneurysm sac and the inner aortic arch in the studied patient are susceptible to atherosclerosis.

DOI: <https://doi.org/>

© 2024 Published by Qom University of Technology Press.

This is an open access article under the CC-BY 4.0 license. (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

* Corresponding author.

E-mail address: mahdi.sahebi@yahoo.com

How to cite this article:

بررسی تاثیر مدل‌سازی زبری سطح بر پارامترهای همودینامیک جریان خون در آنوریسم آئورت سینه ای

محمد رضا شریفی^۱ و مهدی صاحبی^{۱*}

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۰۶/۲۴	در سال‌های اخیر شبیه‌سازی های عددی جریان خون در عروق و رگ‌ها به درک مکانیزم‌های
بازنگری مقاله: ۱۴۰۳/۰۶/۲۴	برخی بیماری‌های این حوزه و انتخاب سناریوی درمان مناسب کمک موثری کرده است. در
پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۰۶/۲۴	این پژوهش، جریان خون در یک هندسه واقعی از رگ آئورت سینه ای یک بیمار مبتلا به
واژگان کلیدی:	آنوریسم به صورت عددی مدل شده است. اثر زبری سطح رگ به همراه رژیم جریان و انواع
آنوریسم آئورت سینه ای،	مدل‌های توربولانسی بر تنش برشی دیواره و پارامترهای همودینامیکی همچون تنش برشی
تنش برشی دیواره،	متوسط دیواره، زمان اقامت نسبی و شاخص برش نوسانی مورد بررسی قرار گرفته است.
شاخص برش نوسانی،	نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد، وجود زبری باعث افزایش مساحت نواحی دارای مقادیر
زمان اقامت نسبی،	بالای RRT می‌شود. همچنین افزایش زبری باعث کاهش وسعت نواحی دارای TAWSS
زبری سطح.	با مقادیر بالا می‌شود. وجود آنوریسم و همچنین افزایش زبری سطح، باعث افزایش فشار
	متوسط درون رگ می‌شود. در تمامی رژیم‌ها و مدل‌هایی که در این مقاله بررسی شده است،
	الگوی کلی توزیع TAWSS، تقریباً یکسان است. TAWSS در ناحیه کیسه آنوریسم
	دارای مقادیر پایینی است. در همه مدل‌ها مقادیر بالایی از OSI در حوالی ناحیه قوس
	آئورت مشاهده می‌شود و زبری سطح تاثیر معناداری بر OSI ندارد. با توجه به نحوه توزیع
	پارامترهای همودینامیکی، نواحی انتهایی کیسه آنوریسم و قوس داخلی آئورت در بیمار
	بررسی شده مستعد بیماری تصلب شرائین هستند.

DOI: <https://doi.org/>

© 2024 Published by Semnan University Press.

This is an open access article under the CC-BY 4.0 license. (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

در سراسر جهان، بیماری‌های قلبی - عروقی منجر به مرگ
۱۷.۵ میلیون نفر در سال می‌شود [۱]. شبیه سازی جریان

۱- مقدمه

* پست الکترونیک نویسنده مسئول:

mahdi.sahebi@yahoo.com

۱. دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی قم، قم، ایران

استناد به این مقاله: نحوه استناد فارسی در اینجا درج گردد.

خون در رگ ها می تواند اطلاعات مفیدی در مورد همودینامیک جریان خون در داخل رگ فراهم کرده و به شناخت بیشتر ما نسبت به بیماری های عروقی کمک کند [۲]. یکی از بیماری های رگ آنوریسم است که به معنای تغییر شکل دائمی در بخشی از هندسه دیواره رگ است [۳-۹]. از عواملی که باعث تضعیف دیواره رگ ها و افزایش احتمال رشد آنوریسم می شود تشکیل پلاک است [۱۰]. پلاک از کلسترول و کلسیم تشکیل شده است. لیپوپروتئین با چگالی کم مسئول تشکیل پلاک است که منجر به بیماری آترواسکلروز می شود [۹]. در مراحل اولیه آترواسکلروز، سطح دیواره مجرای رگ به دلیل آسیب لایه درون رگی (اندوتلیال) ناهموار می شود. ارتفاع زبری سطح رگ می تواند از ده تا چند صد میکرومتر برسد [۱۱، ۱۲]. یکی از رگ هایی که احتمال وقوع آنوریسم در آن وجود دارد، آئورت است. محققان به منظور ارائه چشم اندازی برای فهم و نهایتا کمک به درمان بیماری، با انجام شبیه سازی های مختلف به بررسی همودینامیک جریان خون در آنوریسم آئورت پرداخته اند. وانگ و همکاران با ارائه یک مدل هندسی ایده آل شده برای آنوریسم آئورت شکمی احتمال وقوع خطر گرفتگی و پارگی در آنوریسم آئورت در شرایط مختلف را بررسی کردند [۱۳]. لی و همکاران به بررسی همودینامیک جریان خون در رگ آنوریسمی دارای استنت پرداختند. نتایج ایشان نشان داد که کمیت های همودینامیکی مانند شاخص برشی نوسانی (OSI) و زمان اقامت نسبی (RRT) به وضوح با مداخله استنت افزایش می یابد [۱۴]. ابراهیمی و همکاران با استفاده از روش عددی همودینامیک جریان خون در آئورت مبتلا به آنوریسم و اثر آن بر نانوذرات حاوی دارو که در محیط رگ در جریان هستند را شبیه سازی کردند. نتایج نشان داد شکل هندسی آنوریسم و شکل نانوذرات تاثیر قابل ملاحظه ای بر عملکرد دارو رسانی دارد [۱۵]. کالیپکیار و همکاران با ارائه یک حل عددی به بررسی همودینامیک جریان خون در آنوریسم آئورت شکمی دارای گرفتگی جزئی تحت شرایط مختلف پرداختند و نشان دادند که گرفتگی جزئی در داخل آنوریسم آئورت شکمی به شدت بر توزیع مکانی تنش برشی اثر گذار است [۱۶]. وانگ و همکاران با ارائه شبیه سازی عددی به بررسی توامان اثر تخریب بافت و آنوریسم در رگ آئورت شکمی پرداختند. نتایج کار ایشان نشان داد که تخریب، منجر به افزایش شاخص پتانسیل فعال سازی سلول های

اندوتلیال رگ می شود، به ویژه در مکان هایی که تنش برشی دیواره پایینی را تجربه می کنند [۱۷]. ون و همکاران به بررسی تاثیر مدل جریان متلاطم خون بر مدلسازی عددی آنوریسم آئورت شکمی پرداختند و نشان دادند که مدل خون غیرنیوتنی تأثیر ناچیزی بر الگوی جریان و افت فشار دارد [۱۸]. با بررسی سایر منابع علمی در زمینه مدلسازی جریان خون در رگ ها و به خصوص رگ آئورت دارای آنوریسم مشخص شد که اکثر مطالعات انجام شده بدون در نظر گرفتن زبری سطح و با فرض صاف بودن دیواره رگ انجام شده است. بنابراین انجام پژوهش هایی در این زمینه ضروری به نظر می رسد.

علاوه بر این، جریان خون هنگام عبور از شریان های باریک یا رگ های مبتلا به آنوریسم معمولا متلاطم است [۱۹، ۲۰]. این پدیده نیز به نوبه خود نقش مهمی در تشکیل پلاک دارد. در حالی که برخی از پژوهش های موجود در زمینه مدلسازی جریان در درون رگ آئورت مبتلا به آنوریسم جریان خون را آرام در نظر گرفته اند [۲۱]. برخی از پژوهش های دیگر عنوان کرده اند که مدل سازی جریان به صورت آشفته مخصوصا برای آنوریسم های بزرگ دقیق تر است [۱۹، ۲۲، ۲۳]. این موضوع می تواند در مورد رگ آئورت دارای آنوریسم در هندسه برگرفته از واقعیت مورد بررسی بیشتر قرار گیرد.

معمولا در تحلیل نتایج شبیه سازی های جریان خون در تشخیص نواحی مستعد تخریب، از پارامترهای همودینامیکی مختلفی همچون شاخص برش نوسانی (OSI)، زمان اقامت نسبی (RRT) و تنش برشی متوسط (TAWSS) استفاده می شود. این پارامترها در ادامه به صورت دقیق معرفی خواهند شد. در این زمینه نتایج برخی تحقیقات نشان داده است مناطقی از جداره دیواره رگ با شاخص برش نوسانی بیش از ۰.۳ که دارای تنش برشی متوسط کمتر از 1.5 Pa هستند، مناطق پرخطری اند که مستعد تشکیل پلاک هستند [۲۴]. همچنین مقادیر بالای تنش برشی متوسط ممکن است به لایه اندوتلیال رگ آسیب رسانده و باعث آزاد شدن پلاکت های خون شود. این امر به نوبه خود منجر به تشکیل لخته خون می شود [۲۵]. جریان خون اساسا غیر نیوتنی است اما مدل های غیرنیوتنی فعلی جریان خون در شریان های بزرگ، برخی پدیده ها را نمی توانند به درستی مدل کنند و بنابراین نیاز به بررسی و تغییر دارند [۲۶]. از طرفی مدل

کمک کند.

۲- معادلات حاکم و مدل‌سازی

در این تحقیق، جریان درون رگ هم به صورت آرام و هم به صورت آشفته مدل‌سازی شده است که معادلات مربوط به هریک از قرار زیر هستند.

۲-۱- معادلات جریان آرام

معادلات پیوستگی و تکانه برای رژیم جریان آرام، سه بعدی، تراکم ناپذیر و نیوتنی به صورت زیر است [۲۱].

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \partial x_i (\rho u_i) = 0 \quad (1)$$

$$\left(\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} \right) + \frac{\partial (\rho u_i u_j)}{\partial x_j} = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + \rho f_i \quad (2)$$

که در آن ρ ، P ، u و τ به ترتیب نشان دهنده سرعت، فشار چگالی و تنش برشی سیال هستند.

۲-۲- معادلات جریان آشفته

شکل کلی معادلات حاکم بر حرکت سیال در جریان آشفته (معادلات پیوستگی و تکانه) به شرح زیر است [۲۲].

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho \bar{u}_i) = 0 \quad (3)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho \bar{u}_i) + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho \bar{u}_i \bar{u}_j) = - \frac{\partial \bar{P}}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\mu \left(\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{u}_j}{\partial x_i} - \frac{2}{3} \delta_{ij} \frac{\partial \bar{u}_k}{\partial x_k} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial x_j} (-\rho \bar{u}_i \bar{u}'_j) \quad (4)$$

در معادله (۴)، عبارت $-\rho \bar{u}_i \bar{u}'_j$ نشان دهنده تانسور تنش رینولدز است و باید به صورت زیر مدل شود [۲۲].

$$-\rho \bar{u}_i \bar{u}'_j = \mu_t \left(\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{u}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \delta_{ij} \left(\rho k + \mu_t \frac{\partial \bar{u}_k}{\partial x_k} \right) \quad (5)$$

که در آن μ_t ، ویسکوزیته آشفته خون است.

نیوتنی در شریان های بزرگ خونی همچون آئورت، نتایج قابل قبولی ارائه می دهد [۲۷].

وابستگی تنگاتنگی میان هندسه مجرای جریان خون و پارامترهای همودینامیکی حاصل از شبیه سازی وجود دارد [۳۰-۲۸]. در حالی که بسیاری از مطالعات علمی پیشین، از یک مدل ساختگی و تقریبی برای ایجاد هندسه رگ ها بهره برده اند [۳۱،۳۲]؛ بررسی جریان خون با استفاده از مدل های هندسی دقیق مبتنی بر شرایط واقعی بیمار اهمیت ویژه ای در حصول نتایج کارآمد و دقیق دارد [۳۳]. نکته مهم در مدل‌سازی جریان خون در رگ ها خصوصا رگ های نزدیک تر به قلب این است که جریان اساسا ضربانی و ناپایا است. نتایج مطالعات پیشین نشان داده است که مدل‌سازی جریان خون به صورت وابسته به زمان انطباق بیشتری با داده های تجربی دارد [۳۴].

از آنچه گفته شد چند نکته را می توان به صورت جمع بندی مطالعات گذشته عنوان کرد. اول آنکه برای مدل‌سازی صحیح جریان خون در آئورت مبتلا به آنوریسم می بایست از مدل های مبتنی بر جریان ناپایا استفاده کرد. دوم اینکه مساله آنوریسم آئورت بیشتر در مورد آنوریسم شکمی (در مقابل آنوریسم سینه ای) مورد بررسی قرار گرفته است. سوم اینکه هندسه دقیق و واقعی رگ (در مقابل هندسه های ساختگی و تقریبی)، در نتایج نهایی تاثیر غیرقابل اغمازی دارد. چهارم اینکه تا آنجا که جستجو در منابع علمی گذشته نشان می دهد، مساله در نظر گرفتن زبری سطح در تحلیل جریان خون در آئورت مبتلا به آنوریسم به ندرت مورد بررسی قرار گرفته است. در حالی که در بیماری های قلبی -عروقی سطح رگ می تواند دارای زبری های متفاوتی باشد. لذا، پژوهش حاضر به مطالعه پارامترهای همودینامیکی جریان خون، در رگ آئورت سینه ای مبتلا به آنوریسم در یک هندسه واقعی به دست آمده از یک بیمار، به صورت عددی پرداخته است. اثر زبری رگ برای چند حالت مختلف مورد بررسی قرار گرفته است. جریان خون به صورت ضربانی و ناپایا مدل شده است. همچنین اثر در نظر گرفتن جریان به صورت آشفته مورد مطالعه قرار گرفته است. برای تحلیل امکان پیشرفت بیماری یا به وجود آمدن پارگی، پارامترهای مختلفی همچون تنش برشی متوسط، زمان اقامت نسبی و شاخص برش نوسانی مورد بررسی قرار گرفته اند. نتایج این مطالعه می تواند به فهم دقیق تر جریان خون در آئورت مبتلا به آنوریسم و پیش بینی زمان لازم برای انجام جراحی

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k - Y_k + S_k \quad (9)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \omega) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \omega u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\Gamma_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + G_\omega - Y_\omega + S_\omega \quad (10)$$

در این معادلات، G_k نشان دهنده تولید انرژی جنبشی آشفته ناشی از گردان های سرعت میانگین است. G_ω نشان دهنده تولید ω است. Γ_k و Γ_ω دیفیوژن موثر k و ω را نشان می دهد. Y_k و Y_ω نشان دهنده اتلاف k و ω به دلیل آشفته گی است. S_k و S_ω نیز عبارات چشمه را نشان می دهند.

زبری سطح بر روی دیواره بر جریان در لایه مرزی به ویژه بر زیر لایه لزوج تأثیرگذار است. برای توزیع سرعت در مجاورت دیواره زیر از قانون دیواره اصلاح شده استفاده شده است.

۲-۳- معرفی پارامترهای همودینامیکی برای تجزیه و تحلیل نتایج

برای تجزیه و تحلیل بهتر همودینامیک جریان، از سه پارامتر مهم میانگین زمانی تنش برشی دیواره (TAWSS)، شاخص برش نوسانی (OSI) و زمان اقامت نسبی (RRT) استفاده شده است. علاوه بر آن افت فشار و ورتیسیته جریان نیز مورد بررسی قرار گرفته اند. در ادامه تعریف این پارامترها خواهد آمد.

فشار، به صورت نسبت نیروی وارد بر سطح بر مساحت یک سطح تعریف می شود [۱۸].

$$P = F/A \quad (10)$$

همچنین ورتیسیته سیال معیاری از میزان چرخش موضعی یا حرکت چرخشی سیال در یک نقطه مشخص است و از نظر ریاضی به صورت زیر تعریف می شود [۲۳].

$$\omega = \nabla \times v \quad (11)$$

میانگین زمانی تنش برشی دیواره (TAWSS) میانگین تنش برشی اعمال شده توسط جریان خون بر روی دیواره

۲-۲-۱ معادلات انتقال برای مدل k-ε استاندارد

معادله انرژی جنبشی آشفته (k) و نرخ اتلاف گردابه ای (ϵ) به صورت زیر هستند [۲۳].

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \epsilon - Y_M + S_k \quad (6)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \epsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \epsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\epsilon} \right) \frac{\partial \epsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\epsilon} \frac{\epsilon}{k} (G_k + C_{3\epsilon} G_b) - C_{2\epsilon} \rho \frac{\epsilon^2}{k} + S_\epsilon \quad (7)$$

در این معادلات، G_k تولید انرژی جنبشی آشفته ناشی از گردان های سرعت میانگین را نشان می دهد. G_b تولید انرژی جنبشی آشفته ناشی از بویانسی است. Y_M سهم نوسانات انبساطی ناشی از اثرات تراکم پذیری جریان است. $C_{1\epsilon}$ ، $C_{2\epsilon}$ ، $C_{3\epsilon}$ ثابت ها هستند. σ_k و σ_ϵ به ترتیب اعداد پراوتل آشفته برای k و ϵ هستند. S_k و S_ϵ عبارت های ناشی از چشمه هستند.

ویسکوزیته آشفته (یا گردابی)، μ_t ، با ترکیب ϵ و k به صورت زیر محاسبه می شود [۲۳].

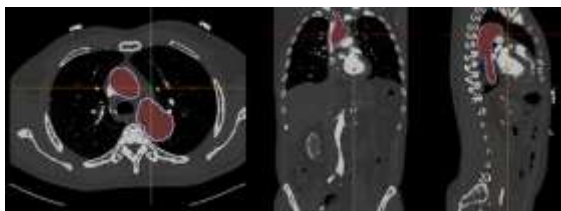
$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\epsilon} \quad (8)$$

که C_μ ثابت است. در این پروژه ثابت ها با مقادیر $\sigma_\epsilon = 1.3$ ، $\sigma_k = 1$ ، $C_\mu = 0.09$ ، $C_{2\epsilon} = 1.92$ و $C_{1\epsilon} = 1.44$ در نظر گرفته شده اند [۲۳].

۲-۲-۲ معادلات انتقال برای مدل k-ω استاندارد

انرژی جنبشی آشفته، k ، و نرخ اتلاف ویژه، ω ، از حل معادلات زیر بدست می آید [۲۳].

رگ های خونی در یک بازه زمانی معین است و به صورت زیر محاسبه می شود [۳۵]:



شکل ۱- تصویر سی-تی اسکن بیمار از نماهای مختلف

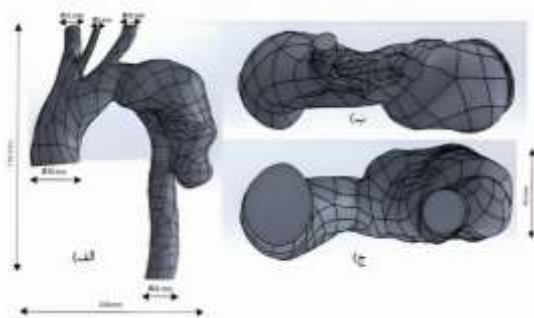
$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\overline{\tau_w}| dt \quad (12)$$

شاخص برش نوسانی (OSI) معیاری است که در تحلیل جریان قلبی عروقی استفاده می شود. این شاخص، میزان نوسان در تنش برشی اعمال شده بر دیواره رگ های خونی را اندازه گیری می کند و به صورت زیر محاسبه می شود [۳۵]:

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \overline{\tau_w} dt \right|}{\int_0^T |\overline{\tau_w}| dt} \right) \quad (13)$$

زمان اقامت نسبی (RRT) دارای اثرات TAWSS و OSI است و به صورت زیر قابل محاسبه است [۳۵]:

$$RRT = \frac{1}{(1 - 2 \times OSI) \times TAWSS} \quad (14)$$



شکل ۲ مدل هندسی تولید شده (الف) نمای کنار، (ب) نمای بالا و (ج) نمای زیرین

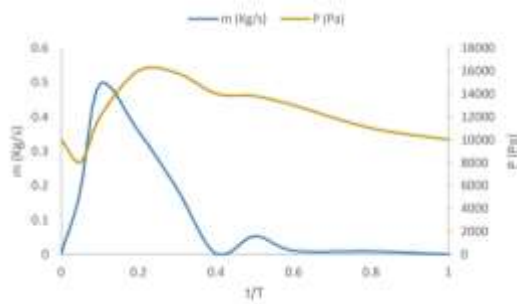
۲-۴- مدلسازی هندسی و شبکه بندی

برای مدل سازی بهتر شرایط مرزی، مرزها در خروجی رگ ها گسترش داده شدند (شکل ۳). این کار باعث مدل سازی دقیق تر جریان توسعه یافته در مرزهای خروجی و جلوگیری از برگشت جریان در اثر نوسانات جریان خون در خروجی می شود. در شکل (۳)، شبکه تولید شده قابل مشاهده است.

در این تحقیق برای ایجاد هندسه حل، از تصاویر CT-scan مربوط به رگ های یک مرد ۴۸ ساله ایرانی مبتلا به آنوریسم آئورت قفسه سینه، برای مدل سازی هندسی استفاده شده است (شکل (۱)). تصاویر CT-scan توسط نرم افزار Mimics پردازش شده و به مجموعه ای از ابر نقاط تشکیل دهنده هندسه تبدیل شده اند. مختصات این نقاط به نرم افزار Solidworks وارد شده و برای ساخت مدل هندسی سه بعدی مورد استفاده قرار گرفته است (شکل ۲). برای شبکه بندی مدل هندسی از نرم افزار ICFD استفاده شد. مدل سازی با استفاده از نرم افزار Ansys Fluent 12 انجام شده است.

پنج شبکه بندی با تعداد المان های ۱۷۵۰۶۶، ۳۷۵۳۳۰، ۵۱۹۰۷۱، ۷۲۲۴۰۲ و ۱۰۲۶۰۳۰ تولید شد. سرعت در خروجی آئورت نزولی برای شبکه های مختلف مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به نتایج، تفاوت بین نتایج هندسه با تعداد المان های ۵۱۹۰۷۱، ۷۲۲۴۰۲ و ۱۰۲۶۰۳۰ بسیار ناچیز مشاهده شد. در نتیجه، هندسه با تعداد شبکه ۵۱۹۰۷۱ برای ادامه حل انتخاب گردید.

میکرومتر ($\epsilon/D=0.25\%$) و سطح با ارتفاع زبری متوسط
۱۰۰ میکرومتر ($\epsilon/D=0.50\%$).



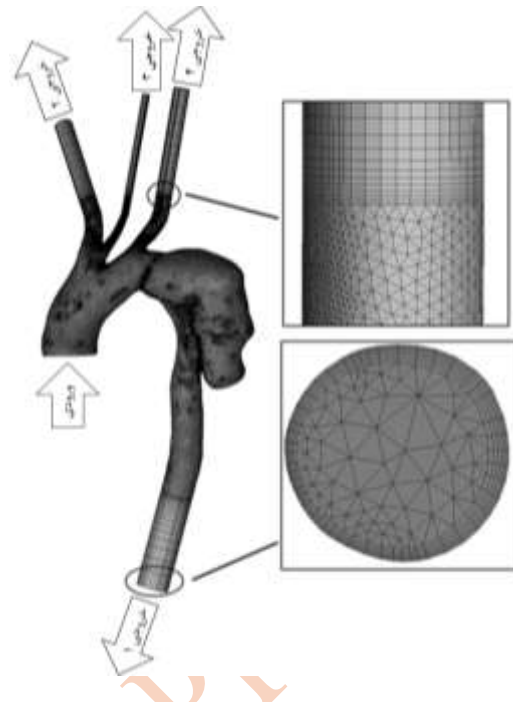
شکل ۴- شرایط مرزی ورودی (سرعت جریان جرمی) و خروجی ها (فشار)

گام زمانی این مسئله پس از سنجش استقلال حل از گام زمانی برابر با $0.001s$ در نظر گرفته شد. شبیه سازی برای چند چرخه قلبی پشت سر هم انجام شده است که نتایج حل حاکی از برابر بودن پارامترهای همودینامیکی اندازه گیری شده در طول چرخه ها، پس از چرخه سوم بود. یعنی نتایج چرخه سوم به بعد بدون تغییر باقی مانده است. از این رو تمامی نتایج گزارش شده در این پژوهش مربوط به چرخه چهارم شبیه سازی قلبی است.

قابل ذکر است که روش عددی مورد استفاده در این پژوهش، پیش تر در دو مطالعه منتشر شده که بر اساس همان هندسه بیمار محور (آئورت دارای آنوریسم در بیمار ایرانی مذکور) انجام شده اند، اعتبارسنجی گردیده است. در این مطالعات، اعتبار مدل عددی تأیید شده است. با توجه به آن که در پژوهش حاضر نیز از همان روش حل عددی، شرایط مرزی، مشخصات فیزیکی و شبکه بندی مشابه استفاده شده است، می توان اعتبار مدل عددی به کاررفته در این مقاله را با استناد به مطالعات پیشین [۲۷ و ۳۷] پذیرفت.

۳- نتایج و بحث

شکل (۵) مقادیر متوسط (میانگین مکانی) تنش برشی دیوار در طول یک سیکل قلبی را برای شرایط مختلف سطح و مدل های مختلف جریان نشان می دهد. همانطور که در شکل (۵) مشاهده می شود، در تمامی مدل ها، تغییرات در

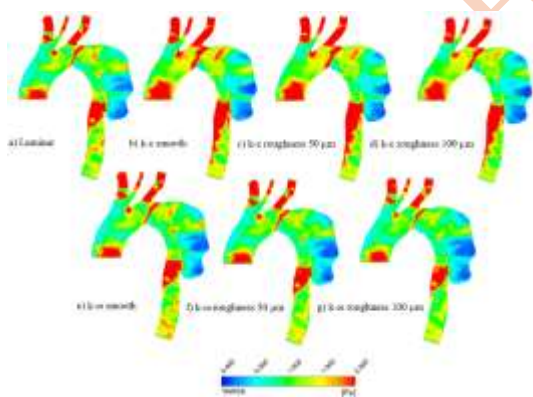


شکل ۳- شبکه بندی هندسه

۲-۵- خواص سیال، شرایط مرزی و سایر پارامترهای شبیه سازی

جریان خون نیوتنی، تراکم ناپذیر و با چگالی $\rho=1060\text{kg/m}^3$ فرض شده است. ویسکوزیته دینامیکی خون $\mu=0.0035\text{pa}\cdot\text{s}$ در نظر گرفته شده است. برای رژیم جریان، از جریان آرام و دو مدل آشفتگی $k-\epsilon$ استاندارد و $k-\omega$ استفاده شده است [۱۲، ۱۹، ۲۲]. در حالت استراحت، ضربان قلب ۶۰ ضربه در دقیقه در نظر گرفته شده است. شکل (۴) شرایط مرزی ورودی و خروجی آئورت را بر اساس داده های اندازه گیری شده واقعی، در حالت استراحت برای یک سیکل قلب نشان می دهد [۳۶]. در شکل (۴) شرط مرزی دبی معلوم برای ورودی مجرای آئورت و شرط مرزی فشار معلوم برای خروجی مجرا اعمال شده است. در طول شبیه سازی سه نوع زبری سطح متناسب با شرایط مختلف رگ ها در نظر گرفته شده است. با توجه به اینکه قطر دهانه آئورت در خروجی به طور متوسط ۲۱ میلیمتر است می توان این زبری را نسبت به قطر دهانه آئورت به صورت بی بعد یعنی درصد ارتفاع زبری به این قطر (ϵ/D) بیان کرد. شرایط زبری در نظر گرفته شده عبارتند از سطح صاف بدون زبری ($\epsilon/D=0\%$)، سطح با زبری یکنواخت با ارتفاع متوسط زبری برابر با ۵۰

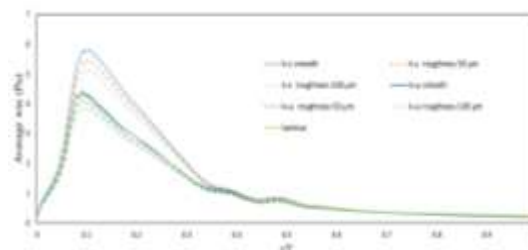
یکسان است به طوری که تنش برشی در ناحیه کیسه آنوریسم دارای مقادیر پایینی است. این موضوع می تواند به علت کاهش سرعت جریان در نواحی یاد شده باشد. بیشترین مقدار TAWSS در ورودی آئورت، خروجی های ۲، ۳ و ۴ (با توجه به شکل ۳) و قبل و بعد از آنوریسم مشاهده می شود. در نواحی مذکور مقطع عبور جریان با کاهش سطح یا تغییر شدید مسیر جریان (انحنای رگ) مواجه است. دو موضوع یاد شده سبب افزایش سرعت و در نتیجه تنش برشی می شوند. با مقایسه دقیق تر نتایج مشخص می شود که مدل $k-\epsilon$ مقادیر عددی بزرگ تری از TAWSS را پیش بینی می کند. در حالی که نتایج مدل $k-\omega$ و مدل جریان آرام تنها به صورت جزئی با یکدیگر متفاوت هستند. با دقت در شکل مشخص می شود با افزایش زبری سطح در هر دو مدل $k-\epsilon$ و $k-\omega$ ، از مساحت نواحی دارای مقادیر بالای TAWSS کاسته می شود، به طوری که سطح صاف بزرگترین نواحی دارای مقادیر TAWSS بالا را دارا است. از آنجا که کاهش TAWSS می تواند رگ را مستعد ایجاد لخته خون و تصلب شرائین کند [۷]، لذا با توجه به داده های شکل (۶) کیسه آنوریسم و به خصوص نواحی انتهایی آن مستعد مشکلات یاد شده هستند.



شکل ۶- تنش برشی دیواره با میانگین زمانی (TAWSS) در یک سیکل قلبی

شاخص برش نوسانی (OSI)، معیاری است که نوسان تنش برشی در طی یک سیکل قلبی را نشان می دهد. شکل (۷) شاخص برش نوسانی (OSI) برای مدل های مختلف را در طی یک سیکل قلبی را نشان می دهد. همانطور که مشاهده می شود مقادیر پیش بینی شده برای OSI در مدل های مختلف تفاوت های نسبتاً قابل توجهی با یکدیگر دارد اما

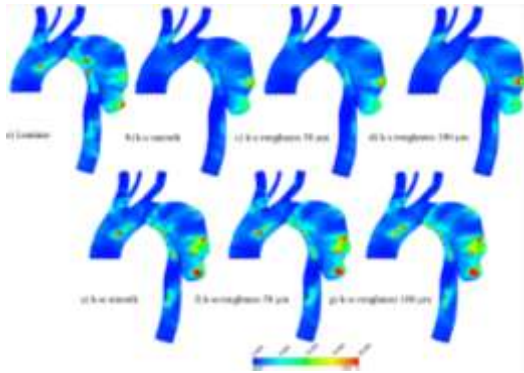
مقادیر متوسط تنش برشی دیواره شریان با پالس سرعت در جریان ورودی مطابقت دارد. این موضوع را می توان با در نظر گرفتن رابطه بین گرادیان سرعت و تنش برشی اعمال شده به دیواره شریان توجیه کرد. با مقایسه نتایج مدل های مختلف آشفته و آرام در شکل (۵)، این نتیجه حاصل می شود که بالاترین مقدار میانگین تنش برشی متوسط برای مدل $k-\epsilon$ و در زمان مربوط به بیشینه سرعت ورودی یعنی در $(t/T=0.12)$ اتفاق می افتد. در زمان مذکور بیشترین تنش برشی متوسط در مدل $k-\epsilon$ ، 31.3% بیش تر از مقدار تنش برشی متوسط پیش بینی شده توسط مدل آرام و 30% بیش تر از پیش بینی مدل $k-\omega$ است. در حالت عدم وجود زبری، نتایج مدل های آرام و $k-\omega$ بسیار نزدیک به یکدیگر هستند. همچنین با مقایسه نتایج تنش برشی متوسط میان سطح صاف و زبر در هر کدام از مدل ها، در زمان بیشینه سرعت ورودی، مشخص می شود که تنش برشی متوسط دیواره برای سطح صاف بیشتر از مقدار آن در مقایسه با سطوح زبر است. به صورتی که در مدل $k-\omega$ ، تنش برشی متوسط دیواره سطح صاف 7% بیش تر از مقدار آن برای سطح زبر با ارتفاع متوسط زبری 50 میکرومتر و 14% بیش تر از سطح زبر با ارتفاع زبری متوسط 100 میکرومتر است. همچنین در مدل $k-\epsilon$ ، تنش برشی متوسط دیواره سطح صاف 7% بیش تر مقدار آن برای سطح زبر با ارتفاع متوسط زبری 50 میکرومتر و 14% بیش تر از سطح زبر با ارتفاع زبری متوسط 100 میکرومتر است. این موضوع نشان دهنده تاثیر زبری سطح بر الگوی جریان است که مکانیزم فیزیکی آن با کمک بررسی هایی که در ادامه خواهد آمد روشن می شد.



شکل ۵- نمودار تغییرات در مقادیر متوسط تنش برشی دیواره در یک سیکل قلبی

شکل (۶) میانگین زمانی تنش برشی دیواره (TAWSS) در طول یک سیکل قلبی را نشان می دهد. مشاهده می شود که در تمامی مدل ها الگوی کلی توزیع تنش میانگین تقریباً

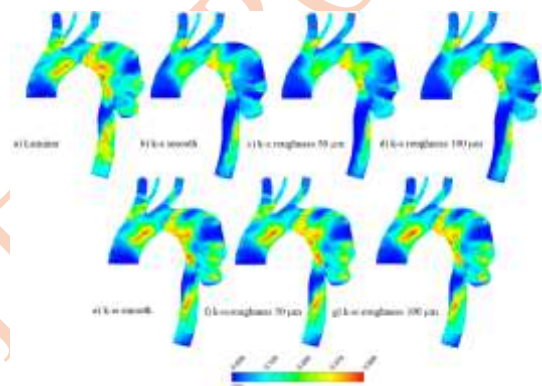
پیش بینی شده توسط مدل $k-\varepsilon$ است. با افزایش زبری سطح در هر دو مدل $k-\varepsilon$ و $k-\omega$ ، به دلیل کاهش TAWSS، نواحی دارای مقادیر بالای RRT به مقدار اندکی وسعت می یابد.



شکل ۸- زمان اقامت نسبی (RRT) در یک سیکل قلبی

برای یک مقایسه کمی تر، نسبت مساحت نواحی دارای مقدار محدودی از یک پارامتر نسبت به سطح کل در جدول (۱) ارائه شده است. همانطور که در این جدول دیده می شود، مساحت نواحی دارای مقادیر پایین TAWSS یعنی محدوده های $(0-0.5)$ و $(1-0.5)$ ، با افزایش زبری سطح در هر دو مدل $k-\varepsilon$ و $k-\omega$ افزایش پیدا می کند و مساحت نواحی دارای مقادیر بالای TAWSS با افزایش زبری سطح کم می شود. این موضوع به صورت کیفی با برخی تحقیقات پیشین همخوانی دارد [۱۲]. همچنین آنچه با مشاهده نمودارهای توزیع OSI گفته شده بود در این جدول نیز تایید می شود که نواحی دارای مقادیر بالای $(0.5-0.2)$ $k-\omega$ ، با افزایش زبری سطح در هر دو مدل $k-\varepsilon$ و $k-\omega$ کاهش پیدا می کند. همچنین نواحی دارای مقادیر بالای RRT $(10-00)$ ، در هر دو مدل $k-\varepsilon$ و $k-\omega$ با افزایش زبری سطح افزایش پیدا می کند. تاثیر الگوهای توزیع TAWSS، OSI، و RRT در پیش بینی سلامت رگ و بیماری های عروقی بسیار مهم هستند. مطالعات مبتنی بر روش کالبد شکافی ثابت کرده است که بین مقادیر OSI با نوع آنوریسم آئورت رابطه مستقیم وجود دارد [۳۷]. نواحی با مقادیر OSI بالا جریان های به شدت نوسانی و رفت و برگشتی را تجربه می کنند که منجر به تنش برشی دیوار متغیر و نوسانی می شود. نواحی با OSI بالا مستعد رشد و پیشرفت آنوریسم هستند

آنچه در تمامی مدل ها تقریباً مشترک است این است که مقادیر بالایی از OSI در حوالی ناحیه قوس آئورت در همه مدل ها مشاهده می شود. این نواحی برخی از قسمت های داخلی کیسه آنوریسم را نیز در بر می گیرد. بالا بودن OSI نشانی از نوسانی بودن جریان و ماندگاری آن و برعکس پایین بودن آن نشانی از یکنواختی جریان دارد. مقدار این کمیت به همراه مقدار کمیت TAWSS می تواند نقاط مستعد برای تشدید احتمال تشکیل پلاک و لخته خون را مشخص کند [۷]. همچنین همانطور که از شکل (۷) دیده می شود، مساحت نواحی دارای مقادیر بالایی از OSI در مدل $k-\omega$ بیشتر از مدل جریان آرام و آن نیز بیشتر از مدل $k-\varepsilon$ است و زبری تاثیر معناداری بر OSI ندارد.



شکل ۷- شاخص برش نوسانی (OSI) برای مدل های مختلف

زمان اقامت نسبی (RRT) پیش بینی شده توسط هر یک از مدل های مورد بررسی در این تحقیق، در شکل (۸) برای یک چرخه قلبی نشان داده شده است. همانطور که دیده می شود، مقادیر این کمیت در مدل های مختلف با یکدیگر اختلاف دارند. اما در همه مدل ها و شرایط نواحی با مقادیر بالای RRT در قوس آئورت دیده می شود. این موضوع به دلیل وجود OSI بالا در این نواحی است که نشان از عدم جهت مندی جریان در این نواحی است. با توجه به اینکه OSI های بسیار بالا می تواند موجب آسیب لایه اندوتلیال رگ شود [۷] این نواحی مستعد آسیب هستند. همچنین در برخی نواحی در پشت کیسه آنوریسم مقادیر بالای RRT دیده می شوند. در این نواحی با وجود پایین بودن مقدار TAWSS به دلیل بالا بودن OSI مقدار RRT نیز بالا رفته است. همانگونه که قبلاً عنوان شد این نواحی مستعد ایجاد لخته خون هستند. از شکل دیده می شود که مقادیر RRT در مدل $k-\omega$ بیشتر از جریان آرام و آن نیز بیشتر از مقادیر

معیارهای WSS	بازه	آرام	k-ε آشفته سطح صاف	k-ε آشفته با زبری ε ۵۰ میکرومتر	k-ε آشفته با زبری ε ۱۰۰ میکرومتر	k-ω آشفته سطح صاف	k-ω آشفته با زبری ω ۵۰ میکرومتر	k-ω آشفته با زبری ω ۱۰۰ میکرومتر
TAWSS (Pa)	۰-۰/۵	۱۲/۴۱٪	۱۱/۰۷٪	۱۱/۸۲٪	۱۲/۸۲٪	۱۰/۶۸٪	۱۲/۲۲٪	۱۳/۷۶٪
	۰/۵-۱	۳۴/۱۹٪	۲۵/۸۴٪	۲۶/۶۸٪	۲۷/۸۰٪	۳۶/۵۵٪	۳۸/۱۶٪	۴۰/۳۷٪
	۱-۱/۵	۳۰/۴۶٪	۲۷/۴۰٪	۲۷/۷۸٪	۲۷/۴۵٪	۲۹/۶۵٪	۲۸/۸۷٪	۲۶/۸۸٪
	۱/۵-۲	۱۰/۲۰٪	۱۳/۳۸٪	۱۲/۵۰٪	۱۲/۰۶٪	۱۰/۷۱٪	۹/۸۱٪	۹/۳۴٪
	۲-∞	۱۲/۷۴٪	۲۲/۴۱٪	۲۱/۲۲٪	۱۹/۸۷٪	۱۲/۴۱٪	۱۰/۹۴٪	۹/۶۵٪
OSI	۰-۰/۱	۳۱/۸۸٪	۵۷/۱۴٪	۵۷/۸۰٪	۵۸/۱۵٪	۳۷/۴۰٪	۳۸/۰۳٪	۳۹/۲۴٪
	۰/۱-۰/۲	۳۰/۹۰٪	۲۴/۹۷٪	۲۵/۲۹٪	۲۵/۶۶٪	۲۹/۴۳٪	۲۹/۳۹٪	۲۹/۹۰٪
	۰/۲-۰/۵	۳۷/۲۱٪	۱۷/۸۹٪	۱۶/۹۱٪	۱۶/۱۹٪	۳۳/۱۸٪	۳۲/۵۸٪	۳۰/۸۶٪
RRT (Pa ⁻¹)	۰-۱۰	۹۷/۰۸٪	۹۸/۱۹٪	۹۸/۱۸٪	۹۷/۹۶٪	۹۶/۵۰٪	۹۶/۲۱٪	۹۵/۹۹٪
	۱۰-∞	۲/۹۲٪	۱/۸۱٪	۱/۸۳٪	۲/۰۴٪	۳/۵۰٪	۳/۷۹٪	۴/۰۱٪

ایجاد پلاک خونی هستند. از طرفی RRT بالا مستعد کننده تصلب شرایین است [۴۲]. لذا با توجه به شکل (۸)، نواحی انتهایی کیسه آنوریسم و قوس داخلی آئورت که دارای RRT بالا هستند مستعد تصلب شرایین به حساب می‌آیند.

[۳۹]. از طرف دیگر رشد آنوریسم ممکن است در نواحی با TAWSS بالا و OSI پایین کاهش یابد [۴۰]. همچنین مطالعات نشان می‌دهند که نواحی با TAWSS پایین (کمتر از ۱.۵ Pa) و مقادیر بسیار کوچک OSI مستعد ایجاد پلاک هستند [۴۱]. بر این اساس و با توجه به شکل-های ۶ و ۷، نواحی پشتی و انتهایی کیسه آنوریسم مستعد

جدول ۱- نسبت مساحت نواحی دارای بازه مشخصی از یک پارامتر نسبت به سطح کل

اصطکاک و در نتیجه افت فشار بیشتری داشته باشیم. برای جستجو در مورد علت این رفتار می‌بایست به دنبال رفتار گردابه‌های توربولانسی در آنوریسم و تغییر آنها با تغییر اصطکاک سطح باشیم. جدول (۳) میزان ورتیسیتی در سراسر هندسه حل در مدل k-ω با زبری های مختلف را در زمان‌های مختلف چرخه قلب نشان می‌دهد. همانگونه که از جدول دیده می‌شود، در همه زمان‌های مورد بررسی میزان ورتیسیتی با افزایش زبری کم می‌شود. کاهش میزان ورتیسیتی باعث کاهش افت انرژی و در نتیجه کاهش میزان افت فشار می‌شود. در نتیجه در آئورت دارای آنوریسم افزایش زبری در مجموع باعث کاهش افت فشار می‌شود.

فشار خون یکی از عوامل موثر بر سلامتی است. از این رو، بررسی میزان افت فشار در مساله حاضر اهمیت دارد. جدول (۲) افت فشار در طول رگ (از ورودی تا خروجی) در زمان‌های $t/T = 0.08$ و $t/T = 0.12$ و متوسط افت فشار در طول چرخه را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود، برای هر سه افت فشار یاد شده، افت فشار پیش‌بینی شده در جریان آرام کمتر از افت فشار در مدل‌های آشفته است. این موضوع تاثیر آشفتگی ناشی از گردابه‌های ایجاد شده به واسطه وجود کیسه آنوریسم را نشان می‌دهد. به علاوه برای در هر دو مدل k-ε و k-ω، با افزایش زبری افت فشار کاهش پیدا می‌کند. این در حالی است که معمولاً انتظار داریم مانند جریان درون لوله‌ها با افزایش زبری سطح،

این بدان معنی است که در صورت وجود رگ‌های زبر، فشار متوسط جریان در سراسر رگ بیشتر می‌شود.

جدول ۲- افت فشار در زمان $t/T = 0.08$ و $t/T = 0.12$ و متوسط سیکل (از ورودی تا خروجی) (۱)

زمان	آرام	k- ϵ آشفته سطح صاف	k- ϵ آشفته با زبری ۵۰ میکرومتر	k- ϵ آشفته با زبری ۱۰۰ میکرومتر	k- ω آشفته سطح صاف	k- ω آشفته با زبری ۵۰ میکرومتر	k- ω آشفته با زبری ۱۰۰ میکرومتر
$t/T=0.08$	۲۸۸۰ Pa	۳۰۲۲ Pa	۲۹۸۲ Pa	۲۹۴۴ Pa	۲۸۸۲ Pa	۲۸۵۴ Pa	۲۸۳۰ Pa
$t/T=0.12$	۳۷۵ Pa	۵۶۱ Pa	۵۲۷ Pa	۴۹۲ Pa	۳۸۲ Pa	۳۶۸ Pa	۳۵۴ Pa
متوسط سیکل	۱۳۷ Pa	۱۷۵ Pa	۱۶۹ Pa	۱۵۷ Pa	۱۴۳ Pa	۱۴۱ Pa	۱۴۰ Pa

جدول ۳- ورتیسیتی در مدل k- ω با زبری های مختلف در زمان های مختلف چرخه قلب

مدل	t1	t2	t3	t4	t5	t6
k- ω سطح صاف	$94/97 s^{-1}$	$119/27 s^{-1}$	$82/41 s^{-1}$	$61/38 s^{-1}$	$28/33 s^{-1}$	$20/62 s^{-1}$
k- ω با زبری ۵۰ میکرومتر	$92/32 s^{-1}$	$116/45 s^{-1}$	$80/57 s^{-1}$	$59/71 s^{-1}$	$27/86 s^{-1}$	$20/51 s^{-1}$
k- ω با زبری ۱۰۰ میکرومتر	$89/22 s^{-1}$	$112/89 s^{-1}$	$78/51 s^{-1}$	$58/2 s^{-1}$	$27/71 s^{-1}$	$20/19 s^{-1}$

۴- نتیجه گیری

شدن برخی مواد بر روی دیواره رگ یا ضخیم شدن رگ رخ دهد) بر پارامترهای همودینامیکی مورد بررسی قرار گرفت. علاوه بر فرض جریان آرام از دو مدل آشفتگی k- ω و k- ϵ نیز استفاده شد. توزیع تنش برشی دیوار در هر لحظه، متوسط مکانی تنش برشی در هر لحظه، متوسط زمانی تنش برشی دیواره (TAWSS)، شاخص برش نوسانی (OSI) و زمان اقامت نسبی (RRT) پارامترهای همودینامیک مورد

در این مطالعه، جریان پالسی خون در درون رگ آئورت سینه ای دارای آنوریسم مورد تحلیل عددی قرار گرفت. هندسه رگ با استفاده از عکس های سی تی اسکن یک بیمار واقعی استخراج شد. در این مطالعه اثر رژیم جریان و میزان زبری سطح رگ (که در واقعیت می تواند با ته نشین

- ۶- مقادیر RRT در مدل $k-\omega$ بیشتر از جریان آرام و آن نیز بیشتر از مقادیر پیش بینی شده توسط مدل $k-\epsilon$ است.
- ۷- با افزایش زبری سطح مساحت نواحی دارای مقادیر بالای RRT افزایش می یابد.
- ۸- با توجه به الگوی توزیع تنش برشی و شاخص برش نوسانی، نواحی پشتی و انتهایی آنوریسم آئورت در بیمار بررسی شده مستعد ایجاد پلاک خونی هستند.
- ۹- با توجه به توزیع RRT، نواحی انتهایی کیسه آنوریسم و قوس داخلی آئورت مستعد بیماری تصلب شرایین هستند.
- ۱۰- وجود آنوریسم باعث کاهش افت فشار در مسیر رگ شده و در نتیجه، بیمار فشار متوسط بالاتری را درون رگ خود تجربه می کند.
- ۱۱- با افزایش زبری سطح تنش برشی متوسط دیواره کم می شود و فشار متوسط درون رگ زیاد می شود.
- ۱- بررسی در این تحقیق بود. نتایج به دست آمده از این مطالعه را می توان به صورت زیر خلاصه کرد.
- ۱- در تمامی مدل های بررسی شده الگوی کلی توزیع تنش برشی متوسط دیواره (TAWSS)، تقریباً یکسان است. متوسط تنش برشی در ناحیه کیسه آنوریسم دارای مقادیر پایینی است.
- ۲- حضور آنوریسم باعث افزایش مقادیر TAWSS در رگ آئورت بعد از آنوریسم و در برخی نواحی قبل از آن می شود.
- ۳- با افزایش زبری سطح در هر دو مدل $k-\epsilon$ و $k-\omega$ ، مساحت نواحی دارای مقادیر بالای TAWSS کم می شود.
- ۴- در همه مدل ها مقادیر بالایی از OSI در حوالی ناحیه قوس آئورت مشاهده می شود و زبری سطح تاثیر معناداری بر OSI ندارد.
- ۵- در همه مدل ها و شرایط، نواحی با مقادیر بالای RRT در قوس آئورت و همچنین در برخی نواحی پشت کیسه آنوریسم دیده می شود.

مراجع

- [1] Ezzati, Majid, Ziad Obermeyer, Ioanna Tzoulaki, Bongani M. Mayosi, Paul Elliott, and David A. Leon. "Contributions of risk factors and medical care to cardiovascular mortality trends." *Nature Reviews Cardiology* 12, no. 9 (2015): 508-530.
- [2] Labrosse, Michel R., ed. *Cardiovascular mechanics*. CRC press, 2018.
- [3] Tyfa, Zbigniew, Damian Obidowski, Piotr Reorowicz, Ludomir Stefańczyk, Jan Fortuniak, and Krzysztof Józwick. "Numerical simulations of the pulsatile blood flow in the different types of arterial fenestrations: Comparable analysis of multiple vascular geometries." *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 38, no. 2 (2018): 228-242.
- [4] Kursun, Burak, Levent Uğur, and Gökhan Keskin. "Hemodynamic effect of bypass geometry on intracranial aneurysm: a numerical investigation." *Computer methods and programs in biomedicine* 158 (2018): 31-40.
- [5] Algabri, Yousif A., Surapong Chatpun, and Ishkrizat Taib. "An investigation of pulsatile blood flow in an angulated neck of abdominal aortic aneurysm using computational fluid dynamics." *Journal of Advanced Research in Fluid Mechanics and Thermal Sciences* 57, no. 2 (2019): 265-274.
- [6] Imai, Tasuku, Takashi Izumi, Haruo Isoda, Kenta Ishiguro, Takashi Mizuno, Tetsuya Tsukada, Asuka Kropp et al. "Factors influencing blood flow resistance from a large internal carotid artery aneurysm revealed by a computational fluid dynamics model." *Nagoya Journal of Medical Science* 81, no. 4 (2019): 629.
- [7] Rafiei, Ashkan, and Maysam Saidi. "Aneurysm geometric features effect on the hemodynamic characteristics of blood flow in coronary artery: CFD simulation on CT angiography-based model." *Medical & Biological Engineering & Computing* 60, no. 12 (2022): 3357-3375.

- [8] Jafarzadeh, Sina, Arsalan Nasiri Sadr, Ehsan Kaffash, Sahar Goudarzi, Ehsan Golab, and Arash Karimipour. "The effect of hematocrit and nanoparticles diameter on hemodynamic parameters and drug delivery in abdominal aortic aneurysm with consideration of blood pulsatile flow." *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 195 (2020): 105545.
- [9] Abbasi, Mohammad, Amin Nadimian Esfahani, Ehsan Golab, Omid Golestanian, Nima Ashouri, S. Mohammad Sajadi, Ferial Ghaemi, Dumitru Baleanu, and A. Karimipour. "Effects of Brownian motions and thermophoresis diffusions on the hematocrit and LDL concentration/diameter of pulsatile non-Newtonian blood in abdominal aortic aneurysm." *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics* 294 (2021): 104576.
- [10] Reed, Dwayne, Colin Reed, Grant Stemmermann, and Takuji Hayashi. "Are aortic aneurysms caused by atherosclerosis?." *Circulation* 85, no. 1 (1992): 205-211.
- [11] Owen, David G., Torsten Schenkel, Duncan ET Shepherd, and Daniel M. Espino. "Assessment of surface roughness and blood rheology on local coronary haemodynamics: a multi-scale computational fluid dynamics study." *Journal of the Royal Society Interface* 17, no. 169 (2020): 20200327.
- [12] Yi, Jie, Fang-Bao Tian, Anne Simmons, and Tracie Barber. "Impact of Modelling Surface Roughness in an Arterial Stenosis." *Fluids* 7, no. 5 (2022): 179.
- [13] Wang, Lulu, Xudong Jiang, Kejia Zhang, Kai Chen, Peng Wu, and Xiaoqiang Li. "A hemodynamic analysis of energy loss in abdominal aortic aneurysm using three-dimension idealized model." *Frontiers in Physiology* 15 (2024): 1330848.
- [14] Li, Zhongyou, Lijuan Hu, Chong Chen, Zhenze Wang, Zhihong Zhou, and Yu Chen. "Hemodynamic performance of multilayer stents in the treatment of aneurysms with a branch attached." *Scientific reports* 9, no. 1 (2019): 10193.
- [15] Ebrahimi, Sina, Iman Mirafzal, Ali Rahbary, Amir Shamloo, and Tahoori Naseri. "Optimization of nanomicroparticle size and shape on wall-interaction: a human case study on an abdominal aortic aneurysm." *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics* 17, no. 1 (2023): 2236166.
- [16] Kalipcilar, Alp, and Huseyin Enes Salman. "Hemodynamic effects of intraluminal thrombus burden in an idealized abdominal aortic aneurysm." *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* 45, no. 10 (2023): 508.
- [17] Wang, Haifeng, Daniel Balzani, Vijay Vedula, Klemens Uhlmann, and Fathollah Varnik. "On the potential self-amplification of aneurysms due to tissue degradation and blood flow revealed from FSI simulations." *Frontiers in Physiology* 12 (2021): 785780.
- [18] Wen, Jun, Jiarong Wang, Liqing Peng, Ding Yuan, and Tinghui Zheng. "Hemodynamic analysis of hybrid treatment for thoracoabdominal aortic aneurysm based on Newtonian and non-Newtonian models in a patient-specific model." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 26, no. 2 (2023): 209-221.
- [19] Moradicheghamahi, Jafar, Jaber Sadeghiseraji, and Mehdi Jahangiri. "Numerical solution of the Pulsatile, non-Newtonian and turbulent blood flow in a patient specific elastic carotid artery." *International Journal of Mechanical Sciences* 150 (2019): 393-403.
- [20] Etili, Mustafa, Gokhan Canbolat, Oguz Karahan, and Murat Koru. "Numerical investigation of patient-specific thoracic aortic aneurysms and comparison with normal subject via computational fluid dynamics (CFD)." *Medical & Biological Engineering & Computing* 59 (2021): 71-84.
- [21] Qiu, Yue, Jiarong Wang, Jichun Zhao, Tiehao Wang, Tinghui Zheng, and Ding Yuan. "Association between blood flow pattern and rupture risk of abdominal aortic aneurysm based on computational fluid dynamics." *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 64, no. 2-3 (2022): 155-164.
- [22] Perinajová, Romana, Joe F. Juffermans, Jonhatan Lorenzo Mercado, Jean-Paul Aben, Leon Ledoux, Jos JM Westenberg, Hildo J. Lamb, and Saša Kenjereš. "Assessment of turbulent blood flow and wall shear stress in aortic coarctation using image-based simulations." *Biomedical engineering online* 20, no. 1 (2021): 84.
- [23] Kabir, Md Alamgir, Kausari Sultana, and Md Ashraf Uddin. "Performance of k- ω and k- ϵ Model for Blood Flow Simulation in Stenosed Artery." *Ganit: Journal of Bangladesh Mathematical Society* 40, no. 2 (2020).
- [24] Bahrami, and Firoozi. "The effect of wall shear stress and oscillatory shear index on probability of atherosclerosis plaque formation in the natural left coronary artery tree." *Scientific Journal of Biomedical Engineering* 9, no. 3 (2015): 293-303
- [25] Sepehr, and Niazmand. "Another non-Newtonian and blood pulsation study on the hemodynamics of flow in blood clots." in the 11th fluid dynamics conference, (2008): [Persian In].
- [26] Arzani, Amirhossein. "Accounting for residence-time in blood rheology models: do we really need non-Newtonian blood flow modelling in large arteries?." *Journal of The Royal Society Interface* 15, no. 146 (2018): 20180486.

- [27] Faraji, Amir, Mahdi Sahebi, and Sadjad SalavatiDezfouli. "Numerical investigation of different viscosity models on pulsatile blood flow of thoracic aortic aneurysm (TAA) in a patient-specific model." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 26, no. 8 (2023): 986-998.
- [28] Dong, Jingliang, Zhonghua Sun, Kiao Inthavong, and Jiyuan Tu. "Fluid-structure interaction analysis of the left coronary artery with variable angulation." *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 18, no. 14 (2015): 1500-1508.
- [29] Li, Zongze, and Wenbin Mao. "A fast approach to estimating Windkessel model parameters for patient-specific multi-scale CFD simulations of aortic flow." *Computers & Fluids* 259 (2023): 105894.
- [30] Caballero, A. D., and S. Laín. "Numerical simulation of non-Newtonian blood flow dynamics in human thoracic aorta." *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 18, no. 11 (2015): 1200-1216.
- [31] Gonzalez-Urquijo, Mauricio, Raul Garza de Zamacona, Ana Karen Martinez Mendoza, Miranda Zamora Iribarren, Erika Garza Ibarra, Marcos David Moya Bencomo, and Mario Alejandro Fabiani. "3D modeling of blood flow in simulated abdominal aortic aneurysm." *Vascular and Endovascular Surgery* 55, no. 7 (2021): 677-683.
- [32] Lin, Shengmao, Xinwei Han, Yonghua Bi, Siyeong Ju, and Linxia Gu. "Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysm: effect of modeling techniques." *BioMed research international* 2017, no. 1 (2017): 7023078.
- [33] Pirola, S., Z. Cheng, O. A. Jarral, D. P. O'Regan, J. R. Pepper, T. Athanasiou, and X. Y. Xu. "On the choice of outlet boundary conditions for patient-specific analysis of aortic flow using computational fluid dynamics." *Journal of biomechanics* 60 (2017): 15-21.
- [34] Carvalho, Violeta, Nelson Rodrigues, Ricardo Ribeiro, Pedro F. Costa, José CF Teixeira, Rui A. Lima, and Senhorinha FCF Teixeira. "Hemodynamic study in 3D printed stenotic coronary artery models: Experimental validation and transient simulation." *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 24, no. 6 (2021): 623-636.
- [35] Soulis, Johannes V., Olga P. Lampri, Dimitrios K. Fytanidis, and George D. Giannoglou. "Relative residence time and oscillatory shear index of non-Newtonian flow models in aorta." In *2011 10th international workshop on biomedical engineering*, pp. 1-4. IEEE, 2011.
- [36] Alastruey, Jordi, Nan Xiao, Henry Fok, Tobias Schaeffter, and C. Alberto Figueroa. "On the impact of modelling assumptions in multi-scale, subject-specific models of aortic haemodynamics." *Journal of The Royal Society Interface* 13, no. 119 (2016): 20160073.
- [37] Faraji, Amir, M. Sahebi, and S. S. Dezfouli. "Heart rate effect on blood flow hemodynamics in a patient with a thoracic aortic aneurysm: numerical study." *Journal of Applied Mechanics and Technical Physics* 65, no. 3 (2024): 465-475.
- [38] Numata, Satoshi, Keiichi Itatani, Keiichi Kanda, Kiyoshi Doi, Sachiko Yamazaki, Kazuki Morimoto, Kaichiro Manabe, Koki Ikemoto, and Hitoshi Yaku. "Blood flow analysis of the aortic arch using computational fluid dynamics." *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 49, no. 6 (2016): 1578-1585.
- [39] Tan, F. P. P., A. Borghi, R. H. Mohiaddin, N. B. Wood, S. Thom, and X. Y. Xu. "Analysis of flow patterns in a patient-specific thoracic aortic aneurysm model." *Computers & Structures* 87, no. 11-12 (2009): 680-690.
- [40] Les, Andrea S., Shawn C. Shadden, C. Alberto Figueroa, Jinha M. Park, Maureen M. Tedesco, Robert J. Herfkens, Ronald L. Dalman, and Charles A. Taylor. "Quantification of hemodynamics in abdominal aortic aneurysms during rest and exercise using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics." *Annals of biomedical engineering* 38 (2010): 1288-1313.
- [41] Blagojević, Milan, Aleksandar Nikolić, Miroslav Živković, Milorad Živković, and Goran Stanković. "A novel framework for fluid/structure interaction in rapid subject-specific simulations of blood flow in coronary artery bifurcations." *Vojnosanitetski preglad* 71, no. 3 (2014).
- [42] Riccardello Jr, Gerald J., Darshan N. Shastri, Abhinav R. Changa, Kiran G. Thomas, Max Roman, Charles J. Prestigiacomo, and Chirag D. Gandhi. "Influence of relative residence time on side-wall aneurysm inception." *Neurosurgery* 83, no. 3 (2018): 574-581.
- [43] Smithee, Isaac, and Stephen P. Gent. "Computational fluid dynamics modeling of blood as a heterogeneous fluid." In *Frontiers in Biomedical Devices*, vol. 40789, p. V001T08A008. American Society of Mechanical Engineers, 2018.
- [44] Sedeh, Shahab Naghdi, and Davood Toghraie. "The thermal performance of five different viscosity models in the kidney blood vessel with multi-phase mixture of non-Newtonian fluid models using computational fluid dynamics." *Archive of Applied Mechanics* 91, no. 5 (2021): 1887-1895.
- [45] Lopes, D., Hélder Puga, J. Carlos Teixeira, and S. F. Teixeira. "Influence of arterial mechanical properties on carotid blood flow: Comparison of CFD and FSI studies." *International Journal of Mechanical Sciences* 160 (2019): 209-218.

- [46] Miller, Karol, Hozan Mufty, Alastair Catlin, Christopher Rogers, Bradley Saunders, Ross Sciarrone, Inge Fournneau et al. "Is there a relationship between stress in walls of abdominal aortic aneurysm and symptoms?." *Journal of surgical research* 252 (2020): 37-46.
- [47] Martens, T. "Blood flow simulation in carotid arteries with computational fluid dynamics." Bachelor's thesis, University of Twente, 2022.
- [48] Lin, Shengmao, Xinwei Han, Yonghua Bi, Siyeong Ju, and Linxia Gu. "Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysm: effect of modeling techniques." *BioMed research international* 2017, no. 1 (2017): 7023078.
- [49] Nejad, A. Abbas, Z. Talebi, Danial Cheraghali, A. Shahbani-Zahiri, and Mahmood Norouzi. "Pulsatile flow of non-Newtonian blood fluid inside stenosed arteries: Investigating the effects of viscoelastic and elastic walls, arteriosclerosis, and polycythemia diseases." *Computer methods and programs in biomedicine* 154 (2018): 109-122.
- [50] Tabakova, Sonia, P. Raynov, N. Nikolov, and St Radev. "Newtonian and non-Newtonian pulsatile blood flow in arteries with model aneurysms." In *Advanced Computing in Industrial Mathematics: Revised Selected Papers of the 10th Annual Meeting of the Bulgarian Section of SIAM December 21-22, 2015, Sofia, Bulgaria*, pp. 187-197. Springer International Publishing, 2017.
- [51] Fatahian, Esmacel, Naser Kordani, and Hossein Fatahian. "The application of computational fluid dynamics (CFD) method and several rheological models of blood flow: a review." *Gazi University Journal of Science* 31, no. 4 (2018): 1213-1227.
- [52] Zakaria, Mohamad Shukri, Farzad Ismai, Masaaki Tamagawa, Ahmad Fazli Abdul Azi, Surjatin Wiriadidjaya, Adi Azrif Basri, and Kamarul Arifin Ahmad. "Computational fluid dynamics study of blood flow in aorta using OpenFOAM." *Journal of Advanced Research in Fluid Mechanics and Thermal Sciences* 43, no. 1 (2018): 81-89.
- [53] Mendez, Vincent, Marzio Di Giuseppe, and Salvatore Pasta. "Comparison of hemodynamic and structural indices of ascending thoracic aortic aneurysm as predicted by 2-way FSI, CFD rigid wall simulation and patient-specific displacement-based FEA." *Computers in biology and medicine* 100 (2018): 221-229.
- [54] Dwidmuthe, P., C. S. Mathpati, and J. B. Joshi. "CFD simulation of blood flow inside the human artery: aorta." In *45th National Conference on Fluid Mechanics and Fluid Power (FMFP), Bombay, India, Dec.*, pp. 10-12. 2018.
- [55] Töger, Johannes, Matthew J. Zahr, Nicolas Aristokleous, Karin Markenroth Bloch, Marcus Carlsson, and Per-Olof Persson. "Blood flow imaging by optimal matching of computational fluid dynamics to 4D-flow data." *Magnetic resonance in medicine* 84, no. 4 (2020): 2231-2245.
- [56] Cho, Kwang-Chun, Hyeondong Yang, Jung-Jae Kim, Je Hoon Oh, and Yong Bae Kim. "Prediction of rupture risk in cerebral aneurysms by comparing clinical cases with fluid-structure interaction analyses." *Scientific reports* 10, no. 1 (2020): 18237.
- [57] Perinajová, Romana, Joe F. Juffermans, Jos JM Westenberg, Roel LF van der Palen, Pieter J. van den Boogaard, Hildo J. Lamb, and Saša Kenjereš. "Geometrically induced wall shear stress variability in CFD-MRI coupled simulations of blood flow in the thoracic aortas." *Computers in Biology and Medicine* 133 (2021): 104385.
- [58] Liu, Haipeng, Linfang Lan, Jill Abrigo, Hing Lung Ip, Yannie Soo, Dingchang Zheng, Ka Sing Wong et al. "Comparison of Newtonian and non-Newtonian fluid models in blood flow simulation in patients with intracranial arterial stenosis." *Frontiers in physiology* 12 (2021): 718540.
- [59] Eulzer, Pepe, Monique Meuschke, Carsten M. Klingner, and Kai Lawonn. "Visualizing carotid blood flow simulations for stroke prevention." In *Computer Graphics Forum*, vol. 40, no. 3, pp. 435-446. 2021.
- [60] Rahma, Ahmed G., Khaled Yousef, and Talaat Abdelhamid. "Blood flow CFD simulation on a cerebral artery of a stroke patient." *SN Applied Sciences* 4, no. 10 (2022): 261.
- [61] Simão, Mariana, Jorge M. Ferreira, António C. Tomás, José Fragata, and Helena M. Ramos. "Aorta ascending aneurysm analysis using CFD models towards possible anomalies." *Fluids* 2, no. 2 (2017): 31.
- [62] Levitzky, Michael G. "Using the pathophysiology of obstructive sleep apnea to teach cardiopulmonary integration." *Advances in Physiology Education* 32, no. 3 (2008): 196-202.
- [63] Cherry, Erica M., and John K. Eaton. "Shear thinning effects on blood flow in straight and curved tubes." *Physics of Fluids* 25, no. 7 (2013).
- [64] Marcinkowska-Gapińska, Anna, Jacek Gapiński, Waldemar Elikowski, Feliks Jaroszyk, and Leszek Kubisz. "Comparison of three rheological models of shear flow behavior studied on blood samples from post-infarction patients." *Medical & biological engineering & computing* 45 (2007): 837-844.
- [65] Silveira, Matheus, Rudolf Huebner, and Túlio Pinho Navarro. "Pulsatile blood flow in the thoracic aorta and aneurysm: a numerical simulation in CAD-built and patient-specific model." *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* 39 (2017): 3721-3728.

UNCORRECTED PROOF