



Temporal analysis of the fistula at three anastomosis angles of 45, 90, and 135 degrees

M. Naderi, Gh. Heidarinejad* , M. Safarzadeh

Faculty of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

ABSTRACT: Selection of the appropriate anastomosis angle for the creation of a fistula for surgery is very important. Therefore, in this study, three anastomosis angles of 45, 90, and 135 degrees, representing acute and obtuse angles, are designed and simulated in a complete pulsation cycle. Carreau non-Newtonian blood model is used and the flow is considered as incompressible flow. Finally, after modeling, important parameters such as mean shear stress on the fistula wall, oscillatory shear index, relative residence time, and maximum pressure drop are extracted and compared at different angles. After comparing the results, it is observed that the time average wall shear stress and the range of the high shear stress at anastomosis angle of 135 degree is lower than the two other angles and the probability of thrombosis disease in this angle is reduced. 80% of fistula failure is caused by thrombosis disease, therefore this angle is chosen as the most appropriate angle for fistula creation. Based on the results of the relative residence time, it is found that at all three angles of anastomosis, the right branch of the fistula and flow separation sites have a probability of sedimentation and it decreases at an angle of 135 degree. This angle also has the lowest pressure drop between the main inlet and the fistula outlet.

Review History:

Received: Oct. 21, 2019

Revised: Feb. 15, 2020

Accepted: Mar. 10, 2020

Available Online: May, 21, 2020

Keywords:

Hemodialysis

Fistula Anastomosis Angle

Thrombosis

Heart Pulsation Cycle

Atherosclerosis

1- Introduction

Arteriovenous fistula is the most common method of treatment in patients with Kidney failure [1] and it was first suggested in 1973 by Karmody and Lempert [2] and has been used from the radial artery and the cephalic vein located on the wrist to create it [3]. Fistula failure is the main problem of using a fistula after its creation. Previous studies have shown that high and low shear stress causes thrombosis and oscillating WSS gradually causes sedimentation in the fistula [4]. Eventually, these two factors reduce the fistula's blood current and make it ineffective [5]. Sedimentation and thrombosis completely depend on the angle of anastomosis between the artery and the vein to create the fistula.

In this paper, in order to determine prone areas of thrombosis, areas with the probability of sedimentation as well as pressure drop created between inlet and outlet of fistula, anastomosis with 45, 90, and 135 degrees angles are simulated in 3D. Then, using the heart pulsation cycle, the geometries are simulated in the OpenFOAM software and the performance of these anastomosis is analyzed.

2- Equations

In this study, the averaged continuity and momentum equations and the $SST-k\omega$ turbulence model [6] are used. Flow is incompressible and the blood is considered non-Newtonian with Carreau model [7]. Three important parameters including $TAWSS$ which represents the mean shear

stress on the fistula wall, OSI , or oscillatory shear index in which represents the flow oscillatory behavior [8], and RRT is the relative residence time, are considered in modeling of pulsatile mode [9]. This parameters are expressed as follows:

$$TAWSS = \frac{1}{T} \times \int_a^T |\overline{WSS}| dt \quad (1)$$

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

$$RRT = [(1 - 2 \times OSI) \times TAWSS]^{-1} \quad (3)$$

3- Numerical Method

In the present simulation, the first-order Euler's method for time terms and the limited linear combination method [10], for convection terms of momentum transfer equations, k and ω , and the second-order central method for diffusion terms are used. Designed geometries were simulated using a pimpleFoam solver, which is a transient solver for an incompressible flow [11]. The blood pulsation curves were used in two fistula inlets for boundary conditions [12].

*Corresponding author's email: gheidari@modares.ac.ir



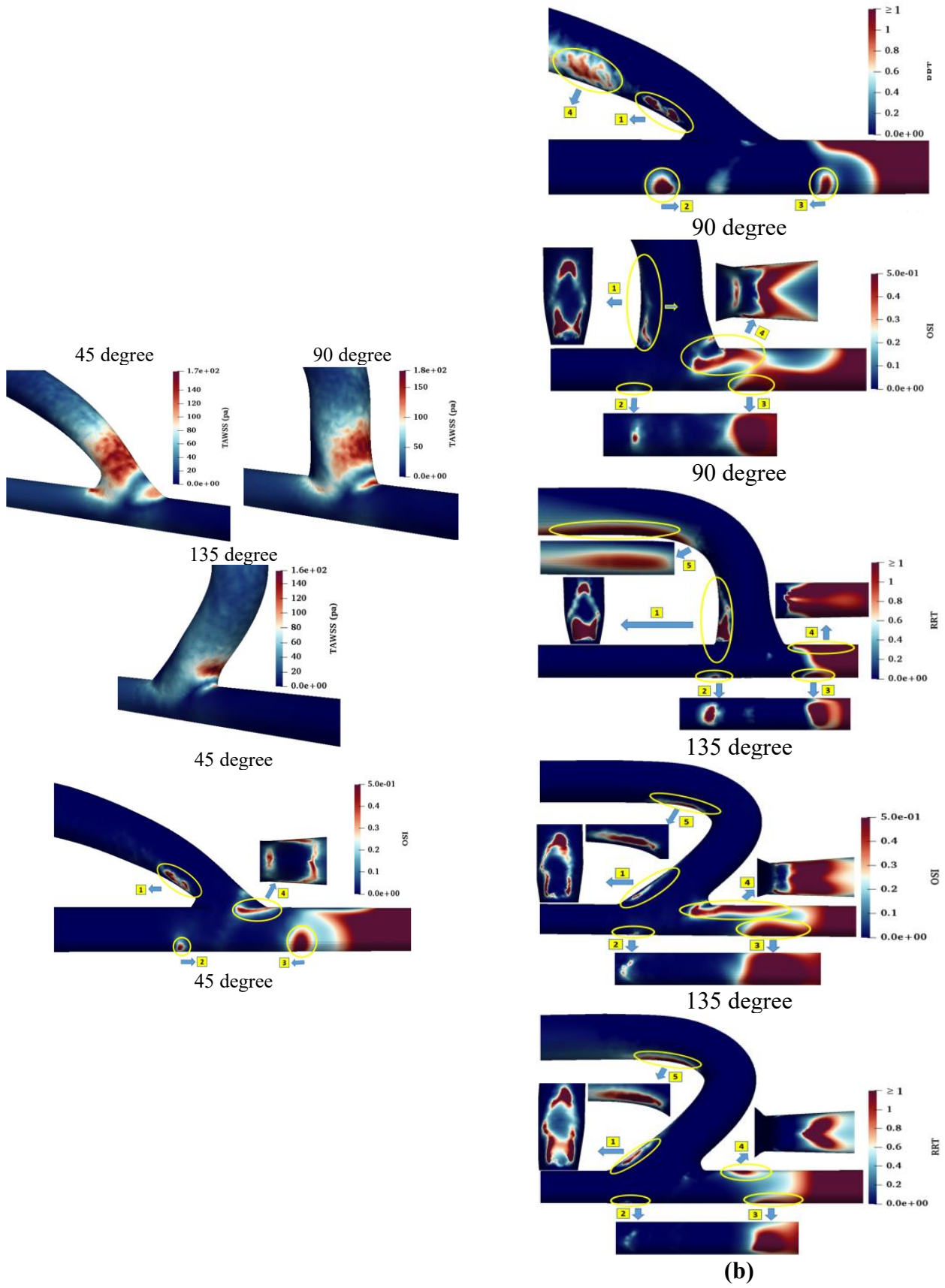


Fig. 1. Contours of susceptible areas at different anastomosis angles

4- Results and Discussion

The results of the simulation show that the 135 degree angle has the lowest average shear stress (157 Pa) and at this angle, the areas involved in high shear stress at the anastomosis are lower than other angles. Based on the results of the *RRT*, it is observed that the regions at the site of distal artery due to redirection of blood flow, the oscillation of the flow, and low shear stress (approximately zero), are at risk of sedimentation and blocking the flow of blood. This risk at 135 degree angle is less than two other angles. A comparison between the pressure drop curves shows that the pressure drop at the 135 degree anastomosis decreased by approximately 34% relative to the 45 degree anastomosis.

5- Conclusions

For all three angles, maximum *TAWSS* occurs on the right wall at the site of anastomosis, and in this area thrombosis is likely to happen. This risk is reduced at an anastomosis angle of 135 degrees. A comparison between the contours of *OSI* and *RRT* indicates that the oscillatory zones do not necessarily show the areas at risk of sedimentation, and a parameter called low shear stress is also involved in determining the areas at risk of sedimentation. Hence the simultaneous effect of these two parameters should be considered. Areas at risk of sedimentation are reduced at 135 degree anastomosis. The results of the pressure drop also show that a 135 degree anastomosis creates the lowest pressure drop. Eventually, it can be concluded that a 135 degree angle is the best choice for surgeons to create a fistula.

Reference

- [1] B. Ene-Iordache, C. Semperboni, G. Dubini, A. Remuzzi, Disturbed flow in a patient-specific arteriovenous fistula for hemodialysis: multidirectional and reciprocating near-wall flow patterns, *Journal of biomechanics*, 48(10) (2015) 2195-2200.
- [2] A.M. Karmody, N. Lempert, "Smooth loop" arteriovenous fistulas for hemodialysis, *Surgery*, 75(2) (1974) 238-242.
- [3] A. Bode, J. Tordoir, Vascular access for hemodialysis therapy, in: *Modelling and Control of Dialysis Systems*, Springer, 2013, pp. 235-303.
- [4] F. Curtolo, Nuova metodologia basata sull'elaborazione di immagini da Ultrasound® per la modellazione e la simulazione numerica della fistola artero-venosa. A novel protocol based on Ultrasound® imaging for patient specific AVF modelling and numerical simulation, (2017).
- [5] A.M. Malek, S.L. Alper, S. Izumo, Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis, *Jama*, 282(21) (1999) 2035-2042.
- [6] D.C. Wilcox, *Turbulence modeling for CFD*, DCW industries La Canada, CA, 1998.
- [7] A. Razavi, E. Shirani, M. Sadeghi, Numerical simulation of blood pulsatile flow in a stenosed carotid artery using different rheological models, *Journal of biomechanics*, 44(11) (2011) 2021-2030.
- [8] A. Caballero, S. Lain, A review on computational fluid dynamics modelling in human thoracic aorta, *Cardiovascular Engineering and Technology*, 4(2) (2013) 103-130.
- [9] J.V. Soulis, O.P. Lampri, D.K. Fytanidis, G.D. Giannoglou, Relative residence time and oscillatory shear index of non-Newtonian flow models in aorta, in: 2011 10th international workshop on biomedical engineering, IEEE, 2011, pp. 1-4.
- [10] H.K. Versteeg, W. Malalasekera, *An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method*, Pearson education, 2007. G. Holzinger, *OpenFOAM: A little User-Manual*, CD-Laboratory-Particulate Flow Modelling, Johannes Keplper University: Linz, Austria, (2015).
- [11] S.C. Park, R. Song, S. Kim, H.K. Kim, S.-H. Kim, J.
- [12] Lee, Fabrication of artificial arteriovenous fistula and analysis of flow field and shear stress by using μ -PIV technology, *Journal of Mechanical Science and Technology*, 30(12) (2016) 5503-5511.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

M. Naderi, Gh. Heidarinejad , M. Safarzadeh , *Temporal analysis of the fistula at three anastomosis angles of 45, 90, and 135 degrees .Amirkabir J. Mech. Eng., 53(special issue 3) (2021). 435-438.*

DOI: [10.22060/mej.2020.17259.6555](https://doi.org/10.22060/mej.2020.17259.6555)





تحلیل زمان مند فیستول در سه زاویه پیوند ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه

سید محمد نادری، قاسم حیدری نژاد*، محمد صفرزاده

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۸/۰۷/۲۹
بازنگری: ۱۳۹۸/۱۱/۲۶
پذیرش: ۱۳۹۸/۱۲/۲۰
ارائه آنلاین: ۱۳۹۹/۰۱/۰۳

کلمات کلیدی:

همودیالیز
زاویه‌ی پیوند فیستول
ترومبوز
سیکل ضربانی قلب
گرفتگی

خلاصه: انتخاب زاویه‌ی پیوند مناسب برای ایجاد فیستول برای جراحان از اهمیت بالایی برخوردار است؛ بنابراین در این پژوهش سه زاویه‌ی پیوند ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه به نمایندگی زوایای حاده و منفرجه، طراحی و در یک سیکل کامل قلبی شبیه‌سازی و مورد بررسی قرار گرفتند. از مدل خون غیرنیوتونی کاریو استفاده شده و جریان تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته شد و پارامترهای مهم همانند تنش برشی میانگین، شاخص برشی نوسانی، زمان اقامت نسبی و بیشینه‌ی افت فشار استخراج شده و در زوایای مختلف مقایسه شدند. با بررسی نتایج مشاهده شد که تنش برشی میانگین و همچنین ناحیه‌ی درگیر در تنش برشی بالا در زاویه‌ی پیوند ۱۳۵ درجه نسبت به دو زاویه‌ی دیگر کمتر است و احتمال بروز بیماری ترومبوز و زخم در این زاویه کاهش می‌یابد. از آنجایی که ۸۰٪ علت ناکارآمدشدن فیستول ناشی از بیماری ترومبوز می‌باشد؛ بنابراین این زاویه به عنوان زاویه‌ی مناسب‌تری برای ایجاد فیستول انتخاب می‌شود. با توجه به نتایج زمان اقامت نسبی که مناطق مستعد رسوب را نشان می‌دهد مشخص شد که در سه زاویه‌ی پیوند، شاخه‌ی سمت راست فیستول و نواحی جدایش جریان مستعد گرفتگی می‌باشند و احتمال رسوب در پیوند ۱۳۵ درجه و در زیر محل پیوند نسبت به دو زاویه‌ی دیگر کاهش می‌یابد. همچنین این زاویه کمترین افت فشار را بین ورودی اصلی و خروجی فیستول دارد.

۱- مقدمه

مشخصه‌ی عروق استفاده کرده و به واسطه‌ی آن جریان مناسب برای دستگاه دیالیز را فراهم می‌کنند. این پیوند که فیستول شریانی وریدی^۱ نام دارد، برای اولین بار در سال ۱۹۷۳، توسط کارمودی و لمپرت پیشنهاد شد [۱] و برای ایجاد آن، معمولاً از سرخرگ رادیال^۲ و سیاهرگ سفالیک^۳ واقع در مچ دست استفاده می‌شود [۲]. لازم به ذکر است که مدتی طول می‌کشد تا فشار بالای سرخرگ رادیال موجب متسع‌شدن فیستول و به اصطلاح بلوغ آن و آماده‌ی استفاده شود. یکی از مسائل اصلی در همودیالیز، ناکارآمدشدن فیستول بعد از مدت زمانی از انجام ایجاد پیوند است.

مطالعات پیشین حاکی از آن است که مهم‌ترین پارامتری که در ناکارآمدشدن و یا به اصطلاح شکست فیستول دخیل است، تنش

عملکرد کلیه‌ها ممکن است در اثر دیابت، فشار خون بالا، تصادف و غیره کاهش یابد و به اصطلاح نارسا شوند. پیوند کلیه اولین روش برای درمان نارسایی کلیوی می‌باشد؛ اما به دلیل محدودبودن کلیه‌های پیوندی، امکان پیوند کلیه برای تمام بیماران وجود ندارد. همودیالیز بهترین جایگزین برای این دسته از بیماران محسوب می‌شود. در این روش، پزشکان باید از عروق موجود در بدن بیمار استفاده کنند تا به جریان خون مناسب برای دستگاه دیالیز که حداقل ۳۰۰ میلی‌لیتر بر دقیقه است برسند. لازم به ذکر است که فشار خون در سرخرگ بیشتر از سیاهرگ و قطر سیاهرگ بزرگ‌تر از سرخرگ است که قطر بزرگ‌تر سیاهرگ در سوزن‌زدن مکرر اهمیت خود را نشان می‌دهد؛ بنابراین پزشکان با ایجاد پیوند بین سرخرگ و سیاهرگ از این دو

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: gheidari@modares.ac.ir

- 1 Arteriovenous Fistula
- 2 Radial Artery
- 3 Cephalic Vein



برشی بالا و پایین می‌باشد. تنش برشی بالا به مرور زمان موجب زخم‌شدن دیواره‌ی داخلی عروق و لخته‌شدن خون می‌شود که این لخته‌شدن در نهایت موجب گرفتگی و کاهش خون‌رسانی به فیستول می‌شود که به این بیماری ترومبوز^۱ می‌گویند. تنش برشی پایین و نوسان‌دار، به تدریج موجب نشست ذرات (چربی و املاح خون) و در نتیجه گرفتگی در فیستول می‌شود [۳]؛ بنابراین نواحی دارای تنش برشی کم و نوسان‌دار و همچنین تنش برشی بالا به‌عنوان مناطق مستعد گرفتگی در نظر گرفته می‌شوند [۴].

نیمان و همکاران [۵]، فیستول پهلوپهلو را طراحی کردند و با اعمال ورودی‌های ضربانی به شبیه‌سازی آن پرداختند و مشاهده کردند که دو منطقه متمایز در اطراف محل پیوند، دارای تنش برشی کم و مقدار شاخص برشی نوسانی^۲ بالاتر از ۰/۴ است که مستعد گرفتگی می‌باشند.

بوگدان و همکاران [۶]، دو نوع پیوند شامل یک پیوند انتها به پهلو با زاویه‌ی ۴۹ درجه و یک پیوند انتها به انتها، برای شبیه‌سازی طراحی کردند و با اعمال جریان ضربانی خون، به‌عنوان شرط مرزی در ورودی‌ها و خروجی‌های فیستول، به شبیه‌سازی آن‌ها پرداختند و سه شاخص تنش برشی میانگین^۳، شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی^۴ را بررسی کردند. آن‌ها مشاهده کردند که تنش برشی در دیواره‌های جانبی بیرونی فیستول، افزایش و در ناحیه‌ی جدایش جریان تنش برشی کاهش و شاخص برشی نوسانی افزایش می‌یابد که موجب تشکیل رسوب و گرفتگی می‌شود.

لئونارد و همکاران [۷]، با ایجاد مدلی از یک فیستول در آزمایشگاه و با در نظر گرفتن دبی جریان ضربانی برای ورودی، نتایج سرعت را بررسی کردند و مشاهده شد که شدت نوسانات سرعت در محل پیوند بیشتر می‌شود و دورتر از محل پیوند کاهش می‌یابد و این نوسانات با افزایش جریان افزایش می‌یابد.

سیلوا و همکاران [۸]، زوایای ۲۰، ۲۵، ۳۰، ۳۵، ۴۰ و ۴۵ درجه را برای طراحی فیستول انتخاب کردند. ورودی سرخرگ به‌صورت ضربانی و خروجی‌ها به‌صورت توسعه‌یافته در نظر گرفته شد. تنش و سرعت‌ها و گردابه‌ها در تمام زوایا بررسی شدند و به این نتیجه رسیدند که زوایای ۲۰ تا ۳۰ درجه، بهترین زاویه برای ایجاد فیستول

می‌باشد.

رموزی و همکاران [۹]، با در نظر گرفتن حالت ضربانی برای ورودی و خروجی سرخرگ، هندسه‌ی فیستول یک مرد ۳۹ ساله را شبیه‌سازی کردند و در نهایت مشاهده شد که در محل پیوند، تنش برشی مقادیر بالاتری را نسبت به سایر مناطق نشان می‌دهد. دنیل جودکو [۱۰]، هندسه‌ی شبه واقعی فیستول را شبیه‌سازی کرد و نشان داد که نوسانات تنش برشی در سرخرگ بسیار کمتر از سیاهرگ است.

رموزی و همکاران [۱۱]، هندسه‌ی فیستول یک بیمار را استخراج کردند و برای ورودی و خروجی سرخرگ از منحنی ضربانی استفاده کردند. برای شبیه‌سازی از نرم‌افزار اوپن‌فوم^۵ و حل‌گر پیمپل‌فوم^۶ به کار گرفته شد و در نهایت مناطق حساس با تنش برشی بالا در محل پیوند فیستول مشاهده شد.

در سال ۲۰۱۸، ویلیرز و همکاران [۱۲]، یک مدل انعطاف‌پذیر^۷ برای شبیه‌سازی یک فیستول که با تصاویر ام‌آر‌آی گرفته شد را در نظر گرفتند و مقادیر تنش برشی میانگین و شاخص برشی نوسانی محاسبه شد. نتایج نشان دادند که تنش برشی در اکثر مناطق فیستول پایین است اما در محلی در نزدیکی پیوند، مقادیر بالایی را نشان می‌دهد. همچنین مناطق شاخص برشی نوسانی بالا (بالاتر از ۰/۴)، در دو ناحیه شامل پاشنه‌ی فیستول و در محلی از دیواره‌ی جانبی که منطقه‌ای با تنش برشی پایین‌تر از محدوده‌ی فیزیولوژیکی است دیده شد که مستعد رسوب و گرفتگی هستند.

سانتوس و همکاران در سال ۲۰۱۸ [۱۳]، مدلی از فیستول واقعی را استخراج کرده و به‌صورت ضربانی شبیه‌سازی کردند و نتایج تنش برشی و الگوی جریان را در دو زمان مربوط به سیستول و دیاستول استخراج کردند. در نهایت مشاهده شد که در محل پیوند و سیاهرگ چرخش جریان افزایش می‌یابد که چرخش جریان موجب کاهش تنش برشی و در نتیجه رسوب می‌شود. همچنین مشاهده شد که در مناطقی بعد از پیوند که عروق باریک می‌شود، مقادیر تنش برشی افزایش می‌یابد.

کارول و همکاران در سال ۲۰۱۹ [۱۴]، دو زاویه‌ی پیوند حاده و منفرجه را در یک سیکل ضربانی شبیه‌سازی کردند و در چهار زمان

1 Thrombosis
2 Oscillatory Shear Index (OSI)
3 Time Average Wall Shear Stress (TAWSS)
4 Relative Residence Time (RRT)

5 OpenFoam
6 PimpleFoam
7 FSI

افت فشار بیشینه، کارایی این نوع پیوندها مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرد و در نهایت مقایسه‌ای بین شبیه‌سازی حالت پایا و ناپایا انجام می‌گیرد.

۲- هندسه‌های مسئله

هندسه‌های سه‌بعدی مسئله در زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه، با الگوگرفتن از هندسه‌های مدل آزمایشگاهی مقاله‌ی مرجع [۱۷] در نرم‌افزار سالیدورک^۱ و به‌صورت شکل ۱ طراحی شدند. جهت طراحی، قطر سرخرگ برابر ۲ میلی‌متر، قطر سیاهرگ برابر ۳ میلی‌متر، فاصله‌ی بین محور مرکزی سرخرگ و سیاهرگ برابر ۸/۵ میلی‌متر در نظر گرفته شده است و این فاصله در تمام زوایا ثابت شده است. سطح مقطع پیوند نیز به‌صورت بیضی طراحی شده است. در مقطع ۲، مطابق با منحنی ضربانی خون استفاده شده در مسئله‌ی حاضر، در هنگام کمینه‌شدن جریان، جهت جریان عوض می‌شود و به همین دلیل دو جهت برای آن ترسیم شده است.

۳- معادلات حاکم

در این پژوهش از معادلات متوسط‌گیری شده‌ی پیوستگی و مومنوم طبق روابط (۱) و (۲) جهت شبیه‌سازی استفاده شده است.

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\nu + \nu_t) \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} \right] \quad (2)$$

برای مدل‌سازی اغتشاش، از روش کامگا.اس.اس.تی^۲ که توسط ویلکاکس [۱۸] ارائه شد، استفاده شد. این مدل اغتشاشی دو معادله‌ای که نزدیک دیواره از مدل آشفتگی کامگا و در نواحی دور از دیواره از مدل آشفتگی کا.اپسیلون استفاده می‌کند، در مقابل شیب‌های فشار نامطلوب و نواحی با جدایش جریان رفتار خوبی نشان می‌دهد. در این روش معادلات انرژی جنبشی آشفتگی^۳ و نرخ مشخصه‌ی اضمحلال^۴ حل شده و ویسکوزیته‌ی اغتشاشی از طریق روابط (۳) و (۴) محاسبه می‌شود.

از منحنی ضربانی با یکدیگر مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که اختلال در جریان در زاویه‌ی پیوند منفرجه به مراتب کمتر از زاویه‌ی پیوند حاده است.

استلا و همکاران در سال ۲۰۱۹ [۱۵]، با الگوبرداری از هندسه‌ی فیستول انتهابه‌پهلوی دو بیمار، در مجموع ۶ پیوند فیستول را با زوایای حاده طراحی کردند و حالت ضربانی برای شبیه‌سازی‌شان در نظر گرفتند. آن‌ها مشاهده کردند که در زوایای بالاتر، نواحی با مقادیر بالای شاخص برشی نوسانی، به سمت سرخرگ پایین دست حرکت می‌کند و از مقادیر شاخص برشی نوسانی کاسته می‌شود. علاوه بر مناطق با شاخص برشی نوسانی بالا، مقادیر زمان اقامت نسبی بالا و مستعد رسوب نیز با افزایش زاویه‌ی پیوند به سمت سرخرگ پایین دست حرکت می‌کنند. مطابق با کانتور زمان اقامت نسبی به نظر می‌رسد که منطقه‌ی در معرض رسوب محل پیوند نیست بلکه سرخرگ پایین دست است چرا که تنش برشی در این نواحی بسیار کم (تقریباً صفر) است.

نادری و همکاران [۱۶]، زوایای پیوند منفرجه را با زاویه‌ی ۹۰ درجه و در دو زمان مختلف از منحنی ضربانی خون مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که گردابه‌های تشکیل شده و مقادیر تنش برشی بیشینه در زوایای منفرجه به‌طور محسوسی کاهش می‌یابد و این زوایا برای ایجاد پیوند مناسب‌ترند.

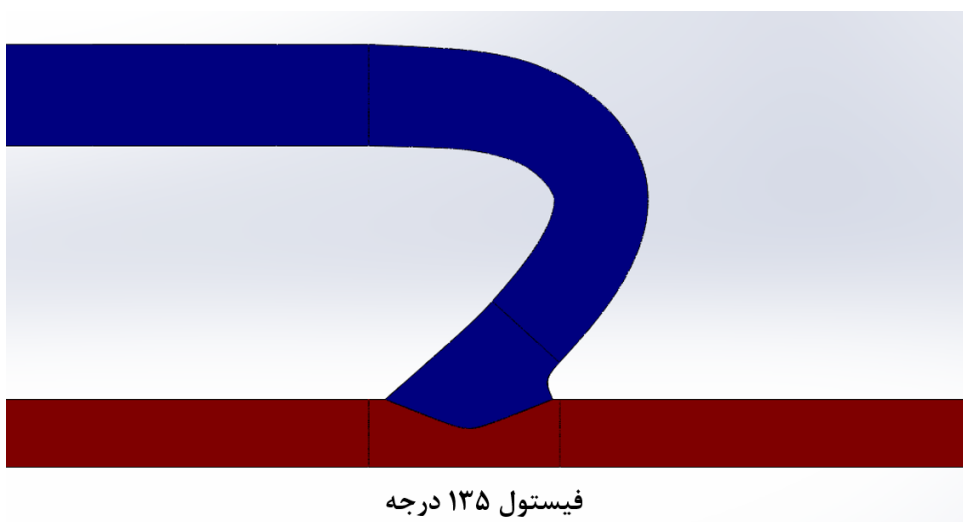
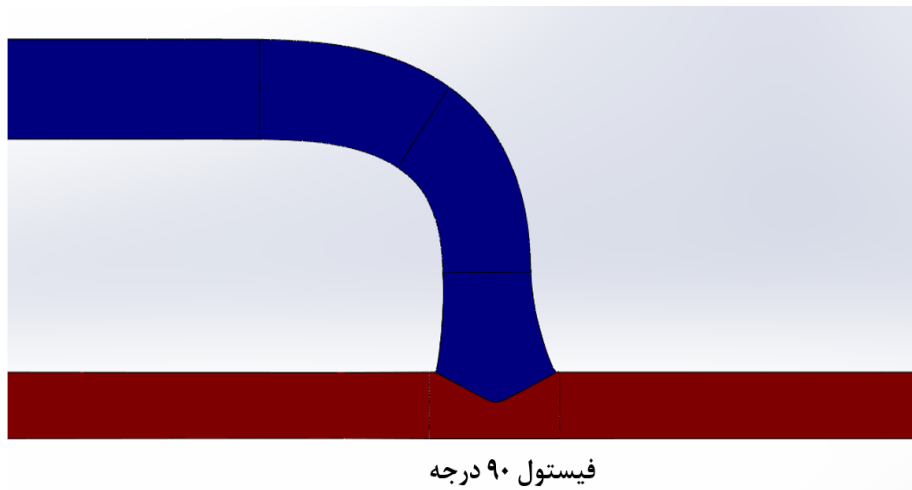
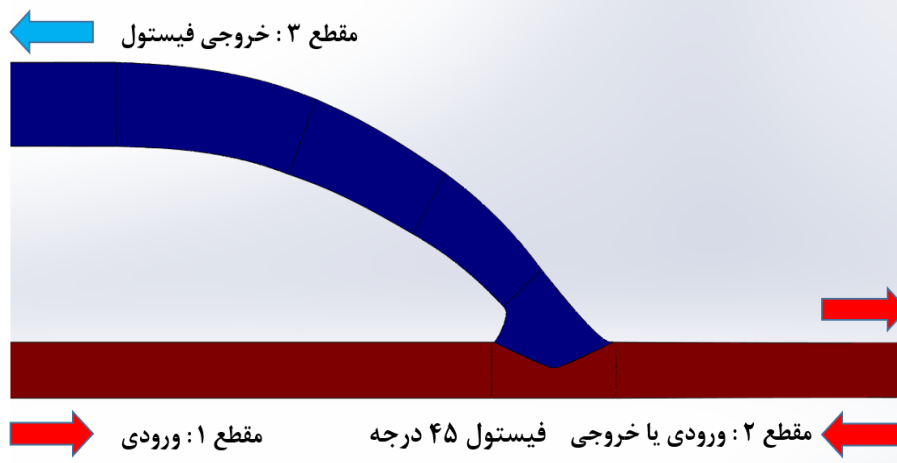
مطالعات پیشین نشان می‌دهد که گرفتگی و ترومبوز در فیستول رابطه‌ی تنگاتنگی با زاویه‌ی پیوند بین سرخرگ و سیاهرگ برای ایجاد فیستول دارد. برخلاف مطالعات گذشته که تماماً به بررسی پیوندهایی با زوایای حاده محدود می‌شد، هیون کیم در سال ۲۰۱۶ [۱۷]، برای اولین بار زاویه‌ی پیوند منفرجه را نیز در آزمایشگاه طراحی و در سه دبی جریان ثابت مورد بررسی قرار داد و تنها نواحی با تنش برشی بیشینه در دیواره‌ی فیستول استخراج شد. در مقاله‌ی حاضر، در ادامه‌ی مطالعات مربوط به [۱۷] که در حالت دبی جریان ثابت انجام شده بود، باهدف تعیین نواحی مستعد ترومبوز، مناطق با احتمال رسوب و گرفتگی و همچنین افت فشار ایجاد شده بین ورودی و خروجی فیستول، پیوندهایی با زاویه‌های ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه به‌صورت ۳ بعدی طراحی و با استفاده از سیکل منحنی ضربانی قلب در نرم‌افزار اوپن‌فوم شبیه‌سازی و با بررسی پارامترهای مهمی مانند تنش برشی میانگین، شاخص برشی نوسانی، زمان اقامت نسبی و

1 Solidwork

2 K-omega Shear Stress Transport ($k\omega - SST$)

3 k

4 Specific Rate of Dissipation (omega)



شکل ۱: هندسه‌های مسئله جهت شبیه‌سازی
Fig. 1. Problem geometries for simulation

$$\sigma_{k,1} = 1.176 \quad \sigma_{\omega,1} = 2.0 \quad \sigma_{k,2} = 1.0$$

$$\sigma_{\omega,2} = 1.168 \quad a_1 = 0.31$$

$$\beta_{i,2} = 0.0828 \quad \beta_{i,1} = 0.075$$

$$\beta^* = 0.09 \quad \kappa = 0.41$$

جریان تراکم‌ناپذیر و برای خون از مدل غیر نیوتونی با مدل کاریو (رابطه‌ی (۶)) و با چگالی $1050 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ در نظر گرفته شده است [۲۰].

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{n-1}{2}} \quad (۶)$$

در رابطه‌ی (۶)، ویسکوزیته در نرخ برشی بالا (μ_{∞}) برابر با ویسکوزیته‌ی مدل نیوتونی و برابر با 0.035 پاسکال‌ثانیه و مقدار ویسکوزیته در نرخ برش صفر (μ_0) برابر با 0.056 پاسکال‌ثانیه و مقدار λ برابر $3/131$ ثانیه و مقدار n برابر 0.3568 می‌باشند. تنش برشی روی دیواره‌ی فیستول نیز از رابطه‌ی (۷) به دست می‌آید.

$$\overline{wss} = \tau = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right) \Big|_{y=0} \quad (۷)$$

سه پارامتر بسیار مهمی که در حالت مدل‌سازی به‌صورت ضربانی مورد بررسی قرار می‌گیرد تنش برشی میانگین، شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی می‌باشند و هر کدام از این پارامترها مفهوم فیزیکی دارند. تنش برشی میانگین، میانگین تنش برشی بر روی دیواره‌ی فیستول و در طول کل چرخه قلب را نشان می‌دهد و از رابطه‌ی (۸) به دست می‌آید.

$$TAWSS = \frac{1}{T} \times \int_0^T |\overline{wss}| dt \quad (۸)$$

شاخص برشی نوسانی که ابتدا توسط کو و همکاران معرفی شده است [۲۳] از 0 تا 0.5 تغییر می‌کند. مقادیر نزدیک به صفر نشان می‌دهد که جریان غیرنوسانی است و مقادیر نزدیک به 0.5 نشان‌دهنده‌ی رفتار بسیار نوسانی جریان است [۲۴، ۲۵] و به‌صورت رابطه‌ی (۹) تعریف می‌شود:

$$\frac{\partial k}{\partial t} + u_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + \sigma_k v_i) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] \quad (۳)$$

$$+ p_k - B^* k \omega$$

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} + u_j \frac{\partial \omega}{\partial x_j} = \frac{\gamma P_k}{\rho v_i} - \beta \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + \sigma_{\omega} v_i) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + 2(1 - F_1) \quad (۴)$$

$$\sigma_{\omega 2} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j}$$

در روابط (۱) تا (۴)، چگالی سیال، ρ ، $x_i (i=1,2,3)$ مختصات دکارتی، \bar{u}_i اجزای دکارتی سرعت میانگین، P فشار استاتیکی، v لزجت سینماتیکی، v_i لزجت سینماتیکی آشفتگی، k انرژی جنبشی توربولانسی به ازای واحد جرم، p_k تولید انرژی جنبشی آشفتگی به سبب گرادیان سرعت متوسط و ω نرخ مشخصه‌ی اضمحلال است. مقادیر ضرایب σ_k ، σ_{ω} ، β ، γ ، β^* ، F_1 و $\sigma_{\omega 2}$ موجود در معادلات ۳ و ۴، به صورت زیر است [۱۹].

$$\sigma_k = F_1 / \sigma_{k,1} + (1 - F_1) / \sigma_{k,2},$$

$$\sigma_{\omega} = F_1 / \sigma_{\omega,1} + (1 - F_1) / \sigma_{\omega,2}$$

$$F_1 = \tanh(\phi_1^4) \quad (۵)$$

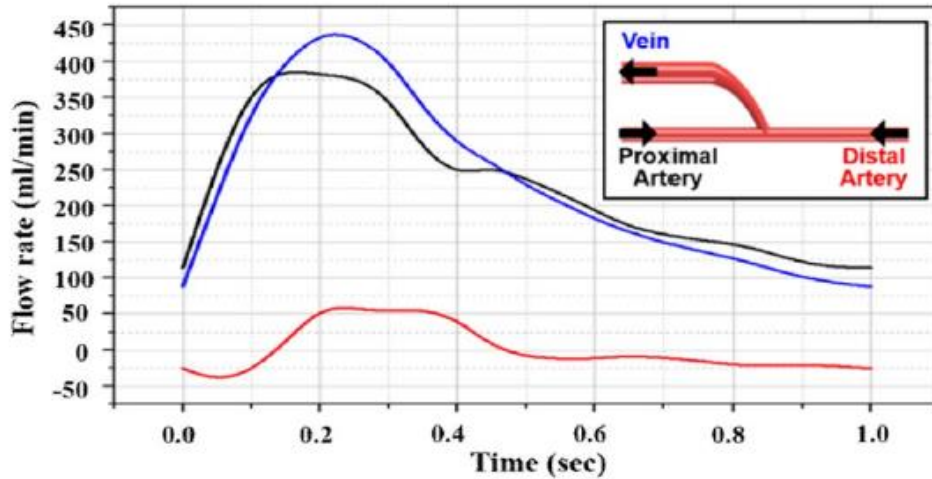
$$\phi_1 = \min \left[\max \left(\frac{\sqrt{k}}{\beta^* \omega y}, \frac{500 \mu}{\rho y^2 \omega} \right), \frac{4 \rho k}{\sigma_{\omega 2} D_{\omega y}^+ y^2} \right]$$

$$D_{\omega}^+ = \max \left[2 \rho \frac{1}{\sigma_{\omega 2}} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j}, 10^{-10} \right]$$

$$\gamma_{\infty} = F_1 \gamma_{\infty,1} + (1 - F_1) \gamma_{\infty,2}$$

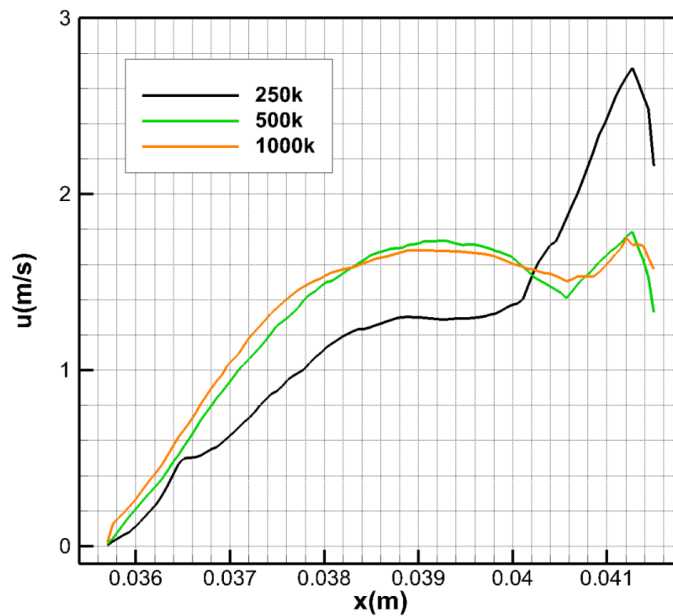
$$\gamma_{\infty,1} = \frac{\beta_{i,1}}{\beta_{\infty}^*} - \frac{\kappa^2}{\sigma_{\omega,1} \sqrt{\beta_{\infty}^*}}$$

$$\beta_i = F_1 \beta_{i,1} + (1 - F_1) \beta_{i,2}$$



شکل ۲: منحنی ضربانی خون جهت شبیه‌سازی [۱۷]

Fig. 2. Blood pulsatile curve for simulation



شکل ۳: بررسی استقلال حل از شبکه در مقطع افقی در نزدیکی محل پیوند

Fig. 3. Investigation of mesh independence in the horizontal sections near the anastomosis

جدول ۱: اختلاف فشار بین مقاطع مختلف از شکل ۱ در سه تعداد شبکه‌ی مورد بررسی

Table 1. The pressure difference between the different sections of Fig. 1 in the three grid numbers investigated

تعداد سلول	اختلاف فشار بین مقاطع ۱ و ۳ (پاسکال)	اختلاف فشار بین مقاطع ۱ و ۲ (پاسکال)
۲۵۰ هزار سلول	۶/۲۷	۱/۴۲
۵۰۰ هزار سلول	۷/۶۲	۲/۸۴
یک میلیون سلول	۷/۴۳	۲/۶۷

به منظور بررسی استقلال حل از شبکه، هندسه‌ها در نرم‌افزار آی‌سی‌ام^۵ و در سه تعداد ۲۵۰ هزار، ۵۰۰ هزار و ۱ میلیون سلول شبکه‌بندی شده‌اند. مطابق با شکل ۳ که پروفیل سرعت استخراج شده در مقطعی افقی در محل پیوند را نشان می‌دهد، نتایج سرعت با افزایش تعداد شبکه از ۵۰۰ هزار به یک میلیون سلول، تغییرات ناچیزی دارد و نتایج برای ۲۵۰ هزار سلول با آن‌ها اختلاف قابل ملاحظه‌ای دارد؛ بنابراین تعداد سلول بهینه برای شبیه‌سازی حاضر، ۵۰۰ هزار در نظر گرفته می‌شود.

همچنین طبق جدول ۱، مقادیر اختلاف فشار بین مقاطع ۱ و ۲ و همچنین بین مقاطع ۱ و ۳ از شکل ۱ استخراج شده است. با توجه به جدول ملاحظه می‌شود که نتایج اختلاف فشار بین مقاطع در دو تعداد شبکه‌ی ۵۰۰ هزار و یک میلیون سلول، اختلاف اندکی دارند.

۲-۵- اعتبار سنجی

در سال ۲۰۱۶، هیون کیم [۱۷]، سه فیسستول انتهابه‌پهلوی با زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه را توسط پرینتر سه بعدی در آزمایشگاه تولید کرد و با خون مصنوعی غیرنیوتونی با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب و در سه دبی جریان مختلف از منحنی ضربانی خون مورد آزمایش قرار داد. لازم به ذکر است که در فیسستول‌های طراحی شده، قطر سرخرگ و سیاهرگ به ترتیب ۲ و ۳ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. تصاویر جریان با استفاده از سیستم تصویربرداری میکروبی‌آی.وی^۶، که با استفاده از میکروسکوپ معکوس با ۲ لنز با دیافراگم عددی ۰/۰۶ تنظیم شد، گرفته شد. برای ردیابی از ذرات فلورسنت (با قطر ۱۵ میکرومتر و چگالی ۱۱۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب) با نور لیزر سبز (طول موج ۵۵۰ نانومتر) و نور نارنجی ساطع شده (طول موج ۵۸۰ نانومتر) استفاده شد. نور ساطع شده توسط لنزهای هدف تصویربرداری شده و از طریق فیلتر عبور می‌کند که در آن، نور سبز بازتابی از پس زمینه فیلتر می‌شود. نور نارنجی باقیمانده توسط دوربین سی.سی.دی شناسایی و ضبط و توسط کامپیوتر پردازش شد. زمان تأخیر بین دو فریم متوالی در بازه‌ی زمانی ۱۵ تا ۲۰ میکروثانیه بود و هر شرایط جریان با به دست آوردن ۱۰۰ تصویر گرفته شده از آزمایش‌های میکروبی‌آی.وی به دست آمد. شکل ۴، نتایج مربوط به سرعت در مدل‌های آزمایشگاهی را در دبی جریان بیشینه نشان می‌دهد.

$$OSI = \frac{1}{2} \left[1 - \frac{\left| \int_0^T WSS dt \right|}{\int_0^T |WSS| dt} \right] \quad (9)$$

هیمبورج، شاخص دیگر از محیط برشی، یعنی زمان اقامت نسبی ذرات در جریان خون در مجاورت دیواره‌ی عروقی را معرفی کرد [۲۶]. مقدار این شاخص در نزدیکی ۱ نشان‌دهنده‌ی شرایط محیط برشی است، به طوری که مقادیر کمتر از یک، نشان‌دهنده‌ی مناطق با برش بالا است و مقادیر بیشتر از یک، مناطقی با تنش برشی کم و نوسان‌دار را نشان می‌دهد و بخش بزرگی از محل‌های گرفتگی را در فیسستول نشان می‌دهد [۲۷]. این پارامتر به صورت رابطه‌ی (۱۰) تعریف می‌شود و ترکیبی از دو پارامتر تنش برشی میانگین و شاخص برشی نوسانی می‌باشد.

$$RRT = [(1 - 2 \times OSI) \times TAWSS]^{-1} \quad (10)$$

در این مطالعه عدد رینولدز جریان غالب ورودی در مقطع ۱ از شکل ۱، در حالت جریان کمینه حدوداً برابر با ۳۵۶ و در حالت جریان بیشینه به حدود ۱۲۱۸ می‌رسد و به دلیل سه‌شاخه بودن فیسستول، جریان خون به صورت اغتشاشی ظاهر می‌شود.

۴- روش عددی

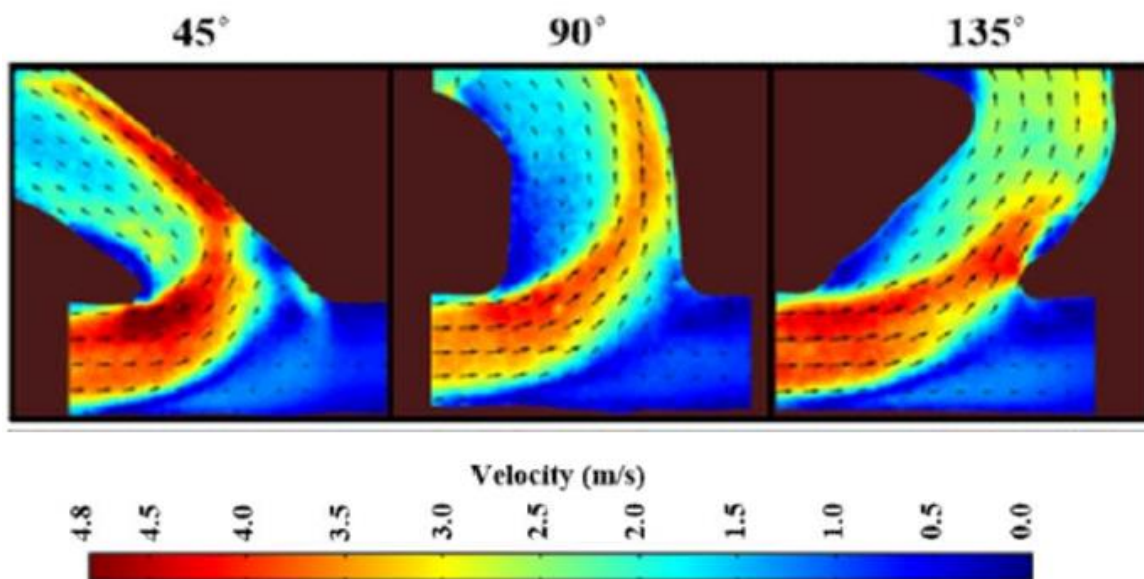
هندسه‌ی طراحی شده با استفاده از یکی از حلگرهای اوپن‌فوم به نام پیمپل‌فوم^۱ که یک حلگر گذرا برای جریان تراکم‌ناپذیر است [۲۸]، شبیه‌سازی شده است. ترم‌های زمانی با روش اولر مرتبه‌ی اول و ترم‌های جابجایی معادلات انتقال مومنتوم، کا و امگا، با روش ترکیبی خطی محدود^۲ که ترکیبی از روش بادسو^۳ و مرکزی^۴ [۲۹]، [۳۰] می‌باشد استفاده شده است و برای کلیه‌ی ترم‌های نفوذ از روش مرکزی مرتبه‌ی ۲ استفاده شده است. شرط مرزی ورودی سرعت با توجه به منحنی ضربانی خون [۱۷]، مطابق با شکل ۲ اعمال شد.

۵- نتایج

۱-۵- استقلال حل از شبکه

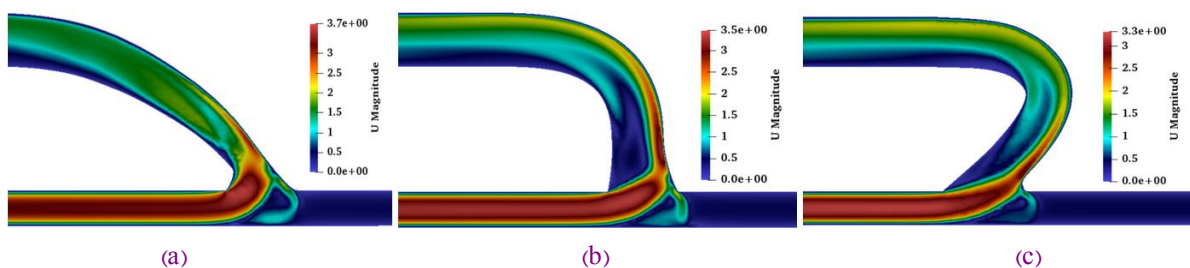
5 ICEM
6 μPIV

1 PimpleFoam
2 Limited Linear
3 Upwind
4 Central



شکل ۴: کانتور سرعت برای مدل آزمایشگاهی فیستول ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه در دبی بیشینه [۱۷]

Fig. 4. The velocity Contour for fistula in experimental models of 45, 90 and 135 degrees at maximum flow rate



شکل ۵: کانتور سرعت برای زاویه‌ی پیوند (a) ۴۵ درجه، (b) ۹۰ درجه و (c) ۱۳۵ درجه در دبی جریان بیشینه

Fig. 5. The velocity contour of anastomosis angles a) 45 degree, b) 90 degree and c) 135 degrees at maximum flow rate

سمت چپ، احتمال کاهش تنش برشی و تشکیل گردابه‌ها و رسوب املاح خون افزایش می‌یابد. در مدل تجربی، سرعت در زاویه‌ی پیوند ۴۵ درجه به ۴/۸ متر بر ثانیه و در دو زاویه‌ی پیوند ۹۰ و ۱۳۵ درجه به مقدار تقریبی ۳/۸ الی ۴ متر بر ثانیه رسیده است (لازم به ذکر است که در شکل ۴، راهنمای کانتور سرعت در تمام زوایا یکسان رسم شده است و لذا این اعداد با مقداری خطا گزارش شده است). اما در نتایج مدل‌سازی، مقادیر سرعت بیشینه در زاویه‌ی ۴۵ درجه به مقدار ۳/۷ متر بر ثانیه، در زاویه‌ی ۹۰ درجه به مقدار ۳/۵ متر بر ثانیه و در زاویه‌ی ۱۳۵ درجه به مقدار ۳/۳ متر بر ثانیه رسیده است؛ بنابراین مقادیر سرعت در مدل شبیه‌سازی شده و در زوایای پیوند ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه به ترتیب، ۲۳٪، ۸٪ و ۱۳٪ با نتایج مدل تجربی

در مقاله‌ی حاضر بعد از طراحی هندسه‌ی فیستول با زوایای پیوند ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه و اعمال شرط مرزی زمان‌مند به شبیه‌سازی آن‌ها پرداخته شد و نتایج آن در زمان ۰/۲ ثانیه که مربوط به دبی جریان بیشینه است، با نتایج مدل آزمایشگاهی [۱۷] مسئله در دبی بیشینه مقایسه شد.

طبق شکل ۵، جریان در سه زاویه‌ی پیوند ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه در دبی جریان بیشینه، هنگام ورود به فیستول از محل پیوند جدا شده و به سمت دیواره‌ی سمت راست متمایل شده است. در نزدیکی دیواره‌ی سمت راست، با افزایش گرادیان سرعت، تنش برشی افزایش می‌یابد و برعکس در نزدیکی دیواره‌ی سمت چپ گرادیان سرعت کاهش یافته است. با کاهش گرادیان سرعت در نزدیکی دیواره‌ی

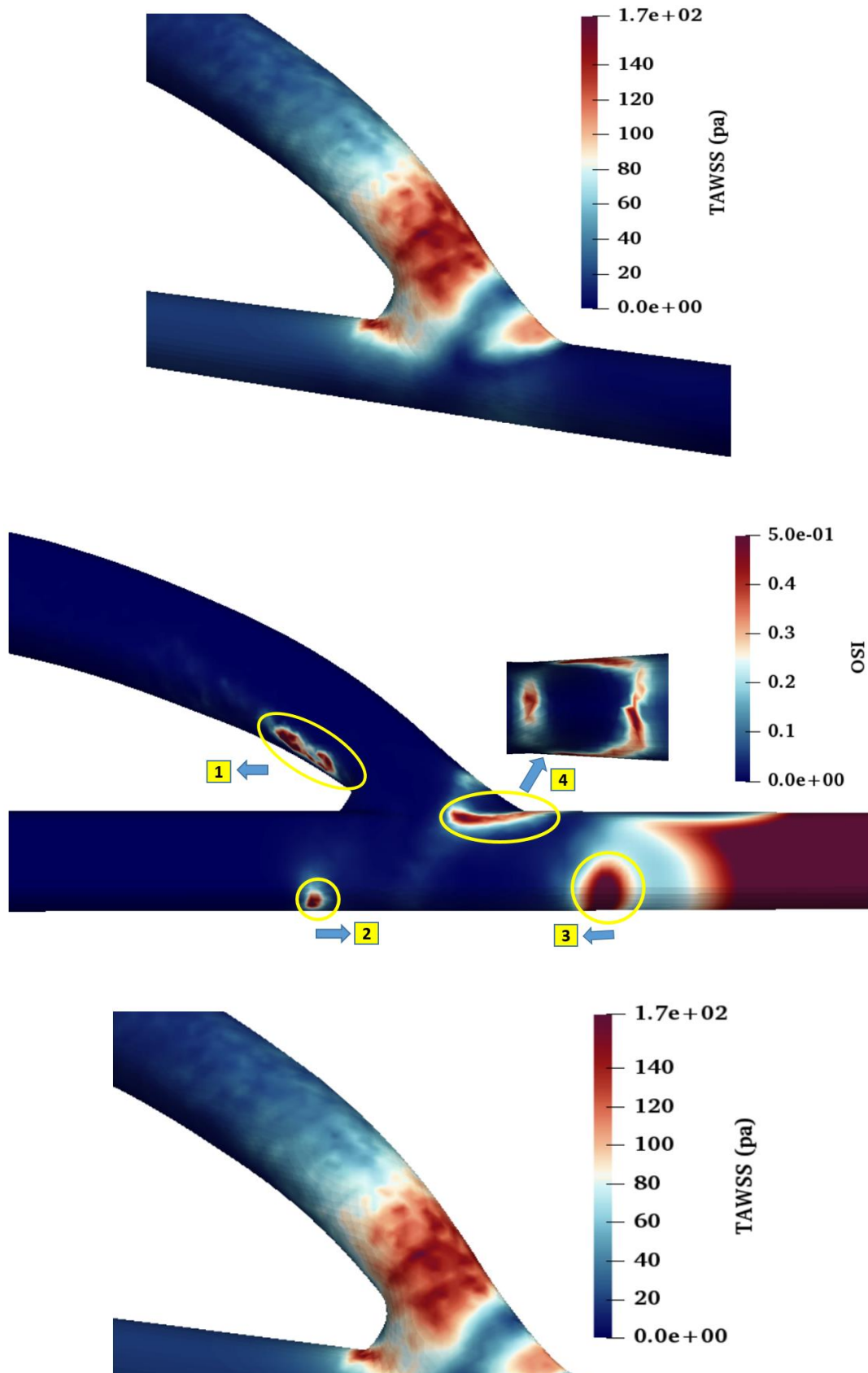


Fig. 6. Contours of susceptible areas at a 45 degree anastomosis angle

شکل ۶: کانتور مربوط به نواحی حساس در زاویه‌ی پیوند ۴۵ درجه

جدول ۲: مقادیر تنش برشی بیشینه در دو مدل تجربی و شبیه‌سازی شده [۱۷]

Table 2. Maximum shear stress values in both experimental and simulated models

شبیه‌سازی (پاسکال)	تجربی ($\pm 8\%$ خطا) (پاسکال)	زاویه
۳۳۸/۱	$۳۸۰/۲۵ \pm ۲۱$	۴۵
۳۲۷/۶	$۲۵۵/۷ \pm ۲۱$	۹۰
۲۵۴/۱	$۳۳۴/۲۷ \pm ۲۷$	۱۳۵

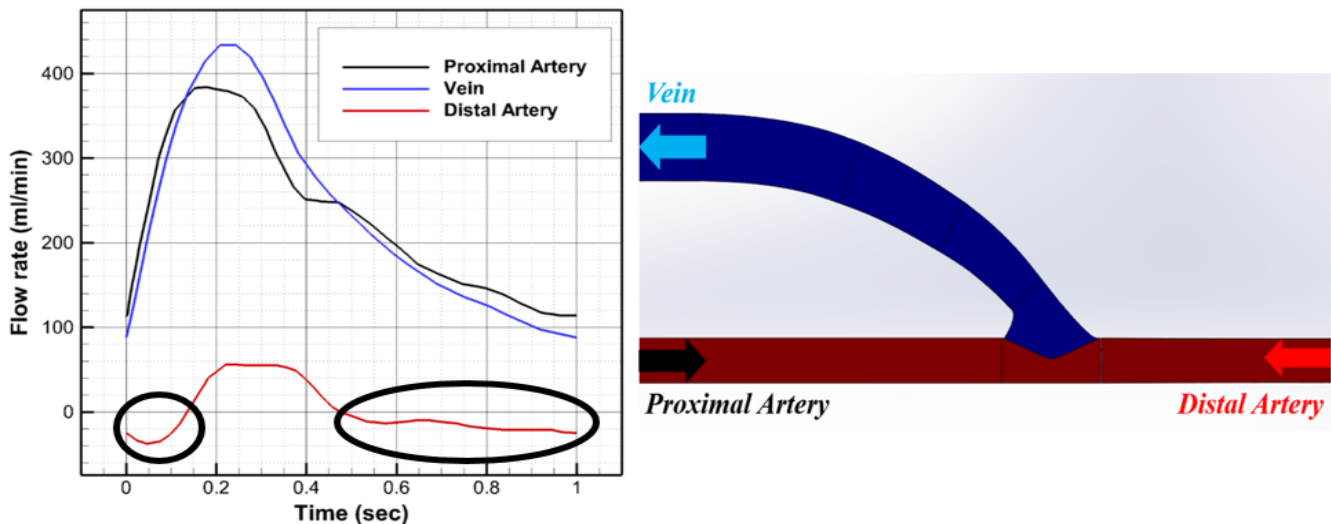


Fig. 7. The change of current when the flow reaches the minimum flow rate

شکل ۷: عوض شدن جهت جریان در هنگام رسیدن جریان به دبی کمینه

نرم‌افزار دیجیمایزر و به صورت نقطه به نقطه اندازه‌گیری شد و سپس تبدیل به هندسه‌ی سه‌بعدی شد. همچنین نتایج آزمایشگاهی در مقاله‌ی مرجع خطای $\pm 8\%$ دارد که مقدار کمی نمی‌باشد. علاوه بر این دو مورد، استفاده از حالت زمان‌مند بجای حالت پایا (که در مدل تجربی استفاده شده است) می‌تواند در ایجاد خطا نقش مؤثری داشته باشد. این سه عامل می‌تواند علت اصلی اختلاف بین نتایج مطالعه‌ی حاضر و نتایج تجربی باشد.

اختلاف دارند.

مقادیر تنش برشی بیشینه‌ی مدل‌سازی حاضر، طبق جدول ۲ در زوایای پیوند ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه، به ترتیب، ۱۱٪، ۲۸٪ و ۲۴٪ با نتایج تجربی اختلاف دارد. از جمله دلایل اختلاف بین نتایج تجربی و شبیه‌سازی می‌توان به در دسترس نبودن دقیق ابعاد هندسه‌ی مرجع اشاره کرد. با توجه به اینکه تنها تصویر دو بعدی هندسه‌ها در مقاله‌ی مرجع موجود است، لذا ابعاد هندسه با زحمت فراوان و با استفاده از

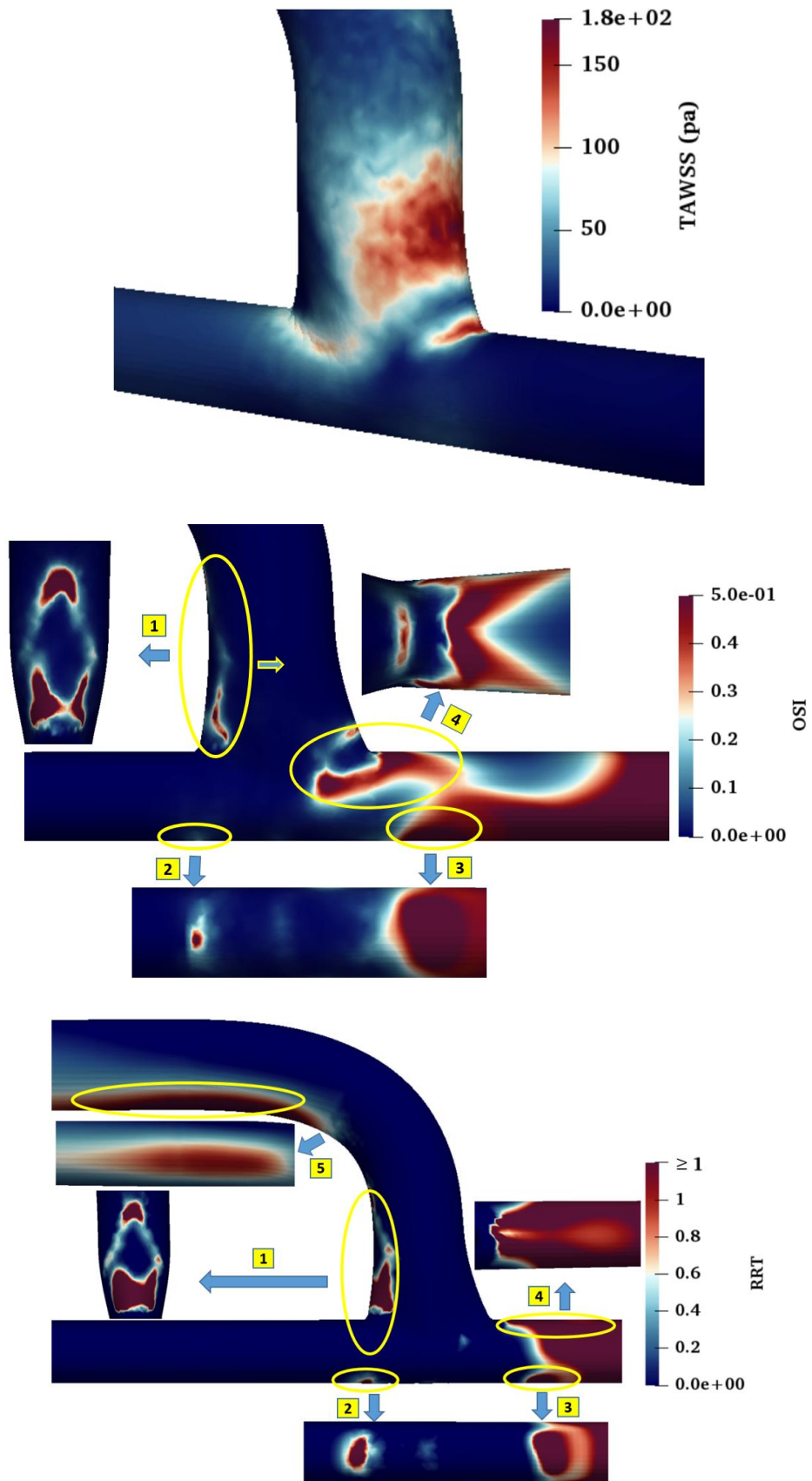


Fig. 8. Contours of susceptible areas at a 90 degree anastomosis angle
شکل ۸: کانتور مربوط به نواحی حساس در زاویه‌ی پیوند ۹۰ درجه

۱۶۸ پاسکال رسیده است. در تصاویر مربوط به شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی، ملاحظه می‌شود که شاخه‌ی سمت راست فیستول شاخص برشی نوسانی بزرگ‌تر از یک و ماهیت نوسانی دارند که با فیزیک مسئله هم‌خوانی دارد چرا که طبق منحنی ضربانی خون، در هنگام کمینه بودن جریان، جهت جریان در شاخه‌ی سمت راست فیستول عوض می‌شود که در شکل ۷ نمایش داده شده است. مطابق با تصویر مربوط به شاخص برشی نوسانی در شکل ۶، علاوه بر شاخه‌ی سمت راست فیستول، نواحی ۱، ۲، ۳ و ۴ هم نواحی پرنوسان را نشان می‌دهند که عموماً مناطق مستعد تشکیل گردابه می‌باشند. نواحی ۱، ۲، ۳ و ۴ در تصویر مربوط به زمان اقامت نسبی، نواحی مستعد رسوب املاح و گرفتگی را نشان می‌دهند.

از مقایسه‌ی بین تصویر مربوط به شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی مشخص می‌شود که ناحیه‌ی ۴ در تصویر شاخص برشی نوسانی که نواحی پرنوسان را نشان می‌داد خطری جهت رسوب املاح ندارد چراکه تنش برشی در این ناحیه بالا می‌باشد. همچنین ناحیه‌ی ۴ در تصویر زمان اقامت نسبی، ناحیه‌ی مستعد رسوب املاح را نشان

۳-۵- بررسی سه پارامتر زمان اقامت نسبی، شاخص برشی نوسانی و تنش برشی میانگین در سه زاویه‌ی پیوند ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه در این بخش با محاسبه‌ی سه پارامتر مهم تنش برشی میانگین، شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی که در حالت ضربانی استفاده می‌شود، به تحلیل نتایج پرداخته می‌شود. همان‌طور که ذکر شد، تنش برشی میانگین تنش برشی میانگین کل سیکل، شاخص برشی نوسانی مناطقی با ماهیت نوسانی و زمان اقامت نسبی زمان نشست ذرات روی دیواره را نشان می‌دهد و ترکیبی از دو پارامتر تنش برشی میانگین و شاخص برشی نوسانی می‌باشد. مناطقی با تنش برشی پایین و پرنوسان (شاخص برشی نوسانی نزدیک به ۰/۵) و به عبارتی دیگر زمان اقامت نسبی بزرگ‌تر از یک، مناطق مستعد گرفتگی عروق را نشان می‌دهد.

۱-۳-۵- زاویه‌ی پیوند ۴۵ درجه

مطابق با شکل ۶، مقدار تنش برشی میانگین بیشینه در دیواره‌ی سمت راست در محل پیوند به دلیل افزایش گرادیان سرعت، به مقدار

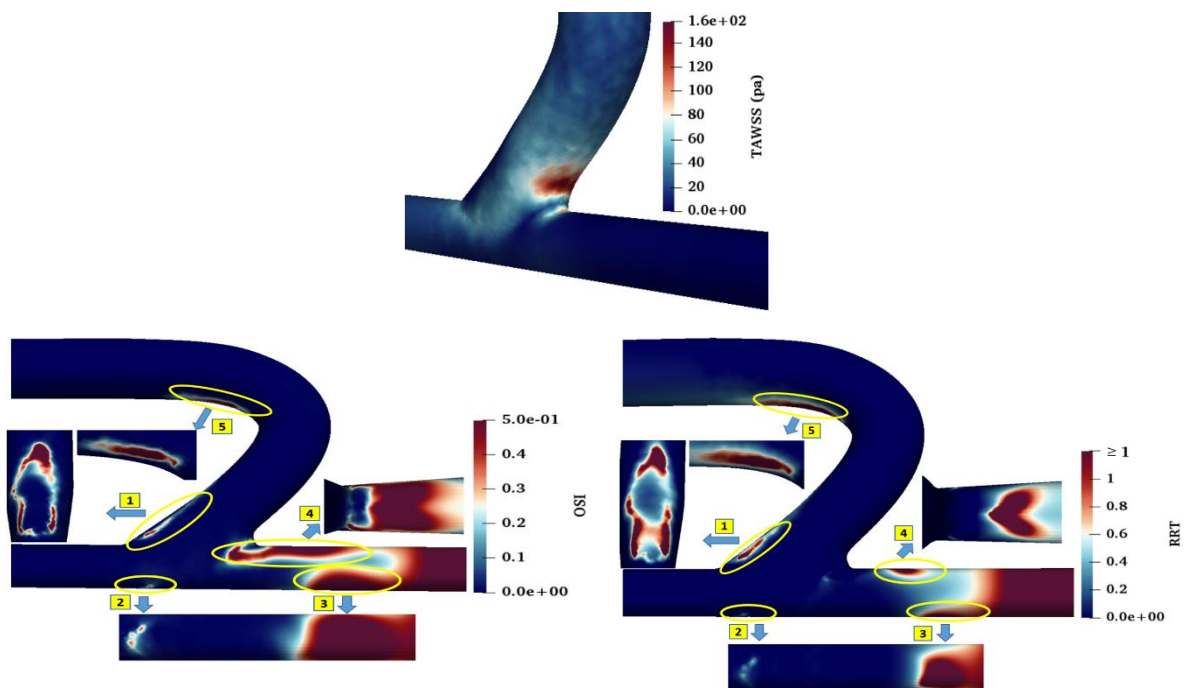


Fig. 9. Contours of susceptible areas at a 135 degree anastomosis angle

شکل ۹: کانتور مربوط به نواحی حساس در زاویه‌ی پیوند ۱۳۵ درجه

ناحیه‌ی درگیر در تنش برشی بالا در این زاویه نسبت به دو زاویه‌ی دیگر کاهش قابل ملاحظه‌ای داشته است که احتمال بروز بیماری ترومبوز را به طور محسوسی کاهش می‌دهد. مطابق با تصویر زمان اقامت نسبی در این زاویه‌ی پیوند، نواحی مستعد رسوب در شاخه‌ی سمت راست فیستول نسبت به دو زاویه‌ی دیگر از محل پیوند دورتر شده‌اند و مساحت کمتری را شامل می‌شود. ناحیه‌ی ۵ در تصویر مربوط به شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی نشان می‌دهد که این ناحیه علاوه بر اینکه جزو مناطق پرنوسان محسوب می‌شود، از مناطق مستعد رسوب املاح نیز به شمار می‌رود. همچنین ناحیه‌ی ۲ در تصویر مربوط به زمان اقامت نسبی نشان می‌دهد که این ناحیه برخلاف دو زاویه‌ی پیوند ۴۵ و ۹۰ درجه، خطری برای رسوب املاح محسوب نمی‌شود.

در مقایسه با نتایج مربوط به [۱۶] مشاهده می‌شود که در حالت دبی ثابت، تنها در دو محل در اطراف پیوند گردابه‌هایی تشکیل می‌شود که در این دو محل احتمال رسوب‌گذاری وجود دارد؛ اما استفاده از حالت زمان‌مند با ارائه‌ی پارامترهایی نظیر شاخص برشی نوسانی، تنش برشی میانگین و زمان اقامت نسبی مشخص کرد که در نظر گرفتن تأثیر هم‌زمان دو عامل تنش برشی پایین و نوسانی کمک شایانی به تعیین مناطق با احتمال رسوب می‌کند. در نظر گرفتن حالت زمان‌مند، مناطق دیگری از فیستول را که در خطر رسوب‌گذاری هستند نمایان کرد که از جمله می‌توان به شاخه‌ی سرخرگ سمت راست اشاره کرد. همچنین مشخص شد که در هر دو حالت دبی ثابت و زمان‌مند، در محل بالای پیوند و دیواره‌ی سمت راست، تحت تأثیر تنش برشی بیشینه قرار می‌گیرند. علاوه بر این مقادیر تنش برشی بیشینه در حالت دبی ثابت و در زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه به ترتیب ۴۳۲/۶، ۳۳۴ و ۳۰۵ پاسکال گزارش شد در صورتی که این مقادیر در حالت زمان‌مند به ترتیب ۳۳۸/۱، ۳۲۷/۶ و ۲۵۴/۱ پاسکال به دست آمده است و نشان می‌دهد که حالت زمان‌مند مقادیر تنش برشی را کمتر از حالت دبی جریان ثابت محاسبه می‌کند.

۶- افت فشار

مبحث دیگری که نیاز به بررسی دارد پارامتر افت فشار بین ورودی و خروجی فیستول است. افت فشار برای آن دسته از بیمارانی که با مشکلات قلبی نیز دست‌وپنجه نرم می‌کنند از اهمیت بالایی

می‌دهد، در صورتی که جزو منطقه‌ی کم نوسان می‌باشد و این بدین خاطر است که به علت جدایش جریان تنش برشی در این ناحیه به اندازه‌ای پایین است که به خودی خود موجب رسوب املاح می‌شود و نیاز آن‌چنانی به نوسانی بودن ندارد اما باید گفت که احتمال رسوب در این ناحیه نسبت به سایر نواحی مشخص شده کم‌تر است چراکه مقادیر زمان اقامت نسبی تقریباً ۰/۸ و کم‌تر از یک می‌باشد. نواحی ۱ و ۲ و ۳ در تصویر مربوط به شاخص برشی نوسانی، علاوه بر اینکه نواحی پرنوسان را نشان می‌دهد، نواحی مستعد رسوب املاح را نیز نشان می‌دهد و علت آن پایین بودن مقادیر تنش برشی در این نواحی می‌باشد. در نتیجه می‌توان گفت که لزوماً نواحی پرنوسان، نواحی مستعد گرفتگی را نشان نمی‌دهند و پارامتری به نام تنش برشی پایین نیز در تعیین نواحی مستعد گرفتگی دخیل هستند.

۲-۳-۵- زاویه‌ی پیوند ۹۰ درجه

شکل ۸، نتایج مربوط به سه پارامتر ذکر شده در زاویه‌ی پیوند ۹۰ درجه را نشان می‌دهد. مطابق با این شکل، مقدار تنش برشی میانگین بیشینه در نقاط حساس، به مقدار ۱۷۷ پاسکال رسیده است که کمی بیشتر از مقادیر مربوط به زاویه‌ی پیوند ۴۵ درجه می‌باشد اما ناحیه‌ی درگیر در تنش برشی بالا در این زاویه نسبت به زاویه‌ی ۴۵ درجه کمتر است. مطابق با تصاویر مربوط به مقادیر شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی، همانند زاویه‌ی پیوند ۴۵ درجه، در این زاویه هم شاخه‌ی سمت راست فیستول ماهیت نوسانی دارد اما نسبت به زاویه‌ی پیوند ۴۵ درجه، نواحی پرنوسان به محل پیوند نزدیک‌تر شده است. در شکل ۸، ناحیه‌ی ۵ مربوط به زمان اقامت نسبی نشان می‌دهد که با وجود اینکه این منطقه جزو مناطق پرنوسان محسوب نمی‌شود، اما به دلیل پایین بودن تنش برشی، از مناطق مستعد رسوب املاح به شمار می‌رود اما به دلیل پایین بودن مقدار زمان اقامت نسبی (تقریباً ۰/۸) احتمال رسوب در این ناحیه نسب به سایر نواحی کم‌تر است.

۲-۳-۵- زاویه‌ی پیوند ۱۳۵ درجه

شکل ۹ نشان می‌دهد که مقدار تنش برشی میانگین بیشینه در زاویه‌ی پیوند ۱۳۵ درجه به حدود ۱۵۷ پاسکال رسیده است و نسبت به دو زاویه‌ی پیوند ۴۵ و ۹۰ درجه، مقادیر کمتری دارد و همچنین

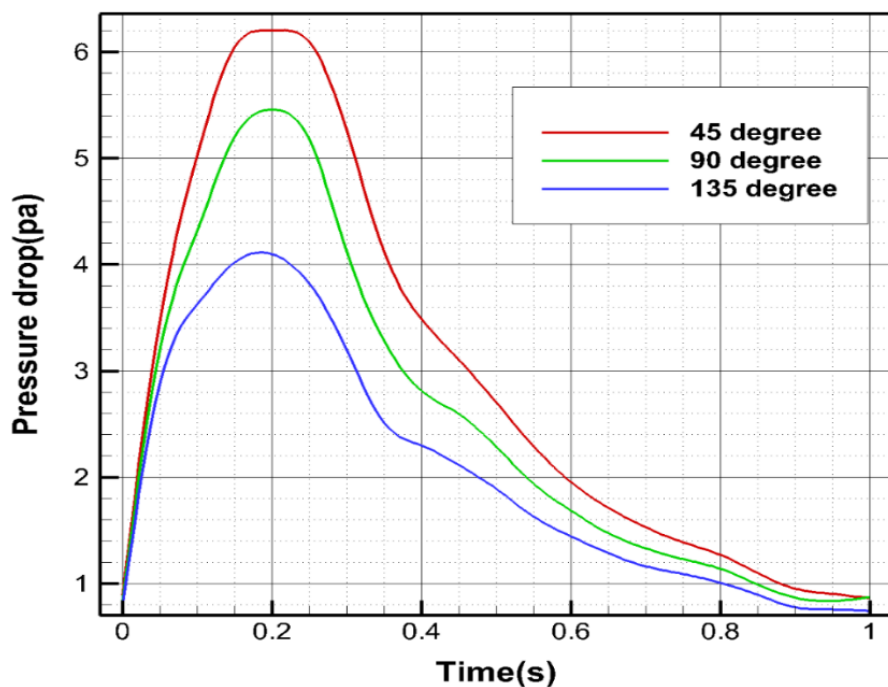


Fig. 10. Pressure curve in a pulsatile cycle for three anastomosis angles of 45, 90 and 135 degrees

شکل ۱۰: نمودار فشار در یک سیکل ضربانی برای سه زاویه‌ی پیوند ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه

پیوند ۱۳۵ درجه کمترین مقادیر را دارد. همچنین نتایج نشان دادند که ناحیه‌ی درگیر در تنش برشی بالا در زاویه‌ی پیوند ۱۳۵ درجه از دیگر زوایا کمتر است. این دو عامل کاهش احتمال مبتلا شدن به بیماری ترومبوز را در این زاویه‌ی پیوند به دنبال دارند. با توجه به نتایج مربوط به زمان اقامت نسبی مشخص شد که منطقه‌ی در معرض رسوب، محل پیوند نیست بلکه سرخرگ پایین دست (شاخه‌ی سمت راست فیستول) است و به این خاطر است که تنش برشی در این نواحی بسیار کم (تقریباً صفر) است. علاوه بر شاخه‌ی سمت راست، مناطقی که جدایش جریان اتفاق افتاده و همچنین نواحی زیر محل پیوند نیز مستعد رسوب تشخیص داده شدند. از مقایسه‌ی بین سه زاویه‌ی پیوند مشخص شد که نواحی مستعد رسوب در زاویه‌ی ۱۳۵ درجه در شاخه‌ی سمت راست و همچنین در زیر محل پیوند نسبت به دو زاویه‌ی دیگر کمتر است. همچنین از مقایسه‌ی بین منحنی‌های افت فشار مشخص شد که زاویه‌ی پیوند ۱۳۵ درجه کمترین مقدار افت فشار را دارد که این مسئله برای بیماران با مشکل قلبی اهمیت بالایی دارد. در مجموع می‌توان گفت که زاویه‌ی پیوند ۱۳۵ درجه انتخاب مناسب‌تری برای جراحان جهت ایجاد پیوند فیستول می‌باشد.


برخوردار است چراکه افت فشار زیاد احتمال بروز سگته‌های قلبی را افزایش می‌دهد. جهت بررسی همانند شکل ۱۰ منحنی افت فشار در یک سیکل ضربانی و در سه زاویه‌ی پیوند، بین مقاطع ۱ و ۳ در شکل ۱ و در فاصله‌ی ۷ میلی‌متر از مقاطع استخراج شد و مشخص شد که افت فشار زمانی که دبی جریان به بیشینه مقدار خود می‌رسد (۲/۰ ثانیه) بیشترین مقدار ممکن را دارد. همچنین زاویه‌ی پیوند ۱۳۵ درجه کمترین میزان افت فشار را ایجاد می‌کند و نسبت به زاویه‌ی پیوند ۴۵ درجه حدوداً ۳۴٪ کاهش می‌یابد و از این دیدگاه، زاویه‌ی مناسب‌تری برای ایجاد پیوند محسوب می‌شود.

۷- نتیجه‌گیری

در این پژوهش سه زاویه‌ی پیوند ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه در یک سیکل ضربانی شبیه‌سازی و پارامترهای مهمی مانند تنش برشی میانگین، شاخص برشی نوسانی، زمان اقامت نسبی و افت فشار بین ورودی اصلی و خروجی مقایسه شدند. این پارامترها نواحی با تنش برشی بالا و همچنین نواحی مستعد رسوب و گرفتگی را تعیین می‌کنند. از دیدگاه تنش برشی بیشینه مشخص شد در هر سه زاویه، در محل برخورد جریان ورودی به دیواره‌ی فیستول در محل پیوند این مقادیر بیشینه مقدار خود را دارند و از بین سه زاویه، زاویه‌ی

- bioengineering and biomechanics, 2016) (4)18).
- [11] M. Bozzetto, P. Brambilla, B. Ene-Iordache, A. Remuzzi, Novel strategies for patient-specific modelling of arteriovenous fistula for hemodialysis.
- [12] A. de Villiers, A. McBride, B. Reddy, T. Franz, B. Spottiswoode, A validated patient-specific FSI model for vascular access in haemodialysis, *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 497-479 (2018) (2)17.
- [13] W.B.d.A. Santos, J.F. Rangel, V.B. Fernandes, L.H.P. Lima, T.H.d.C. Costa, K.L.d. Bessa, Analysis of pulsatile flow in arteriovenous fistula through numerical simulation, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2018.
- [14] J. Carroll, R.L. Varcoe, T. Barber, A. Simmons, Reduction in anastomotic flow disturbance within a modified end-to-side arteriovenous fistula configuration: Results of a computational flow dynamic model, *Nephrology*, (2)24 251-245 (2019).
- [15] S. Stella, C. Vergara, L. Giovannacci, A. Quarteroni, G. Prouse, Assessing the disturbed flow and the transition to turbulence in the arteriovenous fistula, *Journal of biomechanical engineering*, 2019) (10)141).
- [16] m. naderi, G. Heidarinejad, m. safarzadeh, Study of Anastomosis obtuse angles to reduce fistula failure with numerical simulation, *Amirkabir Journal of Mechanical Engineering*, (2019) -(in persian)
- [17] S.C. Park, R. Song, S. Kim, H.K. Kim, S.-H. Kim, J. Lee, Fabrication of artificial arteriovenous fistula and analysis of flow field and shear stress by using μ -PIV technology, *Journal of Mechanical Science and Technology*, (12)30 5511-5503 (2016).
- [18] D.C. Wilcox, *Turbulence modeling for CFD*, DCW industries La Canada, CA, 1998.
- [19] A. Dewan, *Tackling turbulent flows in engineering*, Springer Science & Business Media, 2010.
- [20] A. Razavi, E. Shirani, M. Sadeghi, Numerical simulation of blood pulsatile flow in a stenosed carotid artery using different rheological models, *Journal of biomechanics*, 2030-2021 (2011) (11)44.
- [21] N. Hamed, S. Busch, Non-Newtonian Models in OpenFOAM Implementation of a non-Newtonian model,
- [1] A.M. Karmody, N. Lempert, "Smooth loop" arteriovenous fistulas for hemodialysis, *Surgery*, 242-238 (1974) (2)75.
- [2] A. Bode, J. Tordoir, *Vascular Access for Hemodialysis Therapy*, in: *Modelling and Control of Dialysis Systems*, Springer, 2013, pp. 303-235.
- [3] F. Curtolo, Nuova metodologia basata sull'elaborazione di immagini da Ultrasound[®] per la modellazione e la simulazione numerica della fistola artero-venosa. A novel protocol based on Ultrasound[®] imaging for patient specific AVF modelling and numerical simulation, (2017).
- [4] A.M. Malek, S.L. Alper, S. Izumo, Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis, *Jama*, (1999) (21)282 2042-2035.
- [5] A. Niemann, J. Udesen, S. Thrysoe, J.V. Nygaard, E. Fründ, S.E. Petersen, J. Hasenkam, Can sites prone to flow induced vascular complications in av fistulas be assessed using computational fluid dynamics?, *Journal of biomechanics*, 2009-2002 (2010) (10)43.
- [6] B. Ene-Iordache, A. Remuzzi, Disturbed flow in radial-cephalic arteriovenous fistulae for haemodialysis: low and oscillating shear stress locates the sites of stenosis, *Nephrology Dialysis Transplantation*, -358 (2011) (1)27 368.
- [7] L.D. Browne, M.T. Walsh, P. Griffin, Experimental and numerical analysis of the bulk flow parameters within an arteriovenous fistula, *Cardiovascular engineering and technology*, 462-450 (2015) (4)6.
- [8] J. de Andrade Silva, J. Karam-Filho, C.C.H. Borges, Computational analysis of anastomotic angles by blood flow conditions in side-to-end radio-cephalic fistulae used in hemodialysis, *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 131 (2015) (03)8.
- [9] M. Bozzetto, B. Ene-Iordache, P. Brambilla, A. Remuzzi, Characterization of the flow-field in a patient-specific model of arteriovenous fistula for hemodialysis, *International CAE Conference*, (2016).
- [10] D. Jodko, D. Obidowski, P. Reorowicz, K. Jóźwik, Numerical investigations of the unsteady blood flow in the end-to-side arteriovenous fistula for hemodialysis, *Acta of*

- [26] H.A. Himburg, D.M. Grzybowski, A.L. Hazel, J.A. LaMack, X.-M. Li, M.H. Friedman, Spatial comparison between wall shear stress measures and porcine arterial endothelial permeability, *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 2004) (5)286 H-1916H1922.
- [27] J.V. Soulis, O.P. Lampri, D.K. Fytanidis, G.D. Giannoglou, Relative residence time and oscillatory shear index of non-Newtonian flow models in aorta, in: *Biomedical Engineering*, 10 2011th International Workshop on, IEEE, 2011, pp. 4-1.
- [28] G. Holzinger, *OpenFOAM A little User-Manua*, (2018).
- [29] H.K. Versteeg, W. Malalasekera, *An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method*, Pearson Education, 2007.
- [30] S. Patankar, *Numerical heat transfer and fluid flow*, CRC press, 1980.
- [22] Y.I. Cho, K.R. Kensey, Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows, *Biorheology*, 262-241 (1991) (4-3)28.
- [23] D.N. Ku, D.P. Giddens, C.K. Zarins, S. Glagov, Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress, *Arteriosclerosis: An Official Journal of the American Heart Association, Inc.*, (3)5 302-293 (1985).
- [24] J.-J. Chiu, S. Chien, Effects of disturbed flow on vascular endothelium: pathophysiological basis and clinical perspectives, *Physiological reviews*, 387-327 (2011) (1)91.
- [25] A. Caballero, S. Laín, A review on computational fluid dynamics modelling in human thoracic aorta, *Cardiovascular Engineering and Technology*, (2013) (2)4 130-103.

<p>چگونه به این مقاله ارجاع دهیم</p> <p><i>M. Naderi, Gh. Heidarinejad, M. Safarzadeh. Temporal analysis of the fistula at three anastomosis angles of 45, 90, and 135 degrees. Amirkabir J. Mech Eng., 53(special issue 3) (2021). 1799-1814.</i></p> <p>DOI: 10.22060/mej.2020.17259.6555</p>	
--	---