Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 52(11) (2021) 757-760
DOI: 10.22060/mej.2019.15775.6199

Study of Anastomosis Obtuse Angles to Reduce Fistula Failure with Numerical Simulation

M. Naderi, G. Heidari Nezhad*, M. Safarzadeh
Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

ABSTRACT: Regarding the major determinant of Anastomosis angle in the efficiency of fistula for dialysis, obtuse angle Anastomosises are designed and simulated with angles of 90, 120, 135 and 145 degrees and the obtained results are evaluated from the standpoint of flow patterns at the region of the Anastomosis and shear stress in the fistula wall. In this study, in order to compare obtained results in fistula, two Newtonian and carreau non-Newtonian blood models are used at maximum and medium flow rate of blood pulsation curve (in flow rate at the time of 0.2 and 0.4 seconds respectively). At an angle of 90 degrees, the formed vortices dimensions, due to the separation of the flow during passing through the region of the Anastomosis, significantly larger than obtuse angles. Consequently, the probability of deposition in the region of the flow increases sharply. So from the standpoint of flow pattern, the 90-degree angles are inappropriate Anastomosis angle for fistula. At the obtuse angles, the dimensions of these vortexes become much smaller, and then the obtuse angles are considered a better choice. From the standpoint of maximum shear stress, Anastomosis with obtuse angles in comparison with the Anastomosis angle of 90 degrees, has lower maximum shear stress values and the range involved in the maximum shear stress in Anastomosis with 90 degrees is much wider than the range of Anastomosis with the obtuse. Hence, the probability of manifestation of thrombosis (the main factor of fistula failure) is much higher. In this simulation, the results related to the Newtonian and non-Newtonian models are very close, and the non-Newtonian model predicts shear stress slightly more.

Review History:
Received: 2019/02/04
Revised: 2019/03/28
Accepted: 2019/04/14
Available Online: 2019/04/22

Keywords:
Hemodialysis
Fistula abtuse angle
Thrombosis, Atherosclerosis
Shear stress

1- Introduction

Currently, an arteriovenous fistula is the best choice for longtime vascular access to dialysis [1]. Using of fistula for dialysis was firstly suggested in 1973 by Karmody and Lempert [2] and usually used from the radial artery and the cephalic vein located on the wrist to create it [3]. It has been shown that after a time of anastomosis, blood flow to the fistula is reduced. Theoretical and experimental studies have shown that high shear stress causes thrombosis and low shear stress causes vortices and causes cramps in the flow area [4]. According to the research background, the type of anastomosis angle can have a significant effect on fistula performance, such as cramps and thrombosis. In this paper, the 90, 120, 135 and 145 degrees anastomosis angles are studied in the maximum and medium flow rate of blood pulsation curve. For modeling, the arteries 2 mm in diameter, the veins 3 mm in diameter and the distance between the central axis of the arteries and veins 8.5 mm in length, is used.

2- Methodology

2- 1- Equations

The main equations used for simulation are continuity and momentum equations. For turbulence modeling, the SST-kω method is based on the Reynolds averaged method and the corrected version of the standard model provided by Wilcox was used [5]. The flow is incompressible and, for comparison, two types of Newtonian and non-Newtonian blood with carreau model are used [6-8].

2- 2- Numerical method

In the present simulation, the first-order Euler's method for time termes and the limited linear combination method [9, 10], for convection terms, 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]. For boundary conditions, the maximum and medium flow rate of blood pulsation curve [12] (in flow rate at the time of 0.2 and 0.4 seconds respectively) were used.

3- Results and Discussion

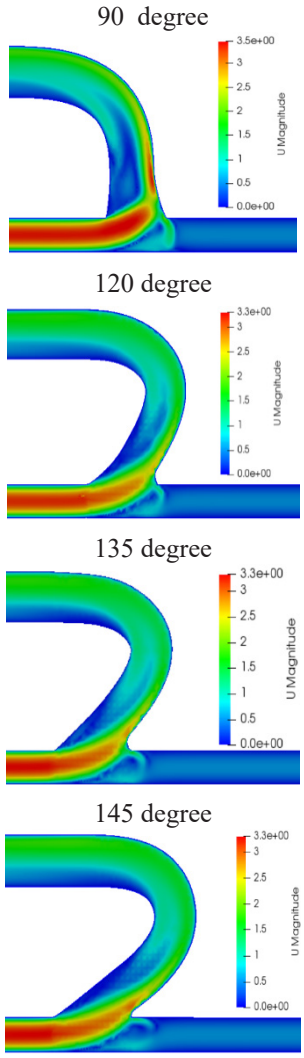
The flow pattern in the two Newtonian and non-Newtonian models is very similar, but the non-Newtonian model predicts higher shear stress values. With increasing the angle of the anastomosis of 90 to 145 degrees, the maximum shear stress

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

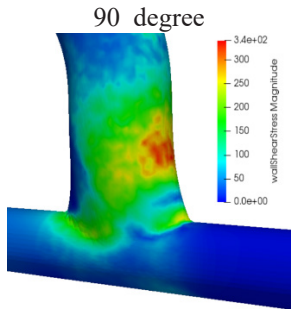
Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://mej.aut.ac.ir/article_3372.html.

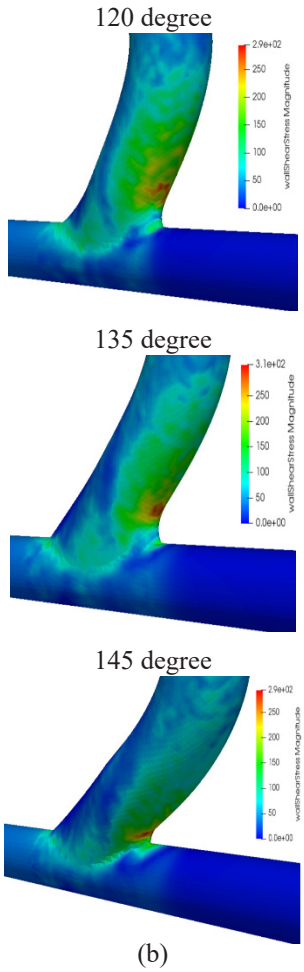
reaches from 327 to 280 Pascal (angle respectively), and in the non-Newtonian model, these values reduce from 334 to 287 Pascal.

Fig. 1 shows the velocity and shear stress contour in the maximum flow rate. As can be seen, the anastomosis with 90 degree angle has the highest maximum shear stresses. Also, at this angle, the range involved in the maximum shear stress is larger on the fistula wall, and it can be said that the probability of spreading thrombosis is greater at a 90 degree angle.



(a)





(b)

Fig. 1. (a) The velocity contour and (b) The shear stress contour for different anastomosis angles with the carreau non-Newtonian model in the maximum flow rate

4- Conclusions

The results of the Newtonian and carreau non-Newtonian model are not significantly different. Corresponding to the flow pattern, it can be said that the anastomosis with 90 degree angle is not an appropriate angle to create a fistula, because the probability of sediment and the reduction of blood flow to the fistula is higher. Also, at this angle, the range involved in the maximum shear stress is larger on the fistula wall, and it can be said that the probability of spreading thrombosis is greater at a 90 degree angle. Finally, it can be said that the anastomosis with obtuse angles is more suitable for fistula creating.

5- References

[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 UltrasoundÂ® per la modellazione e la simulazione numerica della fistola artero-venosa. A novel protocol based on UltrasoundÂ® imaging for patient specific AVF modelling and numerical simulation, (2017).

[5] D.C. Wilcox, Turbulence modeling for CFD, DCW industries La Canada, CA, 1998.

[6] 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.

[7] N. Hamedi, S. Busch, Non-Newtonian Models in OpenFOAM Implementation of a non-Newtonian model, in, 2014.

[8] 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, 28(3-4) (1991) 241-262.

[9] H.K. Versteeg, W. Malalasekera, An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method, Pearson Education, 2007.

[10] S. Patankar, Numerical heat transfer and fluid flow, CRC press, 1980.

[11] G. Holzinger, OpenFOAM A little User-Manua, (2018).

[12] 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, 30(12) (2016) 5503-5511.

This page intentionally left blank

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۲، شماره ۱۱، سال ۱۳۹۹، صفحات ۳۰۵۷ تا ۳۰۷۰
DOI: 10.22060/mej.2019.15775.6199

بررسی پیوند با زوایای منفرجه برای کاهش شکست فیستول با استفاده از مدل‌سازی عددی

سید محمد نادری، قاسم حیدری‌نژاد*، محمد صفرزاده

دانشکده مهندسی مکانیک ، دانشگاه تربیت مدرس ، تهران، ایران

خلاصه: با توجه به نقش تعیین‌کننده‌ی زاویه‌ی پیوند در کارایی فیستول برای دیالیز، پیوندهای منفرجه با زوایای ۹۰، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۴۵ طراحی و شبیه‌سازی‌شده و نتایج، ازنقطه‌نظر الگوهای جریان در محل پیوند و تنش برشی در دیواره‌ی فیستول مورد ارزیابی قرار گرفتند. در این پژوهش، جهت مقایسه‌ی نتایج در فیستول از دو مدل خون نیوتونی و غیر نیوتونی با مدل کاریو استفاده‌شده و در دبی بیشینه و متوسط از منحنی ضربانی خون (به ترتیب در دبی جریان در زمان ۰/۲ ثانیه و ۰/۴ ثانیه) مدل‌سازی شدند. در زاویه‌ی ۹۰ درجه، ابعاد گردابه‌های تشکیل‌شده، به علت جدایش جریان در هنگام عبور از محل پیوند، به‌طور محسوسی بزرگ‌تر از زوایای منفرجه می‌باشند و درنتیجه احتمال گرفتگی در محل جریان به‌شدت افزایش می‌یابد؛ بنابراین ازنقطه‌نظر الگوی جریان، زاویه‌ی ۹۰ درجه پیوند مناسبی برای ایجاد فیستول نیست. در زوایای منفرجه ابعاد این گردابه‌ها بسیار کوچک‌تر می‌شوند و در این صورت زوایای منفرجه انتخاب بهتری محسوب می‌شوند. ازنقطه‌نظر تنش برشی بیشینه، پیوند با زوایای منفرجه نسبت به پیوند با زاویه‌ی ۹۰ درجه، مقادیر تنش برشی بیشینه‌ی کم‌تری دارند. محدوده‌ی درگیر در تنش برشی بیشینه در پیوند با زاویه‌ی ۹۰ درجه بسیار بزرگ‌تر از محدوده‌ی پیوند با زوایای منفرجه می‌باشد؛ بنابراین احتمال بروز ترومبوز (عامل اصلی شکست فیستول) در آن بسیار بیشتر است. در این شبیه‌سازی نتایج مربوط به مدل‌های نیوتونی و غیر نیوتونی بسیار به هم نزدیک بوده و مدل غیر نیوتونی، مقادیر تنش برشی را کمی بیشتر پیش‌بینی کرده است.

تاریخچه داوری:
دریافت: ۱۵-۱۱-۱۳۹۷
بازنگری: ۰۸-۰۱-۱۳۹۸
پذیرش: ۲۵-۰۱-۱۳۹۸
ارائه آنلاین: ۰۲-۰۲-۱۳۹۸

کلمات کلیدی:
همودیالیز
زاویه‌ی فیستول منفرجه
ترمبوز، گرفتگی جریان
تنش برشی

۱-مقدمه

اگرچه کلیه‌ها مسئول پاک‌سازی خون از مواد زائد هستند، اما گاهی عملکرد کلیه‌ها به‌طور ناگهانی یا به‌صورت تدریجی با مشکل مواجه می‌شوند. همودیالیز شایع‌ترین روش درمان جایگزین کلیه در بیماران کلیوی است. ازآنجایی‌که دستگاه دیالیز برای بهترین عملکرد نیاز به دبی ۳۰۰ میلی‌لیتر بر دقیقه و یا بیشتر و همچنین قطر زیاد عروق جهت سوزن زدن مکرر دارد، پزشکان پیوندی بین سرخرگ و سیاهرگ موجود در ساعد دست برقرار می‌کنند تا از فشار بالای خون در سرخرگ و قطر بالای سیاهرگ بهره گیرند تا به این میزان دبی برای بهترین عملکرد دستگاه دیالیز برسند. به این پیوند فیستول شریانی وریدی[1] می‌گویند. این مدل از پیکربندی فیستول، برای اولین بار در سال ۱۹۷۳، توسط کارمودی و لمپرت پیشنهاد شد [۱] و برای ایجاد آن، معمولاً از سرخرگ رادیال[2] و سیاهرگ سفالیک[3] واقع در مچ دست استفاده می‌شود [۲]. شکل ۱ نمایی از عروق موردنیاز واقع در مچ دست برای ایجاد فیستول رادیوسفالیک[4] را نشان می‌دهد. لازم به ذکر است بعد از حدود ۲ الی ۳ ماه، به علت فشار بالای سرخرگ رادیال، سیاهرگ سفالیک به‌اصطلاح متسع می‌شود و آماده‌ی دیالیز شدن می‌شود و دو سوزن، یکی برای برداشت خون جهت تصفیه در دستگاه دیالیز و دیگری برای برگشت خون تصفیه‌شده از دستگاه دیالیز، به سیاهرگ سفالیک زده می‌شود تا عملیات تصفیه‌ی خون انجام شود.

یکی از مسائل اصلی در همودیالیز، دسترسی عروقی است. سه نوع دسترسی عروقی جهت دیالیز شامل گرافت[5]، کاتتر[6] و فیستول شریانی

1 Arteriovenous fistula

2 Radial artery
3 Cephalic vein
4 Radiocephalic fistula
5 Graft
6 Catheter

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: Email

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

شکل ۱ :فیستول رادیوسفالیک

Fig. 1. Radiocephalic fistula

وریدی می‌باشند [۳]. فیستول شریانی وریدی در حال حاضر بهترین انتخاب برای دسترسی عروقی طولانی‌مدت جهت همودیالیز محسوب می‌شود [۴]؛ بااین‌وجود، متاسفانه رگ های همه ی افراد به اندازه ی کافی برای ایجاد فیستول مناسب نیستند [۳] و برای تعیین محل مطلوب برای ایجاد فیستول و استفاده از آن باید به‌اندازه قطر سرخرگ و سیاهرگ توجه شود. محققان با توجه به گزارش‌های ارائه‌شده به این نتیجه رسیدند که برای ایجاد فیستول با کم‌ترین خطر شکست، باید حداقل قطر سرخرگ برابر با ۲ میلی‌متر و حداقل قطر سیاهرگ برابر با ۲/۵ میلی‌متر باشد [۵]. بلوغ فیستول به‌صورت بالینی زمانی مؤثر در نظر گرفته می‌شود که ۶ هفته پس از جراحی فیستول، توانایی پشتیبانی جریان ۶۰۰ میلی‌لیتر در دقیقه در قطر ۶ میلی‌متر را داشته باشد [۶].

مطالعات تئوری و تجربی نشان داده‌اند که اساساً تنش برشی مهم‌ترین پارامتر در تحلیل شکست فیستول می‌باشد. تنش برشی بالا موجب بروز بیماری ترومبوز[1] (لخته‌ی خون) و گرفتگی محل عبور جریان و تنش برشی پایین، سبب رسوب املاح خون در محل فیستول می‌شود [۷]. ازاین‌رو نواحی دارای تنش برشی کم و تنش برشی بالا به‌عنوان مناطق حساس معرفی‌شده‌اند [۸]. پارامترهای همودینامیک خون، نقش اساسی در تنظیم ساختار عروقی به عهده دارد.

در سال ۲۰۱۰، زاهر و همکاران [۹]، مدلی از فیستول انتها به انتها (U شکل) را با استفاده از ام.آر.آی. دریافت کردند و با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی و سرعت‌سنج تصویری ذرات[2] موردبررسی قراردادند. سرعت و جریان حجمی ضربانی در نظر گرفته شد و برای تحلیل عددی، سعی شده است که خون به‌عنوان یک سیال نیوتنی با مشخصاتی تقریباً مشابه با مشخصات آب که در آزمایش سرعت سنجی تصویری ذرات مورداستفاده قرارگرفته است باشد. با بررسی سرعت در ۶ مقطع مختلف (سه مقطع قبل و سه مقطع بعد از محل پیوند) و مقایسه‌ی نتایج، مشاهده شد که نتایج سرعت در این مقاطع حدوداً ۱۰% با نتایج تجربی اختلاف دارند.

کویین و همکاران [۱۰]، تأثیر اندازه‌ی سطح مقطع پیوند و زاویه‌ی پیوند را در نرخ جریان خروجی و افت فشار فیستول موردبررسی قراردادند و با اعمال توزیع جریان ثابت و مختلف و در محدوده‌ی ۶۰۰ تا ۱۲۰۰ میلی‌لیتر در دقیقه، مشاهده کردند که برای پیوند با سطح مقطع‌های بزرگ‌تر و با زاویه‌ی بیش از ۴۳ درجه، افت فشار کاهش می‌یابد و توزیع جریان بیشتری به خروجی فیستول انتقال می‌یابد.

نیمان و همکاران [۱۱]، فیستول پهلو به پهلو را طراحی کردند و با اعمال فشارهای مختلف در ورودی و خروجی فیستول و همچنین ورودی‌های سرعت متغیر به شبیه‌سازی آن پرداختند و مشاهده کردند که افزایش فشار ورودی سرخرگ[3]، موجب افزایش جریان در خروجی سرخرگ[4] و کاهش جریان در خروجی سیاهرگ[5] می‌شود.

در سال ۲۰۱۲، بوگدان و همکاران [۱۲]، 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 درنظرگرفتن خون به‌عنوان سیال غیر نیوتونی و همچنین اعمال دبی حداکثر و حداقل از منحنی جریان ضربانی خون، به عنوان شرط مرزی در ورودی‌ها و خروجی‌های فیستول، به شبیه‌سازی هندسه‌های طراحی شده با استفاده از روش المان محدود پرداختند. آن‌ها مشاهده کردند که در فیستول، جریان دین[6] (جریان تحت تأثیر نیروی گریز از مرکز در مسیرهای منحنی شکل) که در منحنی‌ها ایجاد می‌شود، موجب افزایش تنش برشی در دیواره‌های جانبی و بیرونی و کاهش تنش برشی، در قسمت‌هایی از دیواره‌های داخلی می‌شود که موجب گرفتگی عروق می‌شود.

کهر و همکاران [۱۳]، مدل‌هایی از فیستول با زوایای ۲۰، ۳۰، ۴۵، ۶۰، ۷۵ و ۹۰ درجه را برای تجزیه‌وتحلیل اثر همودینامیک ناشی از زاویه‌ی پیوند طراحی کردند. دیواره نیز صلب و خون به‌عنوان

1 Thrombosis
2 PIV
3 Proximal artery
4 Distal vein
5 Proximal vein
6 Dean flow

سیالی نیوتونی و با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب در نظر گرفته شد. ازجمله نتایجی که به دست آمد به این صورت بود که با افزایش زاویه‌ی پیوند از ۲۰ تا ۴۵ درجه، کاهش افت فشار قابل‌توجه است و برای زوایای بزرگ‌تر از ۴۵ تقریباً ثابت است. گردابه‌های بزرگ در زوایای ۲۰، ۳۰ و ۴۵ درجه مشاهده شد و در زوایای ۷۵ و ۹۰ درجه این گردابه‌ها کوچک‌تر بودند. در زوایای بالای ۶۰ درجه مناطق جریان کم که منجر به رسوب املاح و تنگی عروق می‌شود مشاهده شد و درنهایت پیشنهاد دادند که زوایای بزرگ‌تر از ۴۵ درجه به خاطر افت فشار پایین و زوایای کم‌تر از ۶۰ درجه به خاطر خطر هیپرپلازی کم‌تر، برای ایجاد فیستول مناسب می‌باشند.

بوریس و همکاران [۱۴]، به بررسی اثر زاویه‌ی پیوند و قطر عروق بر همودینامیک جریان خون در فیستول پرداختند. آن‌ها ۳ نوع پیوند انتها به پهلوی ۴۵ درجه، انتها به پهلوی ۹۰ درجه و یک پیوند پهلو به پهلو را با ۲ قطر مختلف طراحی کردند و به جای حالت ضربان قلب، نرخ جریان‌های مختلفی را از ۶۰۰ تا ۱۲۰۰ میلی‌لیتر بر دقیقه در ورودی فیستول و فشار ثابت در خروجی در نظر گرفتند و به این نتیجه رسیدند که هرچه قطر عروق کم‌تر باشد، افت فشار بیشتر است و با افزایش نرخ جریان، افت فشار افزایش می‌یابد. حالت پهلو به پهلو تنش برشی یکنواخت‌تری دارد و افزایش قطر عروق موجب کاهش تنش برشی میانگین می‌شود.

در سال ۲۰۱۵، لئونارد و همکاران [۱۵]، مدلی از یک فیستول را در آزمایشگاه ایجاد کردند و توزیع فشار و سرعت درون مدل را برای شرایط دبی جریان ورودی ثابت مورد تجزیه‌وتحلیل قراردادند و با نتایج حل عددی مقایسه کردند و مشاهده کردند که سرعت و شدت گردش گردابی به‌طور فزایندهای با افزایش جریان، افزایش می‌یابد که موجب اختلاط فراوانی در امتداد مرکز خط فیستول و ناپایداری در مسیر جریان ایجاد می‌شود.

سیلوا و همکاران [۱۶]، زوایای ۲۰، ۲۵، ۳۰، ۳۵، ۴۰ و ۴۵ درجه را برای طراحی فیستول انتخاب کردند. خون به‌صورت سیال نیوتونی، ورودی سرخرگ به‌صورت ضربانی و خروجی‌ها به صورت توسعه‌یافته در نظر گرفته شد. تنش و سرعت‌ها و گردابه‌ها در دو حالت دبی جریان حداکثر و حداقل بررسی شدند و به این نتیجه رسیدند که زوایای ۲۰ تا ۳۰ درجه، بهترین زاویه برای ایجاد فیستول می‌باشد.

رموزی و همکاران [۱۷]، تصاویر هندسه‌ی فیستول یک مرد ۳۹ ساله با ام.آر.آی.[1] را جهت شبیه‌سازی استخراج کردند. دیواره فیستول صلب در نظر گرفته شد. خون سیالی نیوتونی و شرایط مرزی جریان خروجی و ورودی سرخرگ نیز ضربانی در نظر گرفته شد. شبیه‌سازی انجام شد و مشاهده شد که در محل پیوند، تنش برشی مقادیر بالایی را نشان می‌دهد.

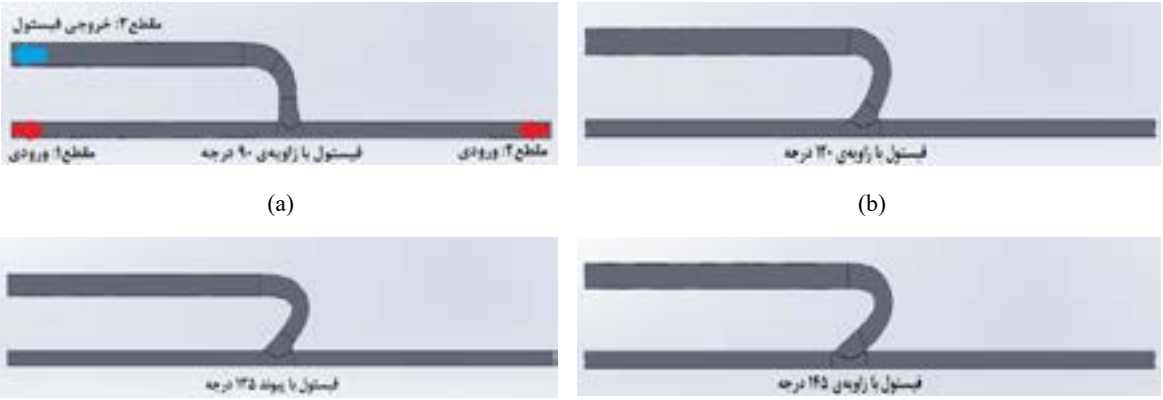
رموزی و همکاران [۱۸]، تصاویر ام.آر.آی. از دو مرد و دو زن گرفته شد. دیواره فیستول صلب و برای ورودی شریان و خروجی شریان، حالت موج ضربانی در نظر گرفته شد. برای خون نیز از مدل غیر نیوتونی کاریو[2] با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب استفاده شد و درنهایت مناطق حساس با تنش برشی بالا در محل پیوند مشاهده شد.

جوادزادگان و همکاران [۱۹]، به بررسی یک مدل فیستول با پیوند پهلو به پهلوی بالغ پرداختند. آن‌ها با صلب درنظرگرفتن دیواره و جریان آشفته، خون نیوتونی و استفاده از نرخ جریان‌های مختلف به جای حالت ضربانی خون، هندسه‌ی فیستول را شبیه‌سازی کردند. آن‌ها در نرخ جریان ۶۰۰ میلی‌لیتر بر دقیقه، یک گرداب بزرگ در پاشنه‌ی پیوند مشاهده کردند و این گرداب بزرگ در نرخ جریان ۹۰۰ میلی‌لیتر بر دقیقه، تبدیل به سه گرداب کوچک شد و درنهایت پیشنهاد دادند که سوزن زنی در فاصله‌ی ۳۰ تا ۵۰ میلی‌متر از محل پیوند و به‌دوراز گردابه‌ها انجام شود.

در سال ۲۰۱۸، ویلیرز و همکاران [۲۰]، یک مدل انعطاف‌پذیر[3] برای شبیه‌سازی یک فیستول که با تصاویر ام.آر.آی. گرفته شد را در نظر گرفتند و مقادیر تنش برشی 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.

با توجه به پیشینه‌ی پژوهش، نوع زاویه‌ی پیوند می‌تواند تأثیر به سزایی در کارایی فیستول ازجمله، گرفتگی در محل پیوند و ترومبوز داشته باشد. بررسی الگوی جریان در زوایای مختلف می‌تواند کارایی نوع پیوند را نشان دهد. در این مقاله باهدف بررسی پیوند با زوایای منفرجه، پیوندهای ۹۰، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۴۵ درجه به‌صورت ۳ بعدی و در دبی جریان بیشینه و متوسط (دلیل انتخاب دبی بیشینه جهت شبیه‌سازی این است که بیشترین آسیب به عروق زمانی است که

1 Magnetic Resonance Imaging (MRI)
2 Carreau model
3 FSI



(a) (b)

(c) (d)

شکل ۲: هندسه‌های مسئله جهت شبیه‌سازی

Fig. 2. Problem geometries for simulation

دبی جریان و درنتیجه تنش برشی، بیشینه باشد ولی بااین‌وجود برخی از نتایج مربوط به دبی جریان متوسط از منحنی ضربانی خون (دبی جریان در زمان ۰/۴ ثانیه) نیز استخراج شده است.) از سیکل منحنی ضربانی قلب و با استفاده از نرم‌افزار اوپن‌فوم[1] شبیه‌سازی و موردمطالعه قرار می‌گیرد و با بررسی الگوی جریان و پارامتر مهم تنش برشی در دیواره‌ی فیستول، کارایی این نوع پیوند مورد تجزیه‌وتحلیل قرار می‌گیرد.

۲-هندسه‌های مسئله

هندسه‌های سه‌بعدی مسئله در زوایای ۹۰، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۴۵، با نرم‌افزار سالیدورک[2] و به‌صورت شکل ۲ 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 و سطح مقطع پیوند به‌صورت بیضوی در نظر گرفته‌شده است.

۳-معادلات حاکم

معادلات اصلی که جهت شبیه‌سازی استفاده شده‌اند شامل معادلات پیوستگی و مومنتوم طبق روابط (۱) و (۲) است. به‌منظور مدل‌سازی اغتشاش، از روش SST-kω که بر پایه‌ی روش متوسط‌گیری رینولدز و نسخه‌ی تصحیح‌شده‌ی مدل kω استاندارد ارائه‌شده توسط ویلکاکس [۲۱] می‌باشد، استفاده شد. در این روش معادلات انرژی جنبشی آشفتگی[3] و نرخ مشخصه‌ی اضمحلال[4] (امگا) حل شده و ویسکوزیته‌ی اغتشاشی از طریق روابط (۳) و (۴) محاسبه می‌شود.

$$\frac{\partial \overline{u}_i}{\partial x_i} = 0 \qquad (۱)$$

$$\frac{\partial \overline{u}_i}{\partial t} + \overline{u}_j \frac{\partial \overline{u}_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho}\frac{\partial \mathrm{P}}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j}\left[(\nu+\nu_t)\frac{\partial \overline{u}_i}{\partial x_j}\right] + \vec{g}.\vec{e}_i \qquad (۲)$$

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \overline{u}_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j}\left[(\nu+\sigma_k\nu_t)\frac{\partial k}{\partial x_j}\right] + p_k - B^* k\omega \qquad (۳)$$

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} + \overline{u}_j \frac{\partial \omega}{\partial x_j} = \frac{\gamma P_k}{\rho \nu_t} - \beta\omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j}\left[(\nu+\sigma_\omega\nu_t)\frac{\partial \omega}{\partial x_j}\right] + 2(1-F_1)\sigma_{\omega 2}\frac{1}{\omega}\frac{\partial k}{\partial x_j}\frac{\partial \omega}{\partial x_j} \qquad (۴)$$

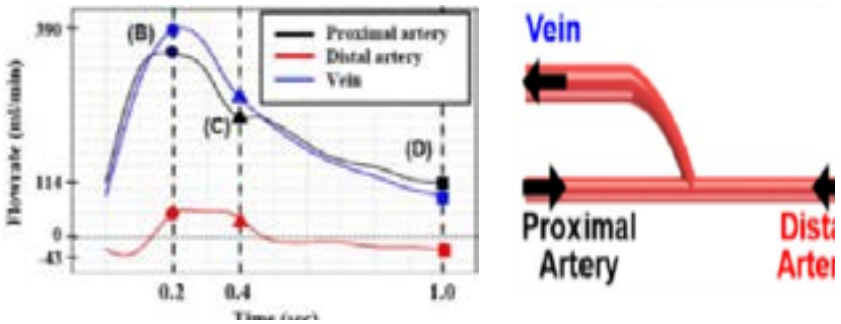
ضرایب معادلات روابط (۳) و (۴) در [۲۲] موجود است.

تنش برشی روی دیواره‌ی فیستول نیز از رابطه‌ی (۵) به دست می‌آید.

$$\overrightarrow{wss} = \tau = \mu\left(\frac{\partial \vec{u}}{\partial y}\right)\Big|_{y=0} \qquad (۵)$$

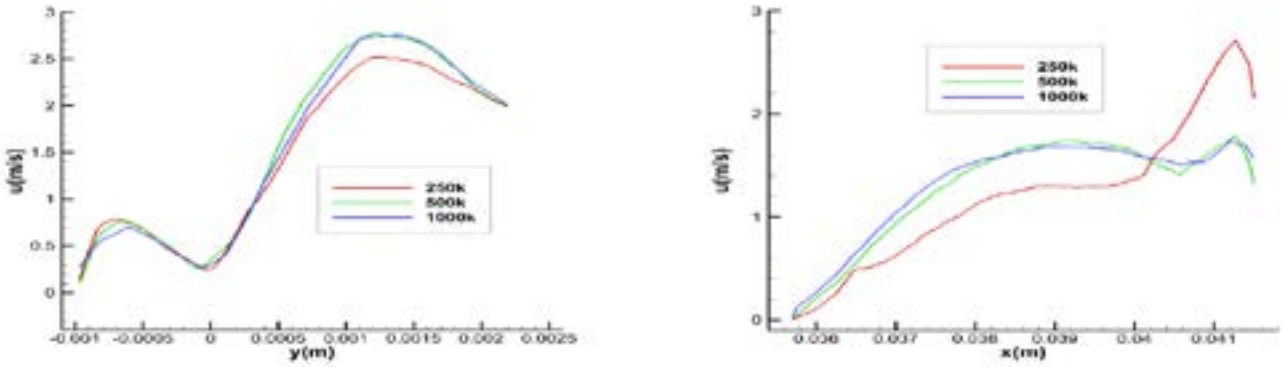
1 OpenFoam
2 Solidwork

3 k
4 Specific Rate of Dissipation



شکل ۳: نقاط مورداستفاده از منحنی ضربانی خون (B و C) برای شرایط مرزی جهت شبیه‌سازی [۲۹]

Fig. 3. Points used of the blood pulsation curve (B and C) for the boundary conditions for simulation



(a) (b)

شکل ۴: بررسی استقلال حل از شبکه در مقاطع (a) عمودی و (b) افقی در نزدیکی محل پیوند

Fig. 3. Points used of the blood pulsation curve (B and C) for the boundary conditions for simulation

جریان تراکم ناپذیر و برای خون از دو مدل نیوتونی با ویسکوزیته‌ی ۰/۰۰۳۵ پاسکال‌ثانیه و غیر نیوتونی با مدل کاریو (رابطه‌ی (۶)) و با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب در نظر گرفته‌شده است [۲۵-۲۳].

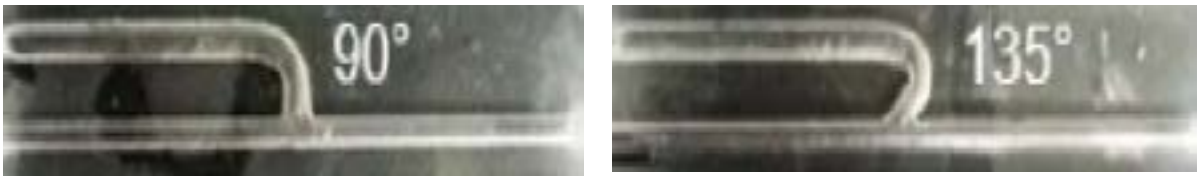
$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)\left[1+(\lambda\dot{\gamma})^2\right]^{\frac{n-1}{2}} \quad (۶)$$

در رابطه‌ی (۶)، ویسکوزیته در نرخ برشی بالا (μ_∞) برابر با ویسکوزیته‌ی مدل نیوتونی و برابر با ۰/۰۰۳۵ پاسکال‌ثانیه و مقدار ویسکوزیته در نرخ برش صفر (μ_0) برابر با ۰/۰۵۶ پاسکال‌ثانیه و مقدار λ برابر ۳/۱۳۱ ثانیه و مقدار n برابر ۰/۳۵۶۸ می‌باشند. با توجه به اهمیت بررسی پارامتر مهم مسئله یعنی تنش برشی روی دیواره‌ی فیستول، از مدل اغتشاشی SST-kω در شبیه‌سازی استفاده‌شده است.

۴-روش عددی

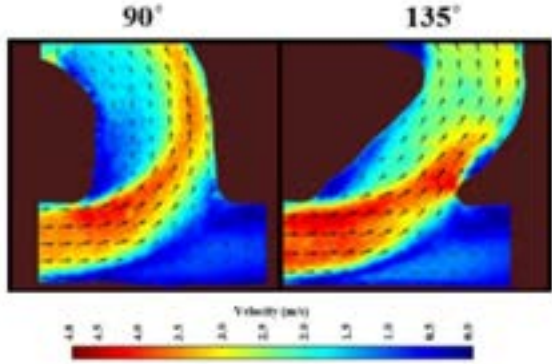
در شبیه‌سازی حاضر ترم‌های زمانی با روش اولر مرتبه‌ی اول و ترم‌های جابجایی معادلات انتقال مومنتوم، k و w، با روش ترکیبی خطی محدود[1] که ترکیبی از روش بادسو[2] و مرکزی[3] [۲۶ و ۲۷] می‌باشد استفاده شده است و برای کلیه‌ی ترم‌های نفوذ از روش مرکزی مرتبه‌ی ۲ استفاده شده است. هندسه‌ی طراحی‌شده را بعد از شبکه‌بندی با استفاده از یکی از حل‌گرهای اوپن‌فوم به نام پیمپل‌فوم[4] که یک حل‌گرگذرا برای جریان تراکم ناپذیر است [۲۸]، شبیه‌سازی کرده و درنهایت مقادیر تنش برشی و الگوی جریان در ۴ زاویه استخراج شده است.

1 Limited linear
2 Upwind
3 Central
4 PimpleFoam



شکل ۵: مدل‌های مختلف فیستول در مدل آزمایشگاهی [۲۹]

Fig. 5. Different models of fistula in the experimental model



شکل ۶: کانتور سرعت برای مدل آزمایشگاهی فیستول ۹۰ و ۱۳۵ درجه در دبی بیشینه [۲۹]

Fig. 6. Velocity contour for the fistula experimental model of 90 and 135 degrees in maximum flow rate

جهت اعمال شرایط مرزی، از مقادیر بیشینه و متوسط دبی جریان (به ترتیب در زمان ۰/۲ ثانیه و ۰/۴ ثانیه) از منحنی ضربانی خون [۲۹]، مطابق با شکل ۳ و در ورودی‌ها و خروجی‌های فیستول استفاده شده است. دبی جریان بیشینه با توجه به قطر عروق در سه مقطع نشان داده‌شده در شکل ۲، به سرعت تبدیل شده و به‌عنوان شرط مرزی در نظر گرفته شده است.

۵-نتایج مربوط به دبی جریان بیشینه

۵-۱- استقلال حل از شبکه

به‌منظور بررسی استقلال حل از شبکه، هندسه‌ها در نرم‌افزار آی-سی-ام[1] شبکه‌بندی شده‌اند. سه نوع شبکه‌بندی با تعداد ۲۵۰ هزار، ۵۰۰ هزار و یک‌میلیون در نظر گرفته شده است. مطابق با شکل ۴ پروفیل سرعت در ۲ مقطع عمودی (در فاصله‌ی ۴۶ میلی‌متر از ورودی سرخرگ در مقطع ۱) و افقی (در فاصله‌ی ۶ میلی‌متر از محور مرکزی سرخرگ) و در نزدیکی محل پیوند با یکدیگر مقایسه شده است.

همان‌طور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، نتایج سرعت برای شبکه‌بندی با تعداد ۵۰۰ هزار شبکه و یک‌میلیون شبکه سلول بسیار به هم نزدیک می‌باشند اما نتایج برای ۲۵۰ هزار شبکه سلول با آن‌ها اختلاف دارد؛ بنابراین تعداد ۵۰۰ هزار شبکه سلول به عنوان بهینه‌ترین تعداد شبکه برای شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است.

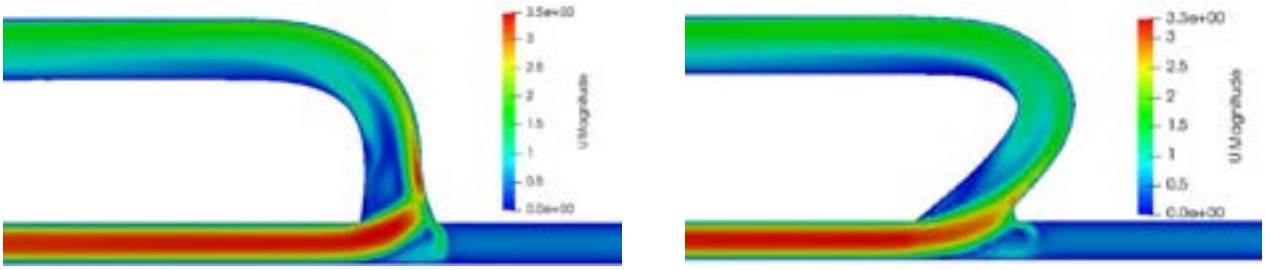
۵-۲- اعتبار سنجی

در سال ۲۰۱۶، هیون‌کیم [۲۹]، به بررسی سه نوع پیوند انتها به پهلو با زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ در مدل آزمایشگاهی پرداخت. در این مدل‌ها، قطر سرخرگ ۲ میلی‌متر و قطر سیاهرگ ۳ میلی‌متر در نظر گرفته شده است و توسط پرینتر سه‌بعدی و با استفاده از ماده‌ی پلی دی متیل سیلوکزان تولید شده‌اند و توسط خون مصنوعی غیر نیوتونی (ترکیبی از ۷۹/۱ درصد آب، ۲۰/۹ درصد گلیسرین و ۰/۰۲۱ درصد زانتان) با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب، در ۳ دبی جریان مختلف (دبی جریان بیشینه، کمینه و متوسط از منحنی ضربانی خون) مورد آزمایش قرار گرفتند تا مکانیسم اصلی شکست فیستول بررسی شود. شکل ۵ نمایی از هندسه‌های مربوط به مدل‌های آزمایشگاهی را نشان می‌دهد.

بعد از طراحی هندسه‌ی فیستول با زوایای پیوند ۹۰ و ۱۳۵ درجه و اعمال شرط مرزی در دبی جریان بیشینه به شبیه‌سازی آن‌ها پرداخته شد. نتایج برای هندسه‌ی فیستول با زاویه‌ی ۹۰ و ۱۳۵ درجه با مدل آزمایشگاهی [۲۹] مسئله مقایسه شد. شکل ۶، نتایج مدل آزمایشگاهی را در دبی جریان بیشینه نشان می‌دهد.

شکل ۷، نتایج شبیه‌سازی فیستول با پیوند ۹۰ و ۱۳۵ درجه را در دبی جریان بیشینه نشان می‌دهد. طبق شکل ۷، جریان در دو زاویه‌ی پیوند هنگام ورود به فیستول از محل پیوند جدا شده و به سمت دیواره‌ی سمت راست متمایل شده و در نزدیکی دیواره‌ی سمت راست، سرعت افزایش یافته است که موجب افزایش تنش برشی می‌شود و برعکس در نزدیکی دیواره‌ی سمت چپ سرعت کاهش

1 ICEM



(a) (b)

شکل ۷: کانتور سرعت برای زاویه‌ی پیوند (a) ۹۰ درجه و (b) ۱۳۵ درجه در دبی جریان بیشینه

Fig. 7. The velocity contour for the anastomosis angle (a) 90 and (b) 135 degrees at maximum flow rate

جدول ۱ :مقادیر تنش برشی بیشینه در دو مدل تجربی و شبیه‌سازی شده [۲۹]

Table 1. The maximum shear stress values in both experimental and simulated models

زاویه	تجربی (٪۸± خطا) (پاسکال)	شبیه‌سازی (پاسکال)
۹۰	۲۵۵/۷ ± ۲۱	۳۳۴
۱۳۵	۳۳۴/۲۷ ± ۲۷	۳۰۵

یافته است که احتمال کاهش تنش برشی و تشکیل گردابه‌ها و رسوب املاح خون را افزایش می‌دهد. مقادیر سرعت بیشینه 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 ولی در مدل تجربی، سرعت در دو زاویه به مقدار تقریبی ۳/۸ الی ۴ متر بر ثانیه رسیده است (لازم به ذکر است که در شکل ۵، راهنمای کانتور سرعت در تمام زوایا یکسان رسم شده است و لذا این اعداد با مقداری خطا گزارش شده است). بنابراین مقادیر سرعت در مدل شبیه‌سازی شده و در زوایای ۹۰ و ۱۳۵ درجه به ترتیب، % ۸ و % ۱۳ با نتایج مدل تجربی اختلاف دارند.

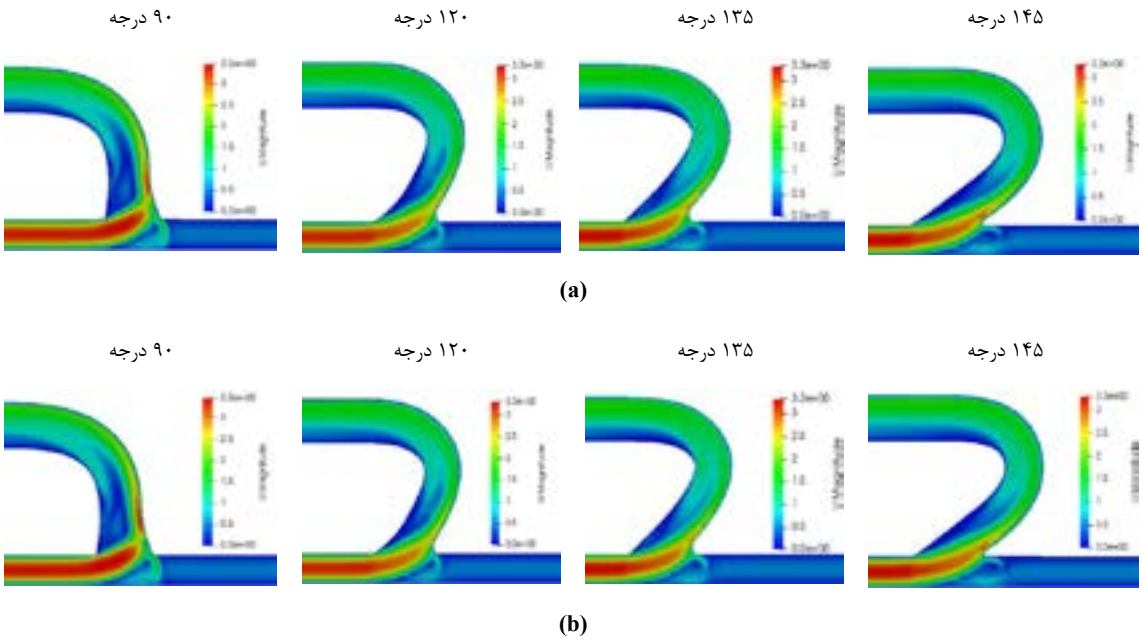
جدول ۱، مقادیر تنش برشی بیشینه در دو مدل شبیه‌سازی شده و تجربی را نشان می‌دهد که در زاویه‌ی پیوند ۹۰ و ۱۳۵ درجه و به ترتیب، % ۳۰ و % ۸/۶۸ با نتایج تجربی اختلاف دارد. اختلافی که در نتایج مربوط به الگوی کلی جریان و مقادیر تنش برشی بیشینه وجود دارد می‌تواند ناشی از در دسترس نبودن کامل جزئیات هندسه‌ی مدل تجربی جهت طراحی و شبیه‌سازی و همچنین خطای ٪۸ موجود در مدل تجربی باشد.

۳-۵- الگوی جریان و بردار سرعت در مدل نیوتونی و غیر نیوتونی

علاوه بر شبیه‌سازی فیستول با پیوند ۹۰ و ۱۳۵ درجه، جهت مقایسه‌ی الگوی جریان و تنش برشی در زاویه‌ی منفرجه، فیستول با پیوند ۱۲۰ و ۱۴۵ درجه نیز در دبی جریان بیشینه و در دو مدل نیوتونی و غیر نیوتونی شبیه‌سازی شده است. شکل ۸ نتایج الگوی جریان در پیوندهای ۹۰، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۴۵ درجه را در دو مدل نیوتونی و غیر نیوتونی نشان می‌دهد.

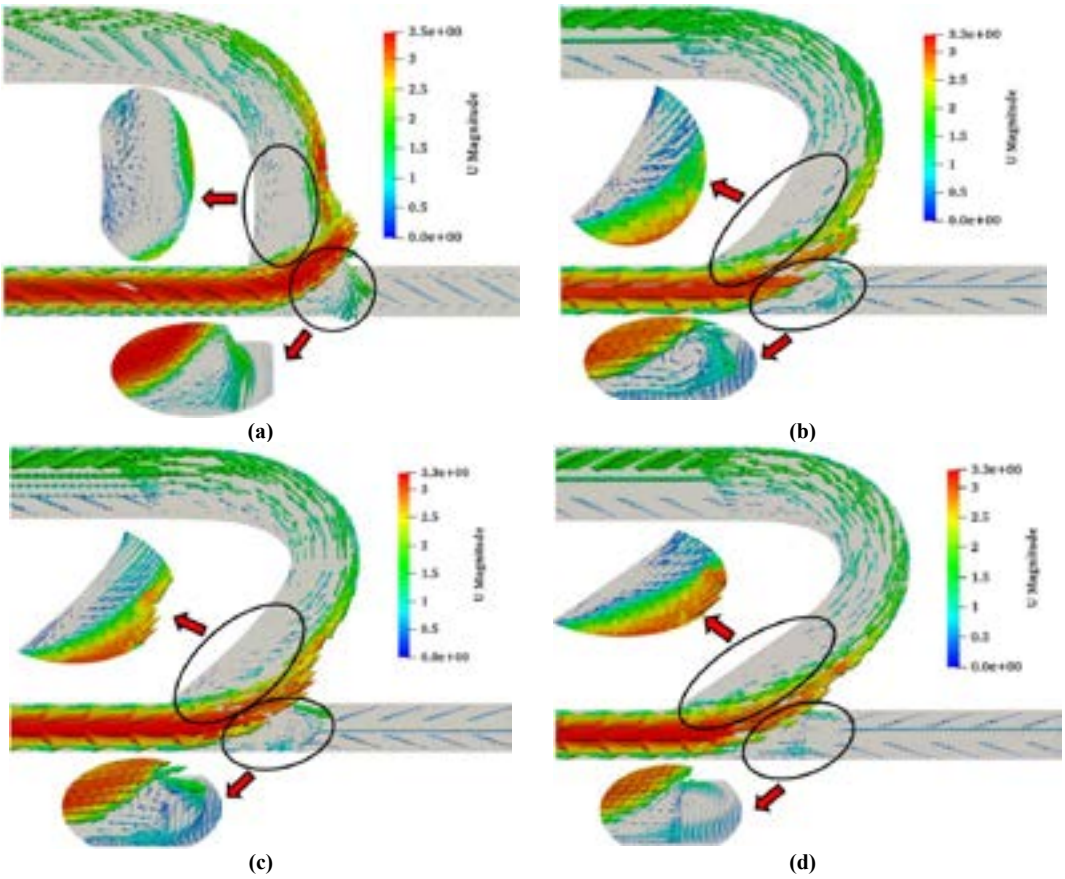
با مقایسه‌ی الگوی جریان حاصل از شبیه‌سازی در دو مدل نیوتونی و غیر نیوتونی ملاحظه می‌شود که در تمام موارد به علت وجود جریان دین و تغییر مسیر غیرمنتظره‌ی جهت جریان در هنگام عبور از محل پیوند، جدایش جریان اتفاق می‌افتد و همچنین غالب جریان به سمت دیواره‌ی سمت راست کشیده می‌شود و درنتیجه مقادیر سرعت در مناطقی از دیواره‌ی سمت راست، بالا می‌رود که موجب بالا رفتن مقدار تنش برشی و تحریک سلول‌های دیواره‌ی داخلی عروق و درنتیجه ایجاد ترومبوز و زخم و درنهایت موجب ضخیم شدن دیواره و کاهش خون‌رسانی به فیستول می‌شود. سرعت بیشینه نیز در زاویه‌ی پیوند ۹۰ درجه بیشتر از بقیه‌ی زوایای پیوند می‌باشد. الگوی جریان در دو مدل نیوتونی و غیر نیوتونی نیز بسیار شبیه به هم می‌باشند و اختلاف بسیار کمی با یکدیگر دارند.

شکل ۹ بردارهای سرعت در چهار زاویه‌ی پیوند را در دبی بیشینه نشان می‌دهد. همان طور که مشخص است، در هر زاویه دو گردابه، یکی در پایین محل پیوند و دیگری در قسمت بالا و سمت چپ محل پیوند تشکیل می‌شود که می‌تواند بعد از مدتی، موجب رسوب املاح و گرفتگی در مسیر جریان و درنتیجه کاهش خون‌رسانی به فیستول شود. در پیوند با زاویه‌ی ۹۰ درجه و در قسمت بالا و سمت چپ محل پیوند، برخلاف زوایای پیوند دیگر، گردابه‌های بزرگ‌تری تشکیل می‌شود و احتمال رسوب املاح و گرفتگی عروق در آن بسیار



شکل ۸: الگوی جریان برای پیوند با زوایای مختلف در دو مدل (a) نیوتونی و (b) غیر نیوتونی

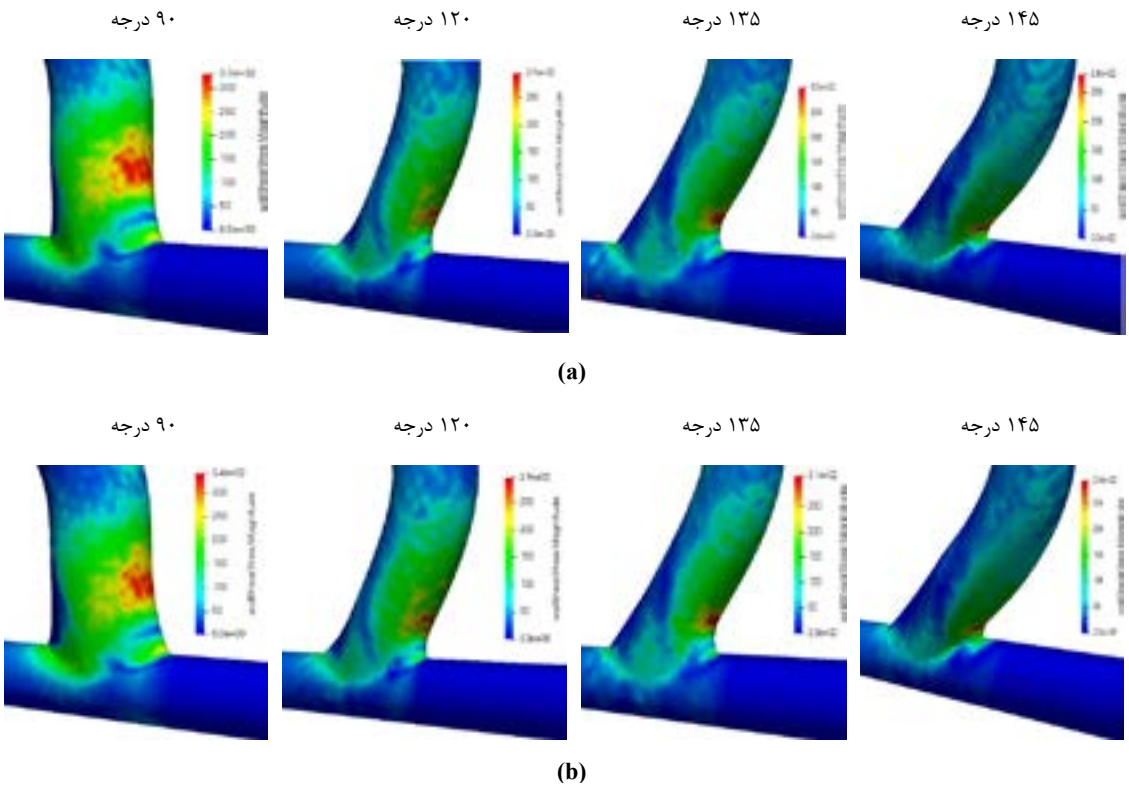
Fig. 8. Flow pattern for anastomosis with different angles in (a) Newton and (b) non-Newtonian models



شکل ۹: بردارهای سرعت در پیوند با زوایای (a) ۹۰ درجه، (b) ۱۲۰ درجه، (c) ۱۳۵ درجه و (d) ۱۴۵ درجه

شکل ۹: بردارهای سرعت در پیوند با زوایای (a) ۹۰ درجه، (b) ۱۲۰ درجه، (c) ۱۳۵ درجه و (d) ۱۴۵ درجه

Fig. 9. The velocity vectors at anastomosis with the angles (a) 90 degrees, (b) 120 degrees, (c)135 degrees and (d) 145 degrees



شکل ۱۰: کانتور تنش برشی برای زوایای پیوند مختلف در دو مدل (a) نیوتونی و (b) غیر نیوتونی

Fig. 10. Shear stress contour for different anastomosis angles in two models (a) Newtonian and (b) non-Newtonian

بیشتر است؛ اما با افزایش زاویه‌ی پیوند گردابه‌ها به‌تدریج کوچک‌تر می‌شوند و احتمال گرفتگی عروق در آن‌ها کم‌تر می‌شود. مطابق با نتایج شبیه‌سازی، همان طور که مشخص است، شدت به‌هم‌ریختگی جریان در محل پیوند بیشتر می‌شود و دورتر از محل پیوند کاهش می‌یابد.

از مقایسه‌ی بین الگوی جریان و بردار سرعت در چهار زاویه‌ی پیوند مشاهده می‌شود با افزایش زاویه‌ی پیوند از ۹۰ به سمت ۱۴۵ درجه، گردابه‌های کوچک‌تری تشکیل می‌شود و احتمال رسوب املاح کاهش می‌یابد و زوایای منفرجه، زوایای مناسب‌تری برای ایجاد پیوند فیستول محسوب می‌شوند.

۴-۵- تنش برشی در مدل نیوتونی و غیر نیوتونی

همان‌طور که اشاره شد، مهم‌ترین عامل شکست فیستول، تنش برشی بالا و زخم‌های به وجود آمده در دیواره‌ی فیستول و درنتیجه تنگی و کاهش خون‌رسانی به فیستول برای دستگاه دیالیز می‌باشد. بر همین مبنا، در این قسمت به بررسی مناطق و مقادیر تنش برشی بیشینه در چهار زاویه‌ی پیوند ۹۰، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۴۵ درجه و در

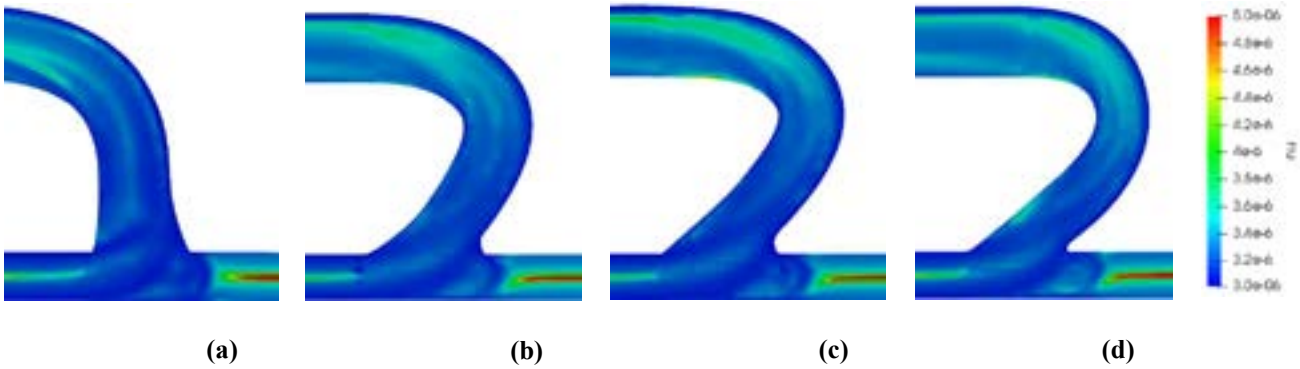
جدول ۲ :مقادیر تنش برشی بیشینه در مدل‌های نیوتونی و غیر نیوتونی و تجربی [۲۹]

Table 2: Maximum Shear Stress in Newtonian, non -Newtonian and Experimental Models

زاویه (درجه)	نیوتونی (پاسکال)	غیر نیوتونی (پاسکال)	تجربی (٪۸± خطا) (پاسکال)
۹۰	۳۲۷	۳۳۴	۲۵۵/۷ ± ۲۱
۱۲۰	۲۸۵	۲۹۲	-
۱۳۵	۲۹۴	۳۰۵	۳۳۴/۲۷ ± ۲۷
۱۴۵	۲۸۰	۲۸۷	-

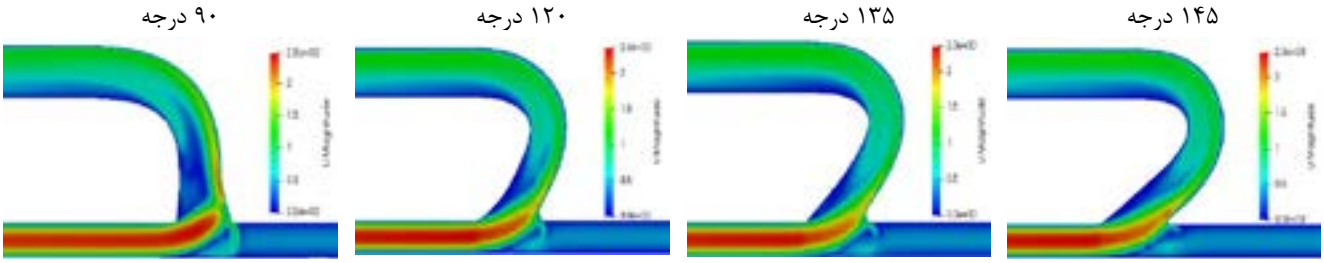
دو مدل نیوتونی و غیر نیوتونی پرداخته می‌شود. در شکل ۱۰، نتایج تنش برشی حاصل از شبیه‌سازی و مناطق تنش برشی بیشینه در زوایای پیوند مختلف نشان داده شده است.

همان‌طور که ملاحظه می‌شود، در هر دو مدل نیوتونی و غیر نیوتونی، با افزایش زاویه‌ی پیوند از ۹۰ به ۱۴۵ درجه، مقادیر تنش برشی بیشینه روی دیواره‌ی فیستول کاهش یافته است. علاوه بر مقادیر تنش برشی بیشینه، محدوده‌ای که تحت تأثیر تنش برشی‌های



شکل ۱۱: کانتور ویسکوزیته‌ی دینامیکی غیر نیوتونی خون در زوایای (a) ۹۰، (b) ۱۲۰، (c) ۱۳۵ و (d) ۱۴۵ درجه

Fig. 11. The contour of non-Newtonian dynamic viscosity of blood at the angles (a) 90, (b) 120, (c) 135, and (d) 145 degrees



شکل ۱۲: الگوی جریان برای پیوند با زوایای مختلف در مدل غیر نیوتونی و در دبی جریان متوسط

Fig. 12. Flow pattern for anastomosis with different angles in non-Newtonian model in medium flow rate

بالا است و موجب بروز بیماری ترومبوز می‌شود نیز کاهش یافته است و این محدوده، با افزایش زاویه‌ی پیوند، از قسمت‌های بالادست به سمت محل بخیه‌ی پیوند نزدیک می‌شود.

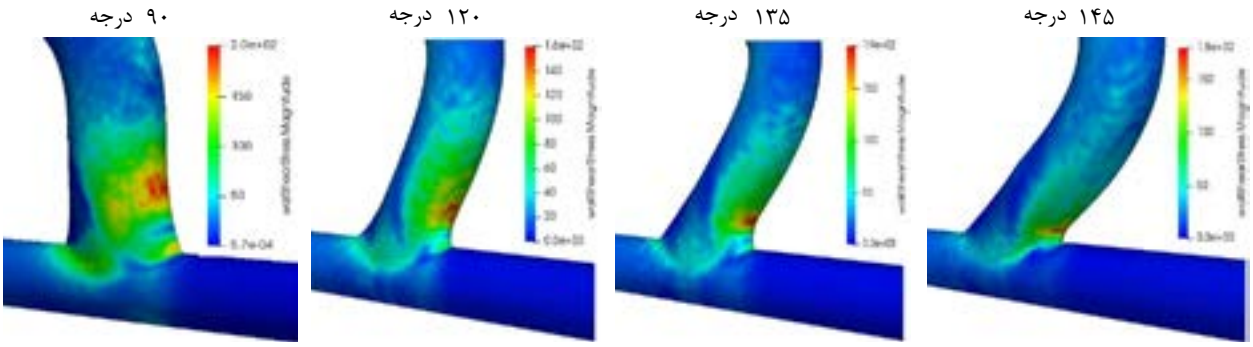
جدول ۲ نیز مقادیر دقیق تنش برشی بیشینه را در دو مدل نیوتونی و غیر نیوتونی نشان می‌دهد. همان طور که ملاحظه می‌شود، مدل غیر نیوتونی نسبت به مدل نیوتونی، با اختلاف بسیار کمی، مقادیر تنش برشی بیشینه را مقادیر بالاتری پیش‌بینی کرده است و با افزایش زاویه‌ی پیوند از ۹۰ درجه به ۱۴۵ درجه، این مقادیر در مدل نیوتونی به ترتیب از مقدار ۳۲۷ پاسکال به مقدار ۲۸۰ پاسکال رسیده است و در مدل غیر نیوتونی نیز این مقادیر از ۳۳۴ پاسکال به ۲۸۷ پاسکال کاهش یافته است.

درنهایت با مقایسه‌ی بین مقادیر تنش برشی بیشینه که به‌عنوان عامل اصلی بروز بیماری ترومبوز و درنتیجه شکست فیستول شناخته می‌شود و همچنین محدوده‌ای از فیستول که مقادیر بالای تنش برشی را دارند، مشخص می‌شود که زوایای منفرجه، زوایای مناسب‌تری جهت ایجاد پیوند فیستول می‌باشند.

۵-۵- بررسی ویسکوزیته‌ی خون

در این قسمت به بررسی نتایج مربوط به مقادیر ویسکوزیته‌ی غیر نیوتونی خون پرداخته می‌شود. طبق رابطه‌ی (۶)، با افزایش مقدار نرخ کرنش[1] ($\dot{\gamma}$)، ویسکوزیته‌ی خون کاهش می‌یابد و برعکس، هرچه مقدار نرخ تنش کاهش یابد، مقدار ویسکوزیته‌ی خون افزایش می‌یابد. طبق شکل ۱۱، نتایج به‌دست‌آمده در تمام زوایای پیوند نیز رابطه‌ی عکس بین مقدار ویسکوزیته‌ی غیر نیوتونی خون و نرخ تنش را تأیید می‌کند. همان طور که مشاهده می‌شود، با فاصله گرفتن از دیواره‌ی سرخرگ و با افزایش سرعت در مرکز سرخرگ و کاهش نرخ تنش، مقادیر ویسکوزیته نیز افزایش می‌یابد. در سرخرگ سمت راست با توجه به سرعت جریان کم‌تر و درنتیجه تخت‌تر بودن پروفیل سرعت نسبت به سرخرگ سمت چپ (ورودی اصلی جریان خون)، نرخ تنش نیز مقادیر کم‌تری دارد، بنابراین مقدار ویسکوزیته‌ی خون نیز بیشتر

1 Strain rate



شکل ۱۳: کانتور تنش برشی برای زوایای پیوند مختلف در مدل غیر نیوتونی و در دبی جریان متوسط

Fig. 13. Shear stress contour for different anastomosis angles in non-Newtonian model in medium flow rate

جدول ۳ :مقادیر تنش برشی بیشینه در مدل غیر نیوتونی و در دبی جریان متوسط

Table 3. The maximum shear stress in the non-Newtonian model in the medium flow rate

زاویه (درجه)	تنش برشی (پاسکال)
۹۰	۲۰۱/۶
۱۲۰	۱۵۹/۶
۱۳۵	۱۹۱/۱
۱۴۵	۱۸۰/۶

است.

۶-نتایج مربوط به دبی جریان متوسط

۶-۱- الگوی جریان

مطابق با شکل ۱۲، همانند نتایج مربوط به دبی بیشینه، سرعت بیشینه در زاویه‌ی پیوند ۹۰ درجه بیشتر از بقیه‌ی زوایای پیوند می‌باشد و با افزایش زاویه‌ی پیوند کاهش می‌یابد. همچنین گردابه‌ای که در قسمت پایین محل پیوند تشکیل می‌شود با افزایش زاویه‌ی پیوند از ۹۰ درجه به ۱۴۵ درجه کوچک‌تر می‌شود. همانند نتایج مربوط به دبی بیشینه، در دبی متوسط هم جدایی جریان اتفاق می‌افتد و غالب جریان به سمت دیواره‌ی سمت راست حرکت می‌کند و موجب افزایش سرعت و تنش برشی در این نواحی می‌شود.

۶-۲- تنش برشی

همان طور که در شکل ۱۳ مشاهده می‌شود، تنش برشی بیشینه در دبی متوسط، با افزایش زاویه‌ی پیوند از ۹۰ به ۱۴۵ درجه، به‌طور نامنظم کاهش می‌یابد و کم‌ترین مقدار تنش برشی بیشینه مربوط به زاویه‌ی ۱۲۰ درجه و برابر با ۱۵۹/۶ پاسکال می‌باشد. همچنین نواحی درگیر در تنش برشی‌های بالا نیز با افزایش زاویه‌ی پیوند کاهش می‌یابد و موجب کندی در گسترش بیماری ترومبوز می‌شود.

جدول ۳، مقادیر دقیق تنش برشی بیشینه را در دبی جریان متوسط نشان می‌دهد. از مقایسه‌ی بین مقادیر تنش برشی بیشینه در دبی بیشینه و متوسط مشاهده شد که در دبی متوسط، اختلاف بین تنش برشی بیشینه در زاویه‌ی ۹۰ درجه نسبت به دیگر زوایا کم‌تر از دبی جریان بیشینه است و این نتایج حاکی از آن است که با کاهش دبی جریان، مقادیر تنش برشی بیشینه در زوایای مختلف به یکدیگر نزدیک می‌شوند.

۷-نتیجه‌گیری

در این مقاله به بررسی الگوی جریان و تنش برشی بیشینه برای چهار زاویه‌ی پیوند ۹۰، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۴۵ درجه و در دبی جریان بیشینه و متوسط از منحنی پالسی خون پرداخته شد. درنهایت مشخص شد که با توجه به جدایش جریان بیشتر، تشکیل گردابه‌های بزرگ‌تر، گرفتگی در محل جدایش و درنتیجه کاهش خون‌رسانی به فیستول در پیوند با زاویه‌ی ۹۰ درجه، می‌توان گفت که پیوند با زوایای منفرجه، انتخاب مناسب‌تری برای جراحان جهت ایجاد فیستول برای دیالیز می‌باشد.

از طرفی با مقایسه‌ی مقادیر تنش برشی بیشینه و همچنین محدوده‌ی درگیر در تنش برشی‌های بالا، می‌توان گفت که با توجه به مقادیر بالاتر تنش برشی بیشینه در پیوند با زاویه‌ی ۹۰ درجه نسبت به پیوند با زوایای منفرجه و همچنین محدوده‌ی بزرگ‌تر درگیر در

تنش برشی بیشینه روی دیواره‌ی فیستول و احتمال خطرات بیشتر برای شروع بیماری ترومبوز، زوایای منفرجه ازنقطه‌نظر تنش برشی نیز به‌عنوان زوایای بهتری برای ایجاد پیوند فیستول محسوب می‌شوند و با توجه به اختلاف اندک بین مقادیر تنش برشی و همچنین ابعاد تقریباً یکسان گردابه‌های تشکیل‌شده در زوایای منفرجه، تفاوت چندانی بین پیوند فیستول با زوایای منفرجه وجود ندارد.

منابع

[1] A.M. Karmody, N. Lempert, “Smooth loop” arteriovenous fistulas for hemodialysis, Surgery, 75(2) (1974) 238-242.

[2] A. Bode, J. Tordoir, Vascular Access for Hemodialysis Therapy, in: Modelling and Control of Dialysis Systems, Springer, 2013, pp. 235-303.

[3] D. Santoro, F. Benedetto, P. Mondello, N. Pipitò, D. Barillà, F. Spinelli, C.A. Ricciardi, V. Cernaro, M. Buemi, Vascular access for hemodialysis: current perspectives, International journal of nephrology and renovascular disease, 7 (2014) 281.

[4] 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.

[5] M. Malovrh, Native arteriovenous fistula: preoperative evaluation, American journal of kidney diseases, 39(6) (2002) 1218-1225.

[6] T.C. Rothuizen, C. Wong, P.H. Quax, A.J. van Zonneveld, T.J. Rabelink, J.I. Rotmans, Arteriovenous access failure: more than just intimal hyperplasia? Nephrology Dialysis Transplantation, 28(5) (2013) 1085-1092.

[7] F. Curtolo, Nuova metodologia basata sull’elaborazione di immagini da UltrasoundÂ® per la modellazione e la simulazione numerica della fistola artero-venosa. A novel protocol based on UltrasoundÂ® imaging for patient specific AVF modelling and numerical simulation, (2017).

[8] A.M. Malek, S.L. Alper, S. Izumo, Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis, Jama, 282(21) (1999) 2035-2042.

[9] Z. Kharboutly, V. Deplano, E. Bertrand, C. Legallais, Numerical and experimental study of blood flow through a patient-specific arteriovenous fistula used for hemodialysis, Medical engineering & physics, 32(2) (2010) 111-118.

[10] K. Van Canneyt, T. Pourchez, S. Eloot, C. Guillame, A. Bonnet, P. Segers, P. Verdonck, Hemodynamic impact of anastomosis size and angle in side-to-end arteriovenous fistulae: a computer analysis, The journal of vascular access, 11(1) (2010) 52-58.

[11] 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, 43(10) (2010) 2002-2009.

[12] 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, 27(1) (2011) 358-368.

[13] W.A.W. Hassan, K. Osman, M.R.A. Kadir, W.A.K.W. Abdullah, J. Haron, M.Z. Ngali, Effect of anastomosis angle on hemodynamic of side-to-end radiocephalic arteriovenous fistula (RCAVF), in: AIP Conference Proceedings, AIP, 2012, pp. 665-670.

[14] J.E. Hull, B.V. Balakin, B.M. Kellerman, D.K. Wrolstad, Computational fluid dynamic evaluation of the side-to-side anastomosis for arteriovenous fistula, Journal of vascular surgery, 58(1) (2013) 187-193. e181.

[15] 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, 6(4) (2015) 450-462.

[16] 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, 8(03) (2015) 131.

[17] 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).

[18] Y. He, C.M. Terry, C. Nguyen, S.A. Berceli, Y.T.E. Shiu, A.K. Cheung, Serial analysis of lumen geometry and hemodynamics in human arteriovenous fistula for hemodialysis using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics, Journal of biomechanics, 46(1) (2013) 165-169.

[19] A. Javadzadegan, N. Myo Lwin, M. Asyraf, A. Simmons, T. Barber, Analysis of Blood Flow Characteristics in a Model of a Mature Side-to-Side Arteriovenous Fistula, Artificial organs, 41(11) (2017) E251-E262.

[20] 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, 17(2) (2018) 479-497.

[21] D.C. Wilcox, Turbulence modeling for CFD, DCW industries La Canada, CA, 1998.

[22] A. Dewan, Tackling turbulent flows in engineering, Springer Science & Business Media, 2010.

[23] 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.

[24] N. Hamedi, S. Busch, Non-Newtonian Models in OpenFOAM Implementation of a non-Newtonian model, in, 2014.

[25] 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, 28(3-4) (1991) 241-262.

[26] H.K. Versteeg, W. Malalasekera, An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method, Pearson Education, 2007.

[27] S. Patankar, Numerical heat transfer and fluid flow, CRC press, 1980.

[28] G. Holzinger, OpenFOAM A little User-Manua, (2018).

[29] 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, 30(12) (2016) 5503-5511.

این صفحه عمداً خالی است