



## بررسی پیوند با زوایای منفرجه برای کاهش شکست فیستول با استفاده از مدل سازی عددی

سید محمد نادری، قاسم حیدری نژاد\*، محمد صفرزاده

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

### تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۷-۱۱-۱۵

بازنگری: ۱۳۹۸-۰۱-۰۸

پذیرش: ۱۳۹۸-۰۱-۲۵

ارائه آنلاین: ۱۳۹۸-۰۲-۰۲

### کلمات کلیدی:

همودیالیز

زاویه‌ی فیستول منفرجه

ترمبوز، گرفتگی جریان

تنش برشی

**خلاصه:** با توجه به نقش تعیین کننده‌ی زاویه‌ی پیوند در کارایی فیستول برای دیالیز، پیوندهای منفرجه با زوایای ۹۰، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۴۵ طراحی و شبیه‌سازی شده و نتایج، از نقطه نظر 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 استفاده شده و در دبی بیشینه و متوسط از منحنی ضربانی خون (به ترتیب در دبی جریان در زمان ۰/۲ ثانیه و ۰/۴ ثانیه) مدل سازی شدند. در زاویه‌ی ۹۰ درجه، ابعاد گردابه‌های تشکیل شده، به علت جدایش جریان در هنگام عبور از محل پیوند، به طور محسوس بزرگ تر از زوایای منفرجه می‌باشند و در نتیجه احتمال گرفتگی در محل جریان به شدت افزایش می‌یابد؛ بنابراین از نقطه نظر الگوی جریان، زاویه‌ی ۹۰ درجه پیوند مناسبی برای ایجاد فیستول نیست. در زوایای منفرجه ابعاد این گردابه‌ها بسیار کوچک تر می‌شوند و در این صورت زوایای منفرجه انتخاب بهتری محسوب می‌شوند. از نقطه نظر 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 بزرگ تر 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.

### 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. از آنجایی که 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 بهره‌گیرند تا به این میزان دبی برای بهترین عملکرد دستگاه دیالیز برسند. به این پیوند فیستول شریانی وریدی<sup>۱</sup> می‌گویند. این مدل از پیکربندی فیستول، برای اولین بار در سال ۱۹۷۳، توسط کارمودی و لمپرت پیشنهاد شد [۱] و برای

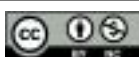
ایجاد آن، معمولاً از سرخرگ رادیال<sup>۲</sup> و سیاهرگ سفالیک<sup>۳</sup> واقع در مچ دست استفاده می‌شود [۲]. شکل ۱ نمایی از عروق مورد نیاز واقع در مچ دست برای ایجاد فیستول رادیوسفالیک<sup>۴</sup> را نشان می‌دهد. لازم به ذکر است بعد از حدود ۲ الی ۳ ماه، به علت فشار بالای سرخرگ رادیال، سیاهرگ سفالیک به اصطلاح متسع می‌شود و آماده‌ی دیالیز شدن می‌شود و دو سوزن، یکی برای برداشت خون جهت تصفیه در دستگاه دیالیز و دیگری برای برگشت خون تصفیه شده 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<sup>۵</sup>، کاتتر<sup>۶</sup> و فیستول شریانی

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

- 1 Arteriovenous fistula

\* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: Email





شکل ۱: فیستول رادیوسفالیک  
Fig. 1. Radiocephalic fistula

وریدی می‌باشند [۳]. فیستول شریانی وریدی در حال حاضر بهترین انتخاب برای دسترسی عروقی طولانی مدت جهت همودیالیز محسوب می‌شود [۴]؛ با این وجود، متاسفانه رگ‌های همه‌ی افراد به اندازه‌ی کافی برای ایجاد فیستول مناسب نیستند [۳] و برای تعیین محل مطلوب برای ایجاد فیستول و استفاده از آن باید به اندازه 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 به صورت 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<sup>۱</sup> (لخته‌ی خون) و گرفتگی محل عبور جریان و تنش برشی پایین، سبب رسوب املاح خون در محل فیستول می‌شود [۷]. از این رو نواحی دارای تنش برشی کم و تنش برشی بالا به عنوان مناطق حساس معرفی شده‌اند [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<sup>۲</sup> مورد بررسی قرار دادند. سرعت و جریان حجمی ضربانی در نظر گرفته شد و برای

1 Thrombosis  
2 PIV

تحلیل عددی، سعی شده است که خون به عنوان یک سیال نیوتنی با مشخصاتی تقریباً مشابه با مشخصات آب که در آزمایش سرعت سنجی تصویری ذرات مورد استفاده قرار گرفته 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 مورد بررسی قرار دادند 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<sup>۲</sup>، موجب افزایش جریان در خروجی سرخرگ<sup>۴</sup> و کاهش جریان در خروجی سیاهرگ<sup>۵</sup> 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 در نظر گرفتن خون به عنوان 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<sup>۶</sup> (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 تجزیه و تحلیل اثر همودینامیک ناشی از زاویه‌ی پیوند طراحی کردند. دیواره نیز صلب و خون به عنوان

3 Proximal artery  
4 Distal vein  
5 Proximal vein  
6 Dean flow

ساله با ام.آر.آی.<sup>۱</sup> 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<sup>۲</sup> با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب استفاده شد و در نهایت مناطق حساس با تنش برشی بالا در محل پیوند مشاهده شد.

جوادزادگان و همکاران [۱۹]، به بررسی یک مدل فیستول با پیوند پهلو به پهلو بالغ پرداختند. آن‌ها با صلب در نظر گرفتن 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 در نهایت پیشنهاد دادند که سوزن زنی در فاصله‌ی ۳۰ تا ۵۰ میلی‌متر از محل پیوند و به‌دوراز گردابه‌ها انجام شود.

در سال ۲۰۱۸، ویلیز و همکاران [۲۰]، یک مدل انعطاف‌پذیر<sup>۳</sup> 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 به‌سزایی در کارایی فیستول از جمله، 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 منفرد، 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

سیالی نیوتونی و با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب در نظر گرفته شد. از جمله 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 در نهایت 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 پهلو ۴۵ درجه، انتها به پهلو 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 تجزیه و تحلیل قرار دادند 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 به‌صورت 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

1 Magnetic Resonance Imaging (MRI)

2 Carreau model

3 FSI



شکل ۲: هندسه‌های مسئله جهت شبیه‌سازی  
 Fig. 2. Problem geometries for simulation

جنبشی آشفتگی<sup>۳</sup> و نرخ مشخصه‌ی اضمحلال<sup>۴</sup> (امگا) حل شده و ویسکوزیته‌ی اغتشاشی از طریق روابط (۳) و (۴) محاسبه می‌شود.

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

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_i} + \quad (2)$$

$$\frac{\partial}{\partial x_j} \left[ (v + \nu_t) \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} \right] + \vec{g} \cdot \vec{e}_i$$

$$\frac{\partial k}{\partial t} + u_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \quad (3)$$

$$\left[ (v + \sigma_k \nu_t) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + p_k - B^* k \omega$$

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} + u_j \frac{\partial \omega}{\partial x_j} = \frac{\gamma P_k}{\rho \nu_t} - \beta \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \quad (4)$$

$$\left[ (v + \sigma_\omega \nu_t) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + 2(1 - F_1) \sigma_{\omega 2} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j}$$

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

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

$$\vec{w}_{SS} = \tau = \mu \left( \frac{\partial \vec{u}}{\partial y} \right) \Big|_{y=0} \quad (5)$$

- 3 k  
 4 Specific Rate of Dissipation

دبی جریان و در نتیجه تنش برشی، بیشینه باشد ولی باین‌وجود 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<sup>۱</sup> شبیه‌سازی و مورد مطالعه قرار می‌گیرد و با بررسی الگوی جریان و پارامتر مهم تنش برشی در دیواره‌ی فیستول، کارایی این نوع پیوند مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرد.

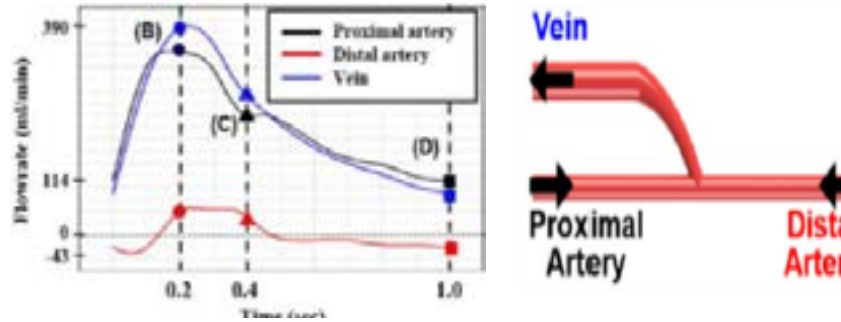
## ۲- هندسه‌های مسئله

هندسه‌های سه‌بعدی مسئله در زوایای ۹۰، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۴۵، با نرم‌افزار سالیدورک<sup>۲</sup> و به صورت 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 به صورت بیضوی در نظر گرفته شده است.

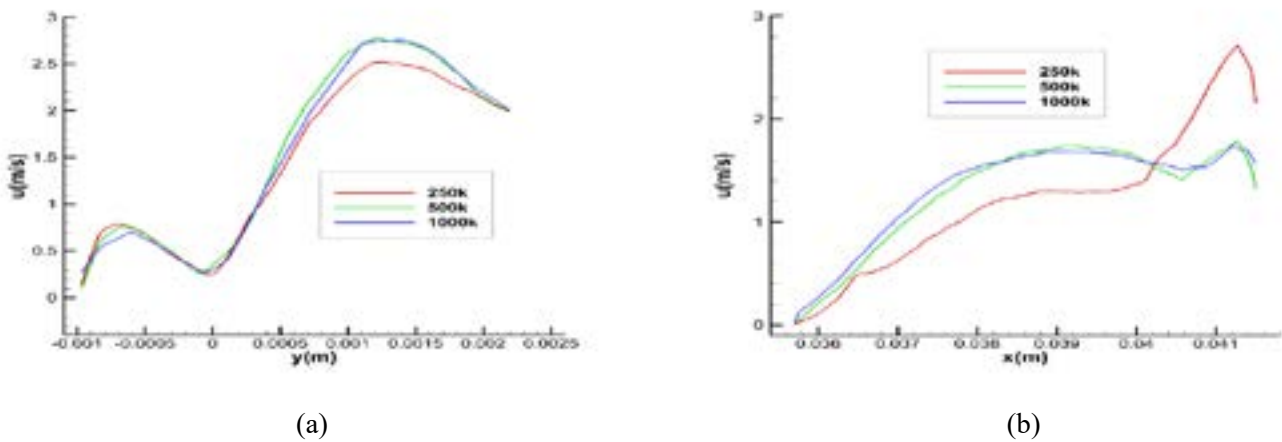
## ۳- معادلات حاکم

معادلات اصلی که جهت شبیه‌سازی استفاده شده‌اند شامل معادلات پیوستگی و مومنتوم طبق روابط (۱) و (۲) است. به منظور مدل‌سازی اغتشاش، از روش SST-k $\omega$  که بر پایه‌ی روش متوسط‌گیری رینولدز و نسخه‌ی تصحیح‌شده‌ی مدل k $\omega$  استاندارد ارائه شده توسط ویلکاکس [۲۱] می‌باشد، استفاده شد. در این روش معادلات انرژی

- 1 OpenFoam  
 2 Solidwork



شکل ۳: نقاط مورد استفاده 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



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

استفاده شده 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<sup>۱</sup> که ترکیبی از روش بادسو<sup>۲</sup> و مرکزی<sup>۳</sup> [۲۶ و ۲۷] می‌باشد استفاده شده است و برای کلیه‌ی ترم‌های نفوذ از روش مرکزی مرتبه‌ی ۲ استفاده شده است. هندسه‌ی طراحی شده را بعد از شبکه‌بندی با استفاده از یکی از حل‌گرهای اوپن‌فوم به نام پیمپل‌فوم<sup>۴</sup> که یک حل‌گر گذرا برای جریان تراکم‌ناپذیر است [۲۸]، شبیه‌سازی کرده و در نهایت مقادیر تنش برشی و الگوی جریان در ۴ زاویه استخراج شده است.

جریان تراکم‌ناپذیر و برای خون از دو مدل نیوتونی با ویسکوزیته‌ی  $0.035$  پاسکال‌ثانیه و غیر نیوتونی با مدل کاریو (رابطه‌ی (۶)) و با چگالی  $1050$  کیلوگرم بر مترمکعب در نظر گرفته شده است [۲۵-۲۳].

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \left[ 1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{n-1}{2}} \quad (6)$$

در رابطه‌ی (۶)، ویسکوزیته در نرخ برشی بالا ( $\mu_{\infty}$ ) برابر با ویسکوزیته‌ی مدل نیوتونی و برابر با  $0.035$  پاسکال‌ثانیه و مقدار ویسکوزیته در نرخ برش صفر ( $\mu_0$ ) برابر با  $0.056$  پاسکال‌ثانیه و مقدار  $\lambda$  برابر  $3/131$  ثانیه و مقدار  $n$  برابر  $0.3568$  می‌باشند. با توجه به اهمیت بررسی پارامتر مهم مسئله یعنی تنش برشی روی دیواره‌ی فیستول، از مدل اغتشاشی SST- $k\omega$  در شبیه‌سازی

- 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

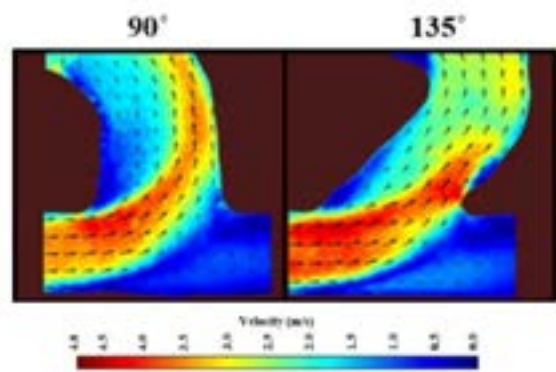
شبکه‌بندی با تعداد ۵۰۰ هزار شبکه و یک میلیون شبکه سلول بسیار به هم نزدیک می‌باشند اما نتایج برای ۲۵۰ هزار شبکه سلول با آن‌ها اختلاف دارد؛ بنابراین تعداد ۵۰۰ هزار شبکه سلول به عنوان بهینه‌ترین تعداد شبکه برای شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است.

#### ۲-۵- اعتبار سنجی

در سال ۲۰۱۶، هیون کیم [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 ۰/۲۱ 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



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

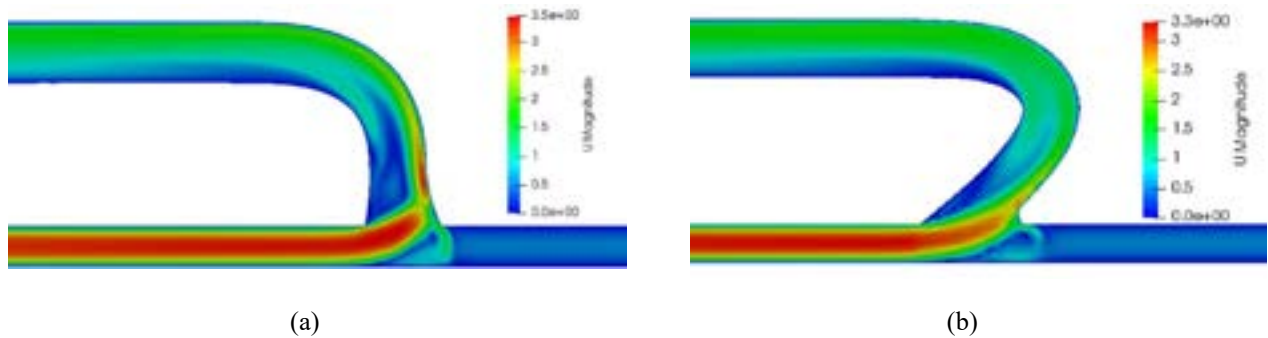
جهت اعمال شرایط مرزی، از مقادیر بیشینه و متوسط دبی جریان (به ترتیب در زمان ۰/۲ ثانیه و ۰/۴ ثانیه) از منحنی ضربانی خون [۲۹]، مطابق با شکل ۳ و در ورودی‌ها و خروجی‌های فیستول استفاده شده است. دبی جریان بیشینه با توجه به قطر عروق در سه مقطع نشان داده شده در شکل ۲، به سرعت تبدیل شده و به‌عنوان شرط مرزی در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

#### ۵- نتایج مربوط به دبی جریان بیشینه

##### ۱-۵- استقلال حل از شبکه

به‌منظور بررسی استقلال حل از شبکه، هندسه‌ها در نرم‌افزار آی-سی-ام<sup>۱</sup> شبکه‌بندی شده‌اند. سه نوع شبکه‌بندی با تعداد ۲۵۰ هزار، ۵۰۰ هزار و یک میلیون 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



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

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 در نتیجه مقادیر سرعت در مناطقی از دیواره‌ی سمت راست، بالا می‌رود که موجب بالا رفتن مقدار تنش برشی و تحریک سلول‌های دیواره‌ی داخلی عروق و در نتیجه ایجاد ترومبوز و زخم و در نهایت 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 در نتیجه 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

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

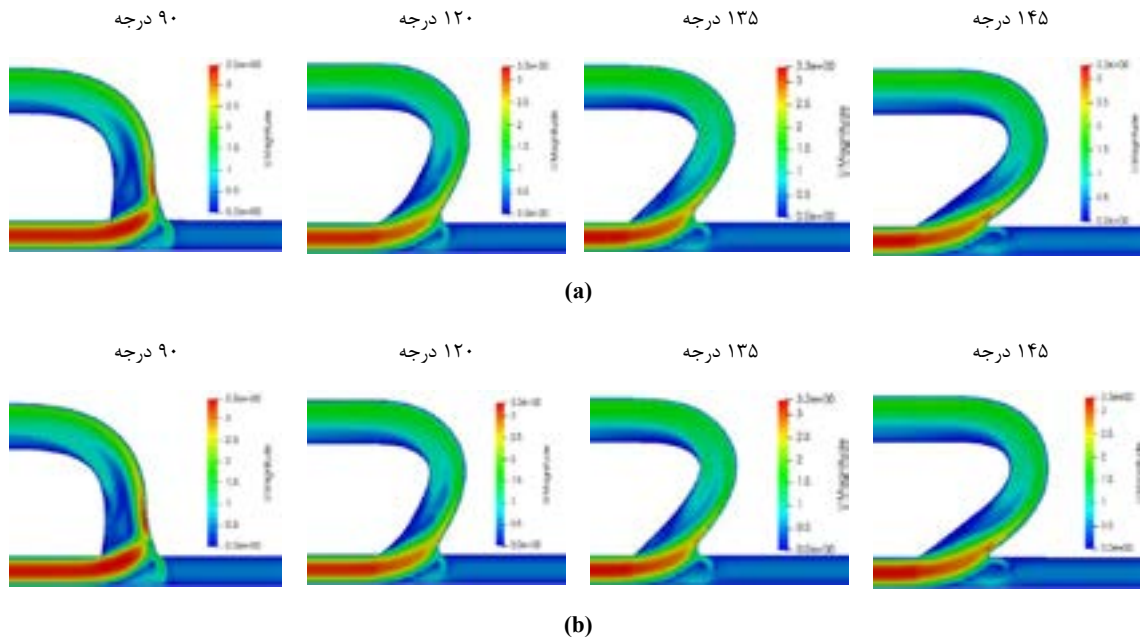
Table 1. The maximum shear stress values in both experimental and simulated models

زاویه	تجربی ( $\pm 1\%$ خطا) (پاسکال)	شبیه‌سازی (پاسکال)
۹۰	$255.7 \pm 21$	۳۳۴
۱۳۵	$334.27 \pm 27$	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.

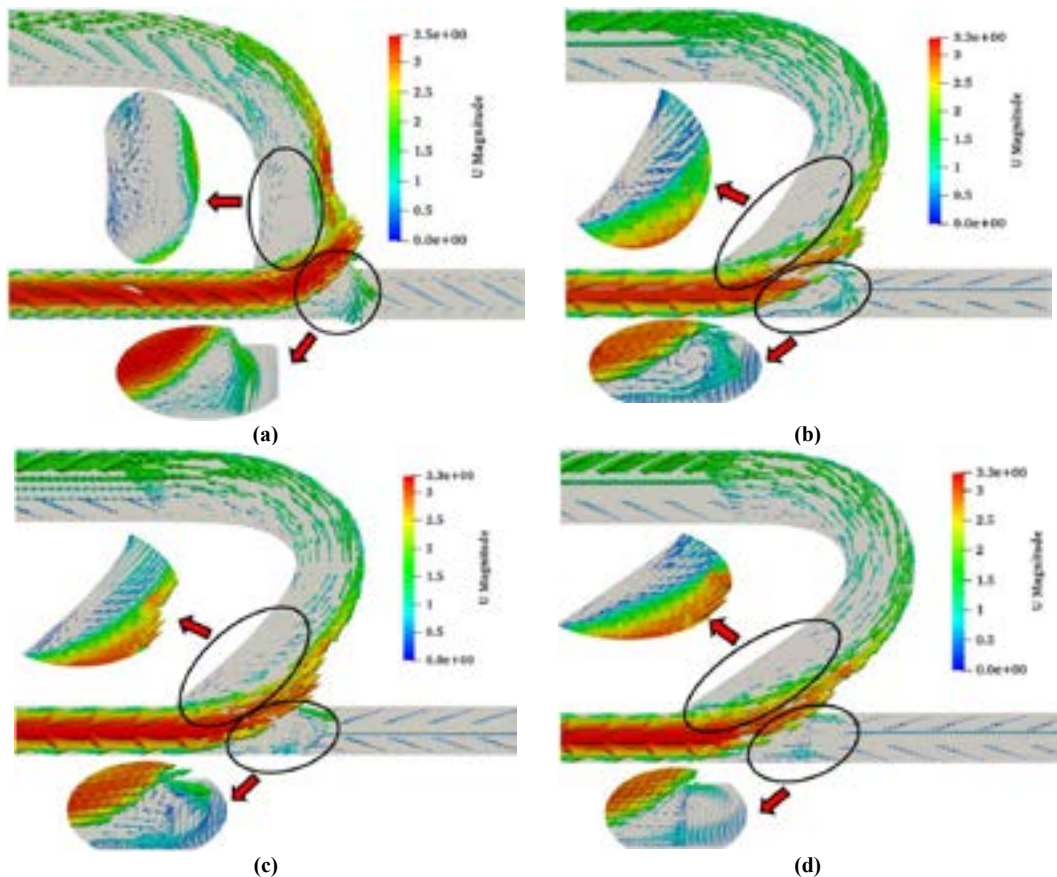
جدول ۱، مقادیر تنش برشی بیشینه در دو مدل شبیه‌سازی شده و تجربی را نشان می‌دهد که در زاویه‌ی پیوند ۹۰ و ۱۳۵ درجه و به ترتیب، ۳۰٪ و ۸/۶۸٪ با نتایج تجربی اختلاف دارد. اختلافی که در نتایج مربوط به الگوی کلی جریان و مقادیر تنش برشی بیشینه وجود دارد می‌تواند ناشی از در دسترس نبودن کامل جزئیات هندسه‌ی مدل تجربی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



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

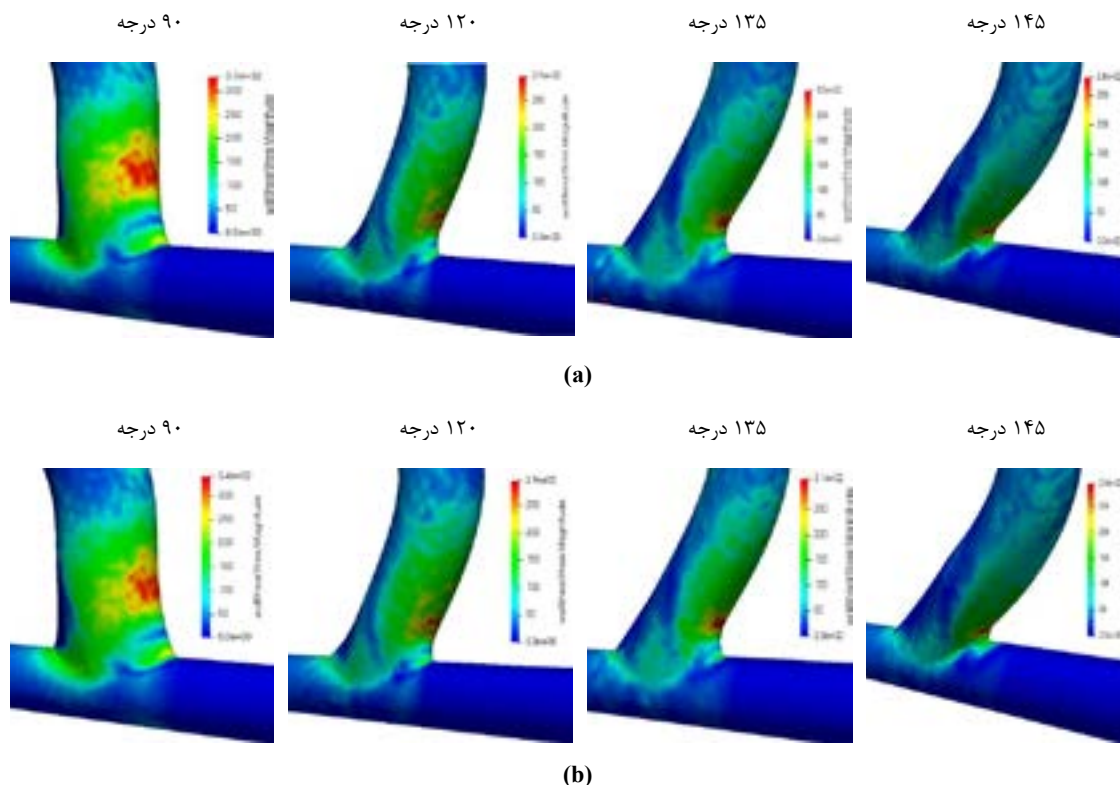


شکل ۹: بردارهای سرعت در پیوند با زوایای (a) ۹۰ درجه، (b) ۱۲۰ درجه، (c) ۱۳۵ درجه و (d) ۱۴۵ درجه

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

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 ( $\pm 8\%$ خطا) (پاسکال)
۹۰	۳۲۷	۳۳۴	$255/7 \pm 21$
۱۲۰	۲۸۵	۲۹۲	-
۱۳۵	۲۹۴	۳۰۵	$334/27 \pm 27$
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.

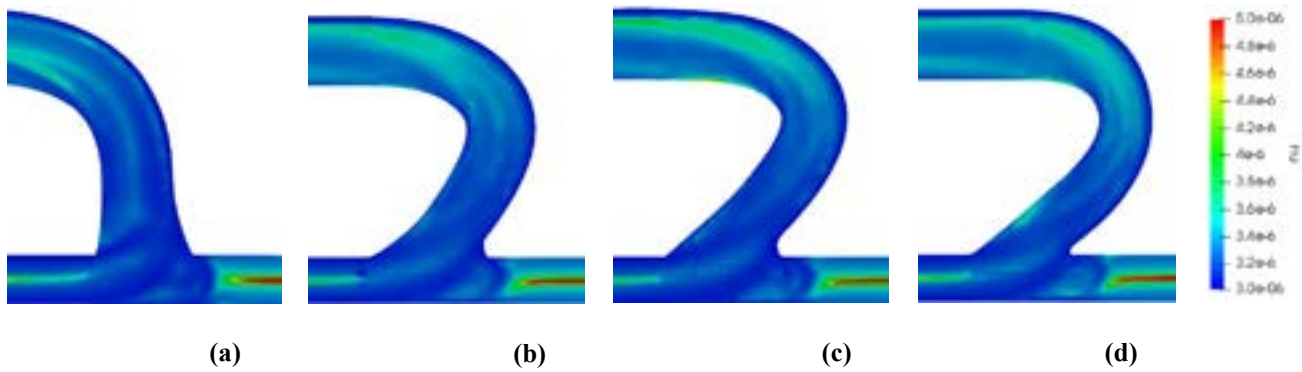
همان‌طور که ملاحظه می‌شود، در هر دو مدل نیوتونی و غیر نیوتونی، با افزایش زاویه پیوند از ۹۰ به ۱۴۵ درجه، مقادیر تنش برشی بیشینه روی دیواره‌ی فیستول کاهش یافته است. علاوه بر مقادیر تنش برشی بیشینه، محدوده‌ای که تحت تأثیر تنش برشی‌های

بیشتر است؛ اما با افزایش زاویه پیوند گردابه‌ها به تدریج کوچک‌تر می‌شوند و احتمال گرفتگی عروق در آن‌ها کم‌تر می‌شود. مطابق با نتایج شبیه‌سازی، همان‌طور که مشخص است، شدت به هم‌ریختگی جریان در محل پیوند بیشتر می‌شود و دورتر از محل پیوند کاهش می‌یابد.

از مقایسه‌ی بین الگوی جریان و بردار سرعت در چهار زاویه پیوند مشاهده می‌شود با افزایش زاویه 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.

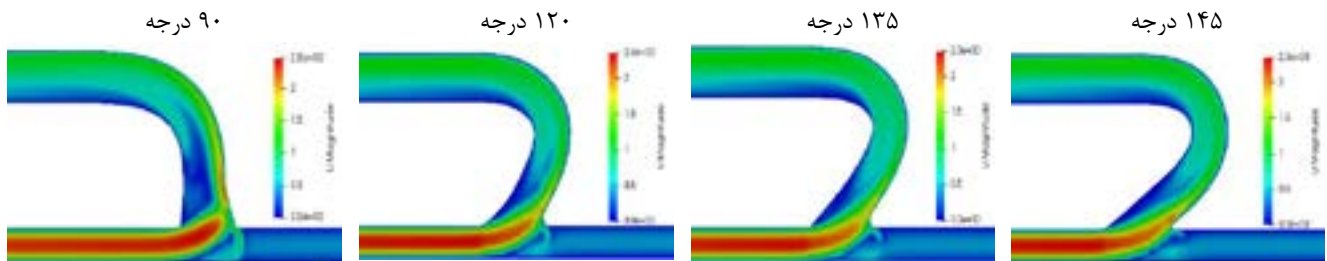
#### ۴-۵- تنش برشی در مدل نیوتونی و غیر نیوتونی

همان‌طور که اشاره شد، مهم‌ترین عامل شکست فیستول، تنش برشی بالا و زخم‌های به وجود آمده در دیواره‌ی فیستول و در نتیجه 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 زاویه پیوند ۹۰، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۴۵ درجه و در



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

جهت ایجاد پیوند فیستول می‌باشند.

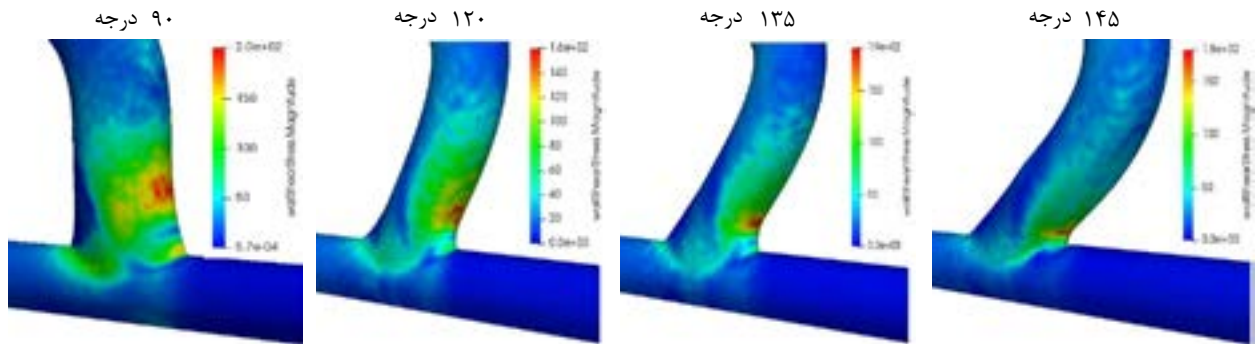
#### ۵-۵- بررسی ویسکوزیته‌ی خون

در این قسمت به بررسی نتایج مربوط به مقادیر ویسکوزیته‌ی غیر نیوتونی خون پرداخته می‌شود. طبق رابطه‌ی (۶)، با افزایش مقدار نرخ کرنش  $(\dot{\gamma})^1$ ، 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. همان‌طور 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 در نتیجه 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

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. همان‌طور 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.

در نهایت با مقایسه‌ی بین مقادیر تنش برشی بیشینه که به‌عنوان عامل اصلی بروز بیماری ترومبوز و در نتیجه شکست فیستول شناخته می‌شود و همچنین محدوده‌ای از فیستول که مقادیر بالای تنش برشی را دارند، مشخص می‌شود که زوایای منفرجه، زوایای مناسب‌تری



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

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. در نهایت مشخص شد که با توجه به جدایش جریان بیشتر، تشکیل گردابه‌های بزرگ‌تر، گرفتگی در محل جدایش و در نتیجه 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

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

همان‌طور که در شکل ۱۳ مشاهده می‌شود، تنش برشی بیشینه در دبی متوسط، با افزایش زاویه‌ی پیوند از ۹۰ به ۱۴۵ درجه، به‌طور

- 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. Eloit, 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. Wroslat, 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.

تنش برشی بیشینه روی دیواره‌ی فیستول و احتمال خطرات بیشتر برای شروع بیماری ترومبوز، زوایای منفرجه از نقطه نظر تنش برشی نیز به عنوان زوایای بهتری برای ایجاد پیوند فیستول محسوب می‌شوند و با توجه به اختلاف اندک بین مقادیر تنش برشی و همچنین ابعاد تقریباً یکسان گردابه‌های تشکیل شده 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. Barilla, 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 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).
- [8] A.M. Malek, S.L. Alper, S. Izumo, Hemodynamic

- 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. Hamed, S. Busch, Non-Newtonian Models in OpenFOAM Implementation of a non-Newtonian model, in, 2014.
- [25] Y.I. Cho, K.R. Kenney, 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  $\mu$ -PIV technology, *Journal of Mechanical Science and Technology*, 30(12) (2016) 5503-5511.
- [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. Berceci, 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,

