

## بهینه سازی هندسه استنت با سلول بسته درون یک رگ و تحلیل عددی تنش برشی غیر نیوتنی

**چکیده:** در مطالعه حاضر تاثیر همزمان تغییر زاویه شاخه های استنت و مساحت بسته داخل هر سلول استنت بر جریان درون یک رگ به صورت عددی مورد بررسی قرار گرفته است. برای حل معادلات جریان از روش حجم محدود استفاده شده است. جریان درون رگ آرام است و مش مورد استفاده، چهار وجهی بدون سازمان، بدون لایه مرزی برای تمام استنت ها است. فرض بر این است که خون با سرعت ثابت، جریان توسعه یافته و استنت صلب است. ۲۲ نوع استنت مورد مطالعه قرار گرفته است. با توجه به نتایج، هر چقدر مساحت سلول استنت بیشتر باشد تنش برشی دیواره رگ بیشتر می شود و هر چقدر زاویه شاخه های استنت نسبت به جریان همسوتر باشد یا عمود بر جهت جریان باشد تنش برشی دیواره کمتر می شود.

**واژه های راهنما:** استنت، بهینه سازی، تحلیل عددی، تنش برشی، غیر نیوتنی، رگ، استنت سلول بسته

سعادت زیرک\*  
استادیار

علیرضا اکبری

کارشناسی،  
دانشکده مهندسی مکانیک،  
دانشگاه سمنان، سمنان

مقاله علمی پژوهشی  
دریافت: ۱۴۰۲/۰۷/۲۳  
بازنگری: ۱۴۰۲/۱۲/۲۶  
پذیرش: ۱۴۰۳/۰۳/۲۲

Saadat Zirak\*  
Assistant Professor

Alireza Akbari  
BSc, Faculty of  
Mechanical Engineering,  
Semnan University,  
Semnan

## Optimization of stent geometry with closed cell inside a vessel and numerical analysis of non-Newtonian shear stress

**Abstract:** In the current investigation, the combined influence of altering the angle of stent branches and the enclosed area within each stent cell on the intravascular flow has been systematically examined using numerical simulations. The finite volume method is adopted to solve the governing flow equations. A uniform flow condition is assumed within the vessel, and the mesh structure utilized employs unstructured tetrahedral elements without a boundary layer, for all stent configurations. The blood is treated as flowing at a consistent velocity, with a developed flow pattern, and the stent is modeled as rigid. A total of 22 stent configurations have been scrutinized. The outcomes indicate that an augmented stent cell area corresponds to elevated shear stress along the vessel wall. Moreover, when the angle of stent branches aligns parallel or perpendicular to the flow direction, there is a decrease in wall shear stress.

**Keywords:** Stent, Optimization, Numerical analysis, Shear stress, Non-Newtonian, Vessel, Closed stent cell

## ۱- مقدمه

استنت و قطر رگ به طور قابل توجهی بر ناحیه کاشته شده تاثیر می‌گذارند و آن ناحیه تحت یک تنش برشی کم قرار دارد. استنت به عنوان یک مانع، در مسیر حرکت جریان خون عمل می‌کند. نواحی گردش مجدد جریان خون در نواحی اطراف استنت ایجاد می‌شود که در این نواحی به دلیل سرعت کم و گردش مجدد جریان، تنش برشی دیواره کم (کمتر از ۰/۵ پاسکال) و باعث جمع شدن پلاک‌های خون می‌شود و با گذشت زمان و جمع شدن آن‌ها، تنگی در رگ رخ می‌دهد [۱۴].

کانیگهام<sup>۶</sup> و همکاران [۱۵]، [۱۶] در تحقیقات خود متوجه شدند که تنش برشی دیواره رگ در ضخیم شدن و سفتی دیواره سرخ رگ<sup>۷</sup>، بازسازی عروق، پایداری پلاک و تنگی مجدد پس از کاشت استنت و در افزایش تکثیر سلول<sup>۸</sup> پس از پیوند عروق خونی تاثیر دارند. طبق مطالعات لی و همکاران<sup>۹</sup> [۱۷]، [۱۸]، [۱۹] در تنش‌های برشی بزرگ‌تر از ۲/۵ پاسکال ممکن است پارگی پلاک رخ دهد.

در مطالعه حاضر به بررسی هم‌زمان اثر غیرنیوتنی خون و تاثیر اندازه مساحت سلول‌های هندسی و زاویه شاخه‌های استنت پرداخته شده که در کارهای قبلی دیده نمی‌شود. همچنین، توانایی نرم افزار استار سی سی ام پلاس<sup>۱۰</sup> در مدل‌سازی مسائل بیومکانیک نشان داده شده است.

## ۲- هندسه مسئله و خواص فیزیکی سیال خون

استنت‌ها با توجه به نوع سلول به دو دسته سلول بسته و سلول باز تقسیم می‌شوند که در شکل (۱) نشان داده شده است. استنت‌های در مطالعه حاضر از نوع رایج تجاری و سلول بسته است که ساختار تکرار شونده دارد.

در شکل (۲) مشخصه‌های سلول این استنت نشان داده شده است. هر سلول استنت چهار مشخصه هندسی دارد، مساحت ناحیه داخل سلول، زاویه شاخه‌ها، طول محوری و طول محیطی. همچنین برای تعیین اندازه مشخصه‌های سلول استنت دو عامل قطر استنت و تعداد سلول‌های استنت در راستای محیطی در نظر گرفته شده است. مطابق شکل (۳)، استنت‌ها به سه دسته اصلی با مساحت داخل سلول مختلف تقسیم شده‌اند و زاویه شاخه‌های آن‌ها متغیر است. البته زاویه باید طوری انتخاب شود، که تعداد سلول‌های محیطی استنت عددی صحیح باشد.

سابقه بیماری قلبی و عروقی با بیش از ۱۰۰۰ مرگ روزانه و تقریباً ۸ میلیون عمل سالانه علت اصلی مرگ و میر در ایالات متحده آمریکا است. این آمار نشان می‌دهد که بیماری‌های قلبی و عروقی به عنوان یک چالش جدی در سلامت عمومی جامعه شناخته می‌شوند [۱].

روش‌های معمول درمان بیماری عروق کرونری شامل جایگذاری استنت<sup>۱</sup> و جراحی بایپس عروق کرونری است [۲]. اما با این حال استفاده از استنت ممکن است عوارض جانبی هم داشته باشد اگر چه این عوارض کم است. یکی از این عوارض، تنگی مجدد رگ پس از کاشت استنت است که یک مسئله بالینی مهم است [۳]، [۴]، [۵]. تحقیقات قبلی، ارتباط بین همودینامیک نزدیک دیوار و تنش برشی دیواره و رشد سلول در ناحیه کاشت استنت که منجر به تنگی مجدد می‌شود را نشان می‌دهد [۶]، [۷]، [۸]. اگرچه استنت‌های حاوی دارو بروز تنگی مجدد را در مقایسه با استنت‌های فلزی برهنه کاهش داده‌اند، مطالعات گذشته هنوز میزان تنگی مجدد را ۶ تا ۸ درصد گزارش می‌کنند [۵]، [۹]. وجود استنت داخل رگ، جریان خون موضعی و تنش برشی در دیواره رگ را تغییر می‌دهد. تنش برشی دیواره رگ پس از کاشت استنت در تمام طول رگ کاهش می‌یابد. این موضوع می‌تواند منجر به واکنش‌های نامطلوبی در بافت دیواره داخلی رگ شود و خطر پیامدهای غیر مطلوب را افزایش دهد. به همین دلیل، نیاز به بهینه‌سازی هندسه استنت وجود دارد. این بهینه‌سازی می‌تواند به کاهش اثرات جانبی و بهبود عملکرد استنت کمک کند [۱۰]، [۱۱].

دمیتری<sup>۲</sup> و همکاران [۱۲] به بررسی رفتار خون با استفاده از روش دینامیک مولکولی پرداختند و با استفاده از دو نوع آرایش مولکولی، خون را بین دو صفحه موازی شبیه‌سازی کردند. در اینجا، خون در دو حالت لخته‌شونده<sup>۳</sup> و غیر لخته‌شونده<sup>۴</sup> مورد بررسی قرار داده‌اند و نتایج بدست آمده را با نتایج حاصل از تحقیقات گذشته که به صورت تجربی بود مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که ویسکوزیته خون برحسب تنش برشی تغییر می‌کند و خون رفتار غیرنیوتنی دارد.

کلاین استرویر<sup>۵</sup> و همکاران [۱۳] با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی نشان دادند که تعداد، ضخامت، شاخه‌های

<sup>6</sup> Cunningham<sup>7</sup> Arteriosclerosis<sup>8</sup> Hyperplasia<sup>9</sup> Li<sup>10</sup> Star-Ccm+<sup>1</sup> Stent<sup>2</sup> Dmitry<sup>3</sup> Aggregation<sup>4</sup> No Aggregation<sup>5</sup> Kleinstreuer

جدول ۱ مشخصات سیال خون با فرض سیال غیرنیوتنی [۲۰]

مقدار	مشخصه
۳/۳۱۳	پارامتر زمانی (ثانیه)
۰/۳۵۶۸	اندیس قاعده توانی (بی بعد)
۰/۰۰۳۴۵	ویسکوزیته نرخ برشی بی‌نهایت (کیلوگرم بر مترثانیه)
۰/۰۵۶	ویسکوزیته نرخ برشی صفر (کیلوگرم بر مترثانیه)
۱۰۶۰	چگالی (کیلوگرم بر متر مکعب)

جدول ۲ مشخصات سیال خون با فرض سیال نیوتنی [۲۱]

مقدار	مشخصه
۰/۰۰۴	ویسکوزیته (کیلوگرم بر مترثانیه)
۱۰۶۰	چگالی (کیلوگرم بر متر مکعب)

### ۳- معادلات حاکم

معادلات حاکم بر جریان با فرض یک محیط پیوسته، تراکم ناپذیر، حالت پایا، جریان توسعه یافته، سه بعدی و آرام شامل معادله پیوستگی مومنتم، مدل ویسکوزیته و تنش برشی می‌باشند و عبارتند از:

معادله پیوستگی

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0$$

معادله مومنتم

$$\rho \left( u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$\rho \left( u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

$$\rho \left( u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (4)$$

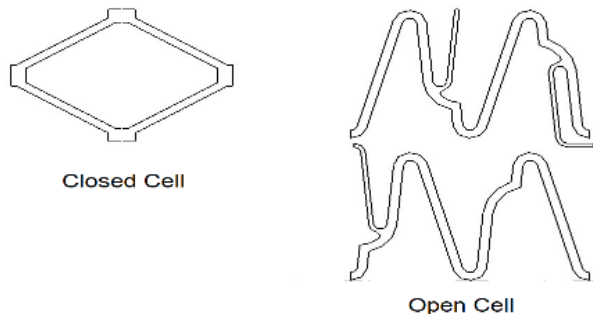
معادلات سیال نیوتنی

$$\tau = \mu \dot{\gamma} \quad (5)$$

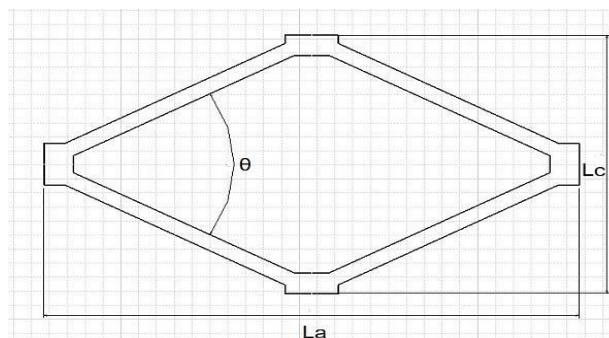
$$AWSS_{US} = \frac{4\mu Q}{\pi r^3} \quad (6)$$

معادله (۶) تنش برشی میانگین برای جریان توسعه یافته در لوله و بدون استنت ست.

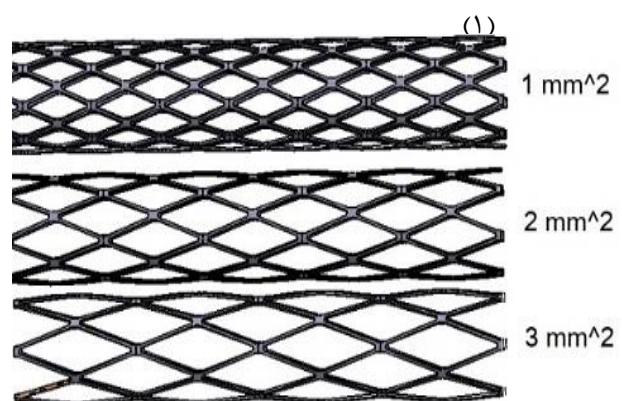
رگ در نظر گرفته شده با قطر ۳ میلی‌متر و رگ و استنت صلب می‌باشند. همانطور که در شکل (۴) نشان داده شده، استنت درون رگ قرار گرفته و گشاد شدن رگ نیز در نظر گرفته شده است.



شکل ۱ دو نوع استنت سلول بسته و باز



شکل ۲ سلول استنت



شکل ۳ استنت با مساحت داخل سلول مختلف



شکل ۴ جایگذاری استنت در رگ

سیال جاری در رگ، خون با دبی ثابت و تراکم ناپذیر است و مشخصات آن با فرض غیرنیوتنی و نیوتنی به ترتیب در جداول (۱) و (۲) آورده شده است.

معادله نرخ برش در سه بعد

$$\dot{\gamma} = [2 \times \left( \left( \frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + \left( \frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 \right) + \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right)^2]^{1/2} \quad (7)$$

معادلات سیال غیرنیوتنی [۲۲]

$$\tau = \eta(\dot{\gamma})\dot{\gamma} \quad (8)$$

$$\eta(\dot{\gamma}) = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{-\frac{n-1}{2}} \quad (9)$$

تابع هزینه

$$\text{Cost}(j) = 1 - \frac{\text{AWSS}_{IS}}{\text{AWSS}_{US}} \quad (10)$$

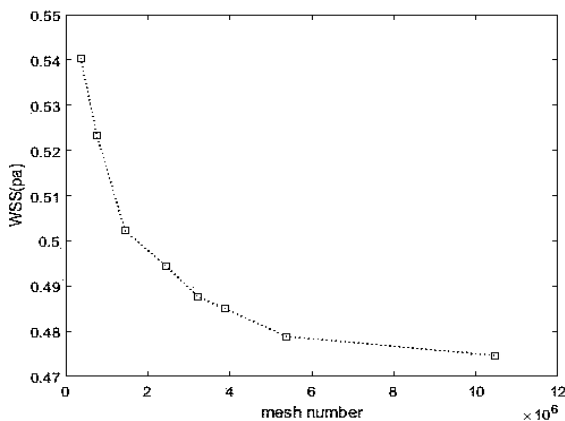
مشکلاتی که بعد از استنت گذاری ایجاد می شود، بخاطر انحراف تنش برشی در دیواره رگ بعد از استنت گذاری نسبت به حالت بدون استنت است و هدف از بیان تابع هزینه، مقایسه بین تنش برشی دیواره رگ بدون استنت و با استنت است. شرایط رگ وقتی مناسب است که تنش برشی رگ بعد از استنت گذاری اختلاف کمی با تنش برشی دیواره رگ در حالت عادی داشته باشد و مقدار تابع هزینه کمترین مقدار یعنی صفر باشد. هدف نهایی از این بررسی ها، کمینه کردن این تابع است. جزئیات بیشتر در مورد این تابع، توسط تیموتی<sup>۱</sup> و همکاران بیان شده است [۲۱].

#### ۴- شبیه سازی عددی و شبکه محاسباتی

به منظور شبیه سازی عددی معادلات حاکم، از نرم افزار تجاری استار سی سی ام پلاس که در زمینه دینامیک سیالات محاسباتی کارآمد می باشد، استفاده شده است. معادلات حاکم در این نرم افزار با استفاده از روش حجم محدود گسسته سازی شده است. معادلات در حالت پایا و توسط الگوریتم های جدا شده<sup>۲</sup> حل شده است. برای دستیابی به نتایج نهایی، باقی ماندها تا  $10^{-6}$  کاهش یافته اند. شبکه بصورت غیر سازمان یافته، چهار وجهی و بدون لایه مرزی ایجاد شده است در نزدیکی دیواره رگ و استنت

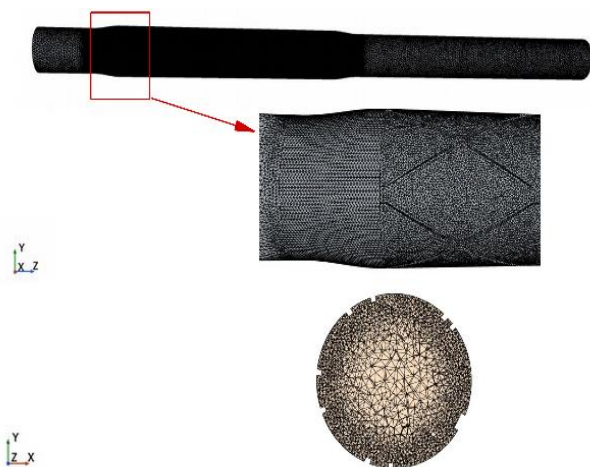
به علت گرادیان های بالا از شبکه بندی با تراکم بیشتری استفاده شده است.

همانطور که در شکل (۵) مشاهده می شود، برای یک استنت عملیات استقلال حل از شبکه انجام شده است و با افزایش تعداد اجزای مدل از ۲۴۵۹۰۹۵ تا ۳۲۲۳۷۰۷، تغییری به میزان ۱/۳ درصد و این در حالی است که با افزایش چگالی شبکه، زمان حل به مقدار قابل توجهی افزایش می یابد. به همین دلیل می توان با صرف نظر کردن از وجود خطای ناچیز محاسباتی، تحلیل رفتار این نوع استنت را با انتخاب مدلی با ۲۴۵۹۰۹۵ جزء انجام داد.



شکل ۵ استقلال حل از شبکه رگ با استنت

در شکل (۶) نمایی از شبکه محاسباتی نشان داده شده است. با انجام آزمون استقلال حل از شبکه، تعداد  $2/3 \times 10^6$  تا  $2/8 \times 10^6$  سلول برای استنت های مختلف به عنوان شبکه محاسباتی انتخاب شده است.

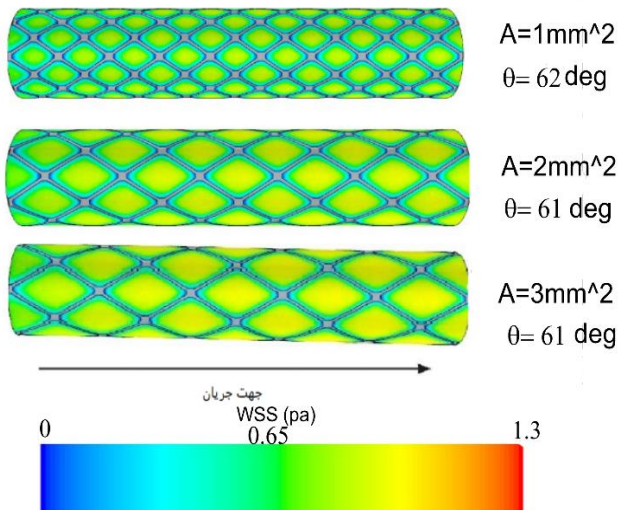


شکل ۶ نمایی از شبکه محاسباتی

<sup>1</sup> Timothy

<sup>2</sup> Segregated

### ۵- شرایط مرزی



برای ورودی جریان، از شرط سرعت ورودی با مقدار  $0.11789$  متر بر ثانیه و برای خروج جریان، شرط فشار خروجی با مقدار فشار صفر در نظر گرفته شده است. شرط مرزی در دیواره‌ها، شرط عدم لغزش است.

### ۶- نتایج

#### ۶-۱- رگ بدون استنت

برای ارزیابی دقت روش عددی حاضر برای مدل سازی رگ، تنش برشی دیوار برای رگ بدون استنت در دو حالت نیوتنی و غیر نیوتنی محاسبه شده و در جدول (۳) آورده است. مقدار تنش برشی برای جریان با سیال نیوتنی از معادله (۶) تعیین می‌شود.

جدول ۳ نتایج تنش برشی در رگ بدون استنت

نوع سیال	حل عددی تنش برشی (پاسکال)	حل تئوری تنش برشی (پاسکال)
نیوتنی	۱/۲۶۰	۱/۲۵۷
غیر نیوتنی	۱/۳۲۰	-

شکل ۹ تنش برشی سیال غیرنیوتنی برای سه نمونه از استنت‌ها

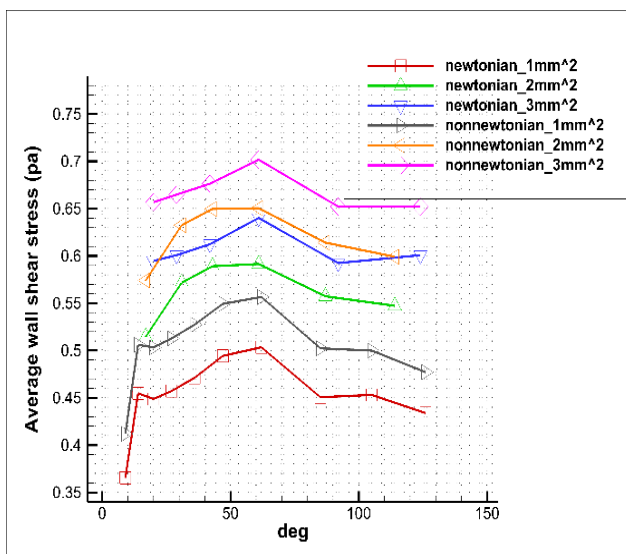
در شکل (۸) و (۹)، به ترتیب تنش برشی در دیوار رگ با استنت در دو حالت، با استفاده از مدل‌های سیال، نیوتنی و غیرنیوتنی خون، نشان داده شده است. طبق شکل‌های (۸) و (۹) تنش برشی در طول دیواره رگ افزایش می‌یابد و مرکز سلول استنت بیشترین تنش برشی را دارد.

#### ۶-۲-۱- تاثیر مساحت سلول در تنش برشی

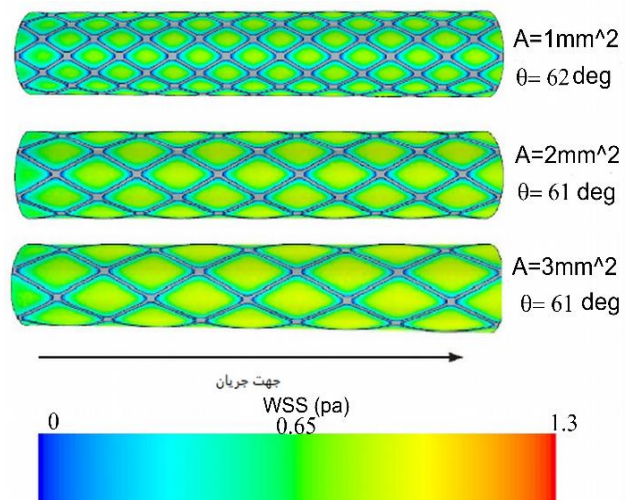
طبق شکل (۱۰)، با کاهش مساحت هر سلول استنت یا به عبارتی کوچک کردن شبکه لوزی شکل مسئله، پیچش یا گردابه (ورتیسیته) کاهش می‌یابد و در نتیجه تنش برشی نیز کمتر می‌شود. مطالعه لادیسا و همکاران [۲۳] هم این موضوع را تایید می‌کند.

#### ۶-۲-۲- رگ با استنت

۱۰ استنت با مساحت سلول ۱ میلی‌متر مربع، ۶ استنت با مساحت سلول ۲ میلی‌متر مربع، ۶ استنت با مساحت سلول ۳ میلی‌متر مربع و زاویه شاخه‌های مختلف با فرض سیال نیوتنی و غیرنیوتنی مورد تحلیل قرار گرفت. کانتور تنش برشی سه نمونه از استنت‌ها در شکل (۸) و شکل (۹) نشان داده شده است.



شکل ۱۰ مقایسه تنش برشی بین سیال نیوتنی و غیر نیوتنی

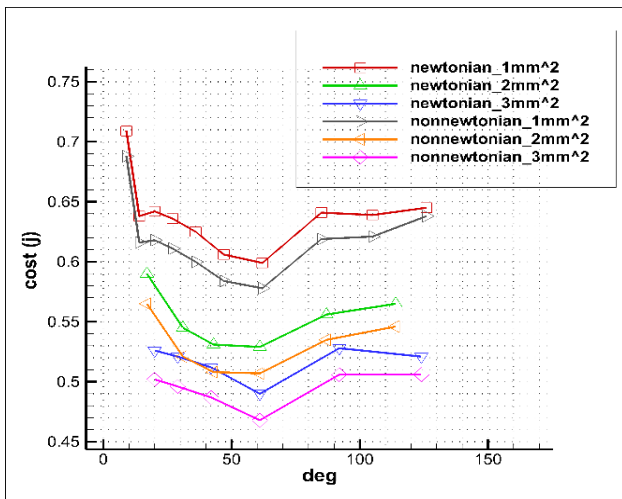


شکل ۸ تنش برشی سیال نیوتنی برای سه نمونه از استنت‌ها

## ۶-۲-۲- تاثیر تغییر زاویه شاخه‌های استنت

## ۷- انتخاب استنت بهینه

برای انتخاب استنت بهینه از تابع هزینه (رابطه ۱۰) استفاده شده است. برای استنت‌های مختلف این تابع محاسبه شده و در شکل (۱۲) نشان داده شده است. استنتی بهینه است که تابع هزینه در آن مقدار کمینه باشد. استنت‌های مناسب در جدول (۴) آورده شده و با استنت‌های بهینه حاصل از پژوهش تیموتی و همکاران [۲۱] در جدول (۵) مقایسه شده است. در مقاله تیموتی و همکاران سرعت ورودی جریان خون بصورت یک سیکل تغییر می‌کند و شرایط مسئله پایا نیست. در اینجا، هدف فقط یک مقایسه کیفی با این مقاله بوده است چون هندسه سلول‌ها مشابه هم هستند ولی تعداد آن‌ها در جهت محیطی یکسان نمی‌باشد.



شکل ۱۲ مقایسه تابع هزینه بین سیال نیوتنی و غیر نیوتنی

جدول ۴ استنت‌های بهینه پژوهش حاضر

تعداد سلول تکرار شونده در راستای محیطی	زاویه برحسب درجه	مساحت سلول
۸	۶۲	۱ mm <sup>2</sup>
۶	۶۱	۲ mm <sup>2</sup>
۵	۶۱	۳ mm <sup>2</sup>

جدول ۵ استنت‌های بهینه پژوهش تیموتی و همکاران [۲۱]

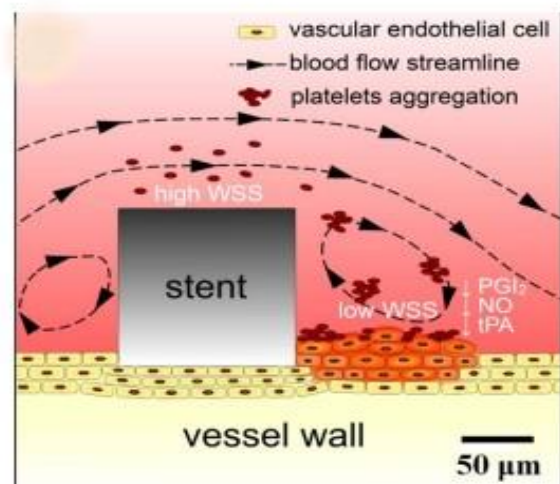
تعداد سلول تکرار شونده در راستای محیطی	زاویه برحسب درجه	مساحت سلول
۹	۴۷	۱ mm <sup>2</sup>
۷	۴۳	۲ mm <sup>2</sup>
۶	۴۲	۳ mm <sup>2</sup>

با توجه به نتایج بدست آمده در شکل (۱۰) مشاهده شده که در هر سه نوع استنت با کاهش زاویه از حدود ۹۰ درجه تا ۶۰ درجه، تنش برشی به‌طور پیوسته افزایش می‌یابد. در مورد زوایای کوچک‌تر در استنت با مساحت سلول ۱ میلی‌متر مربع، از زاویه ۹ تا ۱۴ درجه تنش برشی افزایش و از زاویه ۱۴ تا ۲۰ با کاهش جزئی تنش برشی روبه‌رو هستیم. در استنت با مساحت سلول ۲ میلی‌متر مربع، از زاویه ۱۷ تا ۶۱ تنش برشی به‌طور پیوسته افزایش می‌یابد و از زاویه ۶۱ تا ۱۱۴ روند کاهشی دارد. همچنین در استنت با مساحت سلول ۳ میلی‌متر مربع، تنش برشی از زاویه ۲۰ تا ۶۱ روند افزایشی و از زاویه ۶۱ تا ۱۲۴ روند کاهشی دارد.

## ۶-۲-۳- علت اختلاف تنش برشی در هندسه‌های مختلف

استنت شرایط هندسی رگ را تغییر می‌دهد. این تغییر شکل‌های عروقی پروفیل‌های سرعت جریان را تغییر می‌دهند، پس از کاشت استنت تنش برشی دیواره را در تمام طول استنت کاهش می‌دهند و توزیع کانونی تنش برشی دیواره درون استنت را تغییر می‌دهند [۲۳].

همانطور که در شکل (۱۱) نشان داده شده ناحیه گردشی<sup>۱</sup> خون در کنار شاخه استنت یک محل با تنش دیواره کم ایجاد می‌کند شدت ناحیه گردشی را با پیچش<sup>۲</sup> نشان می‌دهند. تغییر هندسه استنت باعث تغییر الگوی پیچش جریان می‌شود و تنش برشی دیواره را تغییر می‌دهد.



شکل ۱۱ مقایسه تابع هزینه بین سیال نیوتنی و غیر نیوتنی [۲۴]

<sup>۱</sup> Recirculation<sup>۲</sup> Vorticity

## ۸- مقایسه تنش برشی در سیال نیوتنی و غیر نیوتنی

با توجه به شکل (۱۰)، تنش برشی دیواره با سیال غیرنیوتنی نسبت به سیال نیوتنی ۱۰ درصد بیشتر است و این به این دلیل است که ویسکوزیته سیال غیرنیوتنی در نزدیک شاخه‌های استنت نسبت سیال نیوتنی افزایش یافته است. طبق رابطه (۹)، هنگامی که نرخ برش کم شود، ویسکوزیته افزایش می‌یابد. بنابراین، در نزدیکی شاخه‌های استنت، که سرعت جریان کاهش یافته و نرخ برش سیال نیز کاهش یافته به نوبه خود ویسکوزیته را افزایش می‌دهد و در نتیجه تنش برشی دیواره نسبت به سیال نیوتنی افزایش خواهد داشت. مطالعه کارلوس<sup>۱</sup> و همکاران [۲۵] نیز این موضوع را تایید می‌کند.

## ۹- نتیجه‌گیری

در کار حاضر، مقدار تنش برشی دیواره رگ بدون استنت با رگ به‌مراه استنت و همچنین تغییرات تنش برشی بر حسب تغییر پارامترهای سلول استنت مورد مطالعه قرار گرفت. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که با افزایش مساحت سلول استنت، تنش برشی افزایش و تابع هزینه کاهش می‌یابد که این مطلوب است. با توجه به جدول (۴) زاویه استنت‌های بهینه برای هر سه نوع استنت با مساحت سلول مختلف در حدود ۶۰ درجه است. بنابراین می‌توان پیش بینی کرد که استنت با این زاویه منجر به کاهش احتمال تنگی مجدد رگ شده و در نتیجه عملکرد بهتری در مقایسه با زوایای دیگر دارد. نتایج چنین پژوهشی، هنگامی که در کنار نتایج آزمایشگاهی قرار بگیرد می‌تواند تبدیل به ابزاری قدرتمند برای پیش بینی رفتار استنت‌ها شود.

## ۱۰- فهرست علائم و اختصارات

## علائم انگلیسی

n شاخص قانون توانی

A مساحت سلول استنت

AWSS میانگین تنش برشی دیواره (N/m<sup>2</sup>)L<sub>a</sub> طول سلول در راستای محوری (m)L<sub>C</sub> طول سلول در راستای شعاعی (m)

r قطر رگ بدون استنت (m)

Q دبی حجمی سیال (m<sup>3</sup>/s)

## علائم یونانی

ρ چگالی، kg/m<sup>3</sup>η تابع لزجت، Ns/m<sup>2</sup>η<sub>∞</sub> ویسکوزیته نرخ برشی بی‌نهایت، Ns/m<sup>2</sup>η<sub>0</sub> ویسکوزیته نرخ برشی صفر، Ns/m<sup>2</sup>

θ زاویه شاخه‌های سلول، deg

λ پارامتر زمانی، s

γ̇ نرخ برش، 1/s

μ ضریب لزجت سیال، Ns/m<sup>2</sup>τ تنش برشی، N/m<sup>2</sup>

## زیرنویس‌ها

IS رگ با استنت

US رگ بدون استنت

## ۱۱- مراجع

- [1] C. W. Tsao *et al.*, "Heart Disease and Stroke Statistics—2022 Update: A Report from the American Heart Association," *Circulation*, vol. 145, no. 8, pp. e153-e639, 2022, doi: doi:10.1161/CIR.0000000000001052.
- [2] M. Darshan Doshi, MS., "Is angioplasty plus stenting or coronary artery bypass surgery better for treating left main coronary artery disease?," in *health.harvard.edu*, ed: Harvard College, April 27, 2020.
- [3] B. Doyle *et al.*, "Outcomes of stent thrombosis and restenosis during extended follow-up of patients treated with bare-metal coronary stents," (in eng), *Circulation*, vol. 116, no. 21, pp. 2391-8, Nov 20 2007, doi: 10.1161/circulationaha.107.707331.
- [4] S. K. James *et al.*, "Long-term safety and efficacy of drug-eluting versus bare-metal stents in Sweden," (in eng), *N Engl J Med*, vol. 360, no. 19, pp. 1933-45, May 7 2009, doi: 10.1056/NEJMoa0809902.
- [5] W. Hu and J. Jiang, "Hypersensitivity and in-stent restenosis in coronary stent materials," (in English), *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Review vol. 10, 2022-September-15 2022, doi: 10.3389/fbioe.2022.1003322.
- [6] C. Chiastra *et al.*, "Coronary Artery Stenting Affects Wall Shear Stress Topological Skeleton," (in eng), *J Biomech Eng*, vol. 144, no. 6, Jun 1 2022, doi: 10.1115/1.4053503.
- [7] A. V. Finn, G. Nakazawa, M. Joner, F. D. Kolodgie, E. K. Mont, H. K. Gold, and R. Virmani, "Vascular responses to drug eluting stents: importance of delayed healing," (in eng), *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, vol. 27, no. 7, pp. 1500-10, Jul 2007, doi: 10.1161/atvbaha.107.144220.

<sup>1</sup> Carlos

- [17] X. Li, Q. Yang, Z. Wang, and D. Wei, "Shear stress in atherosclerotic plaque determination," (in eng), *DNA Cell Biol*, vol. 33, no. 12, pp. 830-8, Dec 2014, doi: 10.1089/dna.2014.2480.
- [18] A. M. Malek, S. L. Alper, and S. Izumo, "Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis," (in eng), *Jama*, vol. 282, no. 21, pp. 2035-42, Dec 1 1999, doi: 10.1001/jama.282.21.2035.
- [19] J. J. Wentzel, Y. S. Chatzizisis, F. J. Gijsen, G. D. Giannoglou, C. L. Feldman, and P. H. Stone, "Endothelial shear stress in the evolution of coronary atherosclerotic plaque and vascular remodelling: current understanding and remaining questions," (in eng), *Cardiovasc Res*, vol. 96, no. 2, pp. 234-43, Nov 1 2012, doi: 10.1093/cvr/cvs217.
- [20] M. G. Al-Azawy, S. K. Kadhim, and A. S. Hameed, "Newtonian and Non-Newtonian Blood Rheology inside a Model of Stenosis," *CFD Letters*, vol. 12, no. 11, pp. 27-36, 12/06 2020, doi: 10.37934/cfdl.12.11.2736.
- [21] T. J. Gundert, A. L. Marsden, W. Yang, and J. F. LaDisa, Jr., "Optimization of cardiovascular stent design using computational fluid dynamics," (in eng), *J Biomech Eng*, vol. 134, no. 1, p. 011002, Jan 2012, doi: 10.1115/1.4005542.
- [22] F. Irgens, *Rheology and Non-Newtonian Fluids*, 1 ed. Springer Cham, 2014, p. 190.
- [23] J. F. LaDisa, Jr. *et al.*, "Stent design properties and deployment ratio influence indexes of wall shear stress: a three-dimensional computational fluid dynamics investigation within a normal artery," (in eng), *J Appl Physiol (1985)*, vol. 97, no. 1, pp. 424-30; discussion 416, Jul 2004, doi: 10.1152/jappphysiol.01329.2003.
- [24] H. Wang *et al.*, "Three-dimensional virtual surgery models for percutaneous coronary intervention (PCI) optimization strategies," *Scientific Reports*, vol. 5, no. 1, p. 10945, 2015/06/04 2015, doi: 10.1038/srep10945.
- [25] C. Oliveira, A. Soares, A. Simões, S. Gonzaga, and A. Rouboa, "Numerical Study of Non-Newtonian Blood Behavior in the Abdominal Aortic Bifurcation of a Patient-Specific at Rest," *The Open Sports Sciences Journal*, vol. 10, pp. 279-285, 12/29 2017, doi: 10.2174/1875399X01710010279.
- [8] M. Joner *et al.*, "Endothelial cell recovery between comparator polymer-based drug-eluting stents," (in eng), *J Am Coll Cardiol*, vol. 52, no. 5, pp. 333-42, Jul 29 2008, doi: 10.1016/j.jacc.2008.04.030.
- [9] G. W. Stone *et al.*, "Randomized comparison of everolimus- and paclitaxel-eluting stents. 2-year follow-up from the SPIRIT (Clinical Evaluation of the XIENCE V Everolimus Eluting Coronary Stent System) IV trial," (in eng), *J Am Coll Cardiol*, vol. 58, no. 1, pp. 19-25, Jun 28 2011, doi: 10.1016/j.jacc.2011.02.022.
- [10] J. F. LaDisa, Jr., I. Guler, L. E. Olson, D. A. Hettrick, J. R. Kersten, D. C. Warltier, and P. S. Pagel, "Three-dimensional computational fluid dynamics modeling of alterations in coronary wall shear stress produced by stent implantation," (in eng), *Ann Biomed Eng*, vol. 31, no. 8, pp. 972-80, Sep 2003, doi: 10.1114/1.1588654.
- [11] R. Gharleghi *et al.*, "A multi-objective optimization of stent geometries," (in eng), *J Biomech*, vol. 125, p. 110575, Aug 26 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110575.
- [12] D. A. Fedosov, W. Pan, B. Caswell, G. Gompper, and G. E. Karniadakis, "Predicting human blood viscosity in silico," (in eng), *Proc Natl Acad Sci U S A*, vol. 108, no. 29, pp. 11772-7, Jul 19 2011, doi: 10.1073/pnas.1101210108.
- [13] C. Kleinstreuer, S. Hyun, J. R. Buchanan, Jr., P. W. Longest, J. P. Archie, Jr., and G. A. Truskey, "Hemodynamic parameters and early intimal thickening in branching blood vessels," (in eng), *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 29, no. 1, pp. 1-64, 2001, doi: 10.1615/critrevbiomedeng.v29.i1.10.
- [14] H.-S. Melzer, R. Ahrens, A. E. Guber, and J. Dohse, "The influence of strut-connectors in coronary stents: A comparison of numerical simulations and  $\mu$ PIV measurements," (in english), *Current directions in biomedical engineering*, journal article vol. 6, no. 3, pp. 392-295, 2020, doi: 10.1515/cdbme-2020-3101.
- [15] K. S. Cunningham and A. I. Gottlieb, "The role of shear stress in the pathogenesis of atherosclerosis," (in eng), *Lab Invest*, vol. 85, no. 1, pp. 9-23, Jan 2005, doi: 10.1038/labinvest.3700215.
- [16] A. Seneviratne, M. Hulsmans, P. Holvoet, and C. Monaco, "Biomechanical factors and macrophages in plaque stability," (in eng), *Cardiovasc Res*, vol. 99, no. 2, pp. 284-93, Jul 15 2013, doi: 10.1093/cvr/cvt097.