

مقایسه پارامترهای همودینامیکی پیکربندی‌های پی در پی موازی و ضربدری عروق کرونری در حالت استراحت

حمیدرضا باباخانی^۱، قاسم حیدری نژاد^{۲*}، علیرضا رستمی^۳

^۱دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
^۲دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه اراک، اراک، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۳ بهمن ۱۳۹۵
بازنگری: ۲۳ اردیبهشت ۱۳۹۶
پذیرش: ۶ خرداد ۱۳۹۶
ارائه آنلاین: ۱۷ خرداد ۱۳۹۶

کلمات کلیدی:

خون
غیرنیوتونی
عروق کرونری
پیکربندی
پارامترهای همودینامیکی

چکیده: هدف از این پژوهش شبیه‌سازی جریان خون در پیکربندی‌های بای‌پس، به منظور پیش‌بینی بهترین پیکربندی در بیماری با دو گرفتگی ۶۵ و ۵۰ درصد در حالت استراحت است. دامنه محاسباتی از تصاویر CT ساخته شده است. در این تحقیق خون سیالی هموزن، غیرنیوتونی و جریان خون، ضربانی فرض شده است. برای در نظر گرفتن اثرات غیرنیوتونی از مدل کاریو و در خروجی عروق کرونری از مدل لامپ هفت المانی و در خروجی آئورت از مدل سه المانی ویندکسل استفاده شده است. نتایج مقایسه بین پیکربندی‌های پی در پی موازی و ضربدری نشان می‌دهد، در محل اتصال به صورت موازی با رگ میزبان، در بستر و اطراف ناحیه اتصال کمینه TAWSS کمتر از مقدار بحرانی ۰/۴ است، هم‌چنین روی رگ پیوندی به سبب انحنای تند شاخه پیوندی، بیشینه OSI بیشتر از مقدار بحرانی ۱/۰ است، بنابراین پیوند پی در پی موازی مستعدتر از ضربدری نسبت به تجمع چربی و بیماری‌هایی نظیر تورم عروق یا اینتیمایه‌پیرلاژیا است. از طرفی نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد با انجام عمل جراحی بای‌پس پی در پی موازی و ضربدری می‌توان مقادیر بحرانی تنش برشی در ناحیه تنگی را بهبود بخشید و خطر پارگی پلاگ‌های چربی و حرکت توده به سمت عروق پایین دست را کاهش داد.

۱- مقدمه

جمع شدن ذرات موجود در خون نظیر کلسترول و چربی در رگ‌های خونی سبب تنگی عروق می‌گردد. این حالت که صلب شدن شریان نامیده می‌شود، منجر به بروز مشکلات عدیده‌ای در سامانه گردش خون می‌شود. از جمله عروقی که پیدایش این بیماری خیلی در آن مهم است، عروق کرونری است. اگر این وضعیت در عروق قلبی رخ دهد، منجر به انسداد عروق و سکتة قلبی می‌شود. در حال حاضر عمل جراحی بای‌پس روشی مؤثر برای درمان بیماری گرفتگی عروق است. با این وجود این پیوندها بعد از گذشت یک سال از عمل جراحی دچار گرفتگی مجدد می‌شوند [۱]. دینامیک غیرعادی جریان خون در رگ‌ها و تنش‌های تحمیل شده از طرف سیال روی توده‌های چربی می‌تواند وضعیت بیماری را پیچیده‌تر کند، چرا که گرفتگی ناگهانی در هندسه رگ منجر به تغییراتی در نیروهای همودینامیکی وارد بر جداره رگ می‌شود. بنابراین برای کاهش خطرپذیری جراحی عروق ضروری است که مطالعات بیشتری بر روی رفتار همودینامیک جریان خون بیمار انجام شود [۲]. پلیتیس و همکاران [۳] با استفاده از روش دینامیک سیالات

محاسباتی و با فرض شرایط پایا و نیوتونی بودن جریان خون به بررسی پیکربندی‌های مختلف پرداختند. پیکربندی که در این مطالعه مورد ارزیابی قرار گرفت به صورت پیوند پی در پی انتخاب شد. یافته‌های این مطالعه نشان داد پیکربندی‌های مختلف می‌تواند روی پارامترهای همودینامیکی اثرگذار باشد. در این تحقیق مشاهده شد تنش برشی پایین در نواحی دو شاخه شدن و نواحی اتصال به عروق میزبان ایجاد می‌شود. چو و همکاران [۴] با انجام شبیه‌سازی عددی با نرم‌افزار تجاری فلوئنت^۱ به بررسی پارامترهای همودینامیکی در مدل ساده‌ای از بزرگ شریان آئورت و عروق کرونری پرداختند. در این تحقیق شریان آئورت به صورت لوله‌ای ساده با قطر ۲۵ میلی‌متر، رگ پیوندی با قطر ۴ میلی‌متر و شاخه کرونری ۲ میلی‌متر در نظر گرفته شد. هدف از این تحقیق بررسی پارامترهای همودینامیکی پروگسبمال^۲ (نقاط اتصال به آئورت) و دیستال^۳ (نقاط اتصال به عروق کرونری) است. مطالعه عددی در شرایط پایا انجام شد و در ورودی آئورت از دبی جریان و در خروجی از شرط توسعه‌یافتگی استفاده شد. نتایج نشان داد نواحی اتصال رگ

¹Fluent

²Proximal

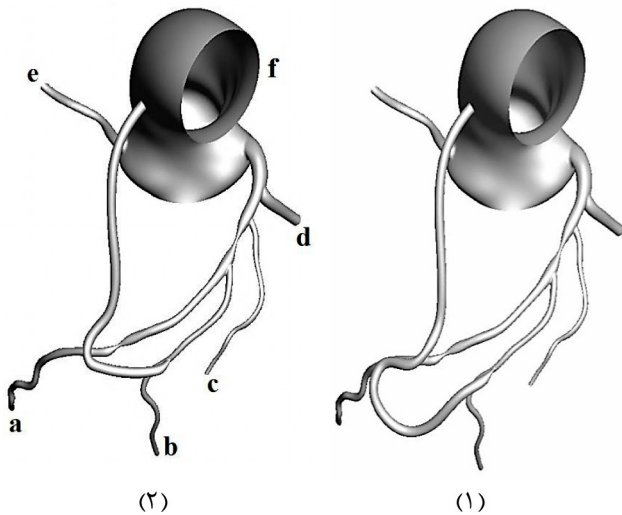
³Distal

نویسنده عهده‌دار مکاتبات: gheidari@modares.ac.ir

موازی و ضربدری بهترین پیکربندی را برای عمل جراحی بای‌پس برگزیند.

۲- مدل‌سازی هندسه

در این تحقیق برای ایجاد هندسه واقعی از تصاویر خانمی ۶۳ ساله استفاده شده است. مقاطع و خطوط مرکزی انحنای آئورت و عروق کرونری با استفاده از نرم‌افزار سیموسکولار^۵ استخراج شده است، سپس این مقاطع و خطوط به نرم‌افزار سالیدورکس^۶ انتقال داده شده و با استفاده از این نرم‌افزار، مقاطع عروق به هم وصل شده و هندسه نهایی متشکل از بزرگ شریان آئورت و عروق کرونری همراه با گرفتگی‌های ۶۵ و ۵۰ درصد در شاخه نزولی چپ ایجاد شده است. این هندسه بزرگ شریان آئورت، شاخه نزولی چپ، شاخه چرخشی چپ و شاخه عروق کرونری راست^۷ به همراه تعدادی زیر شاخه را شامل می‌شود. پیکربندی‌های پی در پی موازی و ضربدری روی هندسه بیمار پیاده‌سازی شده است، که در شکل ۱ (الف) و (ب) قابل مشاهده است. هندسه بیمار همراه با پیکربندی‌ها با استفاده از نرم‌افزار ای. سی. ام. سی. اف. دی^۸ شبکه‌بندی شده است. در عملیات شبکه‌بندی از مش غیرهم‌ساختار دارای اجزای مثلثی استفاده شده است. با تعداد اجزای ۲,۴۸۵,۱۲۳ برای سیال و گام زمانی ۰/۰۰۲۵، استقلال حل از شبکه محاسباتی و گام زمانی حاصل شده است. قطر رگ پیوندی مورد استفاده در این پیکربندی‌ها معادل ۳ میلی‌متر از نوع شریان داخلی سینه است.



شکل ۱: هندسه عروق کرونری برگرفته از تصاویر سی تی بیمار، همراه با بای‌پس پی در پی ضربدری و موازی

Fig. 1. Coronary artery geometry from CT images of patient, with bypass of sequential cross and sequential parallel

پیوندی به عروق میزبان بحرانی‌تر از ناحیه پروگسیمال است. کبینه‌جادیان و همکاران در سال ۲۰۱۰ [۵] به بررسی پارامترهای همودینامیکی پیوندهای بای‌پس عروق قلبی پرداختند. در این مطالعه از مدل ساده لوله برای بزرگ شریان آئورت و عروق کرونری چپ و راست استفاده شد. عروق کرونری متشکل از شاخه چرخشی چپ^۱ و شاخه نزولی چپ^۲ در نظر گرفته شد و روی عروق کرونری شاخه چرخشی چپ گرفتگی‌هایی با درصد ۸۰ و ۹۰ اعمال شد. از پیکربندی پی در پی برای انجام عمل پیوند بای‌پس دو عروق گرفته استفاده شد. در این تحقیق جریان آرام، نیوتونی و دیواره ثابت فرض شد و برای شرایط مرزی ورودی و خروجی به ترتیب از منحنی سرعت توسعه یافته و شرط توسعه یافتگی جریان استفاده شد. نتایج نشان داد محدوده تنش برشی در پیوند پی در پی پهلو به پهلو ایده‌آل‌تر از پیوند انتها به پهلو است. در مطالعه‌ای دیگر بوراسکورن و همکاران [۶] با انجام شبیه‌سازی جریان خون در هندسه‌ای برگرفته از تصاویر توموگرافی کامپیوتری^۳ و متشکل از آئورت و عروق کرونری به بررسی تنش برشی در منطقه گرفتگی و تأثیر پیوند بای‌پس روی تنش برشی دیواره پرداختند و نشان دادند پیوند بای‌پس می‌تواند تنش برشی در ناحیه گرفتگی را کاهش و در محدوده ایده‌آل قرار دهد. در این تحقیق نیز خون هموزن و نیوتونی فرض شد و از سرعت نوسانی در ورودی و از فشار نوسانی در خروجی‌ها استفاده شد.

در مطالعات گذشته در بررسی پیوند بای‌پس از اثرات غیرنیوتونی خون چشم‌پوشی شده است. از طرفی شرایط مرزی خروجی‌های آئورت و عروق کرونری فشار نوسانی است که حالت فیزیکی بدن در آن مشخص نیست. در این تحقیق سعی شده است مانند مطالعات آنا [۷] و جسیکا و همکاران [۸] با استفاده از مدل لامپ سه جزئی ویندکسل (برای بزرگ شریان آئورت) و مدل لامپ هفت جزئی (برای عروق کرونری) با نرم‌افزار محاسباتی فلونت به شبیه‌سازی جریان خون پرداخته شود. نتایج تحقیقات گذشته نظیر مطالعات کیم و همکاران [۹] بر روی شرایط مرزی نشان داد، مدل لامپ سبب می‌شود امواج فشار و جریان از نظر مقدار و شکل جریان مطابقت بیشتری با فیزیک واقعی خود داشته باشد. همچنین در این تحقیق خون سیالی غیرنیوتونی در نظر گرفته شد.

در تحقیقات چو و کنزی [۱۰] ذکر شد مدل کاریو با داده‌های آزمایشگاهی تطابق بهتری دارد، بنابراین مدل کاریو جهت مدل‌سازی اثرات غیرنیوتونی انتخاب شده است.

در این مطالعه سعی شده از پیکربندی‌های بای‌پس پی در پی موازی و ضربدری روی بیماری با گرفتگی‌های ۶۵ و ۵۰ درصد استفاده شود. تنش برشی متوسط زمانی، شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی ذرات در این دو پیکربندی مورد بررسی قرار گرفته است، تا اگر پزشک مجبور شود تنها از یک رگ پیوندی برای بای‌پس استفاده کند، بین پیوندهای پی در پی

^۵Simvascular

^۶Solidworks

^۷Right Coronary Artery (RCA)

^۸ICEM CFD

^۱Left Circumflex Artery (LCX)

^۲Left Anterior Descending (LAD)

^۳Computed Tomography (CT)

^۴Sequential Parallel and Cross

۳- معادلات حاکم

در تحقیق حاضر خون سیالی همگن، تراکم‌ناپذیر و غیرنیوتونی فرض شده است و جریان خون سه بعدی، ناپایا و آرام در نظر گرفته شده است. معادلات حاکم بر جریان خون در رگی با دیواره صلب به صورت تانسوری عبارتند از:

- معادله پیوستگی (رابطه (۱)):

$$u_{i,j} = 0 \quad (1)$$

- معادله مومنوم (رابطه (۲)):

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j u_{i,j} \right) = -p_i + \tau_{ij,j} \quad (2)$$

ρ معرف چگالی خون است و مقدار آن ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب می‌باشد و تانسور تنش برشی است که توسط رابطه (۳) بیان می‌گردد.

$$\tau_{ij} = \mu_{eff} \dot{\gamma}_{ij} \quad (3)$$

μ_{eff} ویسکوزیته دینامیکی خون است. به منظور مدل‌سازی رفتار غیرنیوتونی از رابطه (۴) استفاده شده است.

$$\mu_{eff} = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \left[1 + (\dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{(n-1)}{2}} \quad (4)$$

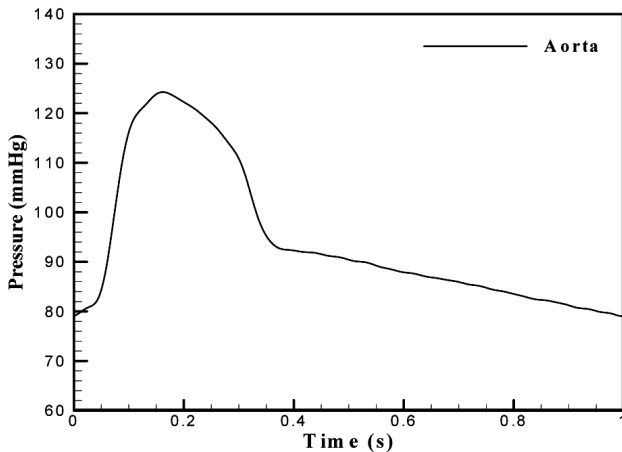
برای مدل‌سازی رفتار غیرنیوتونی از مدل کاریو استفاده شده است. μ_0 و μ_{∞} و n ثابت‌هایی هستند که با استفاده از خواص خون تعیین می‌گردند و مقادیر هر یک از آنها به ترتیب برابر با 0.056 Pa.s و 0.0345 Pa.s و $3/313 \text{ S}$ و 0.3568 در نظر گرفته شده است. $\dot{\gamma}$ اندازه تانسور نرخ تغییر شکل است [۱۱].

۴- شرایط مرزی و اولیه

با انجام شبیه‌سازی در چند دوره زمانی مشاهده می‌شود که از چرخه دوم به بعد جریان کاملاً تناوبی شده است و اختلاف بین چرخه دوم و سوم اندک است و خطای هیستریسیس از بین رفته است. معیار همگرایی در بخش سیال 10^{-5} انتخاب شده است.

۴-۱- شرط مرزی ورودی بزرگ شریان آئورت

نیروی محرکه جریان خون در عروق، گرادیان فشار موجود در طول عروق است. بنابراین فشار پالسی می‌تواند شرط مرزی مناسب در ورودی هندسه مورد مطالعه باشد. از طرفی داشتن فرض سرعت یکنواخت در ورودی آئورت به سبب وجود درجه‌هایی که سبب اختلال در جریان می‌شود، مناسب نیست. لذا استفاده از فشار پالسی برگرفته از داده‌های اندازه‌گیری شده فرضی است که به واقعیت نزدیک‌تر است [۱۲]. منحنی فشار برای شرایط مرزی ورودی در شکل ۲ قابل مشاهده است.

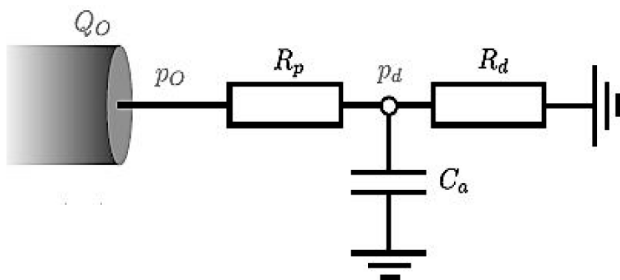


شکل ۲: پالس فشار برگرفته از داده‌های اندازه‌گیری شده [۹]
Fig. 2. The pressure pulse derived from measured data [9]

۴-۲- شرایط مرزی خروجی بزرگ شریان آئورت

برای شرط مرزی خروجی بزرگ شریان آئورت از مدل سه جزئی ویندکسل استفاده شده است. این مدار سه جزئی از یک مقاومت، خازن و امپدانس تشکیل شده است و به صورت کوپل با مدل سه بعدی حل می‌گردد. معادلات به صورت صریح و با استفاده از روش اولر مرتبه اول گسسته شده و سپس با نوشتن یو دی اف، مطابق شکل ۳ به نرم‌افزار فلوتنت در خروجی آئورت اعمال شده است [۱۳و۸].

در مدار ویندکسل مقاومت مبدایی^۱ (شریان‌های بزرگ‌تر و عروق) با R_p ، خازن (اثر ارتجاعی دیواره) با C و مقاومت انتهایی^۲ (عروق کوچک‌تر و مویرگ‌ها) با R_d نشان داده شده است. مجموع دو مقاومت ابتدایی و انتهایی مقاومت کل را تشکیل می‌دهد و از رابطه (۵) قابل محاسبه است.



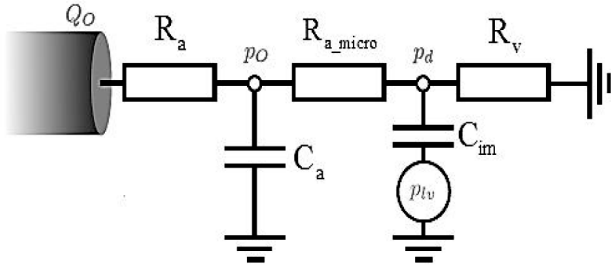
شکل ۳: کوپل مدار مدل لامپ ویندکسل با مدل سه بعدی در خروجی آئورت [۸]

Fig. 3. Coupling Lumped model of Windkessel with Three-dimensional model in outlet of aorta [8]

¹Proximal resistance

²Vessel capacitance

³Distal resistance



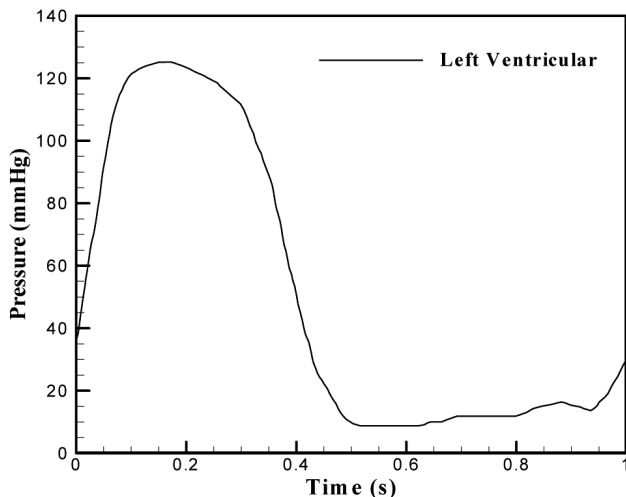
شکل ۴: کوپل مدار مدل لامپ با مدل سه بعدی در خروجی عروق کرونری [۸]

Fig. 4. Coupling Lumped model with Three-dimensional model in outlet of coronary artery [8]

$$\frac{d}{dt} p_o + \frac{1}{C_a R_{a_micro}} p_o = \frac{1}{C_a} Q_o + \frac{1}{C_a R_{a_micro}} p_d \quad (9)$$

$$\frac{P_{outlet} - P_o}{R_a} = Q_o \quad (10)$$

معادلات به صورت صریح^۸ و با استفاده از روش اولر مرتبه اول^۹ گسسته شده و سپس با نوشتن تابع تعریف شده توسط کاربر^{۱۰} به نرم افزار فلوئنت در خروجی هر شاخه اعمال شده است.



شکل ۵: نمودار تغییرات فشار بطن چپ و راست با زمان [۹]

Fig. 5. Variations of left and right ventricular pressure with time [9]

$$P = R_{tot} Q \quad (5)$$

مقادیر P و Q به ترتیب برابر فشار و دبی متوسط است. با استفاده از آنالوژی الکتریکی، معادلات دیفرانسیل برای بدست آوردن فشار خروجی P_{outlet} در بزرگ شریان آئورت مطابق رابطه (۶) و (۷) نوشته می شود:

$$\frac{d}{dt} P_d + \frac{1}{C_a R_a} P_d = \frac{1}{C_a} Q_o \quad (6)$$

$$\frac{P_{outlet} - P_o}{R_a} = Q_o \quad (7)$$

۴-۳- شرایط مرزی خروجی شاخه های عروق کرونری

جریان خون در عروق کرونری تحت تأثیر فشار آئورت و مقاومت عروق کرونری پایین دست قرار دارد. هنگامی که قلب در طی فاز سیستول منقبض می گردد، دبی جریان در بزرگ شریان آئورت بیشینه مقدار خود را دارد، در صورتی که دبی جریان در عروق کرونری چپ، در فاز سیستول به کمینه مقدار خود می رسد. این کاهش جریان به سبب افزایش ناگهانی مقاومت انتهایی ناشی از افزایش فشار داخلی قلب در نتیجه انقباض است. به منظور اعمال این پدیده فیزیکی در مدل سازی عروق کرونری از یک آنالوژی الکتریکی تحت عنوان مدل لامپ عروق کرونری استفاده می شود. مدار شکل ۴ به خروجی مدل سه بعدی کوپل می گردد [۸ و ۹ و ۱۴].

در این مدار مقاومت عروق کرونری^۱ با R_a ، اثر ارتجاعی گردش خون^۲ با C_a ، مقاومت سامانه گردش خون^۳ با R_{a_micro} ، اثر ارتجاعی مایوکار دیال^۴ با C_{im} ، مقاومت وریدی^۵ با R_v و فشار بطن چپ و راست^۶ به ترتیب با P_{lv} و P_{rv} نشان داده شده است. نمودار تغییرات فشار بطن چپ و راست با زمان در شکل ۵ قابل مشاهده است [۸].

با استفاده از آنالوژی الکتریکی، معادلات دیفرانسیل برای بدست آوردن فشار خروجی P_{outlet} نوشته می شود:

$$\frac{d}{dt} P_d + \frac{1}{C_{im}} \left(\frac{1}{R_v} + \frac{1}{R_{a_micro}} \right) P_d = \frac{1}{C_{im} R_a} p_o + \frac{d}{dt} P_{lv} \quad (8)$$

¹Coronary arterial resistance

²Coronary arterial compliance

³Microcirculation resistance

⁴Myocardial compliance

⁵Venous resistance

⁶Left and right pressure ventricular

⁷Analogy

⁸Explicit

⁹First order Euler

¹⁰User Define Function (UDF)

جدول ۱: مقادیر پارامترهای مدل لامپ ویندکسل در حالت فیزیکی استراحت

Table 1. Lumped parameter aorta in the physical state of rest

پارامترهای لامپ	f
$R_p \times 10^8$	۰/۱۳۸
$C \times 10^{-11}$	۲۵۲۵
$R_d \times 10^8$	۱/۳۹۷

جدول ۲: مقادیر پارامترهای مدل لامپ عروق کرونری در حالت فیزیکی استراحت

Table 2. Lumped parameter coronary artery in the physical state of rest

پارامترهای لامپ	a	b	c	d
$C_{im} \times 10^{-11}$	۶/۸۲	۴/۹۵	۳/۶۱	۸/۳۹
$C_a \times 10^{-11}$	۰/۸	۰/۵۸	۰/۴۲	۱/۱۱
$R_v \times 10^8$	۳۳	۴۶	۶۳	۳۷/۱۶
$R_{a,micro} \times 10^8$	۱۰۶	۱۴۷	۲۰۱	۱۱۸/۳۲
$R_a \times 10^8$	۶۵	۹۰	۱۲۳	۷۵/۵۱

برشی در منطقه نشان داده شده در شکل ۶ (ب) با نتایج آزمایشگاهی مقایسه شده است.

۷- نتایج

در این پژوهش به منظور پیش‌بینی بهترین پیکربندی جهت انجام پیوند بای‌پس پی در پی، پارامترهای همودینامیکی نظیر تنش برشی متوسط زمانی، شاخص برشی نوسانی و زمان نسبی سکونت ذرات در هندسه برگرفته از تصاویر CT خانمی ۶۳ ساله همراه با گرفتگی‌های ۶۵ و ۵۰ درصد در شاخه نزولی چپ مورد بررسی قرار گرفته است.

یکی از مهم‌ترین پارامترهای همودینامیکی که نقش اساسی در توسعه بیماری آترواسکلروسیس در عروق کرونری دارد، تنش برشی متوسط زمانی^۲ است. فرای [۱۸] با انجام آزمایش‌هایی روی لایه اندولیوم نشان داد که

۴-۴- تعیین پارامترهای مدل لامپ بزرگ شریان آئورت و عروق کرونری با استفاده از فشار و دبی جریان متوسط می‌توان مقاومت کل در بزرگ شریان آئورت و عروق کرونری را با استفاده از رابطه (۱۱) تخمین زد:

$$R_{tot} = \frac{P}{Q} \quad (11)$$

مقادیر P و Q به ترتیب برابر فشار و دبی جریان متوسط است. مقادیر ظرفیت خازن^۱ بر روی موج فشار تأثیرگذار است، لذا برای پیدا کردن مقدار آن با داشتن موج فشار و موج جریان در ورودی آئورت می‌توان مقدار ظرفیت کل خازن را محاسبه و بسته به سطح مقطع خروجی، بین شاخه‌های عروق کرونری توزیع کرد. (مطابق رابطه (۱۲))

$$C_i \propto A_i \quad (12)$$

در این تحقیق از پارامترهای حالت فیزیکی استراحت استفاده شده است [۱۵و۱۶]. برای محاسبه مقادیر پارامترهای لامپ از اطلاعات مقاله [۸] استفاده شده است. (مطابق جدول ۱ و ۲)

۵- روش حل

دیواره عروق کرونری صلب، با اعمال شرط عدم لغزش و بدون اثرات ویسکوالاستیک لحاظ گردیده است. خون سیالی غیرنیوتونی انتخاب شده است، از مدل کاریو استفاده شده است. معادلات دیفرانسیل مدار مدل سه جزئی ویندکسل و مدل لامپ عروق کرونری با استفاده از روش اولر پیشرو گسسته شده و در خروجی آئورت و عروق کرونری با مدل سه بعدی کوپل شده است. در این روش دبی جریان محاسبه شده از مدل سه بعدی برای محاسبه فشار خروجی به مدار لامپ فرستاده می‌شود و این الگوریتم با گذشت چند چرخه سبب اصلاح فشار می‌گردد. در بخش نرم‌افزاری برای کاهش نوسانات غیرفیزیکی حاصل از گسسته‌سازی در شبیه‌سازی از دقت حل دوگانه استفاده شده است. در گسسته‌سازی ترم زمانی از تقریب مرتبه دوم و پسرو اولر، هم‌چنین برای ترم نفوذ نیز از تقریب مرکزی بهره گرفته شد.

۶- صحت‌سنجی نتایج

نتایج آزمایشگاهی زیادی برای انجام فرآیند صحت‌سنجی نتایج عددی در پیوندهای بای‌پس در دسترس نیست. با این وجود به منظور انجام فرآیند صحت‌سنجی، مرجع [۱۷] برای این کار مناسب تشخیص داده شد. هندسه بازسازی شده که برای این تحقیق طراحی شده است در شکل ۶ (الف) نشان داده شده است. شرط مرزی در ورودی پیوند از نوع سرعت و در خروجی از نوع توسعه‌یافته است. در دیواره لوله شرط عدم لغزش اعمال شده است. با تعداد اجزای ۱۲۵،۳۲۳ و گام زمانی ۰/۰۰۵ استقلال حل از شبکه و گام زمانی حاصل شده است. شبیه‌سازی برای سه سیکل اجرا شد و توزیع تنش

^۲Time Average Wall Shear Stress (TAWSS)

^۱Capacitance

همکاران [۲۱] نیز گزارش کرده‌اند که وجود الگوی همودینامیکی ذکر شده مدت زمان سکون یا اقامت ذرات در این مکان‌ها را افزایش خواهد داد. در مقاله خود مروری خود ذکر کرده‌اند که افزایش زمان نسبی اقامت ذرات می‌تواند باعث ضخیم شدن لایه داخلی رگ گردد. وجود الگوی همودینامیکی غیریکنواخت می‌تواند زمان سکون یا زمان اقامت نسبی ذرات^۲ چربی را در مکان‌های بحرانی نظیر نواحی اتصال افزایش دهد و باعث ضخیم شدن لایه داخلی عروق گردد، لذا مقادیر پایین این پارامتر همودینامیکی حاکی از الگوی مناسب جریان در طول عروق است؛ بنابراین شاخص‌های همودینامیکی می‌تواند برای شناسایی مناطق مستعد گرفتگی استفاده شود.

در این تحقیق قبل از انجام مقایسه بین پیکربندی‌های پی در پی موازی و ضربدری لازم است درباره محدوده کانتور تنش برشی متوسط زمانی، شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی ذرات و علامت‌هایی که روی شکل‌ها نشان داده شده، توضیح داده شود:

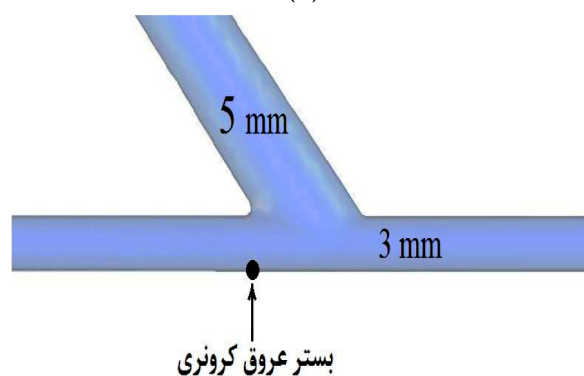
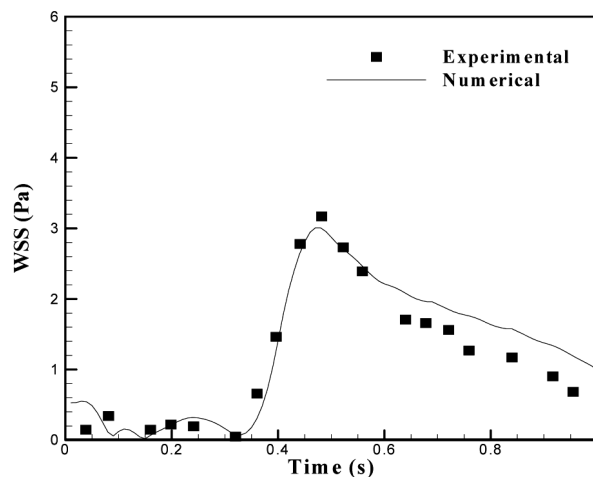
۱- محدوده تنش برشی متوسط زمانی، شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی ذرات برای تمامی پیکربندی‌ها به ترتیب بین صفر تا ۷ و صفر تا ۰/۵ و صفر تا ۱۰ انتخاب شده است.

۲- مناطقی که در آنها بعضی از شاخص‌های همودینامیکی بحرانی است با منحنی خط بسته و مناطقی که هر سه شاخص همودینامیکی در آن مناطق بحرانی است با منحنی خط چین بسته نشان داده می‌شود.

بیشینه تنش برشی متوسط زمانی در ناحیه گرفتگی‌های ۶۵ و ۵۰ درصد بعد از عمل جراحی پیوند پی در پی موازی به ترتیب معادل ۱۰/۳۷ و ۲/۳۶ پاسکال و بعد از عمل جراحی پیوند پی در پی ضربدری به ترتیب معادل ۹/۲۸ و ۳/۴۷ پاسکال است.

نتایج بعد از عمل جراحی نشان می‌دهد بیشینه تنش برشی متوسط زمانی کاهش یافته است، به عبارت دیگر پیوندهای پی در پی موازی و ضربدری سبب بهبود تنش برشی متوسط زمانی در نواحی دارای گرفتگی شده است و خطر پارگی پلاگ چربی و لخته شدن خون را کاهش داده است. مطابق شکل ۷ (الف) و (ب) مقدار کمینه تنش برشی متوسط زمانی در هر دو پیوند پی در پی موازی و ضربدری به ترتیب ۰/۲۷ و ۰/۰۷ پاسکال است. بررسی‌ها نشان می‌دهد در هر دو پیوند پی در پی ضربدری در ناحیه اتصال و انحنای تند رگ پیوندی مقدار تنش برشی متوسط زمانی کمتر از مقدار بحرانی ۰/۴ پاسکال است، با این وجود در پیوند پی در پی موازی علاوه بر نواحی مذکور، در بستر شاخه نزولی چپ در نزدیکی ناحیه اتصال مقدار تنش برشی متوسط زمانی بحرانی است. بررسی شاخص برشی نوسانی مطابق شکل ۷ (ج) و (د) نشان می‌دهد، بیشینه شاخص برشی نوسانی در پیوندهای موازی و ضربدری به ترتیب معادل ۰/۲۴ و ۰/۰۹۵ است.

در هر دو پیکربندی در محل انحنای تند شاخه پیوندی، شاخص برشی نوسانی بیشتر از نواحی دیگر است. در پیوند موازی مقدار شاخص برشی نوسانی فراتر از مقدار بحرانی است، درحالی‌که مقدار این شاخص در پیوند



شکل ۶: صحت‌سنجی نتایج پیوند پای پس (الف) نمودار تغییرات تنش برشی در بستر عروق کرونری (ب) نمایی از هندسه محاسباتی

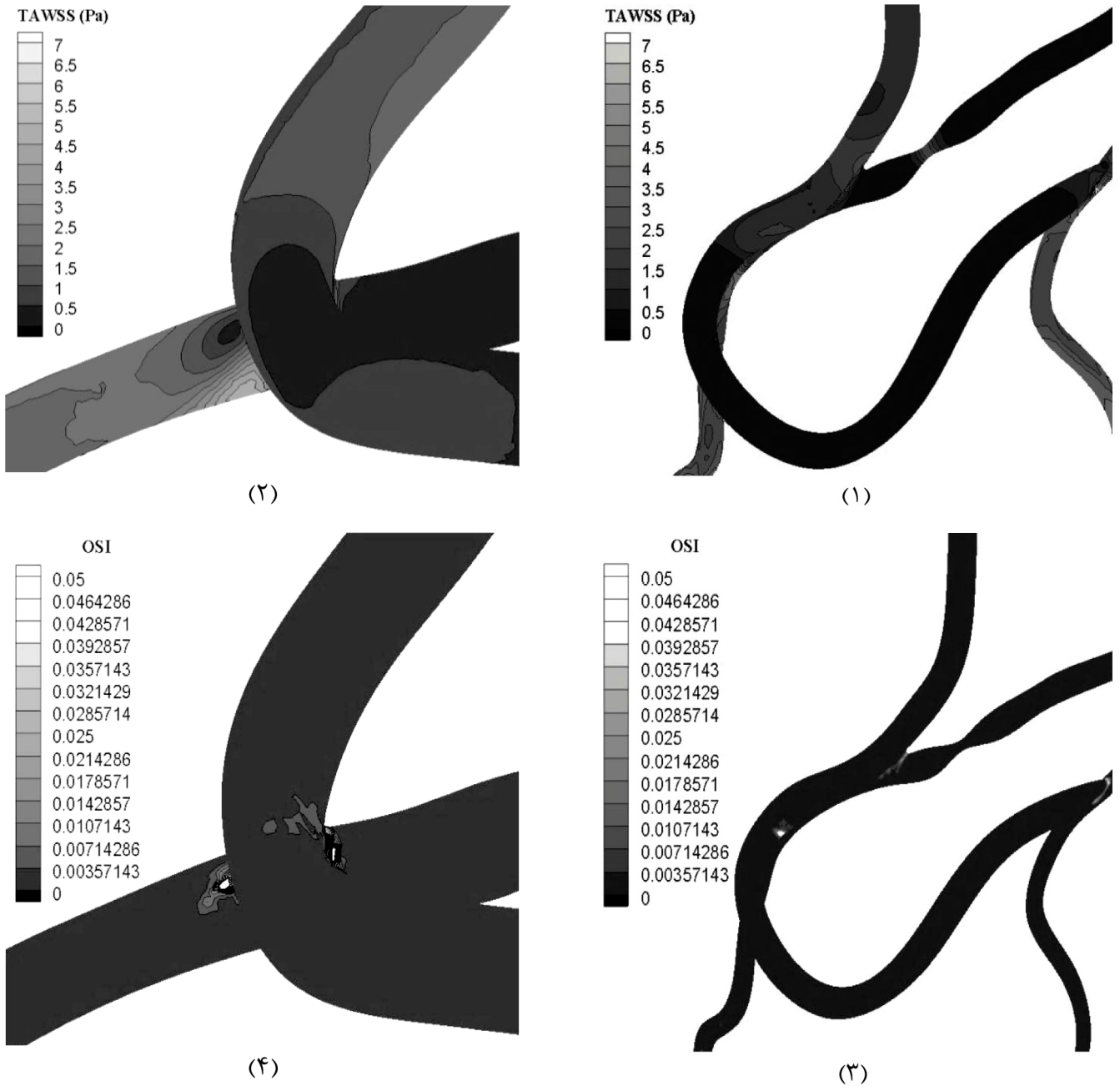
Fig. 6. Validation Results for bypass grafting (1) Plot of shear stress in coronary vascular bed (2) a view of computational geometry

اعمال تنش برشی زیاد بر سلول‌های این لایه موجب جراحت این لایه می‌گردد. از طرف دیگر کارو و همکاران [۱۹] بروز آترواسکلروسیس را در انحنای داخلی یک شریان منحنی به شکل نیم دایره مشاهده کردند، جایی که تنش برشی پایینی بر سلول‌های اندوتلیال اعمال می‌گردد. تنش برشی بالا سبب پارگی پلاک‌های چربی و تنش برشی پایین سبب رشد بیماری آترواسکلروسیس یا نشستن ذرات چربی بر روی دیواره رگ می‌شود.

شاخص برشی نوسانی^۱ نیز یکی دیگر از پارامترهای مهم همودینامیکی است که به شناخت مناطقی که برگشت یا تغییر جهت جریان وجود دارد، کمک می‌کند. این پارامتر نسبت به تنش برشی دیواره رفتار دقیق‌تری دارد. کو و همکاران [۲۰] با بررسی شریان کاروتیدی برداشت شده از جسد، گزارش کردند که نوسانات در راستایی که تنش برشی اعمال می‌گردد، ممکن است عامل تشدید IH باشد. آنها همچنین معیاری برای سنجش میزان نوسانی بودن تنش برشی که به OSI مشهور است، تعیین کردند. همبورگ و

²Relative Residence Time (RRT)

¹Oscillating Shear Index (OSI)

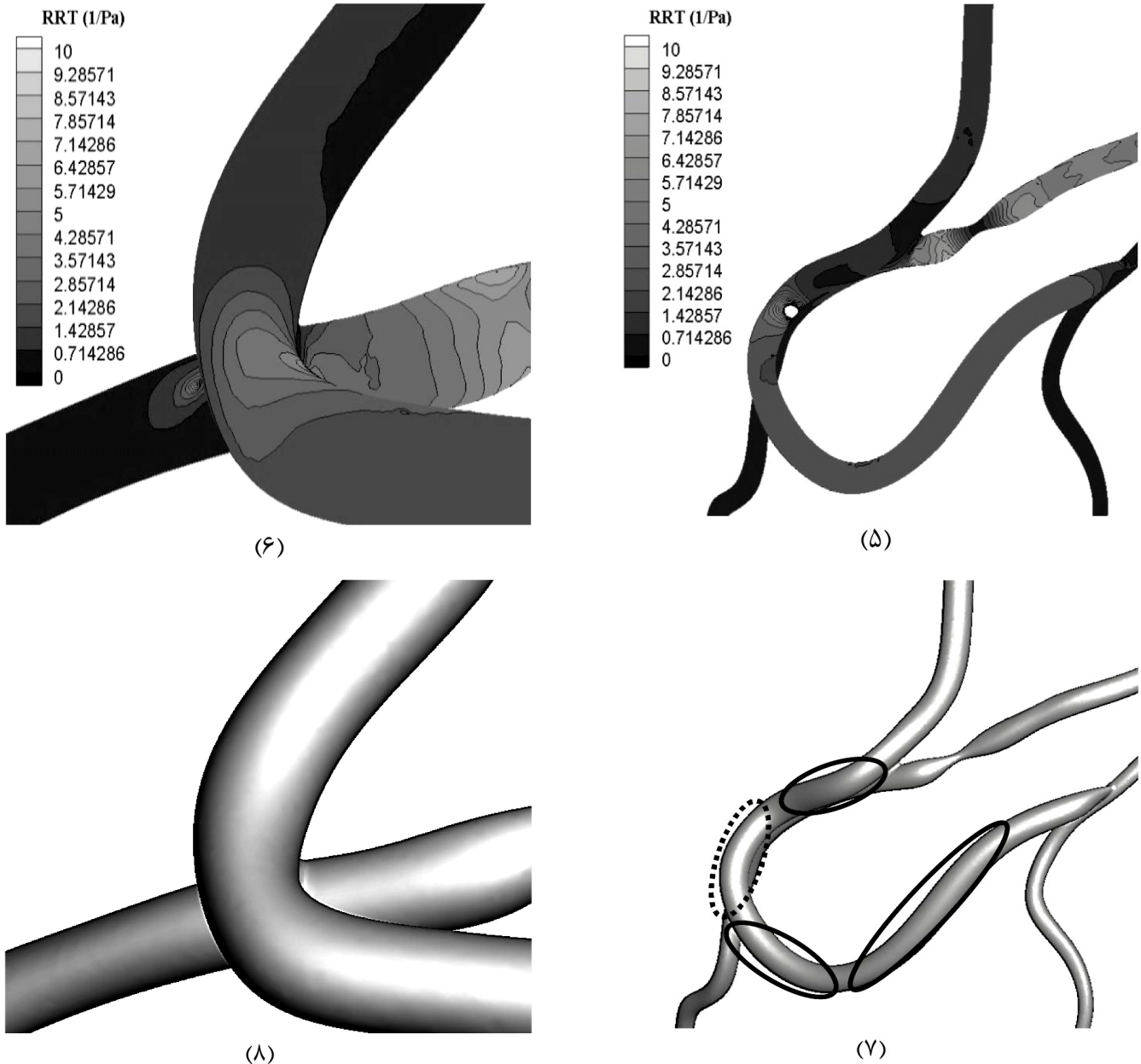


شکل ۷: توزیع پارامترهای همودینامیکی در پیکربندی‌های مختلف (۱) TAWSS، موازی (۲) TAWSS، Cross (۳) OSI، موازی (۴) OSI، ضربدری (۵) ضربدری، موازی (۶) RRT، موازی (۷) مناطق مستعد، موازی (۸) مناطق مستعد، ضربدری

Fig. 7. Distribution of hemodynamic parameters in different configurations (1) TAWSS, Parallel (2) TAWSS, Cross (3) OSI, Parallel (4) OSI, Cross (5) RRT, Parallel (6) RRT, Cross (7) Prone area, Parallel (8) Prone area, Cross

عروق پیوندی، بحرانی تشخیص داده شده است. محدوده بحرانی تشخیص داده شده قبل از پیوند است، بنابراین گسترش گرفتگی در این نواحی برای پیوندها خطرناک نیست. مجاورت نواحی اتصال عروق پیوندی به عروق کرونری در پیوندهای موازی و ضربدری به عنوان نواحی مستعد گرفتگی شناخته شده است. در پیوند موازی به سبب انحنای تند هر سه شاخص همودینامیکی در محدوده بحرانی قرار دارد، بنابراین

ضربدری در محدوده ایده‌آل قرار دارد. مطالعه زمان اقامت نسبی ذرات مطابق شکل ۷ (۵) و (۶) نشان می‌دهد، بیشینه این شاخص در پیوندهای موازی و ضربدری به ترتیب معادل $16/53$ و $77/5$ است و مقدار بحرانی این شاخص در مکان‌هایی اتفاق افتاده که تنش برشی متوسط زمان پایین و شاخص برشی نوسانی بالا است. با توجه به بررسی پارامترهای همودینامیکی مطابق شکل ۷ (۷) و (۸) همانند پیوندهای بخش قبل هر دو شاخه a و b قبل از



ادامه شکل ۷: توزیع پارامترهای همودینامیکی در پیکربندی‌های مختلف (۱) TAWSS، موازی (۲) TAWSS، Cross (۳) OSI، موازی (۴) OSI، Cross (۵) RRT، موازی (۶) RRT، Cross (۷) Prone area، موازی (۸) Prone area، Cross

Fig. 7. Distribution of hemodynamic parameters in different configurations (1) TAWSS, Parallel (2) TAWSS, Cross (3) OSI, Parallel (4) OSI, Cross (5) RRT, Parallel (6) RRT, Cross (7) Prone area, Parallel (8) Prone area, Cross

۸- نتیجه‌گیری

در این پژوهش سعی شد برای هندسه بیماری با ۶۵ و ۵۰ درصد گرفتگی در شاخه نزولی چپ، بهترین پیکربندی از میان پیکربندی‌های پی در پی موازی و ضربدری انتخاب شود. بدین منظور بقای هر یک از پیکربندی‌ها با بررسی پارامترهای همودینامیکی نظیر شاخص برشی نوسانی، تنش برشی

با منحنی بسته خط چین نشان داده شده است. علاوه بر این بستر شاخه نزولی چپ در این پیوند مستعد گرفتگی تشخیص داده شده است. با توجه به بررسی‌ها آشکار شد خطر گرفتگی در پیوند پی در پی موازی بیشتر از پیوند ضربدری است.

مراجع

- [1] P. Chuchard, B. Wiwatanapataphee, T. Puapansawat, T. Siriapisith, Numerical simulation of blood flow in the system of human coronary arteries with stenosis, in: Proceedings of the 4th WSEAS international conference on Finite differences-finite elements-finite volumes-boundary elements, 2011, pp. 59-63.
- [2] Y. Papaharilaou, D. Doorly, S. Sherwin, The influence of out-of-plane geometry on pulsatile flow within a distal end-to-side anastomosis, Journal of biomechanics, 35(9) (2002) 1225-1239.
- [3] A. Politis, G. Stavropoulos, M. Christolis, F. Panagopoulos, N. Vlachos, N. Markatos, Numerical modeling of simulated blood flow in idealized composite arterial coronary grafts: Steady state simulations, Journal of Biomechanics, 40(5) (2007) 1125-1136.
- [4] L.P. Chua, J. Zhang, T. Zhou, Numerical study of a complete anastomosis model for the coronary artery bypass, International communications in heat and mass transfer, 32(3-4) (2005) 473-482.
- [5] F. Kabinejadian, L.P. Chua, D.N. Ghista, M. Sankaranarayanan, Y.S. Tan, A novel coronary artery bypass graft design of sequential anastomoses, Annals of biomedical engineering, 38(10) (2010) 3135-3150.
- [6] B. Nuntadilok, J. Poulter, P. Boonkrong, B. Wiwatanapataphee, Numerical study of pulsatile blood flow in the coronary system with the RCA bypass graft, Journal of Pure and Applied Mathematics: Advances and Applications, 9(2) (2013) 81-106.
- [7] J. Chen, X.-Y. Lu, W. Wang, Non-Newtonian effects of blood flow on hemodynamics in distal vascular graft anastomoses, Journal of Biomechanics, 39(11) (2006) 1983-1995.
- [8] J.S. Coogan, J.D. Humphrey, C.A. Figueroa, Computational simulations of hemodynamic changes within thoracic, coronary, and cerebral arteries following early wall remodeling in response to distal aortic coarctation, Biomechanics and modeling in mechanobiology, 12(1) (2013) 79-93.
- [9] H.J. Kim, I. Vignon-Clementel, C. Figueroa, K. Jansen, C. Taylor, Developing computational methods for three-dimensional finite element simulations of coronary blood flow, Finite Elements in Analysis and Design, 46(6) (2010) 514-525.
- [10] 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.
- [11] M. Catanho, M. Sinha, V. Vijayan, Model of aortic

متوسط زمانی و زمان اقامت نسبی ذرات مورد مطالعه قرار داده شد. نتایج مقایسه بین پیکربندی‌های پی در پی موازی و ضربدری نشان داد، در محل اتصال به صورت موازی با رگ میزبان، در بستر و اطراف ناحیه اتصال، کمینه تنش برشی متوسط زمان کمتر از مقدار بحرانی 0.4 است، همچنین روی رگ پیوندی به سبب انحنای تند شاخه پیوندی، بیشینه شاخص برشی نوسانی بیشتر از مقدار بحرانی 0.1 است. بررسی‌ها نشان داد پیوند پی در پی موازی مستعدتر از ضربدری نسبت به تجمع چربی و بیماری‌هایی نظیر تورم عروق یا اینتیمایپریپلاژیا است، به گونه‌ای که در پیوند پی در پی موازی خون‌رسانی به شاخه b به سبب مسدود شدن ناشی از تنش برشی پایین دچار نقص می‌شود.

تنش برشی متوسط زمانی در ناحیه گرفتگی بیشتر از نواحی دیگر است و می‌تواند سبب پارگی پلاگ‌های چربی و تورم عروق گردد که خود حاکی از افزایش گستره گرفتگی در هندسه بیمار است. نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد با انجام عمل جراحی بای‌پس پی در پی موازی و ضربدری می‌توان مقادیر بحرانی تنش برشی در ناحیه تنگی را بهبود بخشید و خطر پارگی پلاگ‌های چربی و حرکت توده به سمت عروق پایین درست را کاهش داد.

علائم انگلیسی

C	خازن ($\text{cm}^3 \text{dynes}^{-1}$)
P	فشار ($\text{kgm}^{-1} \text{s}^{-2}$)
Q	دبی جریان (m^3/s)
R	مقاومت (dynes/cm^2)
t	زمان (s)
u	سرعت (ms^{-1})

علائم یونانی

μ	لزجت دینامیکی ($\text{kgm}^{-1} \text{s}^{-1}$)
ρ	چگالی (kg/m^3)
τ	تنش برشی (Pa)
$\dot{\gamma}$	نرخ برش (s^{-1})
ε	نرخ تغییر شکل

- [17] F. Xiong, C. Chong, PIV-validated numerical modeling of pulsatile flows in distal coronary end-to-side anastomoses, *Journal of biomechanics*, 40(13) (2007) 2872-2881.
- [18] D.L. Fry, Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradients, *Circulation research*, 22(2) (1968) 165-197.
- [19] C. Caro, J. Fitz-Gerald, R. Schroter, Atheroma and arterial wall shear-Observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis, *Proceedings of the Royal Society of London. Series B. Biological Sciences*, 177(1046) (1971) 109-133.
- [20] D.N. Ku, D.P. Giddens, C.K. Zarins, S. Glagov, Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress, *Arteriosclerosis: An Official Journal of the American Heart Association, Inc.*, 5(3) (1985) 293-302.
- [21] H.A. Humberg, D.M. Grzybowski, A.L. Hazel, J.A. LaMack, X.-M. Li, M.H. Friedman, Spatial comparison between wall shear stress measures and porcine arterial endothelial permeability, *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 286(5) (2004) H1916-H1922.
- blood flow using the windkessel effect, University of California of San Diego, San Diego, (2012).
- [12] P. Vasava, P. Jalali, M. Dabagh, P.J. Kolari, Finite element modelling of pulsatile blood flow in idealized model of human aortic arch: study of hypotension and hypertension, *Computational and mathematical methods in medicine*, 2012 (2012).
- [13] N. Shahcheraghi, H. Dwyer, A. Cheer, A. Barakat, T. Rutaganira, Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch, *Journal of biomechanical engineering*, 124(4) (2002) 378-387.
- [14] C.A. Taylor, T.A. Fonte, J.K. Min, Computational fluid dynamics applied to cardiac computed tomography for noninvasive quantification of fractional flow reserve: scientific basis, *Journal of the American College of Cardiology*, 61(22) (2013) 2233-2241.
- [15] D. Sengupta, A.M. Kahn, J.C. Burns, S. Sankaran, S.C. Shadden, A.L. Marsden, Image-based modeling of hemodynamics in coronary artery aneurysms caused by Kawasaki disease, *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 11(6) (2012) 915-932.
- [16] S. Sankaran, M.E. Moghadam, A.M. Kahn, E.E. Tseng, J.M. Guccione, A.L. Marsden, Patient-specific multiscale modeling of blood flow for coronary artery bypass graft surgery, *Annals of biomedical engineering*, 40(10) (2012) 2228-2242.

برای ارجاع به این مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:

Please cite this article using:

H. Babakhani, G. Heidarnejad, A. Rostami, Comparison of the Hemodynamic Parameters of Sequential Parallel and Cross Configurations of Coronary Artery in the Rest State, *Amirkabir J. Mech. Eng.*, 51(2) (2019) 497-506.
DOI: 10.22060/mej.2017.12442.5334

