

اثرهای شکل هندسی بای پس کرونری - کرونری بر روی رژیم جریان خون در نواحی انشعاب

مجید احمدلوی داراب، فرزانه قالیچی*⁺

تبریز، دانشگاه صنعتی سهند، دانشکده مهندسی مکانیک، گروه مهندسی پزشکی - بیومکانیک

احمد رضانی

تهران، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی شیمی

چکیده: در این پژوهش به منظور بررسی اثرهای درصدهای گوناگون گرفتگی و همچنین اثرهای ناشی از زاویه‌های گوناگون پیوندی بر روی الگوی جریان خون به ویژه بر روی مقدارهای تنش برشی وارده بر ناحیه‌های مستعد گرفتگی که به طور عمده Heel، Toe و بستر رگ کرونری مقابل ناحیه انشعاب می‌باشند جریان پالسی و سه بعدی خون با استفاده از فرض نیوتنی و همگن بودن خون و صلب بودن جداره عروق کرونری، در بای پس کرونری - کرونری به ازای زاویه‌های پیوندی ۲۰، ۳۰ و ۴۰ درجه و درصدهای گرفتگی ۵۰، ۷۵ و ۸۵ درصد با استفاده از نرم افزار Fluent شبیه‌سازی شد. از جمله نتیجه‌های مهم به دست آمده می‌توان به تأثیر میزان گرفتگی بر روی مقدارهای تنش برشی وارده بر ناحیه‌های مستعد در موردهایی که برگشت جریان به ناحیه بالادست کرونری وجود دارد اشاره کرد. همچنین استفاده از زاویه‌های پیوندی نزدیک به ۳۰ درجه که به عنوان زاویه‌های مطلوب پیوندی با استفاده از فرض‌های اعمال شده در شبیه‌سازی، از جمله مهم‌ترین نتیجه‌های به دست آمده از این پژوهش به‌شمار می‌روند.

واژه‌های کلیدی: بای پس، رگ کرونری، جریان سه بعدی، جریان پالسی.

KEY WORDS: Bypass, Coronary artery, 3D Flow, Pulsatile.

مقدمه

مطالعه‌های کلینیکی انجام شده تاکنون حاکی از آن است که بیش از ۷۰ درصد گرفتگی‌های به‌وجود آمده در شریان چپ کرونری رخ می‌دهد. از سوی دیگر مشاهده‌های کلینیکی نیز بیانگر این مطلب می‌باشند که بیش از ۹۰ درصد گرفتگی‌ها در شریان چپ در شاخه چپ پایین رونده (LAD) به‌وجود می‌آیند. برای برقراری جریان خون به ناحیه‌های پایین دست گرفتگی در عروق کرونری می‌توان از دارو و یا آنژیوپلاستی ناحیه گرفته شده استفاده کرد. اما در موردهایی

بیماری گرفتگی شریان‌ها و انسداد عروق در شریان‌های مهم و حیاتی بدن از قبیل عروق کرونری، کاروتید، فمورال و شریان شکمی باعث بروز اختلال در رسیدن خون به نواحی پایین دست گرفتگی شده و در نهایت ممکن است در اثر کم خونی به‌وجود آمده در ناحیه‌های پایین دست گرفتگی موجبات بروز ضایعه‌ای شود [۱]. وجود گرفتگی در عروق کرونری به نوبه خود ممکن است در مرحله‌های حاد گرفتگی منجر به شوک و یا حتی سکته قلبی نیز گردد.

*عهده دار مکاتبات

+E-mail: fghalichi@sut.ac.ir

فرض‌های به کار رفته در شبیه‌سازی جریان در بای‌پس بیشتر بوده است. اما در کل با پیشرفت علم و ورود کامپیوترهای پرسرعت تعداد فرض‌های به کار رفته در مطالعه‌های نظری روند کاهشی داشته است به طوری که در سال ۲۰۰۴ میلادی/احمدلوی و همکاران [۱۹-۱۷] با استفاده از فرضیه‌هایی که به واقعیت نزدیک‌تر بودند الگوی جریان خون در عروق بای‌پس شده کرونری را در حضور ۵۰ درصد گرفتگی و با فرض پالسی بودن جریان خون مورد مطالعه قرار دادند که نتیجه‌های حاصل از آن پژوهش علاوه بر تأیید نظریه‌های مطرح شده در زمینه گرفتگی دوباره رگ‌های بای‌پس شده کرونری دارای نتیجه‌های جالب توجه دیگری هم بود. از جمله این نتیجه‌ها بیشتر بودن پتانسیل و سرعت گرفتگی در بای‌پس کرونری - کرونری در مقایسه با بای‌پس آئورت - کرونری است. در این پژوهش که در راستای تکمیل مطالعه‌های قبلی انجام گرفته است اثرهای مربوط به درصدهای گرفتگی متفاوت و زاویه‌های مختلف پیوندی بر روی مقدارهای تنش برشی وارده بر نواحی مختلف از جمله Heel، Toe و بستر کرونری درست مقابل نواحی انشعاب در بای‌پس کرونری - کرونری با فرض پالسی بودن جریان خون مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

بخش نظری

مدل‌های هندسی بای‌پس

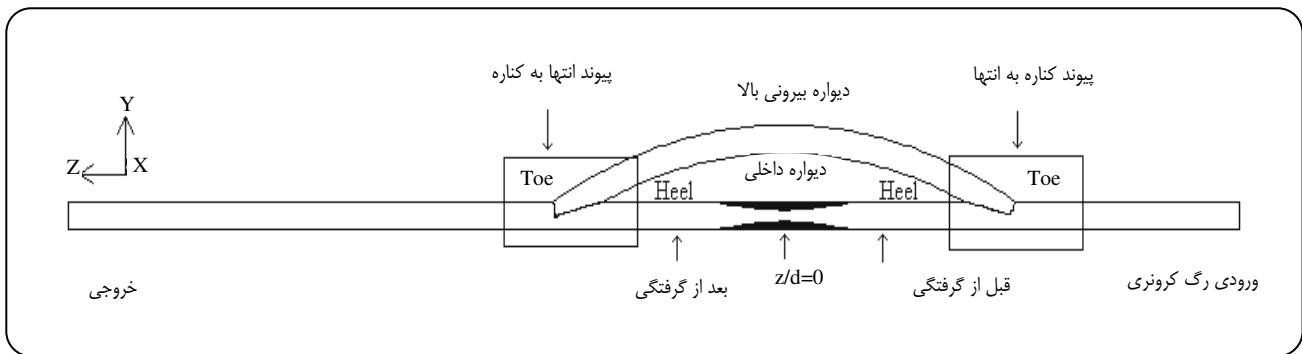
برای تهیه مدل‌های هندسی بای‌پس‌های کرونری - کرونری از نرم‌افزار گامبیت استفاده شد. این نرم‌افزار به عنوان یکی از نرم‌افزارهای مهم برای تهیه شکل‌های هندسی مدل‌های مختلف جهت تحلیل جریان در علوم مهندسی کاربرد وسیعی دارد. با توجه به اینکه قطر طبیعی رگ کرونری LAD برای افراد مختلف بین ۳/۳ میلی‌متر تا ۳/۶ میلی‌متر می‌باشد، لذا در انجام این پروژه و به منظور تهیه مدل‌های هندسی بای‌پس‌ها قطر رگ کرونری ۳/۵ میلی‌متر انتخاب نموده و همچنین به منظور جلوگیری از تأثیر شرایط مرزی بر روی روش حل معادلات و همچنین رسیدن جریان به حالت جریان توسعه یافته در ناحیه خروجی، طول رگ به اندازه کافی طولانی (حدود ۶۰ برابر قطر رگ کرونری) در نظر گرفته شده است. مشخصات هندسی انتخابی برای این نوع بای‌پس‌ها به قرار زیر می‌باشند: الف) طول رگ کرونری در تمام مدل‌های هندسی بای‌پس کرونری - کرونری برابر ۱۸۰ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. ب) قطر رگ میزبان و رگ گرفتگی شونده در تمام مدل‌ها برابر ۳/۵ میلی‌متر انتخاب شده است.

که این روش‌ها کارایی لازم را نداشته باشند ناحیه گرفته شده با استفاده از عمل جراحی بای‌پس می‌شود. برای انجام عمل بای‌پس می‌توان از وریدها، شریان‌ها و یا حتی از شریان‌های مصنوعی استفاده کرد. طبق آمار منتشر شده متأسفانه در حدود ۳۰ تا ۵۰ درصد از این گونه عمل‌های جراحی در مدت کمتر از یک سال در اثر بروز گرفتگی مجدد با شکست مواجه می‌شوند [۳-۱]. به طوری که پس از گذشت حدود ۴ سال از انجام عمل جراحی تنها ۱۲ تا ۳۸ درصد از بای‌پس‌های انجام شده قادر به خون‌رسانی به نواحی بعد از گرفتگی هستند [۴]. مطالعه‌های نظری و تجربی انجام شده نشان داده‌اند که بروز Intimal Hyperplasia (IH) که در آن سلول‌های لایه اینتیمال در اثر رشد و تکثیر بدون کنترل شده باعث ضخیم شدن دیواره رگ در ناحیه پیوند شده می‌گردند، عامل اصلی در گرفتگی مجدد است. از سوی دیگر پژوهش‌های انجام یافته تاکنون نشان داده‌اند که علاوه بر عوامل فیزیولوژیکی، عامل‌های همودینامیکی که مهم‌ترین این عوامل مقادیر تنش برشی ناخواسته وارده بر جداره عروق می‌باشد، مهم‌ترین عامل در بروز گرفتگی دوباره است. در سال ۱۹۹۲ میلادی تیو و همکاران [۵] اثرهای میزان تنش برشی وارده بر ناحیه گرفتگی و پایین‌دست آن را مطالعه نمودند. در سال ۱۹۹۳ میلادی وایت و همکاران [۶] در یک پژوهش تجربی اثرات پالسی بودن جریان خون و همچنین تغییر عدد رینولدز را بر روی رژیم جریان در بای‌پس عروق کرونری مورد مطالعه قرار داده و در نهایت اعلام نمودند بین ضخیم شدن جداره این رگ‌ها^(۱) و مقدارهای تنش برشی پایین و زمان ماند بالای خون در ناحیه انشعاب رابطه مستقیم وجود دارد. در سال ۱۹۹۶ میلادی هی و همکاران [۷] با فرض نیوتنی بودن خون، جریان خون را در ناحیه انشعاب رگ‌های کرونری بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که نوسانات مکانی و میزان تنش برشی کم وارده بر جداره عروق کرونری به شدت در شروع گرفتگی این رگ‌ها دخالت دارد. از سایر مطالعه‌های انجام شده در این زمینه می‌توان به پژوهش‌های انجام شده توسط ریبت (۱۹۹۶ میلادی)، وستون (۱۹۹۸ میلادی)، لودن (۱۹۹۸ میلادی)، ویتنزل و همکاران (۲۰۰۰ میلادی) و لوپرشت و همکاران (۲۰۰۲ میلادی) اشاره نمود [۸-۱۲]. اما با نگاهی مختصر به مطالعه‌های قبلی معلوم می‌شود که در بیشتر این پژوهش‌ها، یا جریان در ناحیه بعد از گرفتگی مورد مطالعه قرار گرفته، یا میزان گرفتگی ۱۰۰ درصد فرض شده یا جریان خون، پایا در نظر گرفته شده و یا تعداد

(۱) Intimal thickening

جدول ۱- ویژگی‌های ابعادی مدل‌های هندسی تهیه شده برای بای پس کروتری - کروتری.

شماره	نام مدل	طول رگ (mm)	قطر رگ (mm)	زاویه پیوندی (درجه)	نوع اتصال در انشعاب	قطر گرفت (mm)	قطر گرفتگی (mm)	درصد گرفتگی	تعداد شبکه
۱	۵۰-sc۲۰	۱۸۰	۳٫۵	۲۰	ST	۳٫۵	۵۴٫۴۷	۵۰	۲۷۱۵۱۷
۲	۵۰-sc۳۰	۱۸۰	۳٫۵	۳۰	ST	۳٫۵	۴۱٫۰۸	۵۰	۳۴۷۲۰۵
۳	۵۰-sc۷۰	۱۸۰	۳٫۵	۴۰	ST	۳٫۵	۳۷٫۶	۵۰	۳۵۴۳۹۱
۴	۷۵-sc۲۰	۱۸۰	۳٫۵	۲۰	ST	۳٫۵	۵۴٫۴۷	۷۵	۳۴۰۱۵۵
۵	۷۵-sc۳۰	۱۸۰	۳٫۵	۳۰	ST	۳٫۵	۴۱٫۰۸	۷۵	۳۷۴۱۱۴
۶	۷۵-sc۴۰	۱۸۰	۳٫۵	۴۰	ST	۳٫۵	۳۷٫۶	۷۵	۴۳۰۴۷۹
۷	۸۵-sc۲۰	۱۸۰	۳٫۵	۲۰	ST	۳٫۵	۵۴٫۴۷	۸۵	۳۹۰۳۶۴
۸	۸۵-sc۳۰	۱۸۰	۳٫۵	۳۰	ST	۳٫۵	۴۱٫۰۸	۸۵	۴۲۴۹۸۱
۹	۸۵-sc۴۰	۱۸۰	۳٫۵	۴۰	ST	۳٫۵	۳۷٫۶	۸۵	۴۵۰۵۷۷



شکل ۱- شمای کلی از محل قرار گرفتن نواحی Side-to-End و End-to-Side در بای پس کروتری - کروتری.

با ۵۰ درصد گرفتگی و با زاویه پیوندی ۳۰ درجه است که نحوه اتصال گرفت با رگ میزبان به صورت Sharp بوده که در این حالت Toe به صورت اصطلاح Sharp Toed می‌باشد. شکل ۱ شمای کلی از بای پس کروتری - کروتری و همچنین شکل‌های ۲ و ۳ نیز نمایی از کیفیت شبکه‌های ایجاد شده را برای مدل هندسی 75-sc30 در نواحی انشعاب بالایی و پایینی نشان می‌دهند.

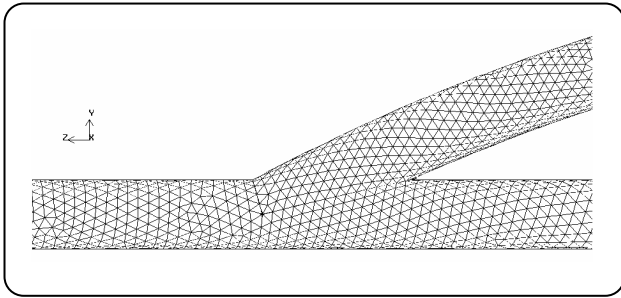
معادله‌های حاکم، فرض‌ها و شرایط مرزی معادله‌های حاکم

معادله‌های شامل معادله‌های انتقال ممتنم (۱) و پیوستگی (۲) می‌باشند که شکل کلی این معادله‌ها به صورت زیر می‌باشند:

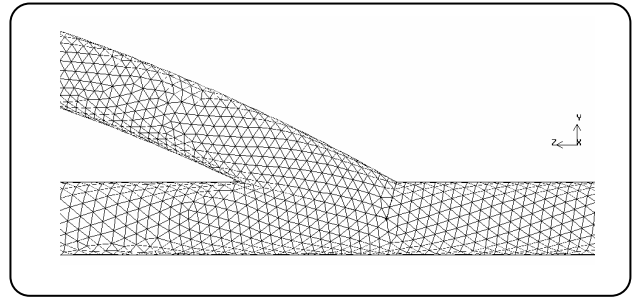
$$\rho \frac{D}{Dt} \bar{U} = -\nabla P - [\nabla \cdot \tau] + \rho g \quad (1)$$

$$\frac{D}{Dt} \rho = -(\nabla \cdot \rho \bar{U}) \quad (2)$$

(ج) با توجه به اینکه بررسی اثرهای زاویه پیوندی بر روی الگوی جریان خون در ناحیه انشعاب نیز از هدف‌های پژوهش می‌باشد، لذا میزان انحنای موجود در طول رگ‌های گرفت‌شونده به رگ کروتری، به ازای زاویه‌های گوناگون پیوندی با هم متفاوت است. (د) به منظور بررسی اثرات زاویه‌های پیوندی بر روی جریان خون، زوایای پیوندی انتخاب شده برابر ۲۰°، ۳۰° و ۴۰° می‌باشند. (ه) برای بررسی اثرات گرفتگی‌های مختلف، میزان گرفتگی‌ها به صورت ۵۰، ۷۵ و ۸۵ درصد در نظر گرفته شده‌اند. (انتخاب این میزان گرفتگی‌ها با توجه به مطالعه کلینیکی انجام شده است.) (و) به منظور کاهش زمان محاسبات کامپیوتری نوع شبکه به کار رفته برای شبکه‌بندی مدل‌ها از نوع شبکه‌های بی‌سازمان است. کل مدل‌های هندسی تهیه شده، ۹ مدل هندسی می‌باشند. جدول ۱ مشخصات ابعادی دقیق این مدل‌ها را نشان می‌دهد. برای مشخص شدن هر مدل، اسمی برای آن در نظر گرفته شده است. مثلاً مدل 50-sc30 بیانگر یک مدل هندسی



شکل ۳- نمایی از شبکه‌های ایجاد شده برای مدل بای‌پس ۷۵-SC۳۰ در ناحیه انشعاب پایینی.



شکل ۲- نمایی از شبکه‌های ایجاد شده برای مدل بای‌پس ۷۵-SC۳۰ در ناحیه انشعاب بالایی.

به منظور کاهش زمان محاسبه‌ها و افزایش دقت محاسبه‌ها، موج کروئری به ۲۰۰ بازه زمانی مساوی تقسیم شد. با توجه به اینکه معادله‌های منتم و پیوستگی نسبت به عبارت فشار کوپل نمی‌باشند بدین معنی که جمله فشار در معادله‌های منتم وجود داشته و در معادله پیوستگی وجود ندارد. در نتیجه برای حل همزمان معادلات، روش حل بدین صورت است که ابتدا با حدس اولیه برای مؤلفه‌های سرعت و فشار در معادله‌های منتم با استفاده از روش تکرار مقدارهای سرعت محاسبه و سپس با جایگزینی مقادیر سرعت در معادله پیوستگی که با استفاده از مفهوم تراکم‌پذیری مجازی^(۱) جمله‌ی فشار به طور مجازی در آن وارد می‌شود مقدار فشار جدید را محاسبه و این عمل آن قدر ادامه می‌یابد تا نرخ همگرایی ارضا شود. برای حل معادلات از حل کننده تفکیکی^(۲) استفاده شده است. معیار همگرایی برای معادله پیوستگی 10^{-4} انتخاب و برای گسسته‌سازی زمان نیز از دقت مضاعف استفاده شده است. همچنین پارامترهای Relaxation برای منتم ۰٫۷ و برای معادله فشار ۰٫۳ در نظر گرفته شده است. به منظور رسیدن به حالت پایا در محاسبات، ۳ موج متوالی پالس کروئری LAD در نظر گرفته و نتیجه‌های حاصل از پالس سوم مورد بررسی قرار گرفتند.

شرایط مرزی

ورودی رگ کروئری

در ورودی کروئری فرض می‌شود که جریان ورودی عمود بر سطح مقطع کروئری است یا به عبارتی بهتر مؤلفه‌های سرعت در جهت‌های θ و r برابر صفر بوده و مؤلفه سرعت ورودی در راستای محور z به صورت پالسی بوده، توزیع سرعت در سطح مقطع ورودی کروئری به‌طور یکنواخت است و از پالس کروئری LAD

$$P = P_s + \frac{1}{2} \rho |\bar{U}|^2 \quad (3)$$

ρ دانسیته سیال، U بردار سرعت، P فشار کل (در معادله ۳)، P_s فشار استاتیکی، τ تانسور تنش، g شتاب گرانش و t زمان می‌باشند. اگر دانسیته ثابت فرض شود:

$$\rho = \text{cte.}$$

اگر سیال نیوتنی بوده و ویسکوزیته آن ثابت فرض شود:

$$\mu = \text{cte.}$$

و در صورتی که اثر نیروهای گرانشی برابر صفر فرض شود:

$$\rho \cdot g = 0$$

با اعمال فرض‌های ذکر شده، معادله‌های (۱) و (۲) به شکل معادله‌های (۴) و (۵) در خواهند آمد:

$$\rho \frac{D}{Dt} \bar{U} = -\nabla P + \mu \nabla^2 \bar{U} \quad (4)$$

$$\nabla \cdot \bar{U} = 0 \quad (5)$$

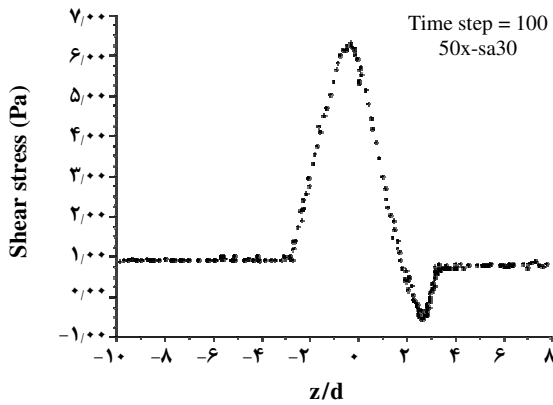
فرض‌ها

جریان خون به صورت سه بعدی و ناپایا در نظر گرفته شده و سیال خون هموزن و نیوتنی با دانسیته 1056 (g/L) و ویسکوزیته $3/4 \text{ (cp)}$ می‌باشد. دیواره عروق صلب و نفوذناپذیر فرض‌های مسئله را تشکیل می‌دهند. برای حل معادله‌های حاکم از نرم‌افزار Fluent که مبتنی بر روش عددی حجم محدود^(۱) می‌باشد، استفاده شده است. به دلیل بالا بودن نسبت طول به قطر مدل‌ها و به منظور جلوگیری کردن از واگرا شدن محاسبات از نسخه 3ddp نرم افزار یاد شده استفاده شده است. تعداد ضربان قلب ۷۲ ضربه در دقیقه لحاظ شد. در نتیجه زمان لازم برای هر پالس برابر 0.83334 ثانیه می‌باشد.

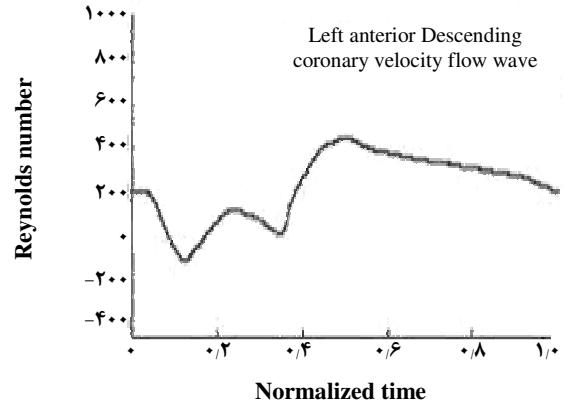
(۱) Finite volume method

(۳) Segregated

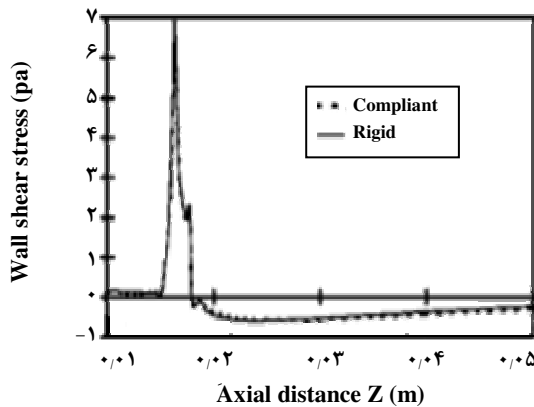
(۲) Artificial compressibility



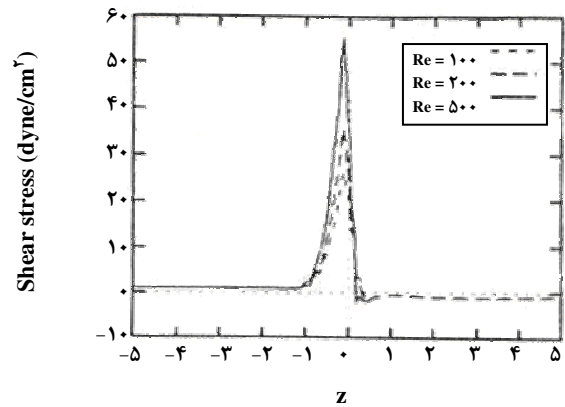
شکل ۶- تغییرهای تنش برشی اعمال شده بر بستر و ناحیه گرفته شده کرونری برای مدل 50-sa30 در لحظه t_{100}



شکل ۴- پالس کرونری LAD به کار برده شده برای ورودی کرونری.



شکل ۷- تغییرهای تنش برشی اعمال شده بر بستر و ناحیه گرفته شده رگ میزبان با ازای عدد رینولدز برابر با ۵۰۰ [۱۶].



شکل ۵- تغییرهای تنش برشی وارد شده بر ناحیه دارای گرفتگی ۷۵ درصد که طول گرفتگی موجود ۲/۵ برابر قطر رگ میزبان است (رگ میزبان ۱۰ میلیمتر قطر دارد) به ازای اعداد رینولدز ۱۰۰، ۲۰۰ و ۵۰۰ [۱۵].

۱۹۹۶ میلادی و همچنین سایر پژوهشگران نشان می‌دهد که تطابق بسیار خوبی از نظر کیفی وجود دارد [۱۳، ۱۴]. همچنین تیو و همکاران در سال ۱۹۹۲ میلادی مطالعه‌ای را به منظور بررسی جریان در ناحیه گرفتگی انجام دادند که روند تغییرهای تنش برشی در ناحیه دارای گرفتگی ۵۰ درصد در شکل ۵ نشان داده شده است [۱۵]. با مقایسه شکل‌های ۵ و ۶ که نشان‌دهنده منحنی‌های تنش برشی اعمال شده بر بستر کرونری در زمان‌های ۴۶۹ ($Re_c = 13$)^(۱)، t_{100} ($Re_c = 456$) و t_{200} ($Re_c = 200$) است و با توجه به اثرهای طول گرفتگی، مشاهده می‌شود مطابقت خوب بین نتیجه‌های به‌دست آمده از این پژوهش با نتیجه‌های به‌دست آمده از تحقیق تیو و همکاران وجود دارد.

مقایسه بین نتیجه‌های پژوهش لی و زو [۱۶] که در سال ۲۰۰۲ میلادی بر روی گرفتگی ۴۵ درصد انجام شده است (شکل ۷)

پیروی می‌کند. همچنین شرایط مرزی عدم لغزش بر روی دیواره‌های کرونری و گرافت حاکم می‌باشند (شکل ۴).

$$U_r = U_\theta = 0 \quad (6)$$

$$U_z = U_{LAD} \quad (7)$$

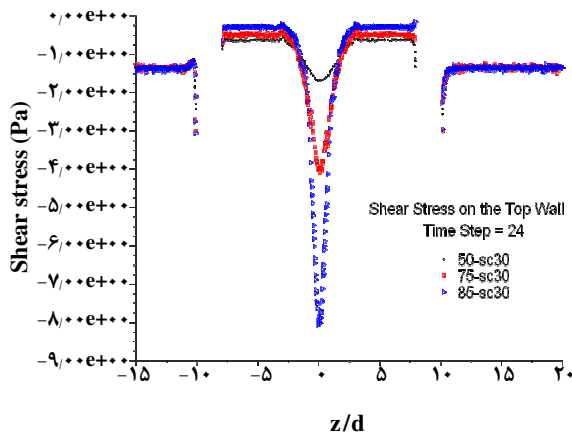
$$\text{At Walls: } U_z = U_r = U_\theta = 0 \quad (8)$$

نتیجه‌ها و بحث

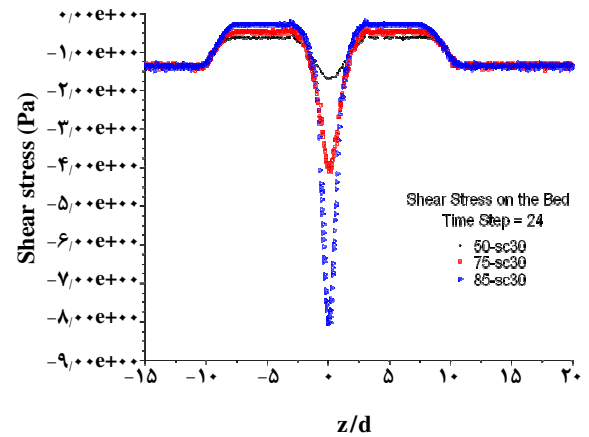
بررسی صحت نتیجه‌های پژوهش

مقایسه نتیجه‌های به‌دست آمده از این پژوهش با نتیجه‌های به دست آمده توسط اینزولی و همکاران در سال‌های ۱۹۹۰ و

(۱) Coronary Artery Reynold's Number



شکل ۹- اثر میزان گرفتگی بر تنش برشی وارده بر دیواره بالایی کرونی در مدل‌های 50-sc30، 75-sc30 و 85-sc30 در لحظه $t_{۳۴}$.



شکل ۸- اثر میزان گرفتگی بر تنش برشی وارده بر بستر کرونی در مدل‌های 50-sc30، 75-sc30 و 85-sc30 در لحظه $t_{۳۴}$.

پایین، کمتر می‌باشند که علت این امر زیاد بودن میزان جریان عبوری از ناحیه گرفتگی در مقادیر پایین گرفتگی می‌باشد.

۶- در تمام مدت زمان پالس کرونی همواره میزان تنش برشی اعمال شده بر هر دو Toe بیشتر از Heel بوده و کاهش میزان درصد گرفتگی باعث کاهش اختلاف موجود بین تنش‌های وارد شده بر Toe و Heel می‌شود.

۷- کاهش درصد گرفتگی باعث کاهش نوسانات مکانی در مقدارهای تنش برشی اعمال شده بر بستر Toe و Heel می‌شود. برای تأیید نتیجه‌های ارائه شده شکل‌های ۸ تا ۱۱ ارائه شده‌اند. شکل‌های ۸ و ۹ به ترتیب اثرهای میزان گرفتگی بر تنش برشی وارده بر بستر کرونی و دیواره بالایی کرونی در لحظه $t_{۳۴}$ ($Re_c = -112$) را برای مدل‌های با درجات گرفتگی ۵۰، ۷۵ و ۸۵ نشان می‌دهند که زاویه پیوندی برای هر سه مدل ۳۰ درجه است. البته در این لحظه بیشینه مقدار مکش در ورودی کرونی وجود دارد. شکل ۱۰ نیز اثر میزان گرفتگی بر تنش برشی وارده بر بستر کرونی را برای مدل‌های یاد شده در لحظه پیک سیستول قلبی (لحظه $t_{۳۴}$) ($Re_c = ۶۳$) نشان می‌دهد. شکل ۱۱ نیز مربوط به اثر میزان گرفتگی بر مقدار فشار وارده بر بستر کرونی برای این مدل‌ها در لحظه پیک سیستول قلبی است.

اثرهای زاویه‌های مختلف پیوندی

با توجه به اینکه در انجام عمل بای‌پس زاویه گرفت با رگ میزان ۲۰ تا ۴۰ استفاده می‌شود در نتیجه در این بخش از پژوهش زاویه‌های ۲۰، ۳۰ و ۴۰ درجه انتخاب شده و اثرهای آنها

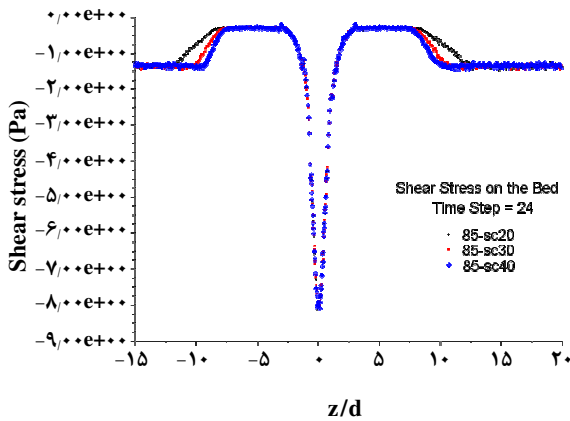
و نتیجه‌های این پژوهش برای گرفتگی ۵۰ درصد (شکل ۵)، بیانگر صحت نتیجه‌های حاصل از این پژوهش می‌باشد.

اثرهای درصد‌های مختلف گرفتگی

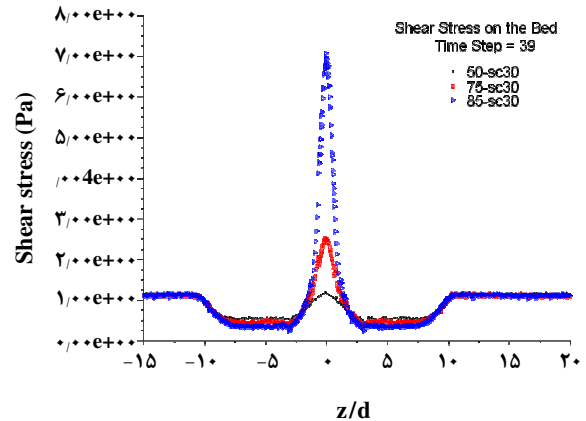
برای بررسی اثرهای درصد‌های گوناگون گرفتگی ۵۰، ۷۵ و ۸۵ مورد مطالعه قرار گرفتند که مهم‌ترین نتیجه‌های به دست آمده از این شبیه‌سازی به شرح زیر می‌باشند:

- ۱- کاهش درصد گرفتگی باعث افزایش میزان جریان عبوری از ناحیه گرفتگی می‌شود و یا به عبارتی دیگر افزایش میزان درصد گرفتگی باعث افزایش میزان جریان عبوری از گرفت می‌شود که در تمام مدت زمان پالس کرونی درست است.
- ۲- میزان اختلاف موجود بین مقدارهای افت فشار برای درصد گرفتگی ۵۰ با ۷۵ در مقایسه با میزان اختلاف فشار موجود بین مقدارهای افت فشار برای درصد گرفتگی ۷۵ با ۸۵ کمتر است.
- ۳- در تمام مدت زمان پالس کرونی مقدار تنش برشی وارد شده بر هر دو Toe در درصد‌های بالای گرفتگی بیشتر است.
- ۴- گرفتگی‌های با درصد بالاتر پتانسیل جدایش سیال از بستر کرونی را در ناحیه پشت گرفتگی افزایش می‌دهند که با افزایش جریان در ورودی کرونی و رسیدن آن به بیشترین مقدار خود در لحظه $t_{۳۴}$ ، جریان‌های گردشی در پشت ناحیه گرفته شده برای درصد‌های گرفتگی ۷۵ و ۸۵ به وجود می‌آیند.

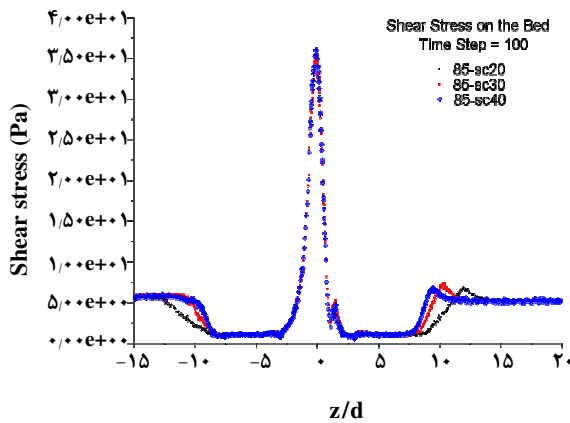
۵- مقدار تنش برشی وارد شده بر هر دو Heel در درصد‌های بالای گرفتگی در تمام مدت زمان طول پالس کرونی در مقایسه با مقدارهای تنش برشی وارده بر Heel در درصد‌های گرفتگی



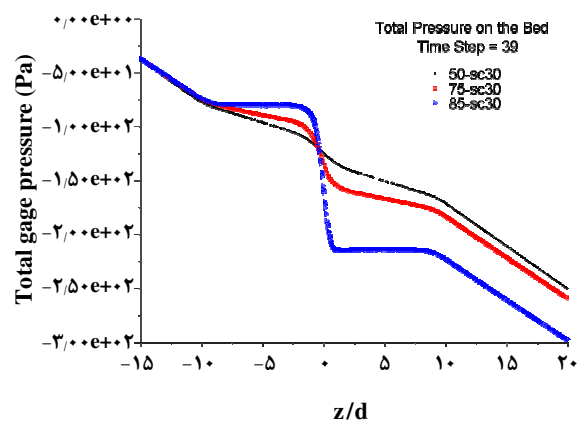
شکل ۱۲- اثر زاویه پیوندی بر تنش برشی وارد شده بر بستر کرونی در مدل‌های 85-sc20، 85-sc30 و 85-sc40 در لحظه t_{24} .



شکل ۱۰- اثر میزان گرفتگی بر تنش برشی وارد شده بر بستر کرونی در مدل‌های 50-sc30، 75-sc30 و 85-sc30 در لحظه بیک سیستول قلبی.



شکل ۱۳- اثر زاویه پیوندی بر تنش برشی وارد شده بر بستر کرونی در مدل‌های 85-sc20، 85-sc30 و 85-sc40 در لحظه t_{100} .



شکل ۱۱- اثر میزان گرفتگی بر تغییرهای فشار وارد شده بر بستر کرونی در مدل‌های 50-sc30، 75-sc30 و 85-sc30 در لحظه بیک سیستول قلبی.

کرونی جریان گردشی کرونی - گرفت به وجود می‌آید، کاهش زاویه پیوندی باعث حرکت نقطه سکون به وجود آمده بر روی بستر به سمت پایین دست می‌شود.

۶- در تمام مدت زمان پالس کرونی به ازای هیچ یک از زوایای پیوندی جریان‌های حلزونی مشاهده نمی‌شوند.

۷- افزایش جریان ورودی کرونی باعث پیدایش جریان‌های گردشی درست در پشت ناحیه گرفتگی می‌شود.

شکل‌های ۱۲ و ۱۳ اثرهای زاویه پیوندی بر مقدار تنش برشی وارد شده بر بستر کرونی را در لحظات t_{100} و t_{24} برای سه مدل بای پس با درصد گرفتگی ۸۵ درصد و زوایای پیوندی ۲۰، ۳۰ و ۴۰ درجه نشان می‌دهند. شکل‌های ۱۴ و ۱۵ نیز نشان دهنده اثرات زاویه پیوندی بر فشار وارد شده بر بستر کرونی برای سه مدل یاد شده در لحظات t_{24} و t_{100} می‌باشند.

مورد بررسی قرار گرفت که مهم‌ترین نتیجه‌های به دست آمده از شبیه‌سازی عبارتند از:

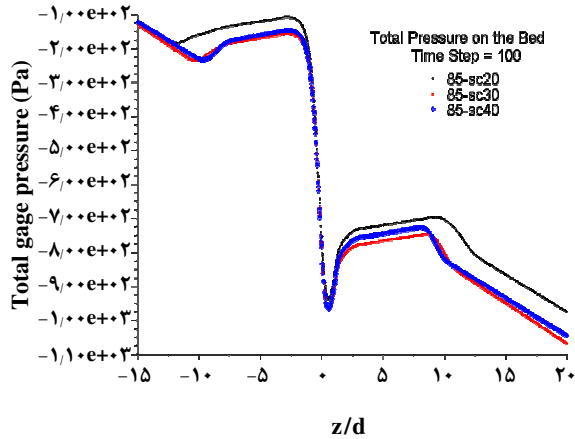
۱- کاهش زاویه پیوندی باعث کاهش نوسان‌های مکانی در مقدارهای تنش برشی اعمال شده بر بستر، Toe و Heel می‌شود که در تمام مدت زمان پالس کرونی می‌توان این مهم را مشاهده نمود.

۲- کاهش زاویه پیوندی باعث کاهش میزان تنش برشی اعمال شده بر هر دو Toe می‌شود.

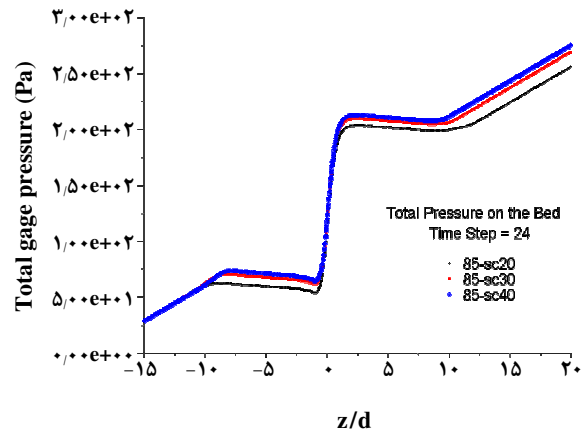
۳- با افزایش زاویه پیوندی محدوده ناحیه کم تنش موجود بر روی دیواره بالایی کرونی درست در پایین دست ناحیه انشعاب بیشتر می‌شود.

۴- با کاهش زاویه پیوندی محدوده ناحیه کم تنش موجود بر روی بستر کرونی درست در بالادست ناحیه انشعاب، به سوی ناحیه‌های پایین دست کشیده می‌شود.

۵- در زمان‌هایی که در اثر کاهش بیش از حد سرعت ورودی



شکل ۱۵- اثر زاویه پیوندی بر تغییرهای فشار وارده بر بستر کرونری در مدل‌های 85-sc20، 85-sc30 و 85-sc40 در لحظه $t_{1..}$.



شکل ۱۴- اثر زاویه پیوندی بر تغییرهای فشار وارده بر بستر کرونری در مدل‌های 85-sc20، 85-sc30 و 85-sc40 در لحظه t_{24} .

نتیجه‌گیری

کاهش محدوده ناحیه کم تنش موجود بر روی دیواره بالایی کرونری درست در ناحیه بعد از گرفتگی می‌شود و همچنین میزان نوسان‌های مکانی در مقادیر تنش برشی وارده بر جدارها با کاهش زاویه پیوندی کاهش می‌یابد ولی از سوی دیگر محدوده ناحیه کم تنش موجود بر روی بستر کرونری به سمت پایین دست حرکت می‌کند که خود پتانسیل گرفتگی مجدد را ناحیه پایین دست ناحیه انشعاب افزایش می‌دهد. علاوه بر این طول خط بخیه در ناحیه پیوندی هم با کاهش زاویه افزایش پیدا می‌کند که این امر به نوبه خود احتمال گرفتگی در ناحیه انشعاب را بیشتر می‌کند بنابراین با نزدیک شده به زاویه‌های پیوندی ۲۰ و یا ۴۰ درجه احتمال گرفتگی دوباره بیشتر می‌شود لذا با توجه به موارد یاد شده و شرایط و فرض‌های اعمال شده در این تحقیق استفاده از زاویه‌های پیوندی نزدیک به ۳۰ درجه به عنوان زاویه‌های پیوندی دلخواه پیشنهاد می‌شوند.

در این پژوهش سعی شد که میدان جریان خون به صورت سه بعدی و پالسی در نواحی اتصال گرفت با رگ کرونری مورد بررسی قرار گیرد که هدف اصلی بررسی اثرات میزان گرفتگی و زاویه گرفت بر میدان جریان و اثرهای آن بر مقدارهای تنش برشی وارد شده بر جداره‌های کرونری بویژه بستر، Toe و Heel بود که معیاری برای تشخیص بروز گرفتگی دوباره در رگ میزبان و گرفت است. مهم‌ترین فرض‌هایی هم که استفاده شدند شامل نیوتنی بودن خون و صلب بودن دیواره‌های رگ میزبان و گرفت بودند. در تحلیل نتیجه‌های به دست آمده باید گفت که اثرهای میزان گرفتگی در موردهایی که در ورودی کرونری حالت مکش وجود دارد و یا اینکه جریان ورودی کرونری در فاز ناپایدار قرار دارد بیشتر به چشم می‌خورد و در سایر موردها تأثیر زیادی بر روی مقدارهای تنش برشی وارده بر ناحیه‌های مستعد گرفتگی ندارد. اما کاهش زاویه پیوندی باعث کاهش میزان تنش برشی وارده بر ناحیه‌های مستعد گرفتگی و نیز باعث

تاریخ دریافت: ۱۳۸۵/۱۱/۱ ؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۸۸/۱۲/۲۴

مراجع

- [1] Stephanie M.K., David A.V., "The Effect of Proximal Artery Flow on the Hemodynamics at the Distal Anastomosis of a Vascular Bypass Graft: Computational Study", Departments of Bioeng. and Surg. University of Pittsburgh, (2001).
- [2] Hartman C.W., Kong, Y., Aortocoronary Bypass Surgery: Correlation of Angiographic, Symptomatic and Functional Improvement at 1 Year, *Am. J. Cardiol.*, **37**, p. 352 (1976).
- [3] Imparato A. M., Bracco A, Kim GE and Zeff R., Intimal and Neointimal Fibrous Proliferation Causing Failure of Arterial Reconstruction, *J. of Surgery*, **74**, p. 1007 (1972).

- [4] Noori N., Scherer R., Perktold K., Blood Flow in Distal End-to-Side Anastomoses with PTFE and a Venous Patch: Results of In Vivo Flow Visualisation Study, *Eur J. of Endo Vascular Surgery*, **18**, p. 191 (1999).
- [5] Tu C., Deville M., Dheur L., Vanderschuren L., Finite Element Simulation of Pulsatile Flow through Arterial Stenosis, *J. Biomechanics*, **25**(10), p. 1141 (1992).
- [6] White S.S., Zarins C.K., Giddens D.P., Bassiouny H., Glagov S., Hemodynamic Patterns in Two Models of End-to-Side Vascular Graft Anastomoses: Effect of Pulsatility, Flow Division, Reynolds Number and Hood Length, *J. Biomechanical Eng.*, **115**, p. 104 (1993).
- [7] He X., Ku D., Pulsatile Flow in the Human Left Coronary Artery Bifurcation: Average Conditions, *ASME J. Biomechanical Engineering*, **118**, p. 74 (1996).
- [8] Rindt C.C., Steenhoven A.A., Unsteady Flow in a 3-D Model of the Carotid Artery Bifurcation, *J. Biomechanical Eng.*, **118** (1), p. 90 (1996).
- [9] Weston S.J., Wood N.B., Tabor G., Gosman A.D., Firmin D.N., Combined MRI and CFD Analysis of Fully Developed Steady and Pulsatile Laminar Flow through a Bend, *J. Magn. Reson. Imaging*, **8**(5), p. 1158 (1998).
- [10] Loudon C., Tordesillas A., The Use of the Dimensionless Womersley Number to Characterize the Unsteady Nature of Internal Flow, *J. Theor. Biol.*, **191**(1), p. 63 (1998).
- [11] Wentzel J.J., Whelan M.D., van der Giessen W.J., Coronary Stent Implantation Changes 3-D Vessel Geometry and 3-D Shear Stress Distribution, *J. Biomechanics.*, **33**(10), p. 1287 (2000).
- [12] Leuprecht A., Perktold K., Prosi M., Berk T., Trubel W., Schima H., Numerical Study of Hemodynamics and Wall Mechanics in Distal End-to-Side Anastomoses of Bypass Grafts, *J. Biomechanics*, **35**, p. 225 (2002).
- [13] Inzoli F., Migliavacca F., Pennati G, Numerical Analysis of Steady Flow in Aorto-Coronary Bypass 3-D Model, *J. of Biomechanical Eng.*, **118**(2), p. 172 (1996).
- [14] Pietrabissa R., Inzoli F., Simulation Study of Fluid Dynamics of Aorta-Coronary Bypass, *J. of Biomed. Eng.*, **12**(5), p. 419 (1990).
- [15] Tu C., Deville M., Dheur L., Vanderschuren L., Finite Element Simulation of Pulsatile Flow through Arterial Stenosis, *J. Biomechanics*, **25**(10), p. 1141 (1992).
- [16] Lee K.W., Xu X.Y., Modeling of Flow and Wall Behavior in a Mildly Stenosed Tube, *J. of Medical Engineering & Physics*, **24**, p. 575 (2002).

[۱۷] احمدلوی داراب مجید، رضانی سعادت آباد احمد، قالیچی فرزانه، "شبیه سازی جریان پالسی خون در بای پس ائورت - کرونری"، یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، تهران، بهمن (۱۳۸۲).

[۱۸] احمدلوی داراب، مجید؛ قالیچی، فرزانه؛ رضانی سعادت آباد، احمد؛ "مقایسه رژیم های جریان خون در بای پس های ائورت - کرونری و کرونری - کرونری"، یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، تهران، بهمن (۱۳۸۲).

[۱۹] احمدلوی داراب مجید، "شبیه سازی جریان پالسی خون در عروق کرونری بای پس شده و بررسی دلایل احتمالی انسداد مجدد"، پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی شیمی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، (۱۳۸۳).