

Research Note**Simulation of Three Dimensional Pulsatile Blood Flow in
Aorta-Coronary Bypass****A. Ramazani S.A.^{1*}, M. Ahmadlouydarab², F. Ghalichi³, A. Kamyabi⁴**¹ Associate Professor, School of Chemical and Petroleum Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran² PhD Candidate, Department of Biomechanics, School of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, ahmadlouie@sut.ac.ir³ Associate Professor, Department of Biomechanics, School of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, fghalich@sut.ac.ir⁴ PhD Candidate, School of Chemical and Petroleum Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, a_kamyabi@mehr.sharif.edu**Abstract**

This study aimed to simulate three dimensional pulsatile Newtonian blood flow in End-to-Side anastomosis of Aorta-coronary bypass using ascending aorta velocity flow wave as graft inlet and left anterior descending coronary artery (LAD) velocity flow wave as coronary inlet for 50% symmetric stenosis. We have supposed that LAD walls were rigid and had no spatial mobility due to heart beats. In order to investigate the graft angles effects on blood flow, especially on the wall shear stress magnitudes, 20, 30 and 40 degrees graft angles were used. Using ascending aorta and LAD pulses simultaneously as boundary conditions for the first time is one of the important features of this study because already these boundary conditions have not been used simultaneously. We considered prograde flow effects. Appearance of recirculation flows in various degrees of grafting angles, existence of secondary flows and increased in their effects specially in pulses deceleration phase, existence of double core helical flows and increase in their intensify specially at the systole peak and the rise in the spatial wall shear stress gradient by increasing in the graft angle are some of important results of this study. Finally, according to our assumptions we suggest 20 to 30 degrees as desired angles for grafting.

Key words: Coronary Artery, 3-D pulsatile flow, Blood flow, Aorta-coronary bypass, Anastomosis.

*Corresponding author

Address: Ahmad Ramazani S.A., School of Chemical and Petroleum Engineering, Sharif University of Technology, Azadi Ave., Tehran, Iran
Tel: +98 21 66166405
Fax: +98 21 66022853
E-mail: ramazani@sharif.edu

یادداشت کوتاه پژوهشی

شبیه‌سازی سه‌بعدی جریان پالسی خون در بای‌پس آئورت - کرونری

احمد رضائی سعادت آبادی^{۱*}، مجید احمد لوی داراب^۲، فرزاد قالیچی^۳، عطاالله کامیابی^۴^۱ دانشیار، دانشکده مهندسی شیمی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران^۲ دانشجوی دکترا، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز ahmadlouie@sut.ac.ir^۳ دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز fghalich@sut.ac.ir^۴ دانشجوی دکترا، دانشکده مهندسی شیمی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران ata_kamyabi@mehr.sharif.edu

چکیده

در این تحقیق رژیم جریان خون در ناحیه انشعاب بای‌پس آئورت - کرونری بر روی شریان کرونری چپ پائین رونده (LAD) با فرض سه‌بعدی و پالسی بودن جریان خون؛ نیوتنی و هموزن بودن خون؛ صلب بودن جداره‌های کرونری و عدم تحرک فضایی این شریان در حضور یک گرفتگی متقارن ۵۰٪ در بالادست ناحیه انشعاب در کرونری به ازای زوایای پیوندی ۲۰°، ۳۰° و ۴۰° با استفاده از نرم‌افزار فلونت شبیه‌سازی شده است. یکی از ویژگی‌های بارز این تحقیق استفاده از پالس‌های جریان خون آئورت آوران و شریان کرونری به ترتیب در ورودی‌های پیوند و شریان کرونری است که تاکنون در تحقیقات انجام شده از این شرایط مرزی استفاده نشده است. همچنین شبیه‌سازی جریان در حضور گرفتگی نیز از ویژگی‌های دیگر این پژوهش به شمار می‌رود. از جمله نتایج مهم این مقاله، می‌توان به بروز جریان‌های گردشی به ازای زوایای مختلف پیوند، بروز جریان‌های ثانویه و افزایش شدت آنها به‌ویژه در فازهای ناپایدار پالس‌های کرونری و آئورت آوران اشاره کرد. بروز جریان‌های حلزونی دو هسته‌ای و افزایش شدت آنها با زیاد شدن زاویه پیوندی و افزایش نرخ تغییرات مکانی در مقادیر تنش‌های برشی اعمال شده بر جداره‌های کرونری با افزایش زاویه پیوند از جمله نتایج مهم این مطالعه است. در نهایت با توجه به فرضیات اعمال شده زوایای مطلوب پیوندی بین ۲۰° تا ۳۰° مهمترین پیشنهاد ارائه شده در این تحقیق نظری است.

کلید واژگان: شریان کرونری، جریان سه‌بعدی ناپایا، جریان خون، بای‌پس آئورت - کرونری، ناحیه انشعاب.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی شیمی
تلفن: ۶۶۱۶۶۴۰۵، دورنگار: ۶۶۰۲۲۸۵۳، پیام‌نگار: ramazani@sharif.edu

۱- مقدمه

امروزه استفاده از عمل بای پس آئورت- کرونری یک عمل جراحی متداول پزشکی برای درمان بیماری تصلب شرایین و انسداد عروق به شمار می‌رود که در آن رگ پیوندشونده از ناحیه بالا دست به شریان آئورت آوران و از ناحیه پائین دست به ناحیه بعد از گرفتگی رگ کرونری پیوند زده می‌شود. برای انجام پیوند می‌توان از رگ مصنوعی و یا از ورید پایی استفاده کرد. طبق آمار و نتایج به دست آمده متأسفانه بین ۳۰٪ تا ۵۰٪ از این گونه عمل‌های جراحی با شکست مواجه می‌شوند [۱-۳]. مطالعات نظری و مشاهدات تجربی نشان دهنده آن هستند که رشد سلول‌های عروقی در ناحیه پیوند شده که اصطلاحاً IH^۱ نامیده می‌شود، عمدتاً در تو^۲ (ناحیه جلویی محل اتصال پیوند با رگ میزبان)، هیل^۳ (ناحیه عقبی محل اتصال پیوند با رگ میزبان) و بستر کرونری و به دنبال آن بروز تصلب شرایین به عنوان عوامل عمده در شکست عمل‌های بای پس^۴ به‌شمار می‌روند [۴، ۵]. گروندین^۵ در سال ۱۹۸۴ نشان داد که IH طی یک ماه تا دو سال بعد از انجام عمل پیوند به وجود می‌آید. در حالی که تصلب شرایین پس از طی مدت یاد شده شروع می‌شود [۶]. در سال ۱۹۷۱ کارو^۷ و همکاران و در سال ۱۹۹۳ گیدنز^۸ و همکاران نشان دادند که بروز آثار اولیه بیماری تصلب شرایین متناسب با دبی کم جریان خون و تنش‌های برشی کم است [۷، ۸]. در سال ۱۹۸۹ اینزولی^۹ و همکاران دینامیک جریان را در بای پس آئورت-کرونری مورد بررسی قرار دادند [۹]. فرضیات اعمال شده در تحقیق آنها شامل فرض دو بعدی و پایا بودن جریان، صلب بودن جداره عروق، هموژن و نیوتنی بودن خون بود. در سال ۱۹۹۶ اینزولی و همکاران در مطالعه دیگری با فرض سه بعدی بودن جریان و با اعمال شرایطی مشابه با شرایط تحقیق قبلی، دینامیک جریان را در محل انشعاب مورد بررسی قرار دادند [۱۰]. مهم‌ترین نتایج حاصل از آن دو تحقیق به قرار زیر بود:

- بالا بودن سرعت جریان در پیوند نسبت به کرونری باعث بروز جریان‌های گردشی در مجاورت قسمت بالایی

رگ کرونری در ناحیه پائین دست و درست بعد از ناحیه انشعاب می‌شود.

- با بیشتر شدن نسبت قطر پیوند به کرونری شعاع چرخانه‌ها بیشتر می‌شود.
- به ازای یک قطر ثابت کاهش زاویه پیوندی کاهش میزان جریان‌های گردشی را به دنبال دارد.
- افزایش درصد گرفتگی باعث افزایش میزان چرخانه‌ها می‌شود.
- افزایش قطر پیوند و زاویه انجام بای پس باعث افزایش افت فشار در ناحیه انشعاب و کاهش افت فشار در ناحیه گرفتگی در کرونری می‌شود.

در سال ۲۰۰۹ یوبو^۹ و همکاران جریان خون را در دوشاخه آئورت با دو مدل غیرنیوتنی و مدل نیوتنی شبیه سازی کردند و به این نتیجه رسیدند که مدل نیوتنی می‌تواند تقریب خوبی از خواص سیال خون ارائه دهد [۱۱]. طی چندین سال تحقیق و بررسی در هیچ یک از پژوهش‌های نظری، استفاده از موج پالسی جریان خون آئورت آوران به عنوان شرط مرزی در ناحیه ورودی جریان خون رگ پیوندی استفاده نشده است. اما در مطالعه نظری حاضر که برخی از نتایج آن در این مقاله ارائه می‌شود، رژیم جریان خون در بای پس آئورت- کرونری با فرض سه بعدی و پالسی بودن جریان خون و با استفاده از موج‌های جریان خون در عروق کرونری و آئورت آوران، به عنوان شرایط مرزی در ورودی جریان به کرونری و پیوند شبیه‌سازی شده است که وجه تمایز این بررسی نسبت به مطالعات پیشین است. اخیراً کارهای دیگری نیز مرتبط با تحقیق موجود انجام شده است [۱۲-۱۵].

۲- مدل‌های هندسی

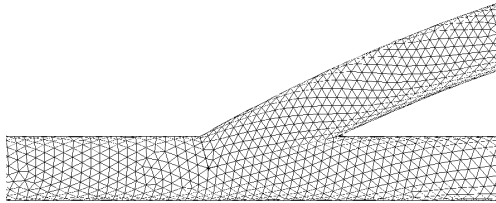
برای تهیه مدل هندسی شریان کرونری و پیوند، از نرم افزار گمبیت^{۱۰} استفاده شده است. مدل‌های هندسی شامل یک رگ کرونری به طول ۱۸۰mm (L_۱) و قطر ۳/۵mm یک پیوند به طول ۶۰mm و قطر ۳/۵mm و دو عدد مانع استوانه‌ای به

¹ Intimal Hyperplasia⁵ Grondin⁹ Yubo² Toe⁶ Caro¹⁰ Gambit³ Heel⁷ Giddens⁴ By Pass⁸ Inzoli

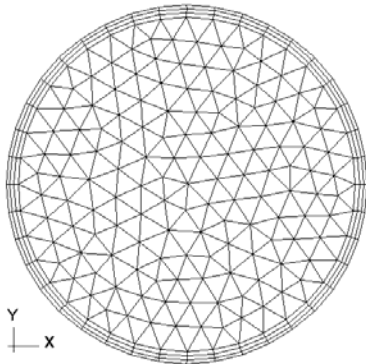
جدول ۱- تعداد شبکه‌های ایجاد شده برای مدل‌های بای پس

آنورت- کرونری

نام مدل	زاویه پیوندی	تعداد شبکه
۵۰-sa۲۰	۲۰	۲۵۸۶۰۰
۵۰-sa۳۰	۳۰	۲۴۸۸۰۴
۵۰-sa۴۰	۴۰	۳۴۶۳۷۱



شکل ۳- کیفیت شبکه‌های بی‌سازمان در محل انشعاب



شکل ۴- کیفیت شبکه‌های بی‌سازمان در

سطح مقطع عبوری جریان

۳- معادلات حاکم و شرایط مرزی

۳-۱- معادلات حاکم

برای شبیه‌سازی جریان خون در مدل‌های تهیه شده شامل معادلات پیوستگی (معادله ۱) انتقال مومنتم^{۱۱} معروف به معادلات ناویر-استوکس^{۱۲} (معادله ۲) هستند:

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

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

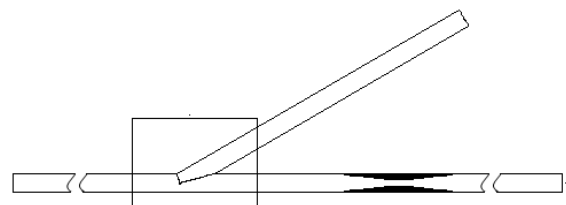
در این روابط ρ چگالی سیال، U بردار سرعت، P فشار، τ تانسور تنش، g شتاب گرانش و t زمان هستند.

با فرض چگالی و گرانش ثابت، سیال نیوتنی و همچنین صرف‌نظر از نیروهای گرانشی شکل کلی معادلات (۱) و (۲)

قطر ۵۰/۴۷ mm برای ایجاد گرفتگی ۵۰٪ که از جمله گرفتگی‌های متوسط تلقی می‌شود، انتخاب شدند. فاصله محوری مرکز این گرفتگی‌ها از ورودی کرونری ۷۰mm (L_2)، طول گرفتگی ۲۰ mm (L_3) بوده و گرفتگی به صورت متقارن در نظر گرفته شده است. شایان ذکر است که برای ابعاد انتخاب شده عمدتاً از مراجع [۱، ۵، ۷، ۹] کمک گرفته شده است. شکل ۱ نمونه‌ای از مدل‌های هندسی ساخته شده را نشان می‌دهد.

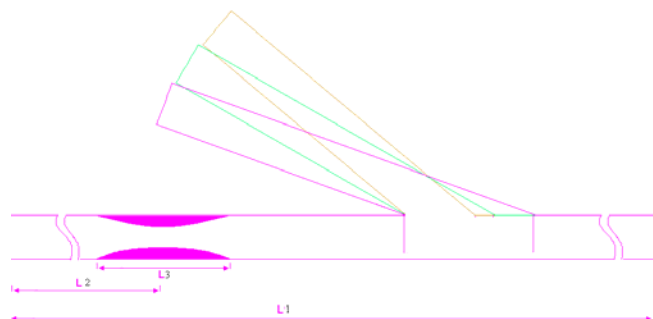
با توجه به این که امروزه برای انجام پیوند بای پس، زوایای پیوندی بین ۲۰° تا ۴۰° مورد استفاده قرار می‌گیرند بنابراین در انجام این تحقیق زوایای ۲۰°، ۳۰° و ۴۰° انتخاب شده و در کل سه مدل هندسی ساخته شده‌اند (شکل ۲).

به منظور کاهش زمان شبیه‌سازی جریان و برای شبکه‌بندی مدل‌ها از شبکه‌های بی‌سازمان استفاده شده است. جدول ۱ تعداد شبکه‌های ایجاد شده برای مدل‌ها را نشان می‌دهد. همچنین شکل‌های ۳ و ۴ به ترتیب نشان‌دهنده کیفیت شبکه‌های بی‌سازمان در ناحیه انشعاب سطح مقطع عبوری جریان هستند.



شکل ۱- تصویر کلی از مدل‌های هندسی ساخته شده برای

بای پس آنورت- کرونری

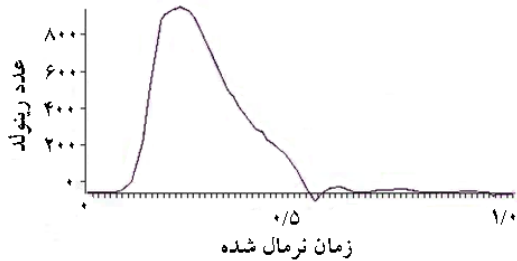


شکل ۲- طرحی کلی از نحوه اتصال رگ پیوندی به شریان میزبان

برای بای پس آنورت- کرونری

¹¹ Momentum

¹² Navier-Stokes



شکل ۶- پالس آنورت آوران به کار رفته به عنوان شرط مرزی ورودی برای پیوند

در خروجی کرونری نیز با توجه به اینکه طول کرونری زیاد انتخاب شده است فرض اینکه جریان در خروجی به حالت توسعه یافته^{۱۴} رسیده و پروفایل‌های توزیع تمام کمیت‌ها به غیر از فشار ثابت شده‌اند، درست است. شرط مرزی جریان خروجی^{۱۵} در نرم‌افزار فلونت، معادل با این شرط است. همچنین مقدار متوسط فشار شریانی در کرونری و پیوند، ۱۰۰ mmHg در نظر گرفته می‌شود.

۴- فرضیات اعمال شده و روش حل

جریان خون به صورت سه بعدی، ناپایا، سیال خون هموژن و نیوتنی با چگالی 1056 kg/m^3 و گرانیوی 0.034 Pa.s ، جداره عروق صلب و نفوذ ناپذیر، گرفتگی ۵۰٪ و متقارن، فرضیات مسئله را تشکیل می‌دهند. برای شبیه‌سازی، نرم افزار فلونت مورد استفاده قرار گرفته که اساس کار این نرم افزار استفاده از روش حجم محدود و المان^{۱۶}‌های حجمی است. تعداد ضربان قلب ۷۲ ضربه در دقیقه لحاظ شده و بنابراین زمان لازم برای هر پالس برابر 0.8333 s خواهد بود. به منظور کاهش زمان محاسبات کامپیوتری و افزایش دقت محاسبات، موج‌های کرونری و آنورت هر کدام به ۲۰۰ قسمت بازه زمانی مساوی تقسیم شدند. برای حل معادلات حاکم بر جریان از حل کننده تفکیکی^{۱۷} استفاده شد. معیار همگرایی برای معادله پیوستگی^{۱۸} 10^{-4} انتخاب شده و برای گسسته‌سازی زمان دقت مضاعف مورد استفاده قرار گرفته است. همچنین ضریب زیر تخفیف ۰/۷ برای مومتم و ۰/۳ برای معادله فشار در نظر گرفته شده و برای کوپل کردن معادلات فشار و مومتم از روش سیمپل^{۱۸} استفاده شد. به

به ترتیب به صورت معادلات (۳) و (۴) خواهند بود:

$$\rho \frac{D}{Dt} \vec{U} = -\nabla P + \mu \nabla^2 \vec{U} \quad (3)$$

$$\nabla \cdot \vec{U} = 0 \quad (4)$$

که u_i سرعت در راستای مؤلفه i ، P فشار کلی، τ تانسور کلی تنش، δ تنش فشاری، μ روانروی دینامیکی، ρ چگالی و x جهت مختصات هستند.

۳-۲- شرایط مرزی

۳-۲-۱- ورودی جریان به کرونری

به منظور تعیین ورودی جریان به کرونری مؤلفه‌های سرعت در جهت‌های x و y مساوی صفر در نظر گرفته شده و مؤلفه سرعت موج مربوط به جریان خون در رگ کرونری در راستای z به عنوان ورودی انتخاب شده است (شکل ۵). با استفاده از توابع تعریف شده توسط کاربر (udf) نوشته شده به زبان C، شرط مرزی سرعت ورودی در فلونت^{۱۳} تعریف می‌گردد.

$$U_z = U_{\text{coronary}}, \quad U_x = U_y = 0$$

۳-۲-۲- ورودی جریان به پیوند

به منظور تعیین جریان ورودی به پیوند، مؤلفه مماسی سرعت (U_t) مساوی صفر بوده و در راستای عمود بر مرز، مؤلفه سرعت (U_n)، موج مربوط به جریان خون در رگ آنورت آوران است (شکل ۶) که با استفاده از udf تعریف می‌شود. بر روی دیواره‌ها نیز شرط مرزی عدم لغزش اعمال می‌شود.

$$U_t = 0, \quad U_n = U_{\text{asc-aorta}} \quad \text{ورودی پیوند:}$$

$$U_x = U_y = U_z = 0 \quad \text{دیواره‌ها:}$$



شکل ۵- پالس کرونری LAD به کار برده شده به عنوان شرط مرزی ورودی برای کرونری

¹³ FLUENT
¹⁷ Segregated

¹⁴ Fully Developed
¹⁸ SIMPLE

¹⁵ Outflow

¹⁶ Element

جریان‌های گردشی در مجاورت دیواره بالایی در ناحیه دوردست تشکیل می‌شوند و با گذشت زمان از نظر طولی و شعاعی در امتداد جریان بزرگ‌تر می‌شوند. زمانی که سرعت در کرونری به تدریج به کمترین مقدار خود می‌رسد جریان‌های گردشی در داخل پیوند از بین می‌روند.

در لحظه‌ای که سرعت به کمترین مقدار خود در ورودی کرونری می‌رسد، بازگشت کامل جریان به ناحیه بالادست در داخل کرونری اتفاق می‌افتد و جریان‌های گردشی در ناحیه بالادست جریان در کرونری در مجاورت دیواره بالایی آن، درست در نزدیکی هیل تشکیل می‌شوند. جریان خروجی از پیوند پس از برخورد با بستر کرونری به دو قسمت تقسیم شده و مقدار تنش برشی در هیل کاهش و در تو و همچنین دیواره‌های جانبی درست در ناحیه انشعاب افزایش می‌یابد.

با گذشت زمان شعاع جریان‌های گردشی در ناحیه بالادست کرونری زیاد می‌شود که با ادامه یافتن افزایش سرعت خون در پیوند نقطه تقسیم جریان روی بستر کرونری به سمت پائین‌دست حرکت می‌کند. سپس به دلیل افزایش سرعت جریان خون در کرونری و کاهش سرعت جریان خون در پیوند، شعاع جریان‌های گردشی کمتر شده و اثرات آنها در پائین‌دست سریعاً از بین می‌رود ولی باز هم محدوده ناحیه کم‌تنش در پائین‌دست زیاد می‌شود تا اینکه به دلیل افت سریع سرعت جریان در پیوند، تمام جریان‌های گردشی از بین می‌روند و در نتیجه محدوده ناحیه کم‌تنش در پائین‌دست کرونری کاهش یافته و مقدار تنش در هیل افزایش و در تو کاهش می‌یابد ولی در نهایت مقادیر تنش در هیل و تو بیشتر از سایر نقاط می‌شود. به دلیل افت سرعت به مقادیر منفی، جهت جریان در پیوند معکوس می‌شود. همچنین به دلیل زیاد شدن اثرات جریان‌های ثانویه در داخل پیوند به ویژه در نزدیکی ناحیه انشعاب، رژیم جریان در پیوند از حالت جریان آرام خارج شده و به جریان بی‌نظم تبدیل می‌شود. سپس با وارد شدن جریان در ورودی پیوند به فاز پایدار پالس آئورت اوران، دوباره رژیم جریان به جریان آرام تبدیل و اثرات جریان‌های ثانویه هم کم می‌شود. توصیفات قید شده از لحاظ کیفی در مورد رژیم جریان خون مدل‌های با زاویه پیوندی 20° و 30° هم صادق است ولی از لحاظ کمی با کاهش زاویه پیوندی:

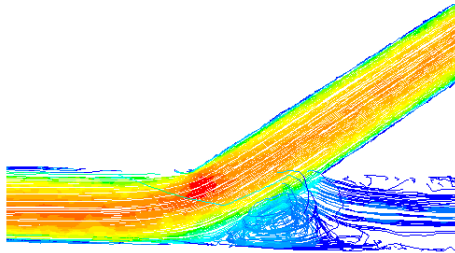
منظور رسیدن به حالت پایا در محاسبات، ۳ موج متوالی از هر یک از موج‌ها در نظر گرفته شد و در نهایت نتایج حاصل از موج سوم مورد بررسی قرار گرفت.

۵- نتایج

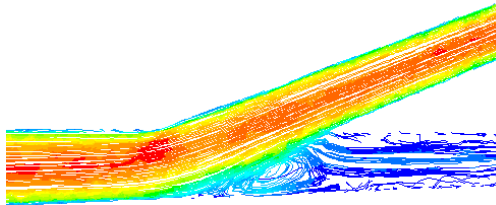
۱-۵- نتایج مدل 40°

در لحظات اولیه مقدار تنش برشی وارد شده بر هیل بیشتر از سایر نقاط موجود بر روی کرونری و پیوند است. مقدار تنش در تو کمتر از هیل بوده ولی بیشتر از سایر نقاط است و به دلیل پائین بودن سرعت جریان خون در پیوند، جریان خون در کرونری پس از رسیدن به محل انشعاب به داخل پیوند متمایل می‌شود. با گذشت زمان و با توجه به اینکه در لحظات اولیه جریان خون در کرونری بر خلاف جریان خون در آئورت، در فاز ناپایدار قرار دارد بنابراین با کاهش سرعت در رگ کرونری و افزایش سرعت در پیوند مقدار تنش برشی در هیل و تو کاهش یافته ولی نرخ کاهش تنش در هیل خیلی بیشتر از تو است به طوری که تنش در تو بیشتر از هیل می‌گردد و به تدریج اثرات جریان‌های ثانویه در داخل کرونری و درست در بالادست ناحیه انشعاب زیاد می‌شود. جریان‌های گردشی در داخل پیوند و درست در هیل شکل می‌گیرند که این گردابه‌ها با گذشت زمان به سمت تو حرکت می‌کنند که باعث کاهش مقدار تنش در تو و افزایش میزان آن در هیل می‌گردند.

حرکت جریان‌های گردشی از هیل به سمت تو باعث پیدایش محل‌هایی روی دیواره بالایی کرونری در بخش دوردست جریان درست در بعد از محل انشعاب می‌گردد که دارای مقادیر تنش برشی پائینی هستند. با گذشت زمان و با افزایش سرعت در پیوند و کاهش سرعت در کرونری شعاع گردابه‌ها کوچک‌تر شده و نقطه جدایش جریان در داخل پیوند به سمت پائین‌دست جریان در پیوند حرکت کرده و نقطه رسیدن مجدد نیز به سمت تو حرکت می‌کند. علاوه بر این، شدت جریان‌های ثانویه هم در داخل کرونری افزایش می‌یابد. مقدار تنش برشی در هیل، همچنین محدوده ناحیه دارای مقادیر تنش برشی پائین روی دیواره بالایی کرونری و دیواره‌های جانبی در بخش دوردست افزایش می‌یابد و



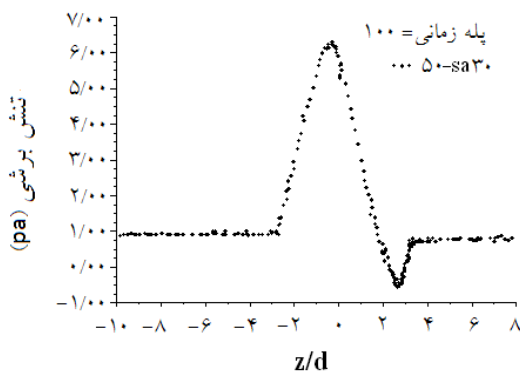
شکل ۹- خطوط مسیر سیال در لحظه t_{69} برای مدل ۵۰-sa۴۰



شکل ۱۰- خطوط مسیر سیال در لحظه t_{69} برای مدل ۵۰-sa۲۰

۶- بحث و نتیجه گیری

نتایج به دست آمده در این مقاله با نتایج حاصل از تحقیقات انجام شده توسط اینزولی و همکاران در سال‌های ۱۹۸۹ و ۱۹۹۶ و همچنین سایر محققان، تطابق بسیار خوبی دارد [۵]، [۱۰]. تیو^{۱۹} و همکاران در سال ۱۹۹۲ مطالعه‌ای را به منظور بررسی جریان در ناحیه گرفتگی انجام دادند [۱۶]. با انجام مقایسه بین نتایج ارائه شده از سوی آنها و شکل ۱۱ که نشان دهنده منحنی‌های تنش برشی اعمال شده بر بستر کرونری در لحظه t_{100} ($Re=456$) است و با توجه به اثرات طول گرفتگی، مطابقت خوبی بین نتایج حاصل از این تحقیق با نتایج به دست آمده از مطالعه تیو و همکاران مشاهده می‌شود.



شکل ۱۱- منحنی تغییرات تنش برشی اعمال شده بر بستر و ناحیه گرفته شده کرونری برای مدل ۵۰-sa۳۰ در لحظه t_{100}

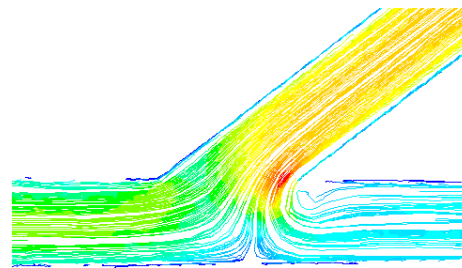
۱. مقادیر بیشینه تنش برشی وارد بر تو و هیل کمتر می‌شود؛

۲. در بازه زمانی کمتری در ناحیه دوردست کرونری درست در پائین دست ناحیه انشعاب جریان‌های گردشی در مجاورت دیواره بالایی تشکیل می‌شوند و در مدت زمان تشکیل هم محدوده کمتری دارند؛

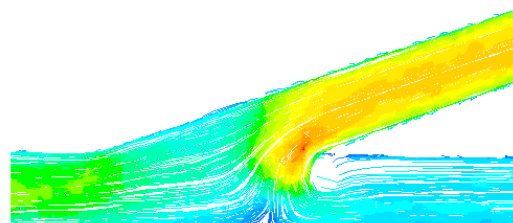
۳. نرخ تغییرات مکانی در مقادیر تنش برشی وارد بر نواحی پائین دست پیوند، هیل، تو و پائین دست کرونری کمتر می‌شود.

شکل‌های ۷ و ۸ مربوط به خطوط مسیر سیال خون در پیوند و کرونری برای زوایای پیوندی 20° و 40° در بازه زمانی t_{24} هستند که مقدار سرعت جریان خون در کرونری در نقطه کمینه موج کرونری قرار دارد. در حالی که جریان در پیوند هنوز در مرحله پایدار است. در این حالت بیشینه مقدار جریان برگشتی به بالادست کرونری وجود دارد.

شکل‌های ۹ و ۱۰ نشانگر خطوط مسیر سیال در بازه زمانی t_{69} برای زوایای 20° و 40° هستند که سرعت در کرونری در یک نقطه کمینه نسبی روی موج کرونری قرار دارد و جریان در پیوند در فاز ناپایدار است. وجود جریان‌های ثانویه در مجاورت دیواره‌های کرونری در بالادست ناحیه انشعاب به راحتی قابل مشاهده هستند. همچنین می‌توان جریان‌های گردشی را در مجاورت بستر کرونری درست در مقابل ناحیه انشعاب، در هر دو مدل مشاهده کرد.



شکل ۷- خطوط مسیر سیال خون در لحظه t_{24} برای مدل‌های ۵۰-sa۴۰



شکل ۸- خطوط مسیر سیال خون در لحظه t_{24} برای مدل ۵۰-sa۲۰

قابل توجه بوده و می‌تواند برای میزان گرفتگی ۵۰٪ کارایی داشته باشد.

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., Margolis J. R., Aortocoronary Bypass Surgery: Correlation of Angiographic, Symptomatic and Functional Improvement at 1 Year, Am. J. Cardiol. 1976; 37: 352-357.
- [3] Imparato A. M., Intimal and Neointimal Fibrous Proliferation Causing Failure of Arterial Reconstruction; Surgery 1972; 74: 1007-1017.
- [4] Bassiouny H. S., White S., Glagov S., Anastomotic Intimal Hyperplasia: Mechanical Injury or flow induced; J. Vasc. Surg. 1992; 15: 708-717.
- [5] Sotturai V. S., Yao J. S. T., Baston R. C., Sue S. L., Jones R., Nakamura Y. A., Distal Anastomotic Intimal Hyperplasia: Histopathologic Character and Biogenesis; Ann. Vasc. Surg. 1989; 3: 26-33.
- [6] Grondin C. M., Late Results of Coronary Artery Grafting: Is There a Flag on the Field? J. of Thorac. Cardiovasc. Surg. 1984; 87: 161-166.
- [7] Giddens D. P., Zarins C. K., Glagov S., The Role of Fluid Mechanics in the Localization and Detection of Atherosclerosis; ASME J. of Biomech. Eng. 1993; 115: 558-594.
- [8] Caro C. G., Fitzgerald J. M., Schroter R. C., Atheroma and Arterial Wall Shear Observations, Correlation and Proposal of a Shear Dependant Mass Transfer Mechanism for Atherosclerosis, Proc. R. Soc. 1971; 177: 109-159.
- [9] Pietrabissa R., Inzoli F., Simulation Study of Fluid Dynamics of Aorta-Coronary Bypass; J. of Biomech. Eng. Sep 1990; 12 (5): 419-424.
- [10] Inzoli F., Migliavacca F., Pennati G., Numerical Analysis of Steady Flow in Aorto-Coronary Bypass 3-D Model, J of Biomechanical Eng., 1996; 118 (2): 172-9.
- [11] Yubo F., Wentao J., Yuanwen Z., Jinchuan L., Junkai C., Xiaoyan D., Numerical Simulation of Pulsatile non-Newtonian Flow in the Carotid Artery Bifurcation, Acta Mech Sin. 2009; 25: 249-255.
- [12] Barbara M., Johnston P.R., Johnston S.C., David, K., Non-Newtonian Blood Flow in Human Right Coronary Arteries, Transient Simulations. J. Biomech, 2006; 39: 1116-1128.
- [13] Chen, J., Lu, X.Y., Numerical Investigation of the Non-Newtonian Pulsatile Blood Flow in a Bifurcation Model with a Non-Planar Branch. J. Biomech., 2006; 39, 818-832.
- [14] Hernán A.G., Nelson, O.M., On Predicting Unsteady Non-Newtonian Blood Flow, Appl. Math. Comput., 2005; 170: 909-923.
- [15] Dzwinel W., Yuen D., Boryczko K., Bridging Diverse Physical Scales with the Discrete-Particle Paradigm in Modeling Colloidal Dynamics with Mesoscopic Features, Chem Eng Sci., 2006; 61: 2169-85.

همچنین اگر مقایسه‌ای بین نتایج حاصل از پژوهش لی و زو که در سال ۲۰۰۲ بر روی گرفتگی ۴۵٪ انجام داده‌اند و نتایج این تحقیق برای گرفتگی ۵۰٪ صورت پذیرد باز هم این امر بیانگر صحت نتایج حاصل از تحقیق خواهد بود [۱۷].
توضیحات جامع و کامل در مورد مقایسه نتایج در مرجع [۱۸] موجود است.

تغییرات مکانی بالا در مقدار تنش برشی و همچنین تنش برشی کم اعمال شده بر جداره‌های عروق پتانسیل لازم برای بروز تصلب شرایین و گرفتگی عروق را ایجاد می‌کند. بنابراین با توجه به نتایج به دست آمده از این تحقیق، استفاده از زوایای کمتر از 30° در انجام عمل پیوند، که تغییرات مکانی در مقادیر تنش برشی وارده بر جداره‌ها به‌ویژه تو و هیل، بستر کرونری در ناحیه انشعاب و دیواره بالایی کرونری درست در پائین‌دست ناحیه انشعاب کمتر است و از سوی دیگر میزان آشفستگی رژیم جریان در آنها در مقایسه با زوایای پیوندی بالا پائین‌تر بوده و همچنین اثرات جریان‌های ثانویه هم کمتر است؛ در نتیجه گرفتگی عروق پس از انجام عمل پیوند در صورت استفاده از زوایای پیوندی کمتر، تا حدود زیادی کاهش خواهد یافت. از سوی دیگر باید توجه داشت که با کاهش زاویه پیوندی به‌رغم کاهش شدت جریان‌های حلزونی دو هسته‌ای و در نتیجه کاهش پهنای ناحیه کم‌تنش موجود روی بستر که خود به عنوان عاملی برای بروز گرفتگی روی بستر کرونری در ناحیه انشعاب و پائین‌دست کرونری عمل می‌کند باعث کشیده شدن محدوده ناحیه کم‌تنش به سوی مناطق پائین‌دست ناحیه انشعاب می‌گردد. در نتیجه استفاده از زوایای پیوندی خیلی کم نیز خود باعث گرفتگی خواهد شد و بنابراین استفاده از زوایای پیوندی بین 20° تا 30° به عنوان زاویه پیوندی مناسب در انجام عمل بای‌پس پیشنهاد این تحقیق است.

در انجام این مطالعه فرضیاتی از قبیل صلب بودن جداره‌ها، نیوتنی بودن خون، بدون تحرک بودن هندسه مدل‌ها و گرفتگی متقارن در نظر گرفته شده‌اند که این عوامل خود بر رژیم جریان خون در عروق مؤثرند. بنابراین مقادیر زوایای پیشنهادی با توجه به فرضیات اعمال شده در این پژوهش

- [۱۸] احمدلوی داراب مجید، شبیه‌سازی جریان پالسی خون در عروق کرونری بای‌پس شده و بررسی دلایل احتمالی انسداد مجدد، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی شیمی، بهار ۱۳۸۳.
- [16] Tu C., Deville M., Dheur L., Vanderschuren L., Finite element simulation of pulsatile flow through arterial stenosis; *J. Biomechanics*, 1992; 25 (10): 1141-1152.
- [17] Lee K. W., Xu X. Y., Modeling of Flow and Wall Behavior in a Mildly Stenosed Tube, *J. of Medical Engineering & Physics*, 2002; 24: 575-586.