DOI: 10.22041/ijbme.2007.13491

Blood Flow Simulation and Comparing of Hemodynamic Factors in Aorta-Coronary and Coronary-Coronary Bypasses

F. Ghalichi[1*], M. Ahmadlouydarab[2], A. Ramazani[3]

[1] Associate Professor, Biomechanics Group, Mechanical Engineering School, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

[2] Instructor, Biomechanics Group, Mechanical Engineering School, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, ahmadlouie@sut.ac.ir

[3] Associate Professor, Medical Engineering Group, Chemical Engineering School, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, ramazani@sharif.edu

Abstract

In order to compare the aorta-coronary and coronary-coronary bypasses blood flow fields in the End-to-Side Anastomosis, we carried out numerical simulation of three dimensional pulsatile blood flow for 50% stenosis by using FLUENT 5.2.3 software. In this study, the blood was assumed to be as the Newtonian, incompressible and homogeneous fluid. The arterial wall was also considered to be rigid. Non-existence of the secondary flows in the coronary-coronary bypass blood flow fields for various degrees of bypass grafting angles against the aorta-coronary-coronary bypass, return of total blood flow toward upstream in the coronary-coronary bypass three times over a heart cycle, high temporary oscillation in the wall shear stress magnitudes for the aorta-coronary bypass and low wall shear stress magnitudes for the coronary-coronary bypass were of the important results.

Keywords: Blood flow; Bypass; Aorta; Coronary artery; Pulsatile

* **Corresponding author**
Address: *Farzan Ghalichi, Biomechanics Group, Mechanical Engineering School, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran*
Tel: *+98 412 3443851; +98 9141167950*
Fax: *+98 412 3443849*
E-mail: *fghalichi@sut.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2007.13491

شبيه‌سازي جريان خون و مقايسه پارامترهاي هموديناميكي در باي‌پس‌هاي آئورت- كرونري و كرونري- كرونري

فرزان فاليچي*[۱]، مجيد احمدلوي داراب[۲]، احمد رمضاني سعادت آبادي[۳]

[۱] دانشيار گروه بيومكانيک، دانشكده مهندسي مكانيک، دانشگاه صنعتي سهند، تبريز

[۲] مربي گروه بيومكانيک، دانشكده مهندسي مكانيک، دانشگاه صنعتي سهند، تبريز ahmadlouie@sut.ac.ir

[۳] دانشيار گروه مهندسي پزشكي، دانشكده مهندسي شيمي، دانشگاه صنعتي شريف، تهران ramazani@sharif.edu

چكيده

در اين مطالعه به‌منظور بررسي رژيم جريان خون در ناحيه انشعاب باي‌پس، شبيه‌سازي عددي جريان سه‌بعدي و پالسي خون با استفاده از نرم‌افزار فلوئنت۵,۳,۲ براي ۵۰% گرفتگي انجام شد. فرض نيوتني و همگن بودن خون و همچنين صلب بودن جداره عروق از جمله فرضيات اساسي در اين تحقيق به شمار مي‌روند. در اين مطالعه رژيم‌هاي جريان خون در دو نوع باي پس آئورت-كرونري و كرونري- كرونري با يكديگر مقايسه شدند. مشاهده نشدن جريان‌هاي ثانويه در باي‌پس كرونري-كرونري در زواياي مختلف پيوندي برخلاف باي‌پس آئورت-كرونري، مشاهده برگشت كامل جريان، سه بار در طول يک موج كرونري در باي پس كرونري-كرونري و مشاهده نشدن اين پديده در باي‌پس آئورت-كرونري از مهمترين نتايج حاصل از اين مطالعه به‌شمار مي‌روند. همچنين بالا بودن نرخ نوسانات زماني و مكاني تنش برشي در باي‌پس آئورت-كرونري نسبت به باي‌پس كرونري-كرونري و پايين بودن مقادير تنش برشي اعمال شده بر جداره عروق در باي‌پس كرونري-كرونري نسبت به باي‌پس آئورت-كرونري نيز از ديگر نتايج مهم به‌دست آمده است.

واژه‌هاي كليدي: جريان خون؛ باي‌پس؛ آئورت؛ كرونري؛ انشعاب؛ سه‌بعدي؛ ناپايا

* عهده‌دار مكاتبات

نشاني: تبريز، دانشگاه صنعتي سهند، دانشكده مهندسي مكانيک، گروه مهندسي پزشكي

تلفن: ۰۴۱۲۳۴۴۳۸۵۱؛ ۰۹۱۴۱۱۶۷۹۵۰، **دورنگار:** ۰۴۱۲۳۴۴۳۸۴۹، **پيام نگار:** fghalichi@sut.ac.ir

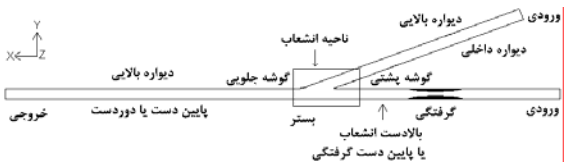
۱- مقدمه

بروز و گسترش بيماري تصلب شرائين[1] و به‌دنبال آن انسداد عروق در شريان‌هاي بزرگ و حياطي منجر به بروز اختلالات بسياري در سيستم گردش خون بدن مي‌شود. از جمله عروقي كه پيدايش اين بيماري در آنها بسيار مهم است عروق كرونري[2]، كاروتيد[3] و فمورال[4] را مي‌توان نام برد. گسترش اين بيماري به‌ويژه در عروق كرونري به بروز شوک يا سكته قلبي منجر مي‌شود. طبق مطالعات انجام شده در چند دهه اخير معلوم شده است علاوه بر عوامل فيزيولوژيكي، وراثت، محتواي بالاي چربي رژيم غذايي، چاقي، ديابت، فشار خون بالا و كشيدن سيگار كه در بروز اين بيماري دخالت دارند، عوامل هموديناميكي[5] در گسترش اين بيماري نقش عمده‌اي را ايفا مي‌كنند [۱]. نوسانات زياد زماني، مكاني و همچنين مقادير پايين تنش‌هاي برشي اعمال شده بر جداره عروق از جمله عوامل هموديناميكي مؤثر در توسعه تصلب شرايين هستند [۲]. با وجود اجراي مطالعات و تحقيقات متعدد براي يافتن ارتباط دقيق بين عوامل هموديناميكي با گسترش اين بيماري انجام شده‌اند اما باز هم اين ارتباط كاملاً معلوم نيست. دليل اين امر آن است كه در اغلب اين پژوهش‌ها چه نظري و چه تجربي فرضيات اعمال شده در حل مسأله يا غير واقعي بوده‌اند يا اينكه تعداد فرضيات مورد استفاده بيش از حد زياد بوده‌اند بنابراين حتي مقايسه نتايج حاصل از بعضي از آنها با هم اختلافات فراواني را نشان مي‌دهد. در سالهاي ۱۹۸۹ و ۱۹۹۶ اينزولي[6] و همكارانش رژيم جريان خون را در پيوند آئورت-كرونري مورد مطالعه تئوريكي قرار دادند [۳، ۴]. در سال ۱۹۹۴ في[7] و همكارانش اثرات زاويه پيوندي[8] و دبي جريان را در ناحيه انشعاب مطالعه كردند [۵]. در سال ۱۹۹۵ هوگس و هاو[9] اثرات هندسه مدل و تقسيم جريان را بر روي ساختار جريان در ناحيه انشعاب[10] مورد بررسي قرار داد [۶]. در سال ۱۹۹۶ فرزان قالیچي و گيدوئن[11] هموديناميک جريان خون را با استفاده از شبيه‌سازي عددي جريان‌هاي ورقه‌اي و متلاطم خون از ميان عروق مسدود در اعداد رينولدز پايين را مورد مطالعه قرار دادند [۷]. در سال ۱۹۹۸ اتير و استاينمن[12] و همكارانشان در يک مطالعه تئوريک اثرات شكل موج‌هاي مختلف را بر روي رژيم جريان در ناحيه انشعاب بررسي كردند [۲]. با بررسي اجمالي مطالعات قبلي مي‌توان به اين نتيجه رسيد كه بررسي جريان خون در ناحيه انشعاب و در حضور گرفتگي در ناحيه بالادست[13] گرفتگي مورد تحقيق قرار نگرفته است بنابراين در اين مطالعه رژيم جريان خون در حضور يک گرفتگي ۵۰% در باي‌پس كرونري-كرونري مورد مطالعه قرار گرفته است و سپس به‌دليل اهميت زياد نقاط مستعد گرفتگي از قبيل گوشه جلويي[14]، گوشه پشتي[15] و ناحيه پايين‌دست[16] كرونري (شكل۱)، مقادير تنش‌هاي برشي اعمال شده بر نواحي مذكور با باي‌پس[17] آئورت-كرونري به‌طور عمده از نظر كيفي با يكديگر مقايسه شدند كه برخي از نتايج حاصل در قسمتهاي بعدي مقاله آورده شده‌اند و البته لازم به توضيح است كه نتايج به صورت كمي نيز به‌زودي منتشر خواهند شد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل هندسي باي پس آئورت-كرونري

جهت مدل كردن شكل هندسي رگ كرونري و رگ پيوندي، از نرم‌افزار گامبيت[18] استفاده گرديده است. با توجه به اينكه قطر رگ LAD[19] در مراجع مختلف بين ۳ تا ۳/۵ mm ذكر شده است [۲ و ۸]، به همين سبب مدلهاي هندسي به‌كار رفته در اين تحقيق شامل يك رگ به طول ۲۵۰mm و قطر ۳/۵ mm به عنوان كروني و يك رگ به طول ۱۵۰mm و قطر ۳/۵ mm به عنوان رگ پيوندي[20] و دو گرفتگي متقارن به شعاع ۵۰mm مي‌باشند كه فاصله محوري مركز اين گرفتگي‌ها از ورودي كروني ۷۵ mm و ميزان گرفتگي ۵۰% انتخاب شده است (شكل ۱). با توجه به اينكه امروزه جهت انجام عمل باي‌پس زواياي انتخابي بين كرونري و رگ پيوندي 20°، تا 40° است. لذا در اين تحقيق زواياي 20°، 30° و 40° انتخاب شده و در نهايت سه مدل هندسي در اين بخش تهيه شده‌اند.

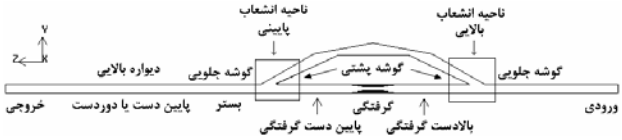


شكل۱- مدل هندسي باي‌پس آئورت-كرونري به همراه اسامي نواحي مختلف

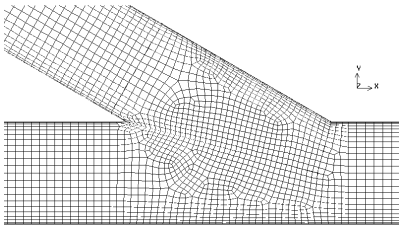
[1] Arthrosclerosis
[2] Coronary
[3] Carotid
[4] Femoral
[5] Hemodynamical Factors
[6] Inzoli
[7] Fei
[8] Grafting Angle
[9] Hughes and How
[10] End-to-Side
[11] Gideon
[12] Ethier and Steinman
[13] Proximal
[14] Toe
[15] Heel
[16] Distal
[17] Bypass
[18] Gambit
[19] **L**eft **A**nterior **D**escending
[20] Graft

۲-۲- مدل هندسي باي پس كرونري-كرونري

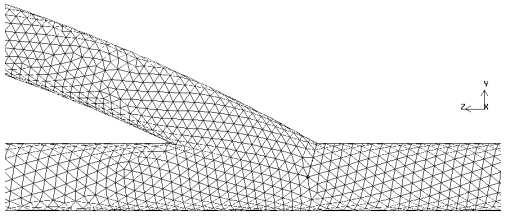
مدل‌هاي هندسي شامل يك رگ به طول ۳۰۰mm و قطر ۳/۵ mm به عنوان كرونري و قطاعي از يك چنبره به عنوان رگ پيوندي و دو گرفتگي متقارن به شعاع ۵۰mm انتخاب شده‌اند كه فاصله محوري مركز اين گرفتگي‌ها از ورودي كرونري ۷۵ mm و ميزان گرفتگي ۵۰% در نظر گرفته شد و كلاً سه مدل هندسي با زواياي ۲۰°، ۳۰° و ۴۰° آماده گرديد (شكل ۲). به منظور كاهش زمان محاسبات كامپيوتري براي شبيه‌سازي جريان، براي شبكه‌بندي ۶ مدل ايجاد شده از شبكه‌هاي بي‌سازمان استفاده شد (شكل‌هاي ۳ و۴).



شكل۲- مدل هندسي باي‌پس كرونري-كرونري به همراه اسامي نواحي مختلف



شكل۳- كيفيت شبكه‌هاي بي‌سازمان به كار برده شده براي باي‌پس آئورت-كرونري



شكل۴- كيفيت شبكه‌هاي بي‌سازمان به كار برده شده براي باي‌پس كرونري-كرونري

۳- معادلات حاكم و شرايط مرزي

با فرض اينكه خون يك سيال تراكم‌ناپذير، همگن و نيوتني باشد، معادلات حاكم بر رفتار جريان خون در هر دو نوع باي‌پس شامل معادلات ممنتم[21] (۱ و ۲) و پيوستگي[22] (معادله ۳) خواهد بود كه مي‌توان آنها را به صورت زير نوشت [۱۲]:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_i u_j) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \qquad (۱)$$

$$\tau_{ij} = \left[\mu\left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i}\right)\right] \qquad (۲)$$

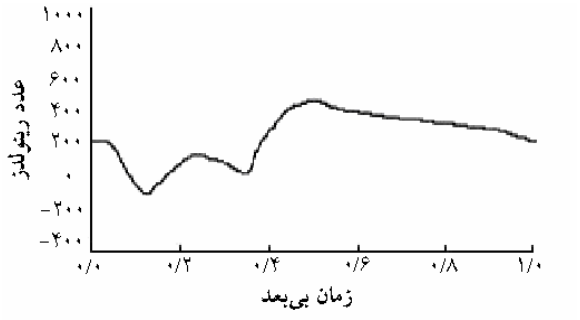
$$\frac{\partial}{\partial x_i}(\rho u_i) = \frac{\partial}{\partial t}\rho \qquad (۳)$$

كه u سرعت، p فشار، τ تانسور كلّي تنش، τ تنش فشاري، τ گراني‌وي[23] ديناميكي، τ چگالي و x جهت مختصاتي هستند. شرايط مرزي عبارت‌اند از:

۳-۱- ورودي جريان به كرونري

به منظور تعريف ورودي جريان به كرونري در هر دو نوع باي‌پس مؤلفه‌هاي سرعت در دو راستاي x و y (U_x و U_y) مساوي صفر و در راستاي z مؤلفه سرعت همان موج مربوط به جريان خون در رگ كرونري در حالت استراحت است (شكل۵) كه با استفاده از توابع تعريف شده به‌وسيله كاربر[24] به زبان برنامه‌نويسي **C** نوشته شده و به‌عنوان شرط ورودي تعريف گرديده است. محور افقي شكل مربوط با در نظر گرفتن زمان يك پالس براي هر ضربان نرمالايز شده است.

$$U_x = U_y = 0, \qquad U_{\text{كرونري}} = U_z$$



شكل۵- موج سرعت جريان خون در رگ كرونري LAD

[21] Momentum Equations [22] Continuity Equation [23] Viscosity [24] User Defined Functions

۳-۲-ورودي جريان به رگ پيوندي

به منظور تعريف ورودي جريان به رگ پيوندي در باي پس آئورت-كرونري مؤلفه مماسي سرعت (U_t) مساوي صفر بوده و در راستاي عمود بر مرز مؤلفه سرعت (U_n) همان موج مربوط به جريان خون در رگ آئورت آوران در حالت استراحت است (شكل ۶) كه با استفاده udf تعريف مي‌شود. برروي ديواره‌ها نيز شرط مرزي عدم لغزش اعمال مي شود.

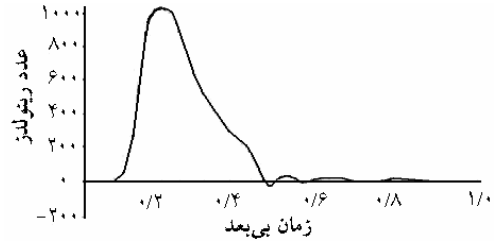
ورودي رگ پيوندي: $U_t = 0$

ديواره‌ها: $U_x = U_y = U_z = 0$

همچنين مقدار متوسط فشار شرياني در هر دو ورودي كروني و رگ پيوندي، ۱۰۰ mmHg در نظر گرفته مي‌شود.

۴- فرضيات اعمال شده

جريان خون به صورت سه‌بعدي، ناپايا، سيال خون همگن و نيوتني با چگالي kg/m^3 ۱۰۵۶، گرانروي cp ۳/۴۹ [۸]، جداره عروق صلب و نفوذناپذير، گرفتگي ۵۰% و متقارن، فرضيات مسأله را تشكيل مي‌دهند. براي شبيه‌سازي جريان خون از نرم‌افزار فلوئنت[25] استفاده شد كه اساس كار آن استفاده از المان‌هاي حجمي است. به‌دليل بالا بودن نسبت طول به قطر مدل‌ها و به منظور جلوگيري از واگرا شدن محاسبات و همچنين افزايش دقت انجام محاسبات از نسخه 3ddp نرم‌افزار ياد شده استفاده گرديده است. تعداد ضربان قلب ۷۲ ضربه در دقيقه انتخاب و در نتيجه زمان لازم براي هر پالس برابر ۰/۸۳۳۴ است. علاوه بر اين به‌منظور كاهش زمان محاسبات كامپيوتري و افزايش دقت محاسبات، هر كدام از موج‌هاي كروني و آئورت به ۲۰۰ بازه زماني مساوي تقسيم شدند. براي حل معادلات حاكم از حل‌كننده تفكيكي[26] استفاده شده و معيار همگرايي براي معادله پيوستگي 10^{-4} انتخاب شده است. براي گسسته‌سازي زمان نيز از دقت مضاعف استفاده گرديده است. همچنين پارامترهاي زيرتخفيف[27] براي ممنتم ۰/۷ و براي معادله فشار ۰/۳ در نظر گرفته شد. براي كوپل كردن معادلات فشار و ممنتم از روش سيمپل[28] استفاده گرديد. به‌منظور رسيدن به حالت پايا در محاسبات، ۳ موج متوالي از هر كدام از موج‌ها در نظر گرفته شد.



شكل۶- موج سرعت جريان خون در شريان آئورت آوران

۵- نتايج

۵-۱- رژيم جريان خون در باي‌پس كروني-كروني

مقدار تنش برشي اعمال شده برگوشه جلويي در لحظات اوليه بيشتر از ساير نقاط موجود در ناحيه دوردست كروني بعد از ناحيه انشعاب مي‌باشد و مقدار بيشينه دارد. اما به دليل اينكه موج كروني در اين لحظات در فاز ناپايدار قرار دارد بنابراين با كاهش سرعت جريان خون در كروني مقادير تنش برشي كاهش و محدوده ناحيه كم تنش موجود بر روي ديواره بالايي كروني درست بعد از ناحيه انشعاب گسترش مي‌يابد. سپس محدوده اين ناحيه به ديواره هاي جانبي نيز كشيده مي‌شود. با ادامه كاهش سرعت در كروني، برگشت جريان به ناحيه بالادست كروني و رگ پيوندي در نزديكي جداره ديواره‌ها از لحظه t_{13} شروع مي‌شود كه با شروع آن، مقدار تنش برشي اعمال شده در ناحيه دوردست و گوشه جلويي افزايش مي‌يابد. با افزايش مقدار جريان برگشتي به بالادست، رژيم جريان از حالت آرام خارج شده و رفته رفته آشفته مي‌شود و گردابه‌ها به‌وضوح قابل مشاهده مي‌گردند؛ تا اينكه با غلبه كردن كامل جريان برگشتي بر جريان پيش‌برنده خون در كروني و رگ پيوندي، دوباره جريان به حالت آرام تبديل و پايدار مي‌شود. برگشت كامل جريان به ناحيه بالادست در لحظه t_{24} به‌وجود آمده و مقدار تنش برشي درگوشه جلويي دوباره به مقدار بيشينه خود مي‌رسد. با قرار گرفتن جريان در فاز پايدار موج كروني، جريان پيش‌برنده دوباره از ناحيه بالادست به سوي پايين‌دست كروني و رگ پيوندي شروع شده و سبب كاهش مقدار تنش برشي در گوشه جلويي و ناحيه دوردست مي‌شود. در

[25] Fluent [26] Segregated [27] Under Relaxation Factors [28] SIMPLE

لحظه $t_{۳۲}$ جریان دوباره از حالت آرام خارج و با گذشت زمان به حالت آشفته تبدیل می‌شود. در نهایت با غلبه کامل بر جریان برگشتي در لحظه $t_{۳۸}$، جریان آرام برقرار می‌شود که حین سپري شدن این حالت مقدار تنش برشي دوباره سیر صعودي پیدا می‌کند. این امر ادامه می‌یابد تا اینکه در $t_{۴۷}$ به مقدار بیشینه خود می‌رسد اما با شروع دوباره فاز ناپایدار، ناآرامي مجدداً در جریان بین بازه زماني $t_{۶۳}$ و $t_{۷۱}$ مشاهده می‌شود. در $t_{۶۹}$ نیز سرعت جریان خون در کرونري به کمترین مقدار خود می‌رسد. با افزایش سرعت در کرونري دوباره مقادیر تنش برشي درگوشه جلویي و ناحیه دوردست رو به فزوني می‌گذارد و در $t_{۱۰۰}$ به مقادیر بیشینه خود می‌رسد. اما دوباره تا $t_{۲۰۰}$ حالت نزولي پیدا می‌کند و این روند براي موج‌هاي بعدي دقیقا تکرار می‌شود. توصیف‌هاي ذکر شده در مورد تمام زوایاي پیوندي $^{\circ}۲۰$، $^{\circ}۳۰$ و $^{\circ}۴۰$ صادق است اما با این تفاوت که:

۱. با افزایش زاویه پیوندي مقادیر تنش برشي وارده بر گوشه جلویي و ناحیه دوردست بیشتر می‌شود.

۲. در زاویه پیوندي $^{\circ}۴۰$ بر روي دیواره بالایي کرونري درست بعد از ناحیه انشعاب جریان‌هاي گردابه‌اي نیز مشاهده می‌شوند.

پس از توصیف مختصر رژیم جریان در باي‌پس کرونري-کرونري به مقایسه رژیم‌هاي جریان در این نوع باي‌پس با باي‌پس آئورت-کرونري می‌پردازیم. لازم به توضیح است که توصیف کامل رژیم جریان در باي‌پس آئورت-کرونري در مرجع ۹ آمده است. از مهمترین تفاوت‌هاي جریاني در دو نوع باي‌پس می‌توان به موارد زیر اشاره نمود:

۱. در باي‌پس کرونري-کرونري به‌ازاي زوایاي مختلف پیوندي هیچ نوع جریان ثانویه‌اي مشاهده نمی‌شود در حالي‌که در باي‌پس آئورت-کرونري، در فاز ناپایدار موج کرونري، جریان‌هاي گردشي تبدیل به ثانویه می‌شوند و تا پایین‌دست جریان ادامه می‌یابند.

۲. در باي‌پس آئورت-کرونري بر اثر کاهش سرعت در کرونري و افزایش سرعت در رگ پیوندي، نقطه تقسیم جریان بر روي بستر کرونري به‌وجود آمده که با گذشت زمان به پایین‌دست منتقل می‌شود در حالي که در باي‌پس کرونري-کرونري اصلاً نقطه تقسیم جریان به‌وجود نمي‌آید.

۳. در باي‌پس از نوع آئورت-کرونري جریان‌هاي گردشي در مجاورت دیواره بالایي کرونري درست در نزدیکي گوشه جلویي به‌وجود مي‌آیند و با افزایش زاویه رگ پیوندي، شدت آنها افزایش می‌یابد.

۴. در باي‌پس کرونري-کرونري برگشت کامل جریان خون به ناحیه بالادست کرونري و رگ پیوندي در سه ناحیه از موج کرونري مشاهده می‌شود. این در حالي است که در باي‌پس آئورت-کرونري برگشت کامل جریان تنها در داخل رگ کرونري اتفاق مي‌افتد.

۵. در باي‌پس کرونري-کرونري جریان کاملاً بي‌نظم به‌طور همزمان در کرونري و آئورت اتفاق مي‌افتد در حالي که در باي‌پس آئورت-کرونري چنین رژیمي به‌طور همزمان بوجود نمي‌آید.

۶. مقدار نوسانات مکاني و زماني تنش برشي در باي‌پس آئورت-کرونري نسبت به باي‌پس‌هاي از نوع کرونري-کرونري بیشتر است در حالي‌که مقادیر متوسط زماني تنش برشي اعمال شده در گوشه جلویي و ناحیه دوردست در باي‌پس‌هاي از نوع کرونري-کرونري کمتر است.

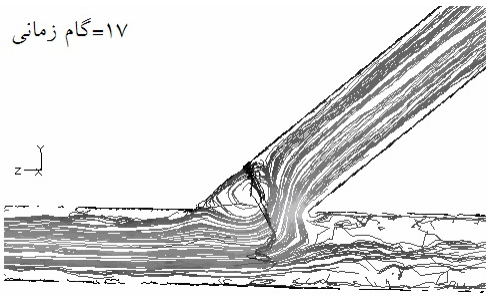
۶- بحث و نتیجه‌گیري

با توجه به نتایج حاصل، با در نظر گرفتن این فرضیه که نوسانات زماني و مکاني زیاد در مقادیر تنش برشي، بروز IH[۲۹] و به دنبال آن انسداد مجدد مؤثرند؛ در این صورت احتمال گرفتگي مجدد باي‌پس آئورت-کرونري بیشتر خواهد بود، اما در صورتي‌که فرضیه مقادیر متوسط زماني پایین تنش برشي سبب انسداد مجدد می‌شود اهمیت بیشتري داشته باشد؛ گرفتگي در باي‌پس از نوع کرونري-کرونري بیشتر خواهد بود. از طرفي به‌دلیل بروز جریان‌هاي گردابه‌اي و ثانویه در ناحیه بالادست کرونري در باي‌پس آئورت-

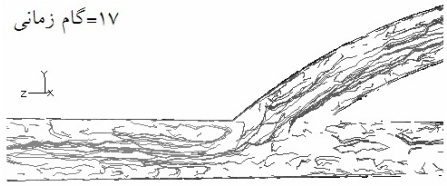
[29] **I**ntimal **H**yperplasia

كرونري، احتمال افزايش درصد گرفتگي از ۵۰% اوليه خيلي زياد خواهد بود و در نهايت گرفتگي كامل بالادست را به دنبال خواهد داشت؛ يا به عبارت ديگر تنها ورودي خون به ناحيه انشعاب در باي‌پس آئورت-كرونري از طريق موج آئورت خواهد بود؛ همچنين به‌دليل اينكه نقطه تقسيم جريان بر روي بستر كرونري در اين نوع باي‌پس به‌وجود مي‌آيد (شكل‌هاي ۹، ۱۱، ۱۳) و نوسانات زياد زماني و مكاني در مقادير تنش برشي هم بالاست، احتمال گرفتگي در ناحيه دوردست كرونري نيز با گذشت زمان افزايش خواهد يافت. از سوي ديگر چون در هر دو نوع باي‌پس تغيير رژيم جريان از آرام به بي‌نظم اتفاق مي‌افتد، بروز اين پديده در درجه اول سبب آسيب رساندن به جداره عروق و در مرحله دوم باعث اتساع عروق در ناحيه بعد از ناحيه گرفتگي خواهد شد [۱۰، ۱۱].

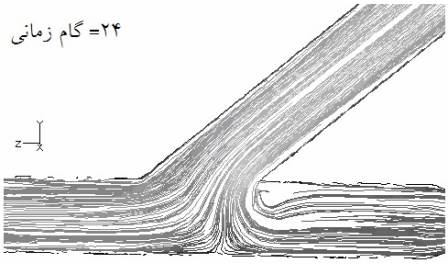
البته توضيحات ارائه شده در مورد باي‌پس‌هاي با درصد گرفتگي اوليه ۵۰% رگ كرونري صادق است و براي گرفتگي‌هاي با درصد بالا نتايج به‌دست آمده بعداً ارائه خواهند شد. شكل‌هاي ۷ و ۹ و ۱۱ و ۱۳ و ۱۵ و ۱۷ مربوط به خطوط مسيرجريان در زمان‌هاي t_{17}، t_{24}، t_{47}، t_{69}، t_{94} و t_{98} در ناحيه انشعاب براي باي‌پس آئورت-كرونري و شكل‌هاي ۸، ۱۰، ۱۲، ۱۴، ۱۶ و ۱۸ مربوط به خطوط جريان در زمان‌هاي t_{17}، t_{24}، t_{47}، t_{69}، t_{94} و t_{98} در ناحيه انشعاب براي باي‌پس كرونري-كرونري مي‌باشند. توضيحات ارائه شده به وضوح در شكل‌ها نمايان است.



شكل۷- خطوط مسير جريان خون در لحظه t_{17} براي باي‌پس آئورت-كرونري

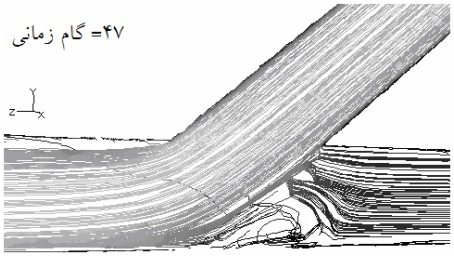


شكل۸- خطوط مسير جريان خون در لحظه t_{17} براي باي‌پس كرونري-كرونري

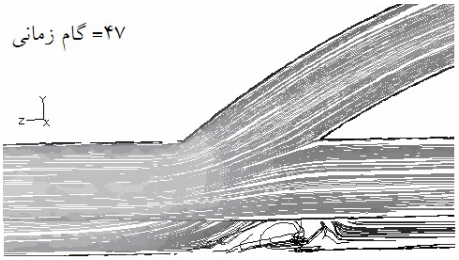


شكل۹- خطوط مسير جريان خون در لحظه t_{24} براي باي‌پس آئورت-كرونري

شكل۱۰- خطوط مسير جريان خون در لحظه t_{24} براي باي‌پس كرونري-كرونري

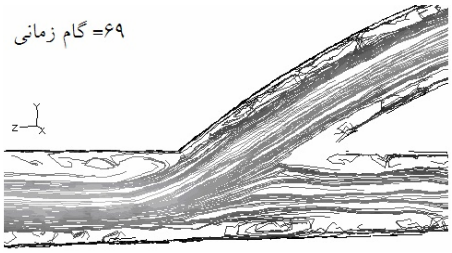


شكل۱۱- خطوط مسير جريان خون در لحظه t_{47} براي باي‌پس آئورت-كرونري

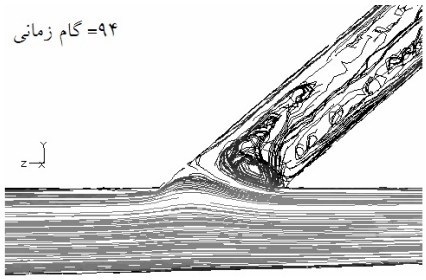


شكل۱۲- خطوط مسير جريان خون در لحظه t_{47} براي باي‌پس كرونري-كرونري

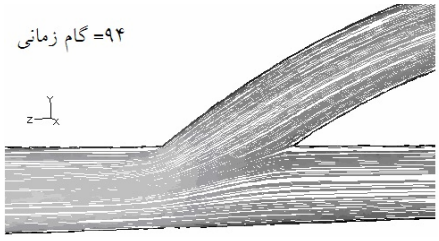
شکل۱۳- خطوط مسیر جریان خون در لحظه $t_{۶۹}$ براي باي‌پس آئورت-کرونري



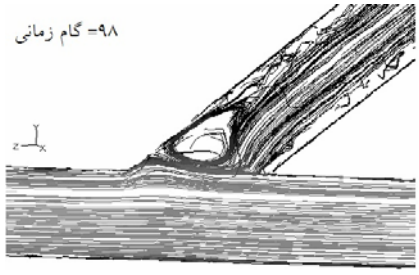
شکل۱۴- خطوط مسیر جریان خون در لحظه $t_{۶۹}$ براي باي‌پس کرونري-کرونري



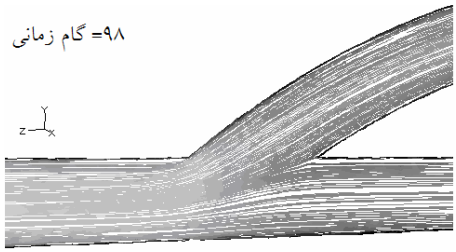
شکل۱۵- خطوط مسیر جریان خون در لحظه $t_{۹۴}$ براي باي‌پس آئورت-کرونري



شکل۱۶- خطوط مسیر جریان خون در لحظه $t_{۹۴}$ براي باي‌پس کرونري-کرونري



شکل۱۷- خطوط مسیر جریان خون در لحظه $t_{۹۸}$ براي باي‌پس آئورت-کرونري



شکل۱۸- خطوط مسیر جریان خون در لحظه $t_{۹۸}$ براي باي‌پس کرونري-کرونري

مراجع

[1] Nerem R. M., Levesque M. J., " Fluid Mechanics in Atherosclerosis", Handbook of Bioengineering (Edited by Skalak, R., Chein, S. Chap. 21, 1987, McGraw-Hill, New York.

[2] Ethier C. R., Steinman D. A., Zhang X., “Flow Waveform Effects on End-to-Side Anastomosis Flow Patterns”, J. Biomechanics 1998; 31: 609-617.

[3] Inzoli F, Migliavacca F and Pennati G, “Numerical Analysis of Steady Flow in Aorto-Coronary Bypass 3-D Model”, J. of Biomechanical Eng., 1996: 18.

[4] Pietrabissa R., Inzoli F., Fumero R., “Simulation Study of Fluid Dynamics of Aorto-Coronary Bypass”, J. Biomed. Eng., 1990; 12: 419-424.

[5] Fei D., Thomas J. D., Rittgers S. E., “The Effect of Angle and Flow Rate upon Hemodynamics in Distal Vascular Graft Anastomoses: A Numerical Model Study”, J. Biomechanical Eng., 1994; 116: 331-336.

[6] Hughes P. E., How T. V., “Effect of Geometry and Flow Division on Flow Structures in Models of the Distal End-to-Side Anastomosis”, J. Biomechanics, 1996; 29(7): 855-872.

[7] Ghalichi F., "Pulsatile Laminar and Turbulent Blood Flow Simulation in Large Stenosed Arteries and Stenosed Carotid Artery Bifurcation", PhD Thesis, Laval University, Quebec, Canada, 1998.

[8] Kleinstreuer C et al.; Flow Input Waveform Effects on the Temporal and Spatial Wall Shear Stress Gradients in a Femoral Graft-Artery Connector", Transaction of the ASME, 1996; 118.

[9] Ahmadlouydarab M., Ramazani A., Ghalichi F., “Simulation of Three Dimensional Pulsatile Blood Flow in Aorta-Coronary Bypass”, ICBME2004, Paper code: 305, p 72, Tehran - Iran, Feb. 2004.

[10] Boughner DR, Roach MR; Effect of Low Frequency Vibration on the Arterial Wall; Circ Res 1971; 29: 136-144.

[11] Cassanova RA, Giddens DP; Disorder Distal to Modeled Stenoses in Steady and Pulsatile flow; J Biomech 1978; 11: 441-453.

[12] Fluent User’s Guide Manuals, Vol. 2, Chapter 8.