



بررسی پارامترهای دخیل بر دبی خون رگ پیوند داده شده در عمل پیوند عروق کرونر

حسینعلی پاکروان^{۱*} و فاطمه شجاعی^۲

^۱ استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

^۲ کارشناس، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

مقاله مستقل، تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۱۰/۲۳؛ تاریخ بازنگری: ۱۳۹۹/۰۴/۲۲؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۸/۱۱

چکیده

انسداد یا تنگی عروق کرونری یکی از شایع‌ترین بیماری‌های قلبی است که به طور کلی سه راه درمان برای آن وجود دارد که شامل، جراحی بای‌پس قلب یا پیوند عروق قلب آنژیوپلاستی با استفاده از بالون و استفاده از دارو می‌شود. عمل جراحی بای‌پس عروق کرونری شامل، روش جراحی است که در طی این عمل مسیر جریان خون در قسمت مسدود و تنگ شده، منحرف گردیده و به مسیر دیگری هدایت می‌شود. جراح عروق برای این عمل، رگی را از بخش دیگری از بدن برداشته و به محل مورد نظر پیوند می‌زند و به این ترتیب جریان خون در آن بخش از قلب، مجدداً باز گردانده و یا افزایش پیدا می‌کند. در این مقاله سعی شده است که با استفاده از روابط مختلف ساده یک بعدی، جریان مورد نیاز برای جبران کاهش جریان ناشی از گرفتگی عروق در رگ اصلی، مورد بررسی قرار گیرد، تا از این طریق بتوان با تقریب نسبتاً مناسبی مقادیری را برای جریان بای‌پس، خصوصاً در درصد‌های بالاتر گرفتگی پیدا کرد که عمل پیوند عروق کرونری معمولاً در این شرایط انجام می‌شود. این مدل می‌تواند به عنوان پیشنهاد اولیه برای جراح در انتخاب بای‌پس مناسب برای بیمار کمک کند.

کلمات کلیدی: تنگی عروق کرونری؛ عمل پیوند عروق قلبی؛ جریان بای‌پس؛ رگ پیوند داده شده؛ روش بالینی

Investigating the Influencing Parameters on Blood Flow of Grafted Vessel in Coronary Artery Bypass Surgery

H. A. Pakravan^{1,*}, F. Shojaei²

¹ Assis. Prof., Mech. Eng., Shiraz Univ., Shiraz, Iran.

² M.Sc., Mech. Eng., Shiraz Univ., Shiraz, Iran.

Abstract

The most common heart disease is coronary arteries stenosis. Generally, there are three approaches for treatment of coronary artery stenosis that includes coronary artery bypass surgery, Angioplasty and drug therapy. Coronary artery bypass surgery includes surgical procedure that blood flow path is diverted in the part that stenosis was occurred and then is guided to the another direction. For this purpose, Cardiac surgeon removes the vessel from the another part of the body and grafts it into the desired location and thus blood flow in that part is restored again. In this study the attempts were made to study the bypass flow rate that is required for grafted vessel for different degrees of stenosis in the coronary artery by using various simple one-dimensional equations. So that we can find the values of bypass flow, especially in the higher percentage of stenosis, with a fairly appropriate approximation. This model could be a guidance for surgeon to choose an appropriate bypass for a patient.

Keywords: Coronary Artery Stenosis; Coronary Artery Bypass Surgery; Bypass Flow; Grafted Vessel; Clinical Method.

۱- مقدمه

شریان‌ها، رگ‌های خونی با قابلیت تحمل فشارهای بالا هستند که خون را از قلب به شریان‌های کوچک‌تر، شریانچه‌ها و مویرگ‌ها می‌رسانند [۱]. شریان‌های کرونری رگ‌های خونی هستند که وظیفه خون‌رسانی به قلب را بر عهده دارند. هنگامی که برخی سلول‌های خونی در لایه‌های زیرین دیواره سرخرگ تجمع کنند، تشکیل پلاک‌های آترواسکلروز را می‌دهند. هنگامی که پلاک‌های آترواسکلروز، در دیواره‌ی شریان‌های کرونری ساخته شوند، بیماری به نام تنگی عروق کرونری ایجاد می‌شود [۱-۳].

در بعضی موارد که شدت گرفتگی کمتر است، امکان درمان بیماران با یک روش کمتر تهاجمی به نام آنژیوپلاستی وجود دارد؛ ولی این روش انتخابی در همه بیماران مقدور نمی‌باشد که در این موارد از همان جراحی پیوند عروق قلبی (بای‌پس) استفاده می‌شود [۱]. عمل جراحی بای‌پس قلب، شایع‌ترین نوع جراحی قلب است. در طول این عمل جراحی، پزشک جراح یک رگ را که معمولاً از پا یا دیواره قفسه سینه است، برداشته و از آن برای ایجاد مسیر دیگری برای رساندن خون از رگ مسدود شده به قلب استفاده می‌کند؛ در نتیجه از طریق ایجاد یک مسیر جدید در قلب، خون‌رسانی به بافت قلب به وضعیت قلبی خود باز می‌گردد.

در عمل بای‌پس قلب شریان‌هایی که معمولاً برای بای‌پس عروق کرونری مورد استفاده قرار می‌گیرند، بر اساس اولویت شامل شریان داخلی قفسه سینه چپ^۱، شریان داخلی قفسه سینه راست^۲، شریان رادیال و وریدی صافن است که در ساق پا وجود دارد که در این بین گرافت‌های شریانی کیفیت بالاتر، جریان بالاتر و عمر بالاتری نسبت به گرافت‌های وریدی دارند [۴].

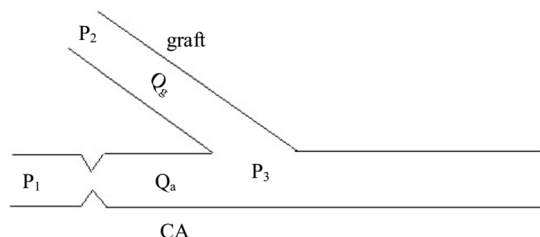
به طور کلی عوامل مختلفی همچون، سن، جنسیت، قطر رگ کرونری و طول گرفتگی می‌تواند در انتخاب مشخصات رگ پیوندی دخیل باشد که هر یک از این پارامترها به خودی خود تأثیر چشمگیری بر دبی خون رگ پیوندی دارد.

اگر چه محققان متعددی عوامل همودینامیکی زیادی را ذکر کردند که نقش مهمی در این بیماری ایفا می‌کنند، اما عامل اولیه ایجاد کننده این بیماری که باعث توسعه این آسیب شریانی می‌شود، هنوز به خوبی شناخته نشده است [۵]. صرف نظر از علت این بیماری، به روشنی می‌توان دریافت که توسعه این بیماری (تنگی عروق کرونری) در جریان خون مربوط به آن شریان اختلال ایجاد می‌کند و با توسعه هر چه بیشتر تنگی، عوامل هیدرودینامیکی نقش مهم‌تری را ایفا می‌کنند [۵].

در این مقاله سعی بر آن شده است که ابتدا معادلات حاکم بر جریان رگ پیوندی از طرق مختلف استخراج شود. سپس برای هر یک از این روابط نمودار تغییرات دبی خون رگ پیوندی بر حسب گرفتگی رسم شود و با مقایسه نتایج هر یک از آن‌ها با نتایج تئوری مشخص شود که کدام یک از این روابط به مقدار تجربی نزدیک‌تر بوده و مقادیر بهتری را در اختیار ما قرار می‌دهد؛ همچنین هدف از این مطالعه آن بوده است که یک ابزار کلینیکی طراحی گردد که به سادگی، با دقت مناسب و زمان کوتاه (بر خلاف شبیه‌سازی‌های سه بعدی) بتواند به جراح در انتخاب بای‌پس بهینه کمک کند.

۲- بیان دامنه فیزیکی

به منظور بررسی پارامترهای تأثیرگذار بر بای‌پس کرونر مسأله به صورت یک بعدی در نظر گرفته شده است. شکل ۱ شماتیک از این بای‌پس را نشان می‌دهد که در آن شاخه اصلی کرونر با نماد CA و رگ پیوند داده شده (بای‌پس) با نماد graft نشان داده شده است.



شکل ۱- شماتیک هندسه کرونر پیوند داده شده. CA نشان دهنده رگ اصلی کرونر است.

^۱ Left Internal Thoracic Artery

^۲ Right Internal Thoracic Artery

۳- معادلات حاکم

در مطالعه حاضر با استفاده از این مسأله که افت فشار بین نقطه ۱ تا ۳ در شکل ۱ برابر با افت فشار بین نقاط ۲ تا ۳ است، روابطی به دست آورده‌ایم که می‌تواند دبی خون یک رگ پیوند داده شده را به شاخه اصلی کرونر چپ را تخمین بزند. برای تخمین دبی خون عبوری از رگ پیوندی چندین حالت مختلف در نظر گرفته شده است؛ در حالت اول با استفاده از روابط جریان پایا دبی متوسط خون بعد از انجام عمل بای‌پس کرونر تعیین می‌شود. در حالت دوم با استفاده از روابط جریان غیر پایا و در حالت سوم با در نظر گرفتن اثر ناحیه در حال توسعه در قسمت گرفتگی، دبی جریان خون عبوری از رگ پیوندی به دست خواهد آمد. در نهایت در حالت چهارم با استفاده از پارامتر کسر اندوخته خونی^۱ (FFR) که از ارزیابی‌های بالینی و در طی آنژیوگرافی توسط پزشک گزارش می‌شود، دبی خون محاسبه و تخمین زده می‌شود. در بخش حاضر، معادلات حاکم بر این سه روش متفاوت معرفی و توضیح داده می‌شود.

۳-۱- معادلات حاکم بر افت فشار رگ در جریان پایای خون

مهمترین و پر چالش‌ترین مسأله در بررسی یک بعدی خون در یک رگ دارای گرفتگی، تعیین افت فشار ناشی از گرفتگی است. افت فشار در قسمت گرفتگی رگ در حالت پایا از رابطه ۱ حاصل می‌شود [۵]:

$$\frac{\Delta P}{\rho U_0^2} = \frac{k_v}{Re_0} + \frac{k_t}{2} \left[\frac{A_0}{A_1} - 1 \right]^2 \quad (1)$$

عبارت اول در سمت راست رابطه نشان‌دهنده افت فشار ناشی از اثرات لزجت و عبارت دوم افت فشار به دلیل افزایش ناگهانی سطح مقطع بعد از گرفتگی است. در این رابطه ΔP_s ، افت فشار جریان در طی گرفتگی، ρ چگالی خون و U_0 سرعت متوسط جریان خون در قسمت بدون گرفتگی است. A_0 مساحت در قسمت بدون گرفتگی رگ و A_1 مساحت قسمت تنگ شده است.

k_v وابسته به طول (l_s) و قطر گرفتگی و همچنین قطر قسمت بدون گرفتگی است و از رابطه ۲ محاسبه می‌شود [۶]:

$$k_v = 32 \frac{l_a}{D_0} \left(\frac{A_0}{A_1} \right)^2 \quad (2)$$

نشان داده شده است [۶] که ضریب k_t وابستگی چندانی به هندسه گرفتگی ندارد و مقدار آن به طور متوسط ۱/۵ است. علاوه بر گرفتگی در قسمت بدون گرفتگی رگ نیز، افت فشاری وجود دارد که با استفاده از رابطه پوآزی می‌توان مقدار آن را محاسبه کرد؛ بنابراین افت فشار یک رگ در حالت پایا را می‌توان از رابطه ۳ محاسبه کرد:

$$\Delta P = \frac{128 \mu l Q}{\pi D_0^4} + \frac{4 k_v \mu}{\pi D_0^3} + \frac{8 k_t}{\pi^2 D_0^4} \left(\frac{A_0}{A_1} - 1 \right)^2 \rho Q^2 \quad (3)$$

که در آن Q دبی متوسط جریان خون عبوری از رگ و l طول قسمت بدون گرفتگی است. رابطه ۳ افت فشار در طی رگ دارای گرفتگی را نشان می‌دهد. در صورتی که رگ فاقد گرفتگی باشد، دو عبارت اول این رابطه صفر خواهد بود. با توجه به اینکه افت فشار رگ اصلی برابر با افت فشار رگ پیوندی است، با دو بار استفاده از رابطه ۳ برای رگ کرونر اصلی و رگ پیوندی دبی خون عبوری از رگ پیوندی به صورت رابطه ۴ حاصل می‌شود:

$$Q_g = \frac{\pi Q_a D_g^4}{128 \mu l_g} \times \left[\frac{128 \mu l_a}{\pi D_a^4} + \frac{8 k_{t,g}}{\pi^2 D_a^4} \left(\frac{A_0}{A_1} - 1 \right)^2 \rho Q_a + \frac{4 k_{v,g} \mu}{\pi D_a^3} \right] \quad (4)$$

که در آن زیرنویس a و g به ترتیب نشان‌دهنده مشخصات شاخه اصلی کرونر و رگ پیوندی است. این رابطه به صراحت تغییرات دبی رسانده شده به بافت قلب پس از انجام عمل بای‌پس کرونر را پیش‌بینی می‌کند و وابستگی آن را به پارامترهای دخیل در این عمل نشان می‌دهد.

۳-۲- معادلات حاکم بر افت فشار رگ در جریان غیر پایای خون

در جریان غیر پایا علاوه بر اثرات لزجت و تغییر سطح مقطع ناگهانی، افت فشاری ناشی از تغییر سرعت سیال نیز باید

^۱ Fractional Flow Reserve

۳-۳- معادلات حاکم بر افت فشار رگ با در نظر گرفتن ناحیه در حال توسعه

در عمل طول ناحیه گرفتگی بسیار کوتاه‌تر از طول لازم برای رسیدن به حالت کاملاً توسعه یافته است. هو و همکاران [۸]، رابطه ۷ را برای افت فشار رگ دارای گرفتگی با احتساب ناحیه در حال توسعه در قسمت گرفتگی پیشنهاد داده‌اند:

$$\Delta P = \frac{\rho Q^2}{2} \left(\frac{1}{A_{outlet}^2} - \frac{1}{A_{inlet}^2} \right) + \frac{8 \pi \mu Q l}{A^2} + \Delta P_s \quad (۷)$$

که در آن عبارت اول در سمت راست تساوی، تغییرات فشار ناشی از کاهش سطح مقطع رگ در امتداد طول، عبارت دوم، اثرات لزجت و عبارت سوم، افت فشار در طی گرفتگی است. A_{outlet} و A_{inlet} به ترتیب مساحت سطح مقطع رگ در ابتدا و انتهای آن و A سطح مقطع متوسط رگ است. افت فشار ناشی از گرفتگی با احتساب اثرات ناحیه در حال توسعه از رابطه ۸ داده می‌شود [۸]:

$$\Delta P_s = \frac{\rho Q^2}{2} \left\{ \left(\frac{1}{A_s} - \frac{1}{A_d} \right)^2 + (1 - \alpha)^2 \cdot \left[2 \left(\frac{1}{A_s} - \frac{1}{A_d} \right) \left(\frac{1}{A_s} - \frac{1}{3 A_d} \right) - \left(\frac{1}{A_s} - \frac{1}{A_d} \right)^2 \right] \right\} + \frac{\rho Q^2 96}{2 A_s^2 5} \int_{\alpha}^1 \frac{(1 + 4\xi + 9\xi^2 + 4\xi^3)}{\xi(3 + 2\xi)(3 + 2\xi + \xi^2)} d\xi \quad (۸)$$

که در آن A_s و A_d به ترتیب مساحت سطح مقطع گرفتگی و قسمت بعد از گرفتگی هستند. در روابط ۷ و ۸، α میزان توسعه یافتگی را مشخص می‌کند و مقدار آن از رابطه ۹ به دست می‌آید [۸]:

$$\int_{\alpha}^1 \frac{(1 - \xi)(6 + \xi)(1 + 4\xi + 9\xi^2 + 4\xi^3)}{5\xi(3 + 2\xi)(3 + 2\xi + \xi^2)} d\xi = \frac{\pi \mu l_s}{\rho Q} \quad (۹)$$

برای رگ کرونر اصلی افت فشار از ترکیب روابط ۷ و ۸ به دست می‌آید و برای رگ پیوندی که فاقد گرفتگی است، افت فشار از رابطه ۷ به تنهایی و با احتساب $\Delta P_s = 0$ به دست می‌آید. از تساوی این دو فشار به یک رابطه جبری برای دبی عبوری از رگ پیوندی می‌رسیم:

لحاظ شود؛ بنابراین افت فشار در این حالت یک عبارت اضافه بر رابطه ۳ خواهد داشت [۷]:

$$\Delta P_a = \frac{128 \mu l_a Q_a}{\pi D_a^4} + \frac{4 k_v \mu}{\pi D_a^3} Q_a + \frac{8 k_t}{\pi^2 D_a^4} \left(\frac{A_0}{A_1} - 1 \right)^2 \rho Q_a^2 + 4 k_u l_a \rho \frac{1}{\pi D_a^2} \frac{dQ_a}{dt} \quad (۵)$$

مقدار ضریب k_u موجود در رابطه به صورت تجربی به دست می‌آید و مقدار تقریبی آن برابر ۱/۲ است [۷]. عبارت چهارم در این رابطه، افت فشار ناشی از اختلاف فشار لازم برای شتاب دادن به جریان خون است که در آن مجدداً با دو بار استفاده از رابطه ۵ برای رگ کرونر اصلی و رگ پیوندی و تساوی آن‌ها می‌توان به یک معادله دیفرانسیل برای دبی جریان خون عبوری از رگ پیوندی دست یافت که با حل آن دبی رگ پیوندی به صورت رابطه (۶) حاصل می‌شود:

$$Q_g(t) = e^{\left(\frac{-32 \mu t}{k_u \rho D_g^2} \right)} \cdot \left[\int_0^t e^{\left(\frac{-32 \mu t}{k_u \rho D_g^2} \right)} g(t) dt + Q_g(0) \right] \quad (۶-الف)$$

$$g(t) = \frac{\pi D_g^2}{4 k_u \rho l_g} \times \left[\frac{128 \mu l_a Q_a(t)}{\pi D_a^4} + \frac{8 k_t}{\pi^2 D_a^4} \left(\frac{A_0}{A_1} - 1 \right)^2 \rho Q_a(t)^2 + 4 k_u \rho l_a \frac{1}{\pi D_a^2} \frac{dQ_a}{dt} + \frac{4 k_v \mu}{\pi D_a^3} Q_a(t) \right] \quad (۶-ب)$$

در رابطه ۶ با داشتن تغییرات زمانی دبی خون در رگ اصلی (Q_a)، دبی عبوری از رگ پیوندی قابل محاسبه است. شایان ذکر است که در این رابطه $Q_g(0)$ دبی رگ پیوندی در ابتدای سیکل قلبی است و در ابتدای حل مجهول است. به ازای یک گرفتگی مشخص، از برابر قرار دادن دبی رگ پیوندی در انتهای یک سیکل قلبی با $Q_g(0)$ در ابتدای سیکل بعدی می‌توان به صورت تکرار در نهایت مقدار آن را تعیین کرد.

این رابطه می‌تواند یک معیار اولیه سریع و ساده برای جراح باشد که با استفاده از آن پس از آنژیوگرافی و اندازه‌گیری FFR دبی رگ‌های پیوندی مختلف را تقریب زده و بر اساس آن رگ پیوندی مناسب را انتخاب کند.

۴- نتایج و بحث

از روابط صریح به دست آمده در بخش ۳ می‌توان برای بررسی تغییرات دبی خون رگ پیوندی با پارامترهای مؤثر بر فیزیک جریان استفاده کرد. در مطالعه دبی خون رگ پیوندی یکی از شاخه‌های کرونر چپ در نظر گرفته می‌شود که دارای گرفتگی از ۱۰ تا نزدیکی ۱۰۰ درصد است. گرفتگی در رگ‌ها معمولاً یا به صورت نسبت قطر محل گرفتگی به قطر قسمت بدون گرفتگی و یا به صورت نسبت مساحت‌ها (A_0/A_1) تعریف می‌شود. نسبت مساحت‌ها اصطلاحاً با عنوان گرفتگی سطحی^۲ شناخته می‌شود و با نماد AS نشان داده می‌شود. در ارائه نتایج منظور از درصد گرفتگی رگ، گرفتگی سطحی است. اطلاعات فیزیولوژیک مربوط به شاخه‌های مختلف رگ کرونر و خون در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱- محدوده تغییرات پارامترهای مختلف

پارامتر	واحد	محدوده‌ی تغییرات	مرجع
قطر رگ پیوندی D_g	mm	۱۲ - ۱	[۱۱]
قطر رگ کرونر اصلی D_a	mm	۰/۵ - ۴/۰	[۱۲]
طول رگ پیوندی L_g	mm	۲۵ - ۳	[۱۳]
طول رگ اصلی L_a	mm	۱۴۷/۴ - ۱۱۷/۷	[۱۳]
چگالی خون ρ	kg/m ³	۱۰۵۰	[۱۴]
لزجت خون μ	Pa·s	۰/۰۰۴ - ۰/۰۰۳	[۱۵]

۴-۱- دبی خون رگ پیوندی در جریان پایای خون

شکل ۲ دبی خون رگ پیوندی را با استفاده از رابطه ۴ به ازاء درصدهای مختلف گرفتگی محاسبه و ترسیم کرده است.

$$\frac{\rho Q_a^2}{2} \left(\frac{1}{A_{outlet}^2} - \frac{1}{A_{inlet}^2} \right) + \frac{8 \pi \mu Q_a l_a}{A^2} + \Delta P_s - \frac{\rho Q_g^2}{2} \left(\frac{1}{A_{outlet}^2} - \frac{1}{A_{inlet}^2} \right) - \frac{8 \pi \mu Q_g l_g}{A^2} = 0 \quad (10)$$

با استفاده از این رابطه می‌توان دبی رگ پیوندی را بعد از عمل جراحی بای‌پس قلبی تخمین زد.

۳-۴- معادلات حاکم بر افت فشار رگ با استفاده از پارامتر FFR

FFR یا همان کسر اندوخته‌ی خونی، که به عنوان نسبت ماکزیمم جریان در حضور گرفتگی به ماکزیمم جریان در حالت طبیعی تعریف می‌شود، یک شاخص و ملاک برای شدت گرفتگی است که به وسیله محاسبه همزمان مقدار متوسط فشار آئورت، انتهای کرونر و ورید مرکزی (P_{ar}, P_d, P_v) در طی آنژیوگرافی کرونری به دست می‌آید [۹]:

$$FFR = \frac{P_d - P_v}{P_{ar} - P_v} \quad (11)$$

فشار ورید (P_v) نسبت به دیگر فشارها ناچیز است و اغلب رابطه (۱۱) به صورت رابطه (۱۲) ساده می‌شود:

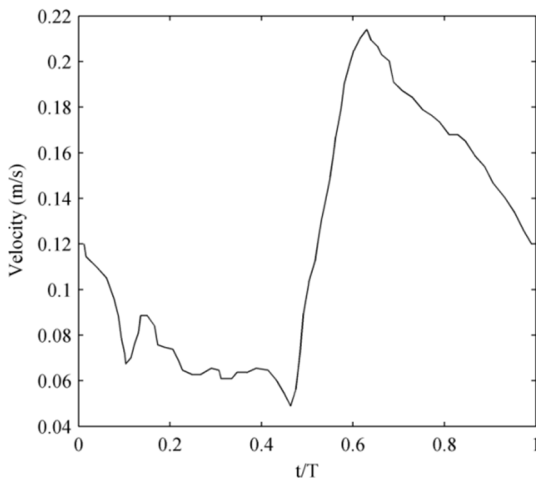
$$FFR = \frac{P_d}{P_{ar}} = \frac{P_{ar} - \Delta P}{P_{ar}} \quad (12)$$

FFR در زمان دیاستول اندازه‌گیری می‌شود و در این حالت به آن FFR دیاستولی (d-FFR) گفته می‌شود. هر چند نتایج تحقیقات نشان می‌دهد که FFR و d-FFR تفاوت قابل توجهی با یکدیگر ندارند [۱۰]. از آن جایی که بخش اعظم جریان خون کرونری در طی مرحله دیاستول عبور می‌کند، با داشتن FFR می‌توان افت فشار شاخه کرونر اصلی دارای گرفتگی را تخمین زد و با برابری با افت فشار رگ پیوندی، دبی عبوری از رگ پیوندی را به صورت رابطه ۱۳ محاسبه کرد:

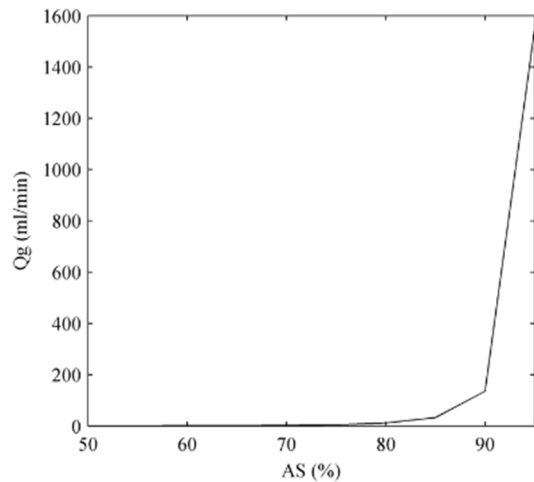
$$Q_g = \frac{P_{ar} \pi D_g^4}{128 \mu l_g} (1 - FFR) \quad (13)$$

² Area Stenosis

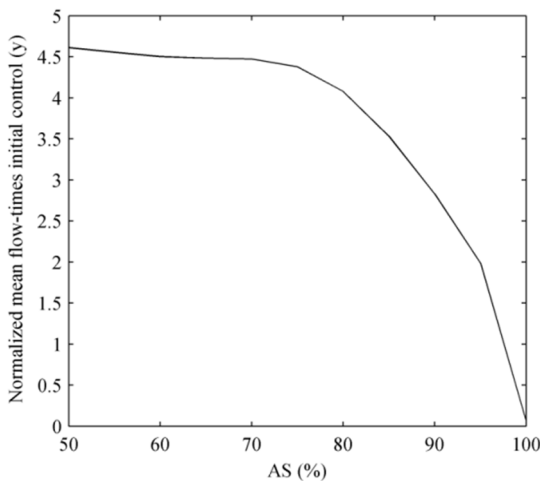
¹ Diastolic Fractional Flow Reserve



شکل ۳- تغییرات سرعت با زمان در ناحیه‌ی ورودی به رگ اصلی [۱۷]



شکل ۲- نمودار مقدار جریان بای پس محاسبه شده توسط رابطه ۴ بر حسب درصد گرفتگی به ازای یک Q_a متوسط در هر درصد گرفتگی



شکل ۴- جریان در شریان سیرکومفلکس چپ بر حسب گرفتگی در حالت استراحت [۱۸]

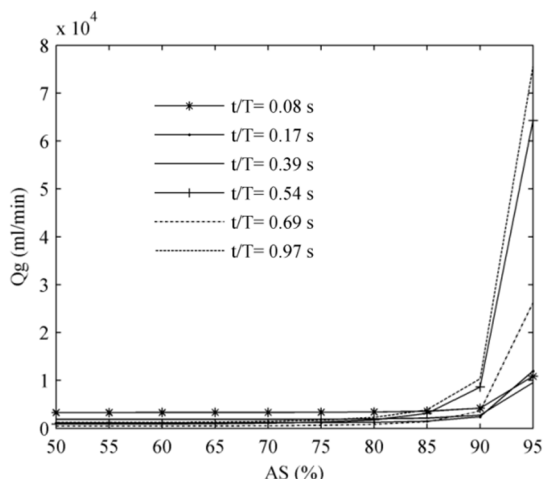
همان طور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود، به نظر می‌رسد که رابطه ۶ برای زمان‌های متفاوت نیز چندان درست نیست، چرا که همان طور که در شکل ۵ دیده می‌شود، رابطه ۶ مقادیر درستی برای درصدهای پایین نمی‌دهد و تقریباً تا درصدهای حدود ۸۰ درصد مقادیر تقریباً ثابتی را نشان می‌دهد. به علاوه این که در درصدهای بالاتر به یک مقدار تقریباً بی نهایت میل می‌کند. پس همان طور که گفته شد، بایستی به دنبال رابطه‌ای دقیق تر برای یافتن Q_g باشیم.

برای محاسبات احتیاج به مقدار Q_a است که به ازای گرفتگی‌های مختلف از نمودار شکل ۴ استفاده می‌شود. مقدار دبی در درصدهای بیش از ۹۵ درصد به سمت مقدارهای زیاد رفته است و این مقدار در حدود ده‌ها برابر بیش از مقادیر گزارش شده از نتایج تجربی واقعی [۴ و ۱۶] است. به این دلیل که عمل بای پس رگ کرونر بیشتر در همین محدوده‌ها انجام می‌شود، پس رابطه ۴ نمی‌تواند تقریب خوبی برای پیش‌بینی دبی رگ پیوندی ارائه دهد.

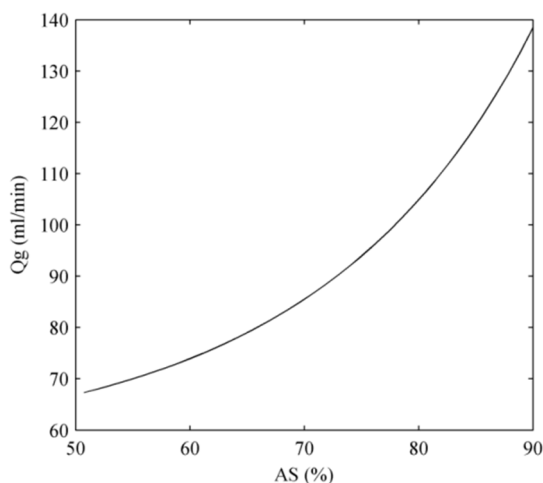
۴-۲- دبی خون رگ پیوندی در جریان غیر پایای خون در رابطه ۶ مقدار $Q_g(0)$ در گرفتگی‌های مختلف محاسبه شده است؛ همچنین در رابطه ۶، چون تابعی از زمان و درصد گرفتگی است، پس بایستی ابتدا تابعیت آن بر حسب زمان مشخص شود. با داشتن مساحت رگ کرونری و با استفاده از شکل ۳، می‌توان Q_a را بر حسب زمان به دست آورد.

برای به دست آوردن مقادیر Q_a به ازای گرفتگی‌های مختلف از نمودار شکل ۴ استفاده می‌شود که جریان در شریان سیرکومفلکس چپ بر حسب گرفتگی، در حالت استراحت را نشان می‌دهد.

شکل ۵ دبی خون رگ پیوندی را با استفاده از رابطه ۶ به ازاء درصدهای مختلف گرفتگی محاسبه و ترسیم کرده است.



شکل ۵- مقدار جریان بای پس بر حسب درصد گرفتگی در زمان‌های مختلف محاسبه شده توسط رابطه ۶



شکل ۶- مقدار جریان بای پس محاسبه شده توسط رابطه ۱۰ بر حسب درصد گرفتگی به ازای یک Q_a ثابت با زمان

۴-۴-۳- تأثیر طول رگ اصلی بر مقدار جریان بای پس

نمودار شکل ۱۰ مقدار جریان بای پس بر حسب درصد گرفتگی به ازای طول رگ‌های متفاوت را نشان می‌دهد. با افزایش طول رگ اصلی جریان در رگ پیوندی کاهش می‌یابد که این افزایش به این دلیل است که با افزایش طول رگ اصلی با فرض ثابت ماندن جریان در رگ اصلی با توجه به معادله افت فشار جریان پوآزی، افت فشار افزایش می‌یابد که این افت فشار با فرض مساوی بودن P_1 با P_2 باعث کاهش جریان در طول رگ پیوندی می‌شود. لازم به ذکر است که

۴-۳- دبی خون رگ پیوندی با در نظر گرفتن ناحیه در

حال توسعه

برای به دست آوردن دبی خون رگ پیوندی با استفاده از رابطه ۱۰ در ابتدا فرض می‌شود که Q_a تابع زمانی نباشد و با جایگذاری مقادیر Q_a به ازای درصد گرفتگی‌های مختلف در رابطه ۱۰، نمودار دبی خون رگ پیوندی بر حسب درصد گرفتگی رسم شده است (شکل ۷).

با توجه به نمودار شکل ۶ به نظر می‌رسد که رابطه ۱۰ به نسبت سایر روابط مقادیر و روند بهتر و معقول‌تری را برای جریان بای پس ارائه می‌دهد؛ چرا که اولاً برخلاف سایر روابط مقادیر آن در درصدهای گرفتگی کمتر یک مقدار ثابت و نزدیک به صفر نیست و یک روند صعودی دارد، ثانیاً در درصدهای گرفتگی بالاتر به سمت بی نهایت (اعداد بزرگ) میل نمی‌کند. در ادامه حالتی بررسی شده است که Q_a تابع زمانی باشد و در زمان‌های متفاوت مقادیر آن ثابت نباشد. با جایگذاری مقادیر Q_a بر حسب دو پارامتر درصد گرفتگی و زمان در رابطه ۱۰ نمودار دبی خون رگ پیوندی بر حسب درصد گرفتگی مطابق شکل ۷ حاصل می‌شود.

۴-۴- بررسی تأثیر پارامترهای مختلف بر دبی خون

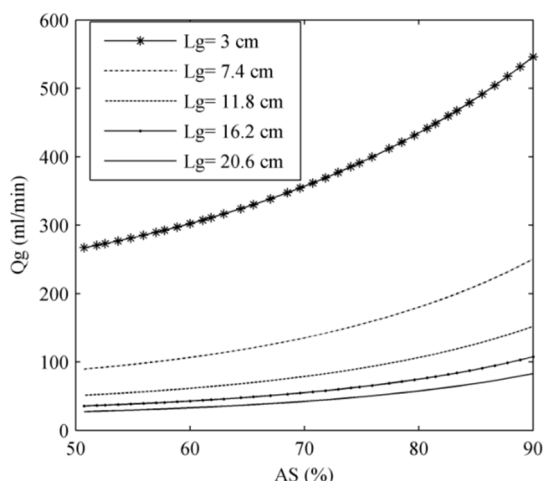
رگ پیوندی

۴-۴-۱- تأثیر قطر رگ پیوندی بر مقدار جریان بای پس

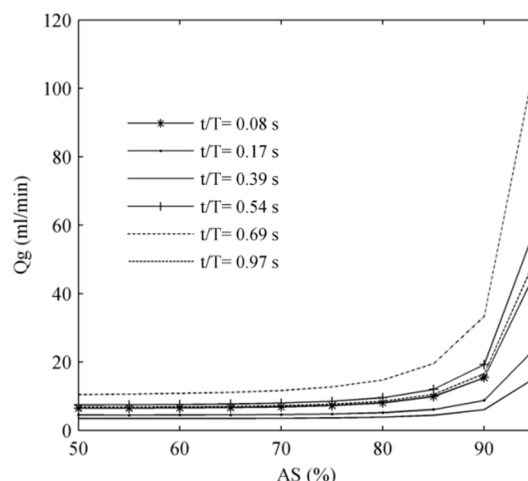
همان طور که در نمودار شکل ۸ دیده می‌شود، با افزایش قطر رگ پیوندی مقدار جریان بای پس رگ پیوندی افزایش می‌یابد که با استفاده از معادله پیوستگی به راحتی قابل توجیه است. توجه شود که در این جا محدوده تغییرات قطر رگ پیوندی از ۱ تا ۹/۸ میلی‌متر است.

۴-۴-۲- تأثیر طول رگ پیوندی بر مقدار جریان بای پس

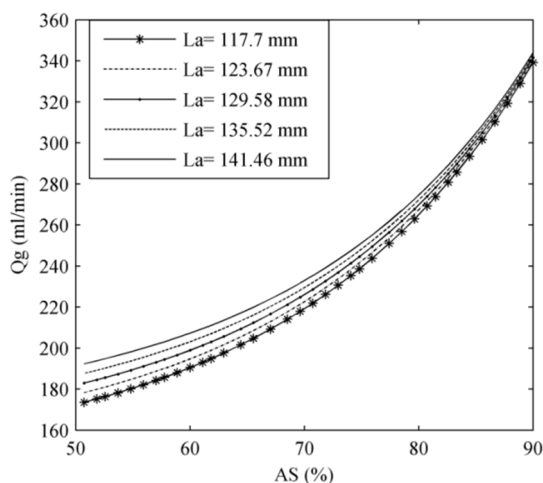
همان طور که در قسمت‌های قبل نیز ذکر شد، طول رگ پیوندی از ۳ تا ۲۰/۶ میلی‌متر متغیر در نظر گرفته شده است [۱۲]. همان گونه که از بررسی نمودار شکل ۹ بر می‌آید، با افزایش طول رگ پیوندی (L_g) جریان در آن رگ کاهش می‌یابد؛ چرا که با توجه به رابطه $\Delta p = \frac{8\mu l Q}{\pi r^4}$ با افزایش طول رگ با فرض افت فشار ثابت بایستی جریان کاهش یابد.



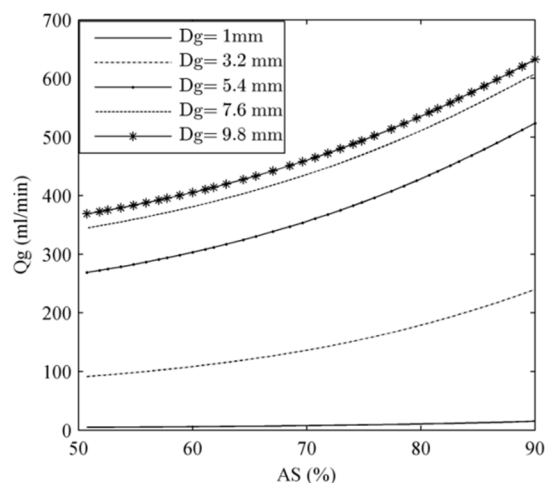
شکل ۹- مقدار جریان بای پس بر حسب درصد گرفتگی به ازای مقدار طول رگ پیوندی متفاوت



شکل ۷- نمودار مقدار جریان بای پس بر حسب درصد گرفتگی در زمان‌های مختلف با استفاده از رابطه ۱۰



شکل ۱۰- مقدار جریان بای پس بر حسب درصد گرفتگی به ازای مقدار طول رگ اصلی متفاوت



شکل ۸- نمودار مقدار جریان بای پس بر حسب درصد گرفتگی به ازای مقدار قطرهای متفاوت رگ پیوندی

لزجت با فرض ثابت ماندن افت فشار در رگ پیوندی Q_g بایستی کاهش یابد. با توجه به نمودار به این نکته توجه می‌شود که تأثیر لزجت بر جریان بای پس در درصدهای بالا بیشتر است. توجه شود که محدوده تغییرات لزجت خون 0.03 تا 0.38 Pa.s است.

۴-۴-۵- تأثیر طول گرفتگی بر مقدار جریان بای پس

نمودار شکل ۱۲ مقدار جریان بای پس بر حسب درصد گرفتگی به ازای طول گرفتگی‌های متفاوت را نشان می‌دهد.

محدوده تغییرات طول رگ کرونری از $117/7$ تا $141/46$ میلی‌متر است. همان طور که از نمودار شکل ۱۰ مشاهده می‌شود، در درصدهای گرفتگی بالا اثر طول رگ روی جریان بای پس ناچیز می‌شود و تقریباً وابستگی جریان بای پس به طول رگ اصلی از بین می‌رود.

۴-۴-۴- تأثیر لزجت بر مقدار جریان بای پس

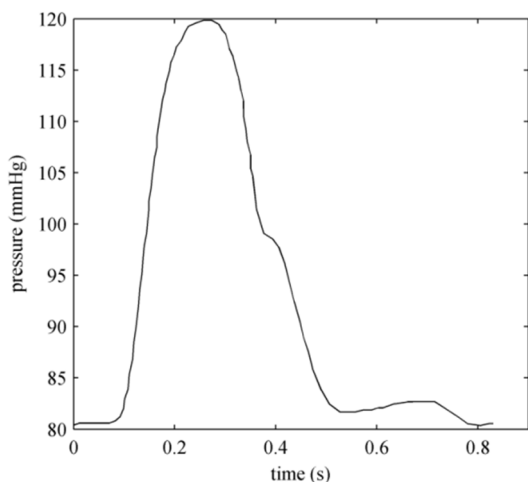
با توجه به نمودار شکل ۱۱ مشاهده می‌شود که با افزایش لزجت جریان بای پس کاهش می‌یابد؛ چرا که با افزایش

۴-۵- دبی خون رگ پیوندی با در نظر گرفتن فاکتور

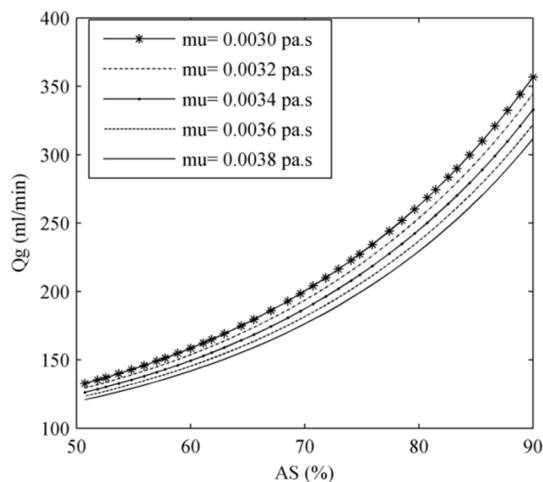
FFR

برای به دست آوردن دبی خون رگ پیوندی با استفاده از رابطه‌ی ۱۳ بایستی فشار آنورت (P_{Ar}) معلوم باشد. در شکل ۱۳ نموداری ترسیم شده است که شکل نوسانی و متوسط زمانی فشارهای مختلف را در حالت مرجع و ماکزیمم گشادی رگ که بین دو فشار سیستولی و دیاستولی تغییر می‌کند، نشان می‌دهد. جریان خون کرونری در طی فاز دیاستولی چرخه قلبی اتفاق می‌افتد و در نتیجه این جریان وابسته به فشار دیاستولی است. با توجه به این که فرض می‌شود که FFR هنگام دیاستول اندازه‌گیری شده است، می‌توان محدوده P_{Ar} را ۶۰-۹۰ mmHg در نظر گرفت. به این ترتیب نمودار افت فشار بر حسب FFR به صورت شکل ۱۴ خواهد شد. در نمودار شکل ۱۴ مشاهده می‌شود که با افزایش FFR، افت فشارگرفتگی کاهش می‌یابد تا این که در ۱ به صفر می‌رسد؛ چون با افزایش FFR شدت یا همان درصد گرفتگی کاهش می‌یابد که این باعث کاهش افت فشار می‌شود.

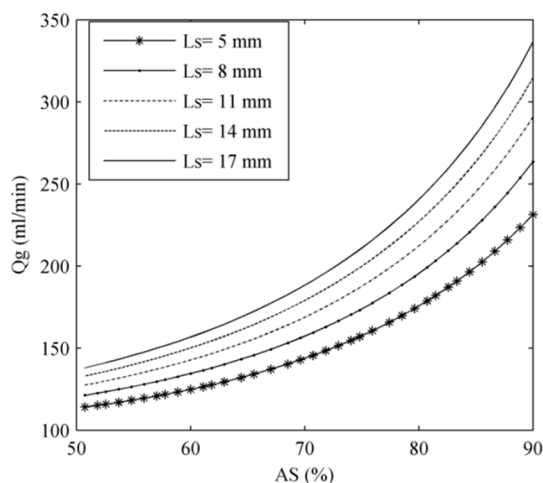
نمودار دبی خون رگ پیوندی بر حسب FFR که با استفاده از رابطه ۱۳ ترسیم شده است، در شکل ۱۵ هم نشان داده شده است. در این شکل با افزایش FFR مقدار جریان بای پس کاهش یافته که این کاهش به این دلیل است که با افزایش FFR شدت گرفتگی کاهش می‌یابد و جریان گذرا از



شکل ۱۳- فرم موجی و مقدار متوسط زمانی فشار دینامیکی آنورت در حالت ماکزیمم گشادی رگ [۱۹]

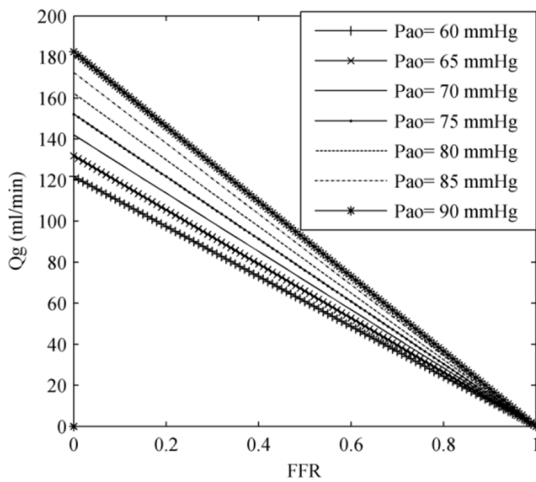


شکل ۱۱- مقدار جریان بای پس بر حسب درصد گرفتگی به ازای مقدار لزجت‌های متفاوت خون

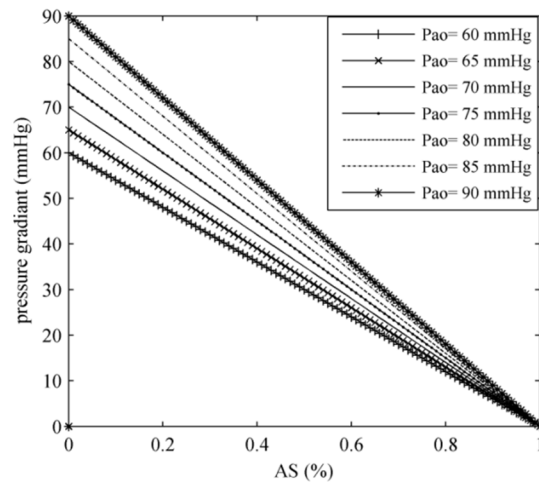


شکل ۱۲- مقدار جریان بای پس بر حسب درصد گرفتگی به ازای مقدار طول گرفتگی متفاوت

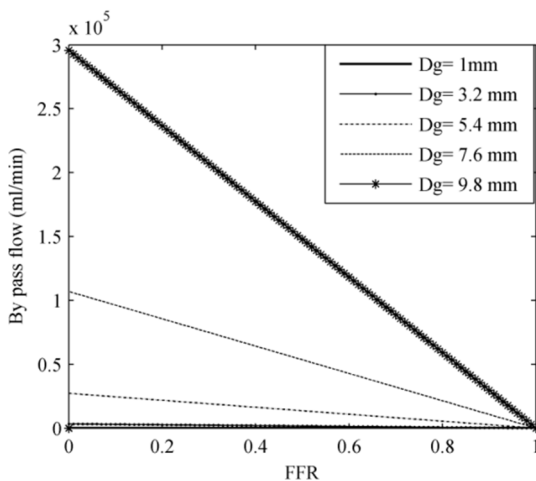
همان طور که مشاهده می‌شود، با افزایش طول گرفتگی جریان در رگ پیوندی افزایش می‌یابد که این نتیجه منطقی به نظر می‌رسد، چرا که با افزایش طول گرفتگی افت فشار در ناحیه گرفتگی افزایش می‌یابد که این باعث افزایش افت فشار کلی در رگ اصلی و سپس کاهش دبی شده و در نتیجه جریان بای پس بایستی افزایش یابد و به نظر می‌رسد که تاثیر طول گرفتگی در درصدهای پایین تر کمتر است. در این جا تغییرات طول گرفتگی ۰/۵ تا ۱/۷ سانتی‌متر [۱۹] است.



شکل ۱۵- جریان بای پس بر حسب FFR به ازای P_{ar} های متفاوت



شکل ۱۴- افت فشار بر حسب FFR به ازای P_{ar} های متفاوت



شکل ۱۶- جریان بای پس بر حسب FFR به ازای قطرهای مختلف رگ پیوندی

بسیار زیاد خواهد بود که این مقدار برای جریان عبوری از رگ پیوندی منطقی نمی باشد.

۴-۵-۲- تأثیر طول رگ اصلی بر مقدار جریان خون رگ پیوندی

در مورد تغییرات طول رگ پیوندی و تأثیرات آن بر جریان بای پس، با استفاده از شکل ۱۷ مشاهده می شود که با افزایش طول رگ، جریان کاهش یافته که این کاهش جریان قابل ملاحظه است. پس نتیجه می شود که با ایجاد تغییر کم در

گرفتگی افزایش یافته و در نتیجه جریان مورد نیاز Q_g برای جبران کمتر می شود. توجه شود که نیاز به عمل بای پس قلب و یا آنژیوپلاستی معمولاً در FFR های پایین تر از ۰/۸ اتفاق می افتد [۲۰]. پس تنها مقدار جریان هایی که در FFR های کمتر از ۰/۸ رخ می دهد، از لحاظ کلینیکی مهم است.

نمودار دبی خون رگ پیوندی بر حسب FFR که با استفاده از رابطه ۱۳ ترسیم شده است، در شکل ۱۵ هم نشان داده شده است. در این شکل با افزایش FFR مقدار جریان بای پس کاهش یافته که این کاهش به این دلیل است که با افزایش شدت گرفتگی کاهش می یابد و جریان گذرا از گرفتگی افزایش یافته و در نتیجه جریان مورد نیاز Q_g برای جبران کمتر می شود. توجه شود که نیاز به عمل بای پس قلب و یا آنژیوپلاستی معمولاً در FFR های پایین تر از ۰/۸ اتفاق می افتد [۲۰]. پس تنها مقدار جریان هایی که در FFR های کمتر از ۰/۸ رخ می دهد، از لحاظ کلینیکی مهم است.

۴-۵-۱- تأثیر قطر رگ پیوندی بر مقدار جریان خون رگ پیوندی

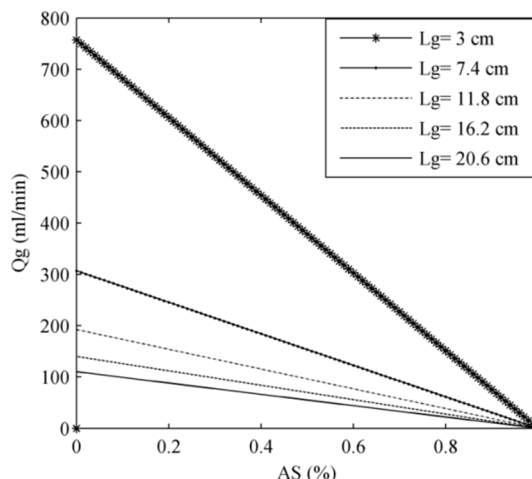
در نمودار شکل ۱۶ مشاهده می شود که با افزایش قطر رگ پیوندی جریان در رگ پیوندی افزایش می یابد. نکته قابل توجه این است که با تغییر قطر در محدوده ۱ تا ۹/۸ میلی متر جریان در رگ پیوندی در محدوده وسیعی از مقادیر تغییر خواهد کرد و به ازای مقادیر بالای قطر، مقدار آن

شده است، در حدود ۵۰-۱۰ ml/min [۲۱] گزارش شده است که با شکل ۱۵ بیشتر مطابقت دارد. برای مقایسه بهتر، مدل‌های مختلف بررسی شده در این پژوهش به همراه فرضیات و نتایج اصلی آن‌ها در جدول ۲ نشان داده شده است.

همچنین در این پژوهش تأثیر تغییر هر یک از پارامترهای مؤثر در جریان پیوندی از جمله قطر رگ پیوندی، قطر رگ کرونری، طول رگ پیوندی و طول گرفتگی، مورد بررسی قرار گرفت و این نتیجه حاصل شد که این پارامترها تأثیر چشمگیری روی مقدار جریان بای‌پس دارد.

همان‌گونه که قبلاً نیز توضیح داده شد، در عمل بای‌پس قلب شریان‌هایی که معمولاً برای بای‌پس عروق کرونری مورد استفاده قرار می‌گیرند، بر اساس اولویت شامل شریان داخلی قفسه سینه چپ^۱، شریان داخلی قفسه سینه راست^۲، شریان رادیال و وریدی صافن است که در ساق پا وجود دارد. گرافت‌های وریدی به علت طول، محدودیتی برای تعداد گرافت‌ها ایجاد نمی‌کنند، در صورتی که گرافت شریانی صرفاً برای شریان خاص مثل LAD کاربرد دارد [۴].

با این توصیف می‌توان نتیجه گرفت که با توجه به شدت تأثیر پارامترهای مربوط به رگ پیوندی از جمله قطر و طول آن روی جریان بای‌پس، انتخاب یک گرافت شریانی مناسب یکی از مهم‌ترین عوامل تأثیر گذار بر این جریان خواهد بود. نیشیدا و همکارانش [۱۶]، با بررسی جریان در رگ پیوندی در ۴۸ بیمار که در آن‌ها از شریان داخلی قفسه سینه راست برای پیوند استفاده شده بود، به این نتیجه رسیدند که جریان پیوندی در این عمل در محدوده ۴۲/۳-۲۱/۱ ml/min قرار دارد و این جریان تقریباً مشابه جریان در پیوند شریان داخلی قفسه سینه چپ به رگ اصلی است که مقدار آن در محدوده ۱۹/۶ تا ۴۲/۱ میلی‌لیتر بر دقیقه قرار دارد. از آن جایی که قطر متوسط شریان داخلی قفسه سینه در مردان ۲.۱۹±۰.۴۶ mm (راست) یا ۲.۱۳±۰.۳۲ mm (چپ) است [۱۵]، با توجه به شکل ۱۵ به نظر می‌رسد که در این محدوده رابطه ۱۳ مقادیر دقیق‌تری را ارائه می‌دهد.



شکل ۱۷- جریان بای‌پس بر حسب *FFR* به ازای طول‌های متفاوت رگ پیوندی

پارامترهای L_g و D_g مقدار جریان به دست آمده از رابطه ۱۳ به مقدار زیادی تغییر خواهد کرد.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله سعی شد که با استفاده از روابط مختلف، جریان درون شریان کرونری که دچار گرفتگی شده و جریان عبوری مورد نیاز از رگ پیوند داده شده در عمل بای‌پس به ازای گرفتگی‌های متفاوت عروق کرونری، مورد بررسی قرار گیرد، تا بهترین و دقیق‌ترین رابطه را برای بررسی جریان بای‌پس، خصوصاً در درصد‌های بالاتر گرفتگی به دست آوریم که عمل بای‌پس معمولاً در این شرایط انجام می‌شود. این مقدار جریان در رگ پیوندی باید به گونه‌ای باشد که بتواند کاهش جریان در رگ کرونری ناشی از گرفتگی و تنگ شدن آن را جبران کند. در این مطالعه، هدف یافتن روابطی بود که در درصد‌های بالاتر مقادیر نزدیک‌تری به داده‌های کلینیکی را تخمین زند. از روابط بررسی شده در این مطالعه، رابطه‌های ۱۰ و ۱۳ مقادیر صحیح‌تری، نسبت به سایر روابط، از جریان بای‌پس ارائه می‌دهد.

در بین این دو رابطه نیز، به طور کلی چنان‌چه از دو نمودار شکل ۶ و شکل ۱۵ بر می‌آید، به نظر می‌رسد که مقادیر به دست آمده از رابطه ۱۳ صحیح‌تر است؛ چرا که مقادیری که برای جریان بای‌پس در نتایج تجربی، بدون در نظر گرفتن تغییرات مربوط به پارامترهای تأثیر گذار، گزارش

¹ Left Internal Thoracic Artery

² Right Internal Thoracic Artery

جدول ۲- خلاصه مدل‌های بررسی شده، فرضیات و نتیجه آن‌ها

نتایج	فرضیات
نتایج در درصد گرفتگی‌های بالا با واقعیت تطابق ندارد.	مدل ۱ جریان پایا، سیال نیوتونی، جریان کاملاً توسعه یافته گرفتگی یکنواخت، دبی شاخه اصلی به صورت تابعی از درصد گرفتگی معلوم است.
نتایج در درصد گرفتگی‌های بالا با واقعیت تطابق ندارد.	مدل ۲ جریان غیر پایا، سیال نیوتونی، جریان کاملاً توسعه یافته گرفتگی یکنواخت، دبی شاخه اصلی به صورت تابعی از درصد گرفتگی معلوم است.
رفتار بیولوژیک رگ پیوندی را به خوبی نشان می‌دهد.	مدل ۳ جریان پایا، سیال نیوتونی، ناحیه در حال توسعه در نظر گرفته شده است، دبی شاخه اصلی به صورت تابعی از درصد گرفتگی معلوم است.
رفتار بیولوژیک رگ پیوندی را به خوبی نشان می‌دهد، مقادیر به خوبی با اندازه‌گیری‌ها همخوانی دارد.	مدل ۴ جریان شبه پایا، سیال نیوتونی، جریان کاملاً توسعه یافته، گرفتگی یکنواخت، استفاده از معیار کلینیکی FFR

۶- مراجع

- [9] Pijls NH, Van Gelder B, Van der Voort P, Peels K, Bracke FA, Bonnier HJ, El Gamal MI (1995) Fractional flow reserve. *Circulation* 92(11): 3183-3193.
- [10] Abe M, Tomiyama H, Yoshida H, Doba N (2000) Diastolic fractional flow reserve to assess the functional severity of moderate coronary artery stenoses. *Circulation* 102(19): 2365-2370.
- [11] Belkin M, Mackey WC, McLaughlin R, Umphrey SE, O'Donnell TF (1992) The variation in vein graft flow velocity with luminal diameter and outflow level. *J Vasc Surg* 15(6): 991-999.
- [12] O'Connor NJ, Morton JR, Birkmeyer JD, Olmstead EM, O'Connor GT (1996) Effect of coronary artery diameter in patients undergoing coronary bypass surgery. *Circulation* 93(4): 652-655.
- [13] Ibanez B, Navarro F, Cordoba MPMA, M-alberca P, Farre J (2005) Tako-tsubo transient left ventricular apical ballooning: is intravascular ultrasound the key to resolve the enigma?. *Heart* 91(1): 102-104.
- [14] Ramaswamy SD, Vigmostad SC, Wahle A, Lai YG, Olszewski ME, Braddy KC, Chandran K.B (2004) Fluid dynamic analysis in a human left anterior descending coronary artery with arterial motion *Ann Biomed Eng* 32(12): 1628-1641.
- [15] Nasu M, Akasaka T, Okazaki T, Shinkai M, Fujiwara H, Sono J, Shomura T (1995) Postoperative flow characteristics of left internal thoracic artery grafts. *Ann Thorac Surg* 59(1): 154-162.
- [16] He GW (2006) *Arterial Grafting for Coronary Artery Bypass Surgery*. Springer, Berlin.
- [17] Davies JE, Whinnett ZI, Francis DP, Manisty CH, Aguado-Sierra J, Willson K, Mayet J (2006) Evidence of a dominant backward-propagating
- [1] Waite L, Fine JM (2007) *Applied biofluid mechanics*. McGraw-Hill, New York.
- [۲] تقی زاده ی، وحیدی ب، اکبری ب، جلالیان صدائقی ش، (۱۳۹۹) تحلیل عددی جریان کرونری استنت گذاری شده: بررسی عملکرد دو استنت با جنس‌های منیزیمی و فولادی. نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر ۵۲(۴): ۵۲۵-۵۳۲
- [۳] کاظمیان م، افراسیاب ح، پاشایی م (۱۳۹۵) مقایسه خطر پارگی پلاک در آرایش‌های مختلف گرفتگی دوگانه عروق کرونری با کمک شبیه سازی برهمکنش سیال- جامد. مهندسی مکانیک مدرس ۱۸-۱۰: ۱۶(۲).
- [4] Ohtani N, Kiyokawa K, Asada H, Kawakami T, Haga M, Akasaka N (2001) Evaluation of an internal thoracic artery as a coronary artery bypass graft by intercostal duplex scanning ultrasonography. *Jap J Thorac Cardiovasc Sur* 49(6): 343-346.
- [5] Young DF, Tsai FY (1973) Flow characteristics in models of arterial stenoses—I. Steady flow. *J Biomech* 6(4): 395IN3403-402410.
- [6] Seeley BD, Young DF (1976) Effect of geometry on pressure losses across models of arterial stenoses. *J Biomech* 9(7): 439-448.
- [7] Young DF, Cholvin NR, Roth AC (1975) Pressure drop across artificially induced stenoses in the femoral arteries of dogs. *Circ Res* 36(6): 735-743.
- [8] Huo Y, Svendsen M, Choy JS, Zhang ZD, Kassab GS (2011) A validated predictive model of coronary fractional flow reserve. *J R Soc Interface* rsif20110605.

- stenosis indexes: sensitivity to hemodynamic variability. *Am J Physiol-Heart C* 305(2): H145-H154.
- [20] Smits PC, Abdel-Wahab M, Neumann FJ, Boxma-de Klerk BM, Lunde K, Schotborgh CE, Piroth Z, Horak D, Wlodarczak A, Ong PJ, Hambrecht R (2017) Fractional flow reserve-guided multivessel angioplasty in myocardial infarction. *New Engl J Med* 367(13): 991-1001.
- [21] Elert G (1998) *The physics hypertextbook*. Brooklyn, New York.
- “suction” wave responsible for diastolic coronary filling in humans, attenuated in left ventricular hypertrophy. *Circulation* 113(14): 1768-1778.
- [18] Gould KL, Lipscomb K, Hamilton GW (1974) Physiologic basis for assessing critical coronary stenosis: instantaneous flow response and regional distribution during coronary hyperemia as measures of coronary flow reserve. *Am J Cardiol* 33(1): 87-94.
- [19] Algranati D, Kassab GS, Lanir Y (2013) Flow restoration post revascularization predicted by