مقاله

موفقیت عمل جراحی در بای‌پس عروق قلبی در گرو حل صحیح مسائل مکانیک سیـــالات

مهدی رمضان‌پور
دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک
دانشگاه تربیت مدرس
mehdi.ramezanpour@modares.ac.ir

مهدی معرفت
دانشیار بخش مهندسی مکانیک
دانشگاه تربیت مدرس
maerefat@modares.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۰۴/۱۶ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۰۶/۱۶

چکیده

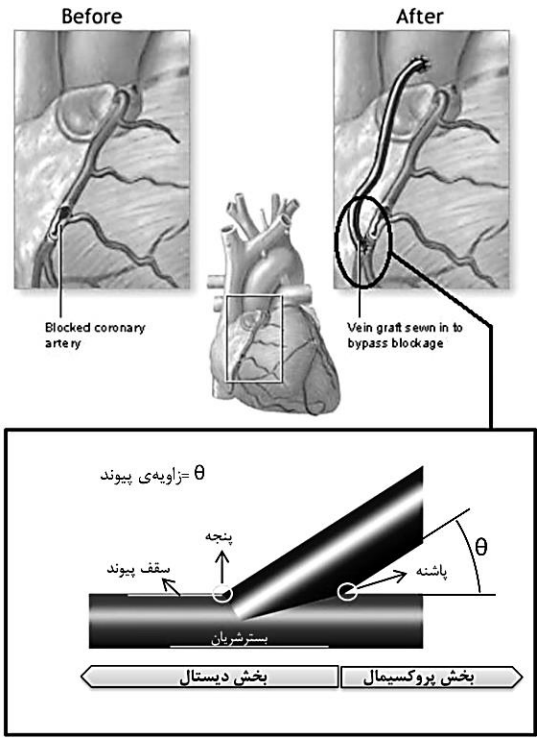
پیوندهای بای‌پس عروق قلبی، گاه پس از مدتی کارایی خود را از دست می‌دهند. عواملی که سبب این ناکارآمدی می‌گردند به دو دستهٔ عوامل همودینامیکی و ناهمسانی پیوند - شریان تقسیم می‌شوند. از این میان دستهٔ نخست عوامل اثرگذارتری شناخته شده‌اند و چون عوامل همودینامیکی در محل پیوند به الگوی جریان وابسته‌اند، محققان با استفاده از دیدگاه مکانیک سیالاتی به بررسی این پدیده پرداخته و متوجه بروز تغییراتی در الگوی جریان در محل این پیوندها شده‌اند؛ تغییراتی که در یک شریان طبیعی وجود ندارد. تاکنون تلاش‌های بسیاری برای یافتن راهی برای جلوگیری از بروز این تغییرات انجام شده و در نهایت اصلاح پیکربندی این پیوندها به‌عنوان یکی از بهترین راه‌حل‌های این مسئله ارائه شده است. در این راستا پیکربندی‌های متنوعی چون انتها به انتها و انتها به کناره و کناره به کناره ابداع شده است. اما آنچه اهمیت دارد بررسی الگوی جریان در این پیوندها و مقایسهٔ کارایی آنها با یکدیگر است، که آسان‌ترین و ارزان‌ترین راه مقایسهٔ آنها استفاده از علم مکانیک سیالات و حل معادلات حاکم بر جریان در محل پیوند به‌کمک تکنیک‌های دینامیک سیالات محاسباتی است. در این مقاله تحقیقات انجام‌شده در این زمینه به‌تفصیل مرور می‌شود.

واژگان کلیدی: بای‌پس عروق قلبی، عوامل همودینامیکی، الگوی جریان، پیکربندی بای‌پس عروق قلبی، دینامیک سیالات محاسباتی

مقدمه

بیماری‌های شریانی عامل بیش از پنجاه درصد مرگ و میرها در جوامع پیشرفته را تشکیل می‌دهند. در اثر گرفتگی شریان‌های عروق کرنری، عمل بای‌پس روی شریان موردنظر انجام می‌شود تا با ایجاد مسیری جایگزین خون را

به نواحی پایین‌دست گرفتگی برساند (شکل ۱). اما مشاهدات نشان داده‌اند که این مسیر جایگزین نیز مجدداً خود دچار گرفتگی می‌شود و پس از گذشت تقریباً ۵ سال به‌طور متوسط تنها ۴۰ درصد از مسیر آن باز باقی می‌ماند. دلائل ایجاد این بیماری را می‌توان به دو دستهٔ کلی عوامل همودینامیکی در محل پیوند، و ناهمسانی پیوند و شریان میزبان تقسیم کرد. تحقیقات نشان داده است که همودینامیک محل پیوند تأثیر بیشتری بر شکل‌گیری این بیماری دارد [۱]. بنابراین اگر بتوان به‌طریقی اثر این عوامل را کاهش داد می‌توان شکل‌گیری این بیماری را نیز به‌تعویق انداخت. یکی از این راه‌ها تغییر هندسهٔ پیوند است، به‌نحوی‌که بتوان الگوی جریان به‌دست آمده از حل مسائل مکانیک سیالات را به‌نحوی تغییر داد که هدف مورد نظر را برآورده سازد.



شکل ۱. عمل پیوند بای‌پس قلبی

عوامل همودینامیکی

تحقیقات گسترده‌ای در زمینهٔ یافتن عوامل همودینامیکی مؤثر در شکل‌گیری بیماری ضخیم‌شدن لایهٔ داخلی پیوند بای‌پس[1] عروق قلبی انجام شده است که در آنها علل مشترکی چون تنش برشی ضربانی و مقدار تنش برشی در دیوارهٔ پیوند، همچنین نوسانی‌بودن مکانی آن و نقاط جدایش جریان و نواحی شکل‌گیری جریان ثانویه یا گردابه و تغییرشکل پیوند به‌چشم می‌خورد.

تعیین الگوی جریان توسط حل معادلات حاکم

در این بخش با ارائهٔ تحلیلی از معادلات حاکم بر جریان، کاربرد مکانیک سیالات در بررسی رفتار جریان در محل پیوند نشان داده خواهد شد.

برای تجزیه و تحلیل جریان خون در محل پیوند عموماً از مدلی ساده‌شده از معادلات حاکم براساس فرض‌های زیر استفاده می‌شود.

۱. خون سیالی همگن، تغییرشکل‌ناپذیر و واکنش‌ناپذیر است.

۲. خون سیالی نیوتنی است که چگالی آن تنها با دما تغییر می‌کند.

۳. جریان خون در محل پیوند ضربانی است.

۴. خون سیالی تراکم‌ناپذیر است.

لازم به‌ذکر است اگرچه در بیشتر تحقیقاتی که در این زمینه انجام شده است خون را سیالی نیوتنی فرض کرده‌اند اما با توجه به تحقیقات انجام‌شده در گروه تبدیل انرژی دانشکدهٔ فنی مهندسی دانشگاه تربیت مدرس، در حقیقت خون در محل پیوند رفتاری غیرنیوتنی دارد [۲] و تحقیقات دیگری که در این زمینه انجام شده است خود گواهی بر این مدعاست [۳].

معادلات حاکم

با ساده‌سازی معادلات ناویه استوکس و پیوستگی، معادلات ۱ و ۲ به‌دست می‌آید:

$$u_{i,j} = 0 \qquad (۱)$$

$$\rho\left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j u_{i,j}\right) = -p_i + \tau_{ij,j} \qquad (۲)$$

به‌طوری‌که معادلهٔ ۱ معرف معادلهٔ پیوستگی و معادلهٔ ۲ معرف معادلهٔ مومنتوم است. در این معادلات ρ مبین چگالی و p فشار و u بردار سرعت و t زمان است. تانسور تنش برشی τ توسط معادلهٔ اساسی ۳ تعریف می‌شود که در آن μ لزجت دینامیکی و γ' نرخ برش را نشان می‌دهند.

$$\tau_{ij} = \mu \gamma'_{ij} \qquad (۳)$$

$$\frac{\mu - \mu_\infty}{\mu_0 - \mu_\infty} = \left(1 + (\theta_r \gamma')^a\right)^{\frac{n-1}{a}} \qquad (۴)$$

به‌طوری‌که در این روابط پارامترهای θ_r، μ_∞، μ_0، a و نهایتاً n ثابت‌هایی‌اند که با استفاده از خواص خون تعیین می‌شوند. برای توصیف رفتار غیرنیوتنی خون مدل‌های متنوعی وجود دارد؛ در این مقاله از مدل کریویاسودا استفاده شده است.

شرایط مرزی و اولیه

در ورودی، جریان ضربانی که با واقعیت مسئله هماهنگی دارد وارد و شرط عدم لغزش روی کلیهٔ سطوح در تماس با خون اعمال شده‌است. همچنین شرط کاملاً بسته‌بودن بخش پروکسیمال پیوند نیز در مدل اعمال شده است. در خروجی نیز با فرض شرط مرزی فشار استاتیکی صفر، اقدام به حل مسئله با در نظر گرفتن شرایط اولیهٔ صفر برای p و u شده است.

حل مسئله

با استفاده از شرایط مرزی ارائه‌شده، اگر معادلهٔ ۲ حل شود، پاسخی مانند آنچه در شکل ۲ نشان داده شده است، در زمانی معینی برای الگوی جریان به‌دست می‌آید. برخی عوامل نامطلوب همودینامیکی که پیشتر ذکر شده بود، نظیر ناحیهٔ سکون و جدایش سیال، همچنین ناحیهٔ تشکیل گردابه، در شکل ۲ قابل مشاهده است. سایر عوامل مثل نحوهٔ توزیع تنش برشی در دیواره را نیز می‌توان به‌روشی مشابه به‌دست آورد. در یک رگ سالم هیچ‌یک از عوامل ذکرشده دیده نمی‌شود، به‌عبارت دیگر اگر قرار باشد در قسمتی از بدن انسان به‌طور ذاتی چنین پیکربندی‌ای وجود داشته باشد، این پیکربندی به‌گونه‌ای خواهد بود که هیچ‌یک از این عوامل نامطلوب همودینامیکی در آن دیده نشود. در اینجا نیز هدف یافتن پیکربندی‌ای است که این عوامل در آن وجود نداشته باشد و یا اگر وجود دارد از شدت آنها تا حد امکان کاسته شود تا عمر پیوند نیز افزایش یابد. در این راستا تلاش‌های بسیاری انجام شده که شمار زیادی از آنها برای مقایسهٔ پیکربندی به‌کار رفته نسبت به سایر پیکربندی‌های بای‌پس عروق قلبی از تکنیک‌های دینامیک سیالات محاسباتی استفاده شده است.

انواع پیکربندی‌های پیوند بای‌پس عروق قلبی

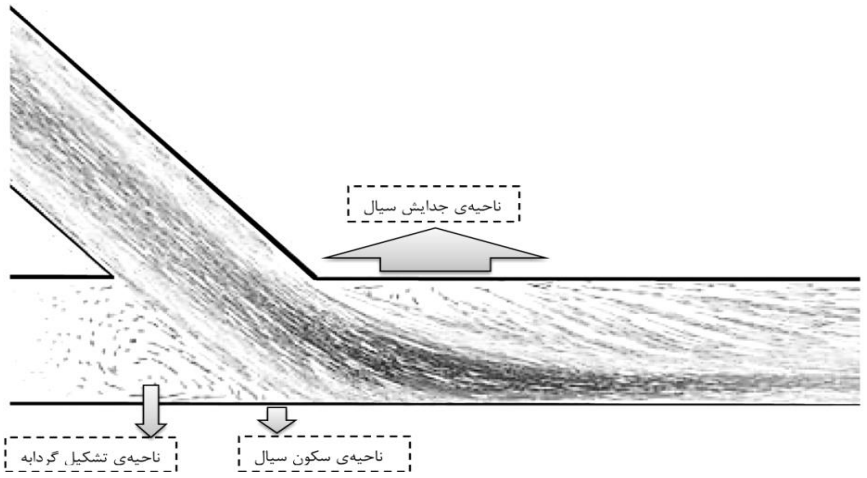
در پیوندهای بای‌پس عروق قلبی از پیکربندی‌های متنوعی استفاده شده است و هریک از این پیکربندی‌ها و عملکرد و کاربردشان تحت شرایط مختلف فیزیولوژیکی به‌طور گسترده مورد بررسی واقع گرفته است. در شکل ۳ سه نوع گوناگون از این پیکربندی‌ها نمایش داده شده است.

در بخش بعد نتایج تحقیقاتی ارائه خواهند شد که در تمامی آنها با بهره‌گیری از مفاهیم علم مکانیک سیالات خصوصیات همودینامیکی در محل پیوند بررسی شده است.

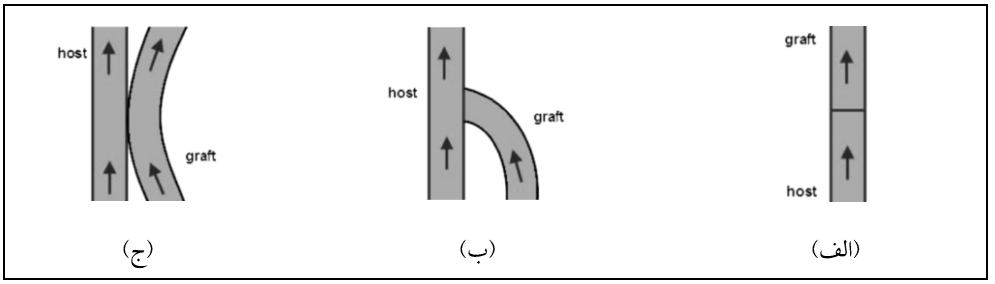
انتها به انتها[۲]

در این نوع پیکربندی، شریان‌ها در امتداد مقطع عمود بر محورشان به‌هم دوخته می‌شوند؛ به‌عبارت دیگر مقطعی که دچار گرفتگی شده است برداشته و با پیوند جایگزین می‌شود. محققان با شبیه‌سازی عددی و مقایسهٔ نتایج با داده‌های آزمایشگاهی، ناحیهٔ جدایش سیال را در فاصلهٔ ۲ میلی‌متری از شروع ناحیهٔ دیستال پیوند و مقادیر کم تنش برشی را در دیواره و در نزدیکی محل اتصال پیوند مشاهده کردند و همچنین ارتباطی میان مقادیر کوچک تنش برشی دیواره و ضخیم‌شدن لایهٔ داخلی شریان یافتند [۵]. در پژوهش دیگری، محققان با استفاده از روش المان محدود

و با فرض جریان ضربانی و مرزهای متحرک (دیوارهٔ غیرصلب) به شبیه‌سازی جریان در محل پیوند پرداختند و روی اثر حرکت شعاعی دیواره‌ها و اختلاف فاز میان فشار و موج‌های جریان متمرکز شدند و کاهش قابل توجه کمینهٔ تنش برشی دیواره در مدل انعطاف‌پذیر دارای جریان ضربانی در مقایسه با مدل صلب دارای جریان پایا مشاهده کردند [۵]. برخی از محققان نیز اثر تفاوت قطر میان شریان میزبان و پیوند را بر عملکرد پیوند بررسی و تفاوت قطر را دلیل اصلی گرفتگی پیوند معرفی کردند. همچنین عنوان نمودند که از پیوند انتها به انتها تنها زمانی می‌بایست استفاده کرد که امکان استفاده از پیوند انتها به کناره وجود نداشته باشد [۵].



شکل ۲. الگوی جریان به‌دست آمده از حل معادلهٔ ۲ [۴]

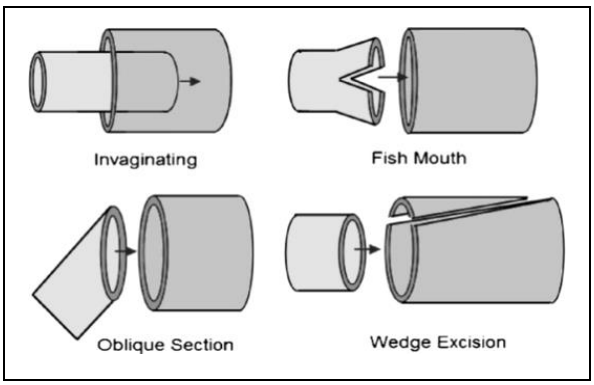


شکل ۳. انواع پیکربندی‌های پیوند بای‌پس رگ‌ها؛ الف) انتها به انتها، ب) انتها به کناره، ج) کناره به کناره [۵]

همان‌طور که پیشتر نیز ذکر شد، هندسهٔ پیوند بر روند رشد بیماری بسیار اثرگذار است. همان‌طور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، جراح می‌تواند اثر اختلاف قطر میان پیوند و شریان میزبان را با بیشترکردن قطر لبهٔ پیوند یا بریدن و کاهش‌دادن قطر لبهٔ شریان میزبان تا حد زیادی کاهش دهد. به‌طوری‌که در تحقیقات انجام‌شده در این زمینه عنوان شده است که بریدن لبهٔ شریان، همودینامیک محل پیوند را بهبود خواهد داد. همچنین باید اشاره کرد که هرگونه تغییر ناگهانی در قطر سبب ایجاد ناحیهٔ جدایش سیال و تشکیل گردابه خواهد شد که تقریباً در هیچ نقطه از یک شریان طبیعی رخ نمی‌دهد.

نتایج تحقیقات بالینی نیز مطالب ارائه‌شده را تایید می‌کنند. مثلاً در سال ۱۹۷۸ م، عملکرد دو پیوند انتها به انتها و انتها به کناره روی ۵۲ بیمار بررسی و نرخ گرفتگی در نوع اول بیشتر از نوع دوم بیان شد. در تحقیق دیگری محققان با بررسی نتایج بررسی‌های بالینی روی ۲۰۴ بیمار، که تحت

عمل جراحی بای‌پس عروق قلبی قرار گرفته بودند و در این بین روی ۱۱۸ مورد از آنها پیوند انتها به کناره و روی ۸۶ مورد پیوند انتها به انتها اجرا شده بود، نتیجه گرفتند که نوع انتها به کناره نرخ گرفتگی کمتری نسبت به نوع دیگر دارد.

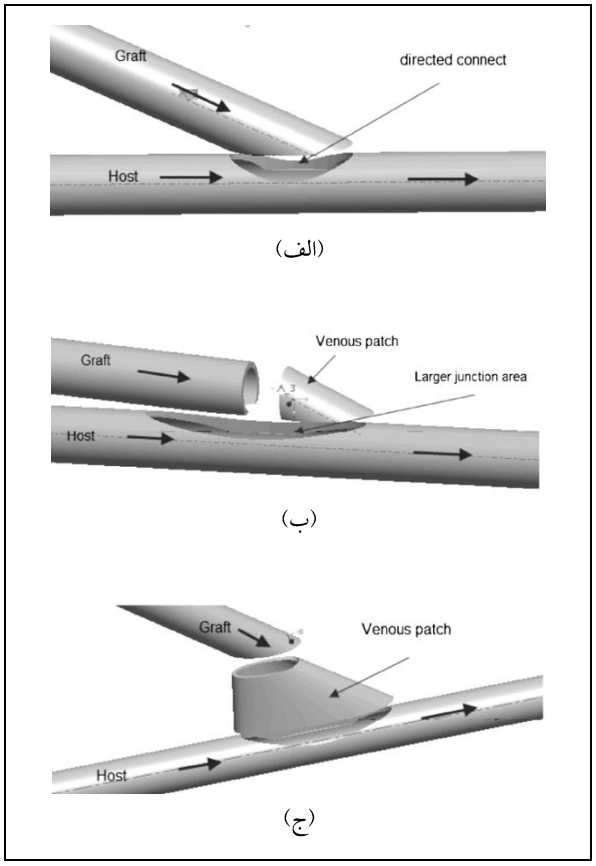


شکل ۴. روش‌های کاهش اثر اختلاف قطر
در پیوندهای انتها به کناره [۵]

انتها به کناره[۳]

پیوندهای انتها به کناره، به‌دلیل سادگی، رایج‌ترین نوع پیوند هستند و دربارهٔ آنها تحقیقات بسیاری انجام شده است. این پیوندها براساس نحوهٔ اتصال پیوند به شریان میزبان به سه نوع متفاوت، که در شکل ۵ نمایش داده شده است، تقسیم می‌شوند. بررسی‌های همودینامیکی در این نوع پیوندها محدود به فاکتورهایی چون زاویهٔ پیوند (شکل ۱)، نسبت قطر پیوند – شریان و هم‌صفحه یا ناهم‌صفحه بودن آنها می‌گردند که می‌توانند به‌طریقی بر روند پیشرفت بیماری تأثیرگذار باشند.

در پیکربندی تیلور نحوهٔ اتصال پیوند به شریان (قسمت ب از شکل ۵) آشفتگی جریان و احتمال وقوع گردابه را در محل اتصال کاهش و از این طریق نرخ ضخیم‌شدن لایهٔ داخلی پیوند را کاهش می‌دهد. جریان در این نوع از پیوندها سه‌بعدی است و توسعه‌یافته بودن آن حوالی محل اتصال پیوند به شریان بستگی به شرایط در ورودی جریان دارد. پژوهشگران بسیاری، اثر شرایط مرزی و پیکربندی هندسه را بر ضخیم‌شدن لایهٔ داخلی پیوند در این نوع پیوندها بررسی کرده‌اند. درمورد زاویهٔ پیوند ذکر شده است که زاویهٔ پیوند کم (حدود ۱۸ درجه) گرادیان تنش برشی و روند پیشرفت بیماری را کاهش می‌دهد.



شکل ۵. سه روش اتصال پیوند به شریان میزبان در پیوندهای انتها به کناره؛ الف) متعارف،ب) تیلور، ج) میلر-کاف [۵]

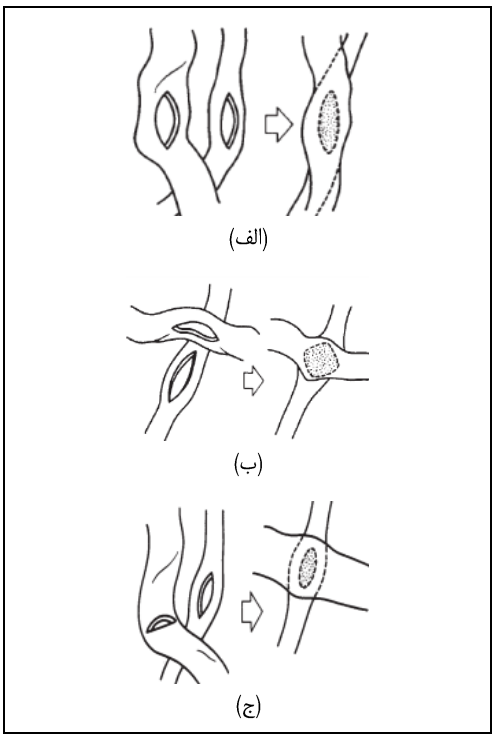
گروهی از محققان با توجه به شرایط موجود در محل پیوند، با هدف یافتن پیکربندی بهینه مطالعه‌ای فراگیر را با کمک تحلیل نحوهٔ توزیع گرادیان تنش برشی در دیوارهٔ پیوند و در ناحیهٔ دیستال پیوندهای انتها به کناره انجام دادند. نتایج آنها نشان داد که هر دو مدل متعارف و تیلور گرادیان تنش برشی بالایی را در نواحی پنجه و پاشنهٔ پیوند از خود بروز می‌دهند، درحالی‌که طراحی بهینهٔ ارائه شده توسط آنها در مقایسه با این دو مدل کاهشی ۵۰ درصدی را در گرادیان تنش برشی در نواحی مذکور از خود نشان می‌دهد. همان‌طور که پیش‌تر ذکر شد، تغییرات ناگهانی و آشفتگی

کمتر در محل پیوند در هر صورت نتایج مطلوبی را نتیجه خواهد داد. سانکارانارایان و همکاران [۶] مقدار تنش برشی در دیوارهٔ پیوند و همچنین نوسانی‌بودن آن و نقاط جدایش جریان و نواحی شکل‌گیری جریان ثانویه را از عوامل همودینامیکی موثر بر روند بیماری ضخیم‌شدن لایهٔ داخلی پیوند دانسته‌اند. همین گروه در تحقیقی دیگر نواحی سکون جریان در محل پیوند را نیز به نواحی مستعد ایجاد این بیماری اضافه کرده‌اند و بار دیگر در تحقیق دیگری بر روی هم‌صفحه بودن و نبودن هندسهٔ پیوند تمرکز کردند و جریان ثانویه و ساختاری گردابه‌مانند را در مدل هم‌صفحه مشاهده و عنوان کردند که غیر هم‌صفحه بودن پیکربندی در جایی‌که خون وارد شریان می‌گردد نقش بسیار مهمی را در همودینامیک پیوند ایفا می‌کند و می‌تواند طول عمر پیوند را به‌طور قابل ملاحظه‌ای تحت تأثیرخود قرار دهد.

شروین و همکاران [۷ – ۸] بیان کردند که در عمدهٔ تحقیقات انجام‌شده در این زمینه خط مرکزی پیوند و شریان میزبان در یک صفحه قرار دارند. به‌عبارت دیگر پیکربندی‌ها هم‌صفحه بوده‌اند، بنابراین نویسندگان اثر هم‌صفحه بودن و نبودن پیکربندی را در یک پیوند صلب تحت شرایط جریان پایا و ضربانی مورد بررسی قرار داده و عنوان کردند که مدل غیر هم‌صفحه بیشینهٔ تنش برشی دیوارهٔ کمتری را در بستر خود در مقایسه با مدل هم‌صفحه نشان می‌دهد.

کناره به کناره[۴]

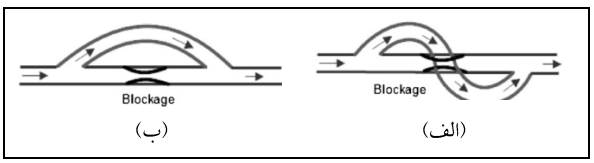
براساس روش دوخته‌شدن پیوند به شریان این نوع از پیوندها به سه نوع نشان داده شده در شکل ۶ قابل قسمت‌اند. بونرت و همکاران [۵] جریان سیال و تنش برشی دیواره را در نوع صلب از این نوع پیوندها به‌طور عددی بررسی و همودینامیک محل این پیوند را با نوع انتها به کناره مقایسه کردند و بیان نمودند که در پیوندهای کناره به کناره، نوع موازی[۵] نسبت به نوع غیرموازی همودینامیک بهتری دارد. همچنین عنوان نمودند که همودینامیک پیوندهای کناره به کناره نسبت به انتها به کناره نامرغوب‌تر است. آنها همچنین همودینامیک دو پیکربندی موازی و الماس[۶] از پیوندهای کناره به کناره را مقایسه و عنوان کردند که نوع موازی می‌بایست نسبت به نوع الماس ترجیح داده شود.



شکل ۶. سه نوع از پیوندهای کناره به کناره
الف) موازی، ب) غیرموازی یا الماس، ج) غیرموازی

دیگر پیکربندی‌های بای‌پس عروق قلبی

محققان همودینامیک دیگر پیکربندی‌های بای‌پس عروق قلبی را نیز مورد بررسی قرار دادند، از این میان می‌توان به پیوندهای نشان داده شده درشکل ۷ اشاره کرد که پس از بررسی عنوان کردند که نوع Sشکل، همودینامیک بهتری از خود نشان می‌دهد.



شکل۷. نمایی از پیوند بای‌پس عروق قلبی
الف) نوع sشکل، ب) نوع متعارف

در تحقیق دیگری که به‌تازگی توسط کبینـژادیان و همکاران [۹] انجام شده است یک پیکربندی ترکیبی ارائه گردید که در آن از ترکیب یک پیوند کناره به کناره و یک پیوند انتها به کناره که به‌طور متوالی به شریان میزبان متصل شده‌اند.

به‌منظور بهبود شرایط جریان و توزیع پارامترهای گوناگون تنش برشی دیواره استفاده شد و در نتیجه بهبود همودینامیک محل پیوند را در بستر و پاشنهٔ بخش انتها به کناره به‌همراه شاخص‌های ملایم‌تری از تنش برشی در مدل خود مشاهده کردند.

مآخذ

[1] O'Brien, T, L. Morris, M. Walsh, T. McGloughlin. "That hemodynamics and not material mismatch is of primary concern in bypass graft failure: an experimental argument." *Journal of Biomech Eng*, 127 (2005):881-86.

[۲] افتخاری یزدی، م. "شبیه‌سازی کامپیوتری گردش خون به‌عنوان یک سیال غیرنیوتنی در سیستم الاستیک قلبی - عروقی در حالت دائم." پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد، دانشکدهٔ مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، ۱۳۷۳.

[3] Leondes, C.T. *Biomechanical systems: techniques and applications, volume IV: biofluid methods in vascular and pulmonary systems: techniques and applications*, CRC Press, 2000.

[۴] طلوعی، مصطفی، فرزام فرهمند. "مدلسازی جریان پالسی و غیرنیوتنی خون در یک پیوند انتها به کناره." *یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران*، ۱۳۸۷.

[5] Owida A.A., H. Do, Yos S. Morsi. "Numerical analysis of coronary artery bypass grafts: An over view." *J computer methods and programs inbiomedicine*, (2012):689-705.

[6] Sankaranarayanan, M., D.N. Ghista, L.P. Chua, Y.S. Tan, G.S. Kassab. "Analysis of blood flow in an out-of-plane CABG model." *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* (2006):283-295.

[7] Sherwin S.J., O. Shah, D.J. Doorly, J. Peiro, Y. Papaharilaou, N. Watkins, C.G. Caro, C.L. Dumoulin. "The influence of out-of-plane geometry on the flow within a distal end-to-side anastomosis." *Journal of Biomechanical Engineering*, (2000):86-95.

[8] Papaharilaou Y., D.J. Doorly, S.J. Sherwin. "The influence of out-of-plane geometry on pulsatile flow within a distal end-to-side anastomosis." *Journal of Biomechanics*, (2002):1225-1239.

[9] Kabinejadian F., L.P. Chua, D.N. Ghista, M. Sankaranarayanan, Y.S. Tan. "A novel coronary artery bypass graft design of sequential anastomoses." *Annals of Biomedical Engineering*, 38 (10), (2010):3135-3150.

پی‌نوشت

1. intimal thickening (restenosis)
2. end to end
3. end to side
4. side to side
5. parallel
6. diamond