

Graft Length and Its Role in Coronary Bypass Success via Finite Element Analysis in a Blood-Free State

Kazemi, Mohammad Saleh¹ / Fatouraei, Nasser^{2*} / Rassoli, Aisa³

1 – M.Sc., Biological Fluid Dynamics Research Laboratory, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

2 – Associate Professor, Biological Fluid Dynamics Research Laboratory, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

3 – Assistant Professor, Biomechanics Group, Department of Mechanical Engineering, K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: <https://doi.org/10.22041/ijbme.2025.2060507.1983>

Received: 13-5-2025

Revised: 11-8-2025

Accepted: 25-8-2025

KEYWORDS

*Coronary Artery Bypass Grafting (CABG)
Vascular Graft
Graft Length
Finite Element Method (FEM)
Coronary Motion
von Mises Stress*

ABSTRACT

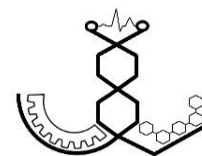
Coronary arteries are responsible for supplying oxygen-rich blood to the heart muscle, and their obstruction due to atherosclerosis can lead to cardiac arrest. One of the common treatments for this obstruction is coronary artery bypass grafting (CABG), in which grafts such as the radial artery, internal thoracic artery, and saphenous vein are used to create an alternative pathway for blood flow. The optimal geometric design of grafts, particularly their length, can play a significant role in improving graft durability and reducing postoperative complications. In this study, the effect of graft length on mechanical parameters influencing graft integrity was investigated. To this end, 12 geometric models with different graft lengths (dimensionless lengths of 1.03, 1.05, 1.12, and 1.2) were designed for each of the three commonly used graft types, and finite element analysis was performed in a dry state without considering fluid flow, focusing solely on the coronary and graft walls. Furthermore, to better simulate physiological conditions, the motion of the host coronary wall caused by the cardiac cycle was applied to the coronary artery. The results showed that, in the case of a moving coronary artery, an increase in graft length led to a reduction in von Mises stress and strain energy density within the graft, thereby lowering the likelihood of mechanical failure of the graft wall. In contrast, for a fixed coronary artery, no consistent relationship was observed between graft length and the mechanical parameters. Moreover, comparison of stress values with the ultimate tensile strength of the graft tissues revealed that the use of radial artery and saphenous vein grafts in a stretched configuration (length 1.03) significantly increases the risk of graft rupture.

***Corresponding Author**

Address: Biological Fluid Dynamics Research Laboratory, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

E-Mail: nasser@aut.ac.ir





طول پیوند و نقش آن در موفقیت بای پس کرونری از طریق تحلیل المان محدود در حالت بدون خون

کاظمی، محمد صالح^۱ / فتورائی، ناصر^{۲*} / رسولی، آیسا^۳

۱- کارشناسی ارشد، آزمایشگاه تحقیقاتی دینامیک سیالات بیولوژیکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
۲- دانشیار، آزمایشگاه تحقیقاتی دینامیک سیالات بیولوژیکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
۳- استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: <https://doi.org/10.22041/ijbme.2025.2060507.1983>

پذیرش: ۱۴۰۴/۶/۳

بازنگری: ۱۴۰۴/۵/۲۰

ثبت در سامانه: ۱۴۰۴/۲/۲۳

واژه‌های کلیدی	چکیده
جراحی بای پس گرافت عروقی طول گرافت روش اجزا محدود حرکت کرونری تنش فون میسر چگالی انرژی کرنشی	سرخرگ‌های کرونری وظیفه تأمین خون غنی از اکسیژن برای عضله قلب را بر عهده دارند و انسداد آن‌ها بر اثر آترواسکلروزیس می‌تواند منجر به ایست قلبی شود. یکی از روش‌های درمانی رایج برای رفع این انسداد، جراحی بای پس کرونری است که در آن با استفاده از گرافت‌هایی مانند شریان رادیال، شریان سینه‌ای داخلی و ورید صافن، مسیر جایگزینی برای جریان خون ایجاد می‌شود. طراحی بهینه گرافت‌ها از منظر هندسی، به‌ویژه طول گرافت، می‌تواند نقش مؤثری در افزایش دوام پیوند و کاهش عوارض پس از جراحی ایفا کند. در این پژوهش، اثر طول گرافت بر پارامترهای مکانیکی مؤثر بر استحکام پیوند مورد بررسی قرار گرفته است. بدین منظور، ۱۲ مدل هندسی با طول‌های متفاوت گرافت (طول‌های بی بعد ۱/۰۳، ۱/۰۵، ۱/۱۲ و ۱/۲) برای هر یک از سه گرافت رایج طراحی شد و تحلیل اجزای محدود به صورت خشک و بدون در نظر گرفتن سیال، تنها روی دیواره کرونری و گرافت انجام گرفت. همچنین برای شبیه‌سازی بهتر شرایط فیزیولوژیک، حرکت دیواره کرونری میزبان ناشی از سیکل قلبی به دیواره کرونری اعمال شد. نتایج نشان داد که در حالت کرونری متحرک، با افزایش طول گرافت، تنش فون میسر و چگالی انرژی کرنشی گرافت کاهش یافته و در نتیجه احتمال نارسایی‌های مکانیکی دیواره گرافت کاهش می‌یابد؛ در مقابل، در حالت کرونری ثابت، رابطه‌ی منظمی میان طول گرافت و پارامترهای مکانیکی مشاهده نشد. بعلاوه با مقایسه مقادیر تنش با تنش نهایی پارگی بافت گرافت‌ها، مشخص شد که استفاده از گرافت‌های رادیال و صافن با حالت هندسی کشیده (طول ۱/۰۳)، خطر پارگی گرافت را بسیار تشدید می‌کند.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: آزمایشگاه تحقیقاتی دینامیک سیالات بیولوژیکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

پست الکترونیک: nasser@aut.ac.ir



۱- مقدمه

بیماری‌های قلبی-عروقی به عنوان عامل اصلی مرگ و میر جهانی شناخته می‌شوند که سالانه مسبب بیش از ۱۸ میلیون مورد فوتی در سراسر جهان هستند [۱]. این شرایط نه تنها بار سنگینی بر سیستم‌های بهداشتی تحمیل می‌کند، بلکه یکی از چالش‌های حیاتی سلامت عمومی در عصر حاضر محسوب می‌شود [۲]. گرفتگی عروق کرونری که به عنوان باریک شدن پاتولوژیک شریان‌ها در اثر پیشرفت پلاک‌های آترواسکلروتیک تعریف می‌شود، موجب کاهش خونرسانی به دیواره عضلانی قلب می‌شود. در این میان، گرفتگی‌های شدیدتر، با بیش از ۷۰ درصد گرفتگی، می‌تواند بیمار را مستعد سکته قلبی حاد کنند [۳][۴]. جراحی بای‌پس عروق کرونری به عنوان یک راه درمان برای گرفتگی‌های شدید عروق کرونری، به ویژه در موارد درگیری چندعروقی یا گرفتگی شریان کرونری چپ، مورد استفاده قرار می‌گیرد. این روش با به‌کارگیری گرفتگی‌های شریانی و وریدی برای ایجاد پل میانبر عروقی بین آنورت صعودی و ناحیه پس از گرفتگی شریان کرونری، کمبود جریان خون را جبران کرده و در مقایسه با درمان‌های صرفاً دارویی، منجر به بهبود و بقای بلند مدت بیماران می‌شود [۵][۶]. تاکنون مطالعات بیولوژیکی و پزشکی زیادی بر روی بیماری‌های عروق کرونری و راهکارهای درمانی آنها انجام شده است. با این حال از سال‌ها پیش به این نکته اشاره شده است که تنها عوامل بیولوژیکی شناخته شده و بررسی‌های آنها نمی‌تواند به تنهایی گره گشا این بیماری و راهکارهای درمانی آنها باشد. یکی از عوامل بسیار مهم در تحلیل بیماری‌های عروقی، عوامل بیومکانیکی و همودینامیکی است. در نتیجه سالهاست آنالیز تغییرات پارامترهای بیومکانیکی در مورد جریان خون و دیواره گرفت‌ها و سرخرگ مانند تنش برشی و تنش‌های مکانیکی دیواره جامد گرفت و سرخرگ کرونری و ... به عنوان مکمل مطالعات بیولوژیکی مطرح شده و در این زمینه پژوهش‌های شاخصی صورت گرفته است [۷]. یکی از پارامترهای مهم که می‌تواند همودینامیک جریان خون در بای‌پس کرونری را تحت تاثیر قرار دهد زاویه پیوند گرفت است. این پارامتر در سال ۲۰۱۸ در مطالعه توسط کاکساگنئون و همکاران با مدل‌های لزجت کارو-یاسودا و نیوتونی و جریان‌های پایا و ضربانی بررسی گردید که نشان داده شد با افزایش زاویه پیوند گرفت تنش برشی دیواره و سرعت جریان خون بیشتر می‌شود. همچنین نتایج حاکی از این بود که مدل لزجت خون اثرگذاری خاصی به همراه نداشته اما جریان ضربانی نسبت به پایا سرعت جریان بیشتری را فراهم می‌کند [۸]. بعلاوه در سال ۲۰۲۳ مطالعه

دیگری بر روی زاویه پیوند گرفت با محوریت گرفت با شکل خمیده به روش دینامیک سیالات محاسباتی انجام شد که نتایجی مشابه با مطالعه کاکساگنئون داشت [۹]. همچنین تواترین و همکاران اثر زاویه پیوند و درصد گرفتگی را به روش دینامیک سیالات محاسباتی محاسبه نمودند. چهار زاویه پیوند را دو حالت گرفتگی ۸۰ و ۱۰۰ درصد آنالیز کردند. نتیجه این شد که با افزایش زاویه پیوند نواحی با تنش برشی بیشتر وسیع‌تر و میزان افت فشار در شریان میزبان بیشتر می‌شود. با افزایش گرفتگی نیز افزایش ماکزیمم تنش برشی و کاهش نواحی با جریان بازگشتی و افزایش افت فشار مشاهده شد [۱۰]. در زمینه بررسی اثر میزان گرفتگی، آرفین و همکاران هم به روش برهمکنش سازه و سیال این چالش را مورد بررسی قرار دادند که نتایج حاکی از افزایش سرعت جریان خون در گرفت با افزایش شدت گرفتگی در کرونری میزبان بوده است [۱۱]. علاوه بر این در مطالعه‌ای دیگر به هر دو روش دینامیک سیالات محاسباتی و برهمکنش سیال و جامد در سال ۲۰۲۰ توسط فلاحی و همکاران نشان داده شد که افزایش گرفتگی علاوه بر افزایش سرعت جریان موجب افزایش تنش برشی هم می‌شود. همچنین دیواره‌های الاستیک کرونری و گرفت در مقایسه با صلب، موجب کاهش تنش برشی شده و جریان ضربانی نسبت به پایا تنش برشی کمتری در ناحیه آناستوموز ایجاد می‌کند [۱۲]. این نکات در مورد اثر میزان گرفتگی در مطالعه علیزاده قبادی و همکاران بار دیگر اثبات گردیده است. همچنین این مطالعه به بررسی تاثیر جنس گرفت به روش برهمکنش سازه و سیال نیز پرداخته است. در این مطالعه گرفت‌های توراسیک و صافن با مدل هایپرالاستیک مقایسه شدند. نتایج حاکی از تنش برشی بیشتر و تغییر شکل و تنش فون میسز کمتر در گرفت صافن نسبت به توراسیک بود [۱۳]. در پژوهشی که در سال ۲۰۲۴ توسط چنگیزی و همکاران انجام شد، به مدلسازی انواع گرفت‌های عروقی بای‌پس کرونری پرداخته شده است. در این پژوهش برای دیواره عروق مدل ویسکوالاستیک در نظر گرفته شده است. در مطالعات به اثبات رسیده است که مدل ویسکوالاستیک نسبت به مدل‌های ساده دیگر همچون الاستیک به شرایط درون‌تنی نزدیکتر است [۱۴، ۱۵]. در بخش تجربی این پژوهش ابتدا بر روی نمونه‌های از دیواره عروق، آزمون آسودگی تنش انجام شده و سپس با بررسی رفتار تنش-کرنش، ضرایب ویسکوالاستیک دیواره عروق به صورت رابطه سری پرونی ویسکوالاستیک استخراج گردیده است. نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که اعمال جابجایی دیواره کرونری سبب کاهش جریان در طول سیستول و افزایش آن در



شده است. ۴ طول مختلف از هر سه نوع گرفت صافن و سینه‌ای و رادیال به روش اجزا محدود و تنها از نظر رفتار و نتایج دیواره جامدشان بررسی شده اند.

۲- روش شناسی

۲-۱- استخراج و طراحی هندسه

برای طراحی هندسه کرونری و گرفت از یک تصویر سه بعدی آنژیوگرافی گرفته شده از هندسه دیواره قلب و عروق کرونری و شریان‌های آئورت و سابکلایین در نرم افزار سالی‌دورکس بهره گرفته شد. به این صورت که ابتدا برای طراحی سرخرگ کرونری LAD، خط مرکزی این شریان از این تصویر استخراج شده است. سپس این سرخرگ به طول ۶/۴ سانتی‌متر در راستا مورد نظر با قطر داخلی ۳/۳ و ضخامت ۰/۸۵ میلی‌متر طراحی شد [۲۲]. سپس گرفتگی به میزان ۹۰ درصد در ناحیه ای به فاصله ۲/۵ سانتی‌متر از ابتدا کرونری طراحی شد. سپس ناحیه پیوند گرفت در فاصله ۴ سانتی‌متری از ابتدا کرونری قرار داده شد و گرفت از این ناحیه تا سرخرگ سابکلایین طراحی شد. قطر داخلی گرفت سینه‌ای و ضخامت دیواره این گرفت به ترتیب ۲/۵ و ۰/۵ میلی‌متر [۲۳][۲۴]، قطر داخلی گرفت رادیال و ضخامت دیواره این گرفت به ترتیب ۲/۶ و ۰/۲۵ میلی‌متر [۲۵][۲۶] و در نهایت قطر داخلی و ضخامت دیواره گرفت صافن به ترتیب ۳ و ۰/۴۵ میلی‌متر [۲۷][۲۸] اعمال گردید. در نهایت برای هر یک از گرفت‌ها ۴ طول مختلف طراحی شد که طول گرفت در این مدل‌ها به ترتیب ۱۳۹، ۱۴۲، ۱۵۲ و ۱۶۲ میلی‌متر بوده است. در شکل ۱ نمایی از این مدل‌ها برای گرفت رادیال نمایش داده شده است. همچنین در شکل ۲ نیز مقطعی از ناحیه گرفتگی کرونری دیده می‌شود. حال به منظور عمومیت دادن به نتایج و تعمیم نتایج به نکات تکنیکی در جراحی بای‌پس کرونری، طول پیوند بایستی به صورت بی‌بعد گزارش شود. این کار به دلیل وجود تفاوت‌های آناتومیک بین افراد است. طول بی‌بعد به صورت نسبت طول گرفت به کمترین فاصله بین محل اتصال گرفت به سرخرگ سابکلایین و محل اتصال به کرونری تعریف می‌شود. در هندسه مورد استفاده در این پژوهش، فاصله بین دو محل اتصال گرفت به کرونری و سابکلایین ۱۳/۵۵ سانتی‌متر است. بر این اساس طول بی‌بعد گرفت‌های به طول ۱۶/۲، ۱۴/۲، ۱۳/۹ و ۱۵/۲ و ۱۶/۲ سانتی‌متر به ترتیب ۱/۰۳، ۱/۰۵، ۱/۱۲ و ۱/۲ است. در ادامه از این طول‌های بی‌بعد استفاده می‌شود.

طول دیاستول شده است. توزیع تنش برشی در گرفت صافن^۱ نیز نسبت به سینه‌ای^۲ و سینه‌ای نسبت به رادیال^۳ بیشتر است [۱۶]. در مطالعه ای دیگر در سال ۲۰۱۹ ماتسورا و همکاران به بررسی اثر طول و گستردگی محیط ناحیه پیوند (پنج طول آناستوموز ۲ و ۴ و ۶ و ۸ و ۱۰ میلی‌متر) در جراحی بای پس کرونری پرداختند. نتایج این مطالعه پیوند با طول محیط ۸ میلی‌متر را با کمترین میزان اتلاف انرژی جریان سیال و نوسانات تنش برشی به عنوان طول بهینه معرفی می‌کند [۱۷]. حال در مورد پدیده جریان رقابتی در هندسه بای پس مائو و همکاران (۲۰۱۹) به بررسی اثر طول گرفتگی کرونری استنوتیک بر ایجاد پدیده جریان رقابتی پرداختند. نتایج نشان داد که با افزایش طول گرفتگی، جریان خون در گرفت افزایش و جریان رقابتی کاهش می‌یابد، به‌طوری‌که این تغییرات پس از رسیدن طول گرفتگی به ۱۵ میلی‌متر به حالت ثابت می‌رسد [۱۸]. در کنار این موارد، در سال ۲۰۲۴ در مطالعه دیگری توسط گاتا و همکاران بیان گردید که مشکلات پیش زمینه‌ای بیماران مانند فشار خون بالا می‌تواند به وضوح روی نتایج جراحی بای پس کرونری اثرگذار باشد. به عنوان مثال همین فشار خون بالا می‌تواند موجب تنش‌های برشی خطرناک به خصوص در حوالی ناحیه استنوتیک شود [۱۹]. بعلاوه در سال ۲۰۲۳ در پژوهشی توسط کاستلنیک و همکاران اثبات گردید که تفاوت خواص مکانیکی میان کرونری میزبان و گرفت اثرات منفی بر قوام پیوند دارد [۲۰]. عوامل موثر دیگر در همدینامیک جریان بای پس قطر عروق پیوندی و انحنای پیوند است. در سال ۲۰۲۲ مطالعه به روش دینامیک سیالات محاسبات در این زمینه توسط سئو و همکاران صورت گرفت و در این مطالعه قطر پیوند از ۲ تا ۵ میلی‌متر مورد بررسی قرار گرفت. آنها مشاهده کردند که تنش برشی دیواره گرفت با کاهش قطر به طور چشمگیری افزایش می‌یابد [۲۱].

همانطور که مشاهده می‌شود عوامل و فاکتورهای هندسی دخیل در جراحی بای پس کرونری مانند زاویه پیوند، شدت گرفتگی، محیط ناحیه پیوند و ... نقش بسیار مهمی در سلامت جراحی و نتایج آن دارند و بسیار مورد توجه محققان این حوزه بوده اند. اما در میان این فاکتورهای هندسی پارامتر طول گرفت تاکنون مورد بررسی قرار نگرفته است. در حالی که این پارامتر می‌تواند نقشی مهم در سلامت جراحی و به خصوص در قوام پیوند داشته باشد. در این پژوهش به بررسی عددی اثر این پارامتر یعنی طول گرفت در جراحی بای پس کرونری پرداخته

³ Radial

¹ Saphenous

² Mammary

۱-۲- شرایط مرزی

در مدلسازی‌های انجام شده خواص مکانیکی دیواره گرفت‌ها و شریان کرونری به صورت ویسکوالاستیک اعمال شده است. همچنین بارگذاری فشار سیال به صورت خشک به دیواره داخلی کرونری و گرفت انجام شده و جاذبه در خلاف جهت محور Z در حلگر جامد انسیس فعال گردیده است. بعلاوه مدلسازی‌ها در دو شرایط اعمال حرکت کرونری و چشم پوشی از حرکت کرونری میزبان انجام گردیده است. همچنین به منظور اعمال وزن خون داخل گرفت، داخل گرفت به صورت توپر با یک ماده شامل چگالی خون ($\rho = 1060 \text{ kg.m}^{-3}$) و ضریب الاستیک بسیار کم در نظر گرفته شده است ($E=200 \text{ Pa}$) [۲۹]. چگالی دیواره گرفت‌ها و کرونری به منظور اعمال نیروی وزن گرفت به صورت زیر در نظر گرفته شده است:

- سرخرگ رادیال [۳۰]: $\rho = 1160 \text{ kg.m}^{-3}$
- سرخرگ سینه‌ای [۳۱]: $\rho = 1300 \text{ kg.m}^{-3}$
- سیاهرگ صافن [۳۲]: $\rho = 1200 \text{ kg.m}^{-3}$
- سرخرگ کرونری [۳۳]: $\rho = 1120 \text{ kg.m}^{-3}$

در این پژوهش ضرایب ویسکوالاستیک مربوط به دیواره کرونری و هر یک از گرفت‌ها از پژوهش‌های پیشین استخراج گردیده است. این ضرایب بر اساس رفتار ویسکوالاستیک دیواره به شکل سری پرونی به صورت معادله ۱ در نظر گرفته شده است [۱۶]:

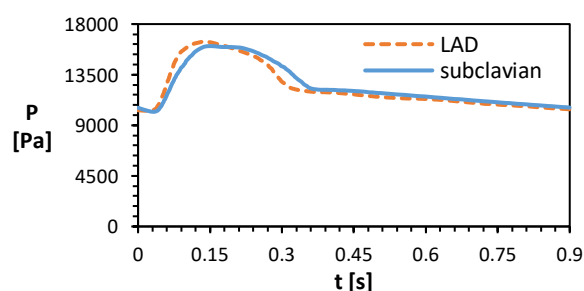
$$E(t) = E_0 + E_1 \exp\left(\frac{-t}{\tau_1}\right) + E_2 \exp\left(\frac{-t}{\tau_2}\right) \quad (۱)$$

$E(t)$ در واقع ضریب الاستیک دیواره رگ است که با زمان دچار تغییر می‌شود. این ضرایب خاص هر گرفت در جدول ۱ آمده است [۱۶]:

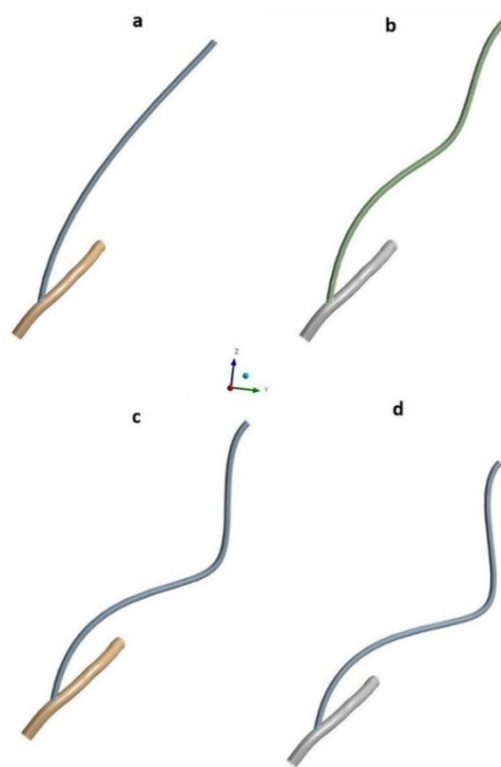
جدول ۱- ضرایب ویسکوالاستیک گرفت‌ها و شریان کرونری میزبان

نوع گرفت	E_0 (MPa)	E_1 (MPa)	E_2 (MPa)	τ_1 (s)	τ_2 (s)
صافن	۰/۵۴۶۱	۰/۱۰۱۳	۰/۱۳۷۸	۱۰۲	۸/۵۳۱
رادیال	۰/۱۱۰۵	۰/۱۰۵۴	۰/۰۹۶۰۸	۸۵/۵۹	۵/۸۸۹
سینه ای	۰/۲۱۰۱	۰/۱۱۶۶	۰/۱۱۲	۸/۹۹۲	۱۰۰/۴
کرونری	۰/۲۵۵۷	۰/۱۱۱۳	۰/۱۱۵۱	۱۱۴/۲۳	۱۱/۹۱

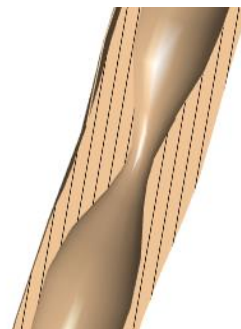
فشار وارد شده بر دیواره داخلی شریان کرونری میزبان به صورت منحنی فشار خون موجود در کرونری چپ LAD بوده است و همچنین فشار وارد بر دیواره داخلی گرفت به صورت فشار شریان سابکلایین بوده که گرفت به این شریان وصل شده است. در شکل ۳ و ۴ به ترتیب یک سیکل از این منحنی‌های فشار اعمال شده به دیواره داخلی کرونری و گرفت [۳۴] و یک سیکل از مولفه‌های حرکت اعمال شده [۳۵] به کل ساختار کرونری میزبان نشان داده شده‌اند:



شکل ۳- فشار در شریان کرونری و سابکلایین



شکل ۱- مدل‌های کرونری و گرفت رادیال با طول گرفت (a) ۱۳/۹ (b) ۱۴/۲ (c) ۱۵/۲ (d) ۱۶/۲ سانتی‌متر



شکل ۲- مقطعی از هندسه گرفتگی کرونری

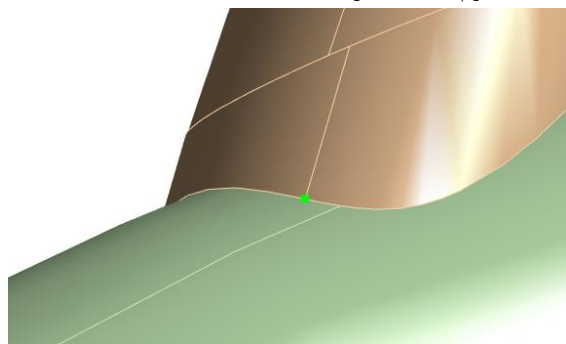


چگالی جامد، $\vec{u}_s$ بردار سرعت جامد، $\vec{f}$ نیروهای حجمی بر المان حجم جامد و $[\sigma]$ تانسور تنش اعمالی بر المان جامد است. [۳۶]

$$\rho_s \frac{D\vec{u}_s}{Dt} = \rho_s \vec{f} + \vec{\nabla} \cdot [\sigma] \quad (۳)$$

۴-۲- تنظیمات عددی

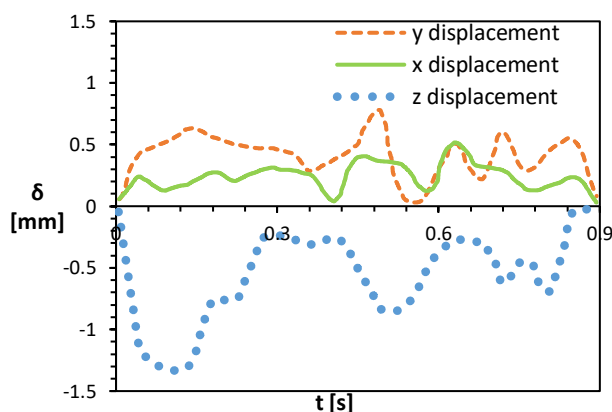
به منظور انجام شبیه سازی از حلگر دینامیکی نرم افزار انسیس ورک بنچ (transient structural) و از روش ضمنی (implicit) با ۱۲۵۰ گام زمانی در هر سیکل استفاده گردیده است. همچنین به منظور بررسی بحث استقلال از شبکه، از هندسه کرونری و گرفت صافن با طول بی بعد ۱/۰۵ و در حالت اعمال حرکت کرونری میزبان استفاده گردید. به این منظور ۴ شبکه محاسباتی تحت شرایط بارگذاری داخلی فشار خون آئورتی و نیروی وزن خون و همچنین اعمال حرکت و تغییر شکل شریان کرونری و نیروی جاذبه بررسی گردید. این ۴ شبکه به ترتیب دارای ۵۲۰۰۰، ۱۵۸۰۰۰، ۴۷۰۰۰۰ و ۷۱۰۰۰۰ المان چهاروجهی تتراهدرال بوده اند. سپس میزان تنش فون مایسز در پیک سیکل سوم $[t=1.912 \text{ s}]$ در یک نقطه از گرفت در ناحیه بخیه بررسی گردید که نقطه مذکور در شکل ۶ نشان داده شده است. نتایج موجود در جدول ۲ نشان می دهد که میان شبکه سوم و چهارم تفاوت شاخصی مشاهده نمی شود. از این رو می توان از میان این دو شبکه یکی را برگزید که شبکه سوم انتخاب گردیده است.



شکل ۶- نقطه مورد بررسی در استقلال از شبکه

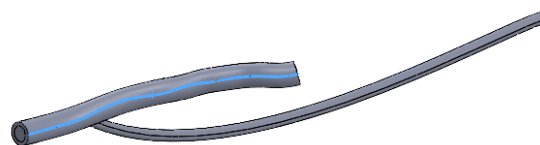
جدول ۲- شبکه های محاسباتی مورد بررسی در بحث استقلال از شبکه و میزان تنش فون مایسز در هر شبکه

شبکه محاسباتی	تعداد المان	میزان تنش فون مایسز در نقطه مورد بررسی [kPa]
شبکه اول	۵۲۰۰۰	۶۵/۱۴
شبکه دوم	۱۵۸۰۰۰	۷۵/۵۲
شبکه سوم	۴۷۰۰۰۰	۸۴/۱۳
شبکه چهارم	۷۱۰۰۰۰	۸۷/۸۲



شکل ۴- مولفه های حرکت اعمال شده به دیواره شریان کرونری

ورودی گرفت در محل اتصال به شریان سابکاوین ثابت شده است. در مدل کرونری صلب و ثابت (غیرمتحرک) ورودی کرونری و همچنین یک خط روی دیواره بیرونی پایینی کرونری که بر روی قلب قرار دارد، تثبیت شده است. خط مذکور از ورودی تا خروجی کرونری و بر روی دیواره بیرونی پایینی کرونری قرار دارد. این خط در شکل ۵ با رنگ آبی مشخص شده است. در مدل با کرونری متحرک، به ساختار شریان کرونری حرکت اعمال شده است.



شکل ۵- خط آبی ثابت شده روی دیواره بیرونی کرونری

۳-۲- معادلات حاکم

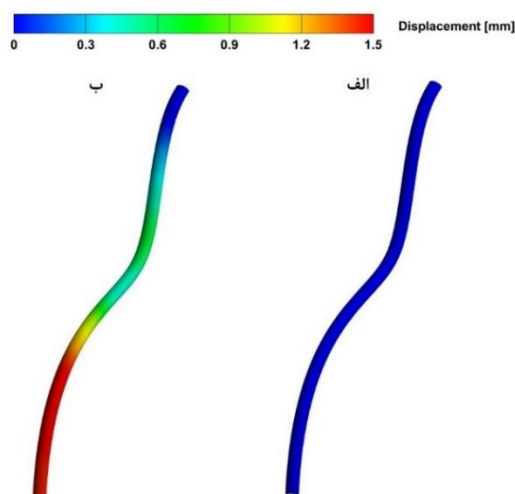
در اثر اعمال بارگذاری بر سازه، تغییر شکل و حرکت در ساختار جامد رخ خواهد داد. برای آنالیز این تغییر شکل و حرکت نیاز به بررسی معادلات و قوانین مکانیکی حاکم بر ساختار جامد وجود دارد. معادلات حاکم بر ساختار جامد در اصل همان قوانین بقا جرم و ممنتوم هستند.

معادله پیوستگی یا قانون بقای جرم: از آنجا که جامدات تراکم ناپذیر رفتار می کنند و پارامتر چگالی ثابت می ماند، معادله پیوستگی در سازه را تنها می توان با مولفه های بردار جابجایی $\vec{u}$ و بدون حضور پارامتر چگالی نوشت. شکل این معادله به صورت معادله ۲ است:

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{u} = 0 \quad (۲)$$

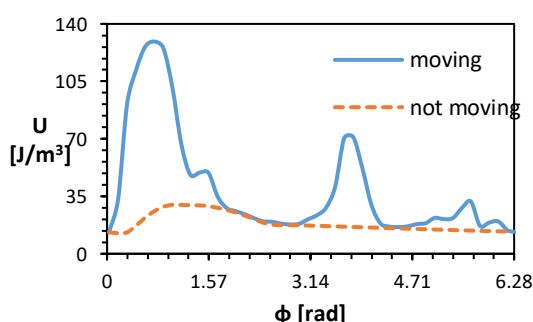
معادله حرکت نیوتون یا قانون بقای ممنتوم: این معادله (معادله ۳) ارتباط بین نیروهای وارده سطحی (تنش ها) و حجمی (مانند وزن) را با شتاب جسم جامد بیان می کند. ρ_s

توزیع حرکت و تغییر شکل در شکل ۹، ملاحظه می‌شود که مشخصاً میزان جابجایی و تغییر شکل گرافت در حالت اعمال حرکت کرونری میزبان بیشتر از حالت عدم اعمال این حرکت است. به گونه‌ای که بیشینه جابجایی گرافت در حالت اعمال حرکت کرونری تقریباً $1/48$ میلی‌متر و در حالت عدم اعمال حرکت $0/13$ میلی‌متر است. به عبارتی بیشینه جابجایی گرافت در حالت اعمال حرکت کرونری میزبان تقریباً ۱۱ برابر بیشتر از حالت چشم پوشی از حرکت کرونری است.



شکل ۹- جابجایی و تغییر شکل گرافت صافن با طول $1/05$ (الف) با کرونری ثابت، (ب) با کرونری متحرک

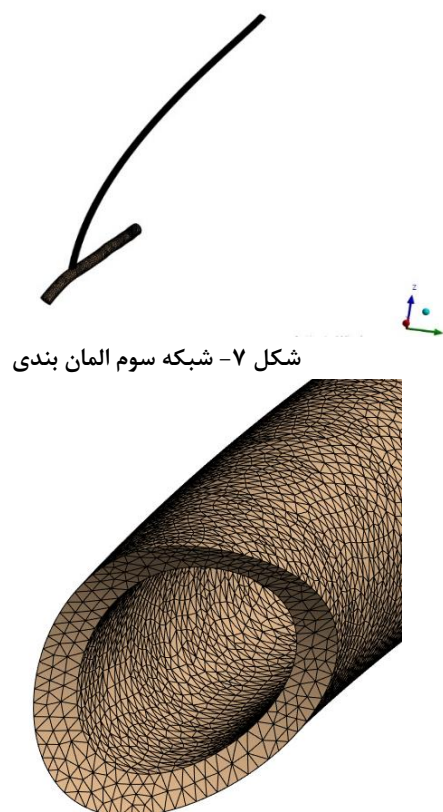
همچنین در شکل ۱۰ چگالی انرژی کرنشی (انرژی کرنشی واحد حجم) گرافت صافن در دو حالت اعمال و عدم اعمال حرکت کرونری میزبان مقایسه شده است. همانطور که در شکل مشخص است، در اثر اعمال حرکت کرونری میزبان چگالی حجمی انرژی کرنشی گرافت افزایش می‌یابد. به شکلی که بیشینه چگالی انرژی کرنشی گرافت تقریباً $4/32$ برابر بیشتر شده است.



شکل ۱۰- چگالی انرژی کرنشی گرافت صافن برای شریان کرونری ثابت و متحرک

بعلاوه در شکل ۱۱ توزیع تنش فون مایسز دیواره گرافت ها در فاز $\phi = 1.05 \text{ rad}$ از سیکل سوم در دو حالت اعمال و عدم اعمال حرکت کرونری میزبان نشان داده شده است. با بررسی

در شکل ۷ و ۸ شبکه بهینه دیواره های کرونری و گرافت (شبکه سوم با ۴۷۰۰۰ المان) نمایش داده شده است.



شکل ۷- شبکه سوم المان بندی

شکل ۸- المان بندی دیواره گرافت در نزدیکی ناحیه پیوند

بعلاوه به منظور اطمینان از موضوع استقلال از سیکل، در همین هندسه یک پردازش با ۴ سیکل انجام گرفت که نتایج حاکی از اختلاف بسیار جزئی میان نتایج سه سیکل آخر بود. در نتیجه سیکل سوم به عنوان سیکل مرجع بررسی نتایج استفاده شد

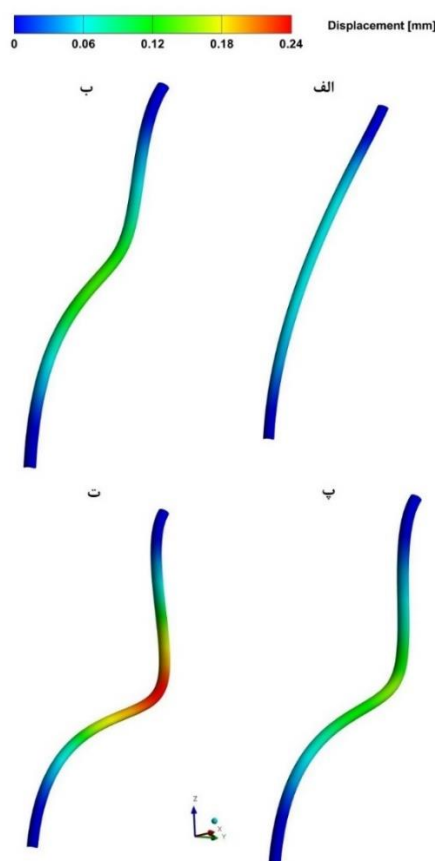
۳- نتایج

۳-۱- اثر حرکت کرونری میزبان

به منظور بررسی اثر حرکت کرونری میزبان، از مدل گرافت صافن به طول بی بعد $1/05$ و شریان کرونری میزبان بهره گرفته شده است. در شکل ۹ توزیع تغییر شکل دیواره گرافت در پیک سیکل سوم ($\phi = 1.05 \text{ rad}$) در هر مدل مشاهده می‌شود. تغییر شکل بیشینه مدل‌ها در فاز $\phi = 1.05 \text{ rad}$ رخ می‌دهد که حاوی بیشینه جابجایی کرونری میزبان و بیشینه فشار اعمال شده بر دیواره داخلی کرونری و گرافت است. همچنین میزان بالا جابجایی اعمال شده بر ساختار کرونری و فشار داخلی در این مقطع از سیکل موجب شده است که سایر پارامترها از جمله چگالی حجمی انرژی کرنشی و تنش فون مایسز دیواره گرافت در این مقطع زمانی بیشترین میزان خود را دارا باشند. با بررسی

۳-۲- مقایسه مقادیر جابجایی و تغییر شکل

در شکل‌های ۱۳ و ۱۴ توزیع پارامتر جابجایی و تغییر شکل دیواره گرافت‌های صافن در طول‌های مختلف در دو حالت کرونری ثابت و متحرک در فاز $\phi = 1.05 \text{ rad}$ از سیکل سوم نشان داده شده است. مطابق جداول ۳ و ۴، نتایج نشان می‌دهد که در همه گرافت‌ها با افزایش طول گرافت در حالت عدم اعمال حرکت کرونری میزبان، میزان بیشینه تغییر شکل گرافت افزایش خواهد یافت. بلعکس در حالت اعمال حرکت کرونری میزبان، میزان بیشینه تغییر شکل گرافت رو به کاهش می‌گذارد. البته نتایج حاکی از آن است که در حالت اعمال حرکت کرونری تفاوت بسیار کمی میان بیشینه جابجایی گرافت‌های با طول‌های $1/12$ و $1/2$ در مقایسه با طول‌های کمتر وجود دارد.



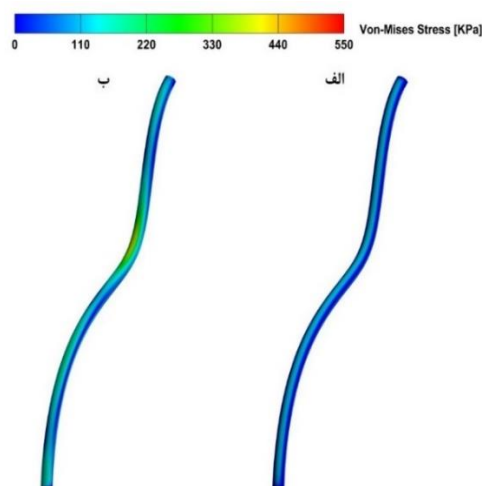
شکل ۱۳- جابجایی و تغییر شکل گرافت صافن در حالت کرونری

ثابت در طول‌های الف (۱/۰۳، ب (۱/۰۵، پ (۱/۱۲، ت (۱/۲

جدول ۳- بیشینه جابجایی و تغییر شکل گرافت‌ها در طول‌های مختلف در حالت عدم اعمال حرکت کرونری (میلی‌متر)

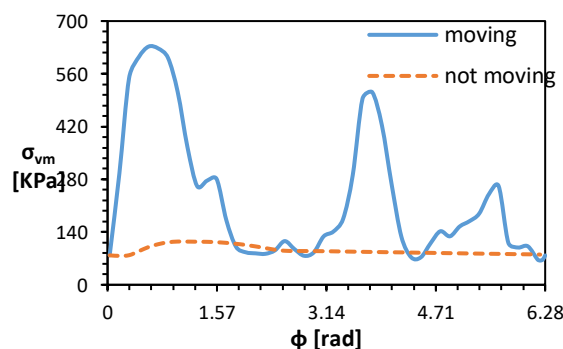
نوع گرافت/ طول گرافت	سینه‌ای	صافن	رادیال
۱/۰۳	۰/۰۸	۰/۰۷	۰/۱۵
۱/۰۵	۰/۱۵	۰/۱۳	۰/۲۹
۱/۱۲	۰/۱۷	۰/۱۶	۰/۴۱
۱/۲	۰/۲۲	۰/۲۳	۰/۵۲

توزیع‌ها مشاهده می‌شود که میزان تنش فون مایسز در حالت اعمال حرکت کرونری میزبان بسیار بیشتر از حالت عدم اعمال این حرکت است. به شکلی که بیشینه تنش فون مایسز گرافت در حالت اعمال حرکت کرونری تقریباً ۵۵۷ کیلوپاسکال و در حالت عدم اعمال حرکت ۲۱۶ کیلوپاسکال است. به عبارتی بیشینه تنش فون مایسز دیواره گرافت در حالت اعمال حرکت کرونری میزبان ۱۵۷ درصد (۲/۵۷ برابر) بیشتر از حالت چشم پوشی از حرکت کرونری است.

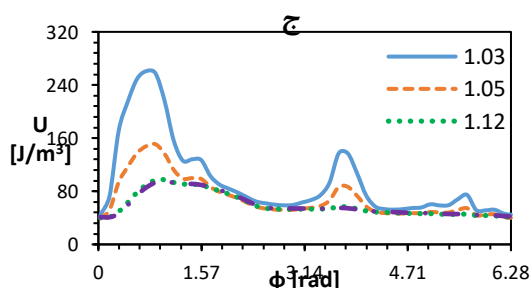
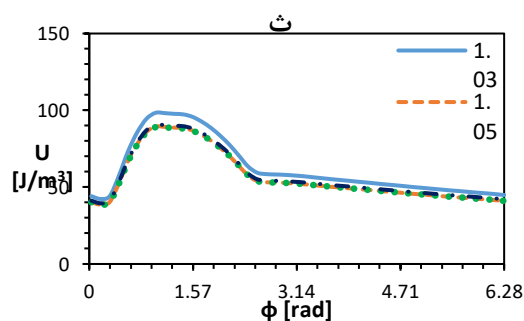
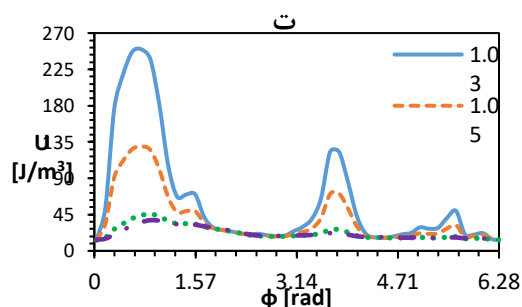
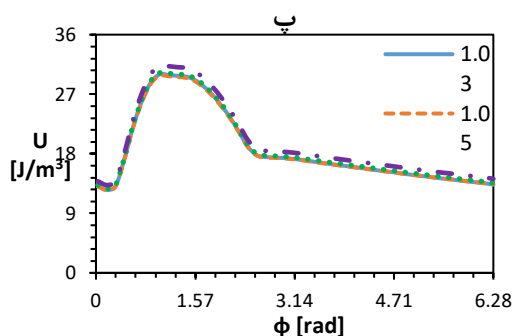
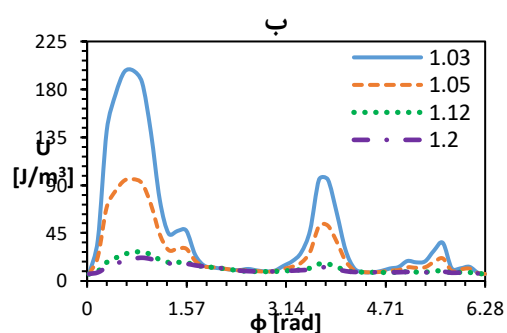


شکل ۱۱- تنش فون مایسز گرافت صافن با طول ۱/۰۵ الف) با کرونری ثابت، ب) با کرونری متحرک

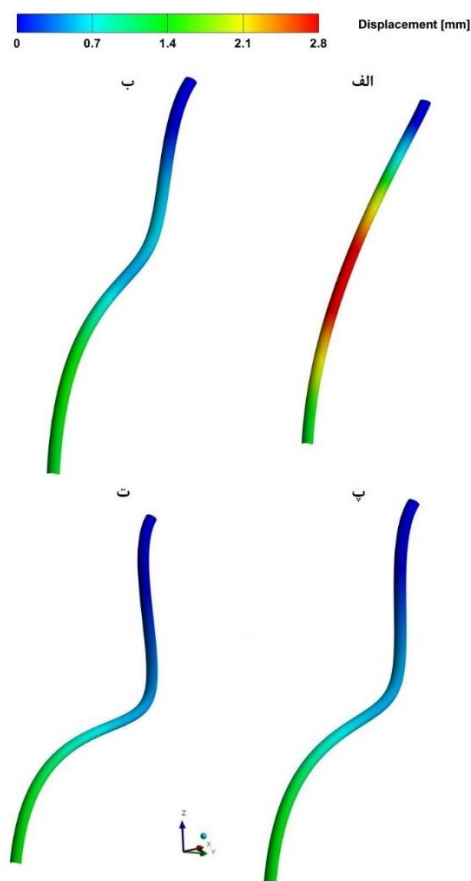
حال در شکل ۱۲ تنش فون مایسز گرافت صافن در ناحیه پیوند در دو حالت اعمال و عدم اعمال حرکت کرونری مقایسه شده است که نشان می‌دهد در اثر اعمال حرکت کرونری میزبان، بیشینه تنش فون مایسز دیواره گرافت در ناحیه پیوند تقریباً ۴۴۹ درصد (به عبارتی ۵/۴۹ برابر) افزایش می‌یابد. در واقع افزایش تغییر شکل و حرکت دیواره گرافت در حالت اعمال حرکت کرونری نسبت به حالت کرونری ثابت را می‌توان از عوامل مهم در افزایش میزان تنش و چگالی انرژی کرنشی دیواره گرافت در نظر گرفت.



شکل ۱۲- تنش فون مایسز گرافت صافن در ناحیه پیوند برای شریان کرونری ثابت و متحرک



شکل ۱۵- چگالی انرژی کرنشی گرافت‌های الف) سینه‌ای با کرونری ثابت، ب) سینه‌ای با کرونری متحرک، پ) صافن با کرونری ثابت، ت) صافن با کرونری متحرک، ث) رادیال با کرونری ثابت، ج) رادیال با کرونری متحرک در سیکل سوم



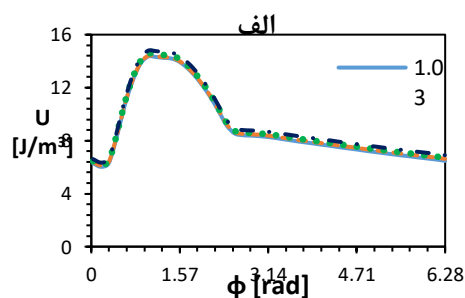
شکل ۱۴- جابجایی و تغییر شکل گرافت صافن در حالت کرونری متحرک در طول‌های الف) ۱/۰۳، ب) ۱/۰۵، پ) ۱/۱۲، ت) ۱/۲

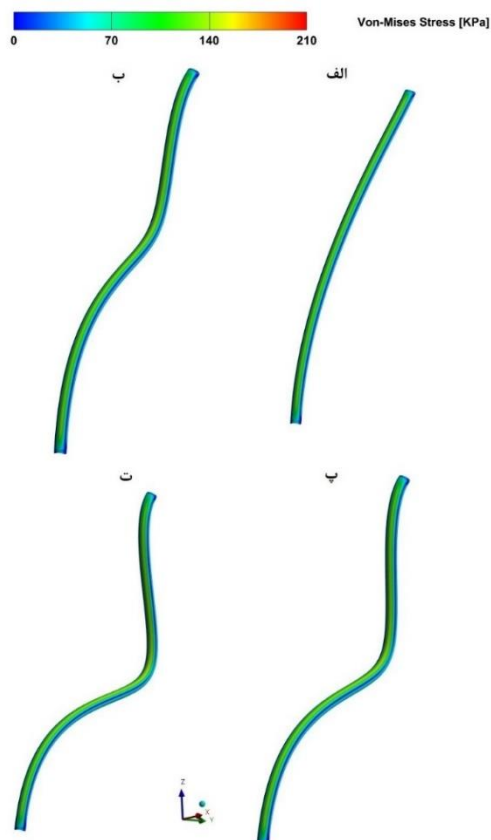
جدول ۴- بیشینه جابجایی و تغییر شکل گرافت‌ها در طول‌های مختلف در حالت اعمال حرکت کرونری (میلی متر)

نوع گرافت / طول گرافت	سینه‌ای	صافن	رادیال
۱/۰۳	۲/۹۸	۲/۸	۳/۰۵
۱/۰۵	۱/۴۹	۱/۴۸	۱/۵۲
۱/۱۲	۱/۳۸	۱/۳۸	۱/۳۹
۱/۲	۱/۳۸	۱/۳۸	۱/۳۹

۳-۳- مقایسه مقادیر چگالی انرژی کرنشی

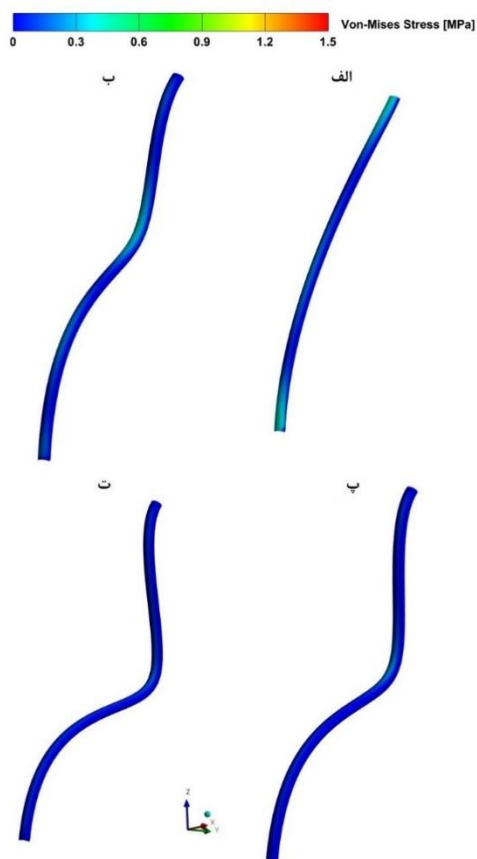
در سری نمودارهای موجود در شکل ۱۵ چگالی انرژی کرنشی کل گرافت‌های مختلف با طول‌های متفاوت در طول سیکل سوم نشان داده شده است.





شکل ۱۶- تنش فون مایسز گرافت صافن در حالت کرونری ثابت در

طول‌های الف (ب ۱/۰۳، ب ۱/۰۵، پ ۱/۱۲، ت ۱/۲)



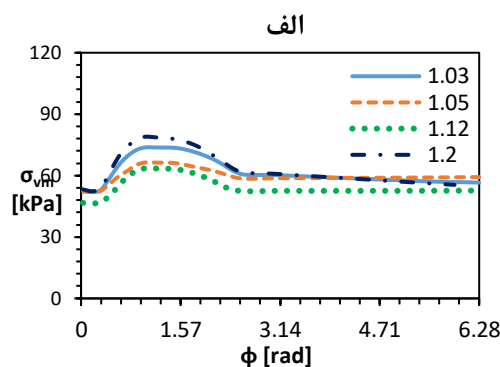
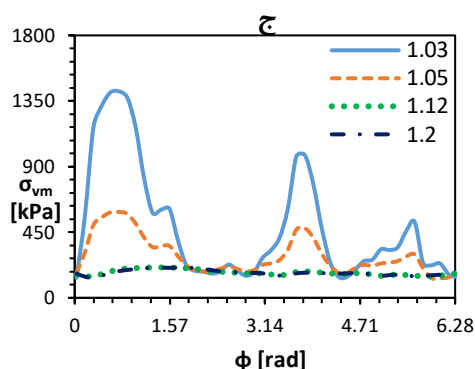
شکل ۱۷- تنش فون مایسز گرافت صافن در حالت کرونری متحرک

در طول‌های الف (ب ۱/۰۳، ب ۱/۰۵، پ ۱/۱۲، ت ۱/۲)

در شکل‌های ۱۵-ب، ۱۵-ت و ۱۵-ج مشاهده می‌شود که در حالت اعمال حرکت کرونری میزبان در تمام گرافت‌ها با افزایش طول گرافت چگالی انرژی کرنشی گرافت کاهش می‌یابد. این روند به خصوص در کاهش پیک منحنی چگالی انرژی کرنشی گرافت مشخص است. البته در حالت اعمال حرکت کرونری تفاوت بسیار کمی میان چگالی انرژی کرنشی گرافت‌های با طول‌های ۱/۱۲ و ۱/۲ در مقایسه با طول‌های کمتر وجود دارد. اما در شرایط عدم اعمال حرکت کرونری میزبان نظم مشخصی میان چگالی انرژی گرافت و طول گرافت وجود ندارد. به شکلی که مطابق شکل ۱۵-ث در گرافت رادیال با افزایش طول گرافت از ۱/۰۳ به ۱/۱۲ به مرور چگالی انرژی کرنشی گرافت رادیال کاهش یافته است اما سپس با رسیدن به طول ۱/۲ به میزان بسیار کمی افزایش می‌یابد به گونه‌ای که کمترین میزان از ماکزیمم چگالی انرژی در طول ۱/۱۲ و بیشترین میزان در طول ۱/۲ رخ داده است. در گرافت صافن (شکل ۱۵-پ) در ابتدا با افزایش طول گرافت از ۱/۰۳ به ۱/۰۵ چگالی انرژی کرنشی گرافت کاهش می‌یابد اما سپس با افزایش طول گرافت به ۱/۱۲ و ۱/۲ افزایش چگالی انرژی کرنشی گرافت اتفاق می‌افتد. همچنین براساس شکل ۱۵-الف، در گرافت سینه‌ای نیز در ابتدا با افزایش طول گرافت از ۱/۰۳ به ۱/۰۵ چگالی انرژی کرنشی گرافت کاهش می‌یابد اما سپس با افزایش طول گرافت به ۱/۱۲ و ۱/۲ چگالی انرژی کرنشی گرافت افزایش پیدا کرده است. البته بایستی ذکر کرد که در حالت عدم اعمال حرکت کرونری، اختلاف بسیار جزئی میان چگالی انرژی کرنشی طول‌های مختلف گرافت‌ها در مقایسه با حالت کرونری متحرک وجود دارد.

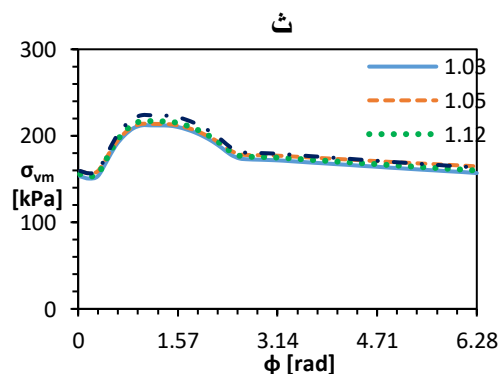
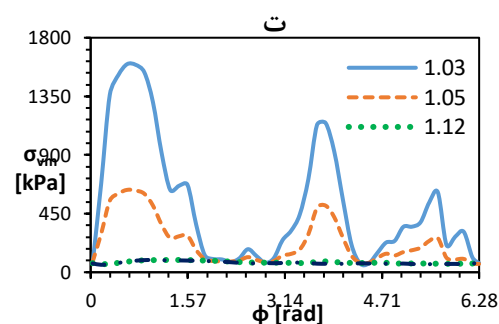
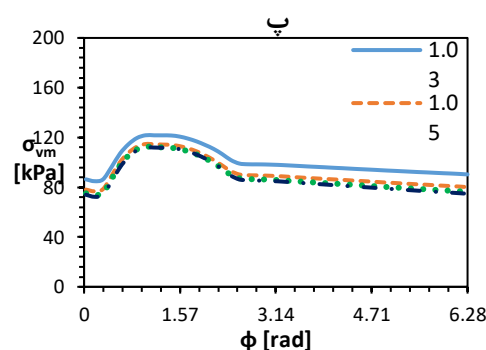
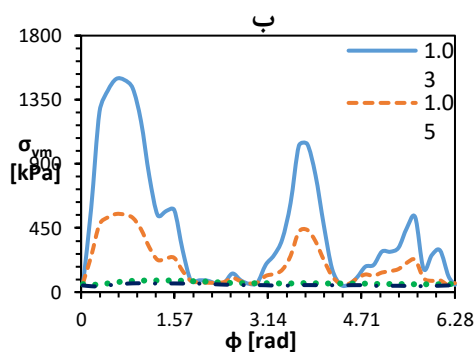
۳-۴- مقایسه مقادیر تنش فون مایسز

در شکل‌های ۱۶ و ۱۷ توزیع پارامتر تنش فون مایسز دیواره گرافت‌های صافن در طول‌های مختلف در دو حالت کرونری ثابت و متحرک در فاز $\phi = 1.05 \text{ rad}$ از سیکل سوم نشان داده شده است. در سری نمودارهای شکل ۱۸ نیز تنش فون مایسز گرافت‌ها در ناحیه پیوند (سطح اتصال به کرونری میزبان) در سیکل سوم بررسی شده است.



شکل ۱۸- تنش فون مایسز سطح پیوند گرافت‌های الف) سینه‌ای با کرونری ثابت، ب) سینه‌ای با کرونری متحرک، پ) صافن با کرونری ثابت، ت) صافن با کرونری متحرک، ث) رادیال با کرونری ثابت، ج) رادیال با کرونری متحرک در سیکل سوم

بر اساس نتایج موجود در شکل‌های ۱۸-ب، ۱۸-ت و ۱۸-ج در حالت اعمال حرکت کرونری میزبان، در تمام گرافت‌ها با افزایش طول گرافت تنش فون مایسز سطح پیوند گرافت کاهش می‌یابد. این روند به خصوص در کاهش پیک منحنی تنش مشخص است. البته در حالت اعمال حرکت کرونری تفاوت بسیار کمی میان تنش فون مایسز سطح پیوند گرافت‌های با طول‌های ۱/۲ و ۱/۱۲ در مقایسه با طول‌های کمتر وجود دارد. بررسی گردید که با افزایش طول گرافت، کاهش میزان تغییر شکل گرافت رو به کاهش می‌گذارد. این کاهش تغییر شکل می‌تواند موجب کاهش میزان چگالی انرژی کرنشی گرافت و تنش دیواره شود. بعلاوه اینکه گرافت‌های با طول بلندتر شامل یک قوس رو به پایین هستند. بلعکس گرافت‌های به طول ۱/۰۳ حالت کشیده‌ای دارند. در نتیجه زمانی که کرونری میزبان حرکت می‌کند، گرافت‌های بلندتر کمتر کشیده شده و در نتیجه می‌توانند تنش کمتری را متحمل شوند. اما در حالت عدم اعمال حرکت کرونری میزبان نظم مشخصی میان تنش ناحیه پیوند گرافت و طول گرافت وجود ندارد. به عنوان مثال در گرافت رادیال (شکل ۱۸-ث) با افزایش طول گرافت تنش فون مایسز ناحیه پیوند گرافت رادیال به شکل جزئی کاهش یافته است. حال آنکه مطابق شکل ۱۸-پ در گرافت صافن، بلعکس این وضعیت رخ می‌دهد. اما همانطور که در شکل ۱۸-الف نشان داده شده است، در گرافت سینه‌ای ابتدا با افزایش طول گرافت از ۱/۰۳ تا ۱/۱۲ تنش فون مایسز ناحیه پیوند گرافت کاهش پیدا کرده است. اما پس از اینکه طول گرافت به ۱/۲ می‌رسد، تنش فون مایسز بیشتر می‌شود. به طوری که می‌توان در طول ۱/۲ شاهد بیشترین و در طول ۱/۱۲ شاهد کمترین میزان ماکزیمم تنش فون مایسز ناحیه پیوند بود. البته بایستی ذکر کرد که در حالت کرونری ثابت، اختلاف کمتری میان تنش فون





مایسز گرافت‌ها در مقایسه با حالت کرونری متحرک وجود دارد. نکته مهم دیگری که در مورد توزیع تنش فون مایسز گرافت وجود دارد این است که بر اساس این توزیع می‌توان نتایج این پژوهش را با پژوهش‌های پیشین مقایسه نمود. در واقع پژوهش‌های بسیار محدودی بر روی پارامترهای خروجی مربوط به دیواره گرافت انجام شده و در همه این موارد کرونری میزبان ثابت بوده است. اما در بین همین پژوهش‌های اندک، می‌توان دریافت که تنش فون مایسز دیواره حداکثر ۳۹۰ کیلو پاسکال بوده است و مقادیر بیشینه تنش فون مایسز گرافت در سطح پیوند رخ داده است [۳۷]. در این پژوهش نیز تنش فون مایسز گرافت در حالت کرونری ثابت مقادیری فراتر از پژوهش‌های پیشین نداشته و مشابه این پژوهش‌ها، مقادیر بیشینه تنش در سطح پیوند گرافت دیده شده است.

۳-۵- مقایسه گرافت‌ها

در این بخش به مقایسه گرافت‌ها در طول‌های مختلف در هر دو حالت اعمال و عدم اعمال حرکت کرونری میزبان پرداخته شده است. میزان بیشینه جابجایی گرافت، بیشینه تنش فون مایسز ناحیه پیوند گرافت و چگالی انرژی کرنشی گرافت در گرافت‌های سینه‌ای و صافن نسبت به گرافت رادیال در طول‌های مختلف مقایسه گردیدند.

در حالت کرونری ثابت، گرافت سینه‌ای به طور کلی عملکرد مکانیکی بهتری نسبت به سایر گرافت‌ها دارد. در طول ۱/۰۳، گرافت سینه‌ای دارای کاهش ۴۷ درصدی در بیشینه جابجایی، ۶۵ درصدی در بیشینه تنش ناحیه پیوند و ۸۵ درصدی در چگالی انرژی کرنشی کل نسبت به گرافت رادیال بود. گرافت صافن نیز به ترتیب کاهش‌های ۵۰ درصد، ۴۲ درصد و ۷۰ درصد را نشان داد. در طول ۱/۰۵، گرافت سینه‌ای با کاهش ۵۰ درصدی در جابجایی، ۶۹ درصدی در تنش، و ۸۴ درصدی در چگالی انرژی کرنشی، نسبت به صافن که کاهش‌هایی معادل ۵۷ درصد، ۴۶ درصد و ۶۷ درصد داشت، قوام بیشتری داشت. در طول ۱/۱۲، گرافت سینه‌ای کاهش‌هایی برابر با ۵۷ درصد در جابجایی، ۷۰ درصد در تنش، و ۸۳ درصد در چگالی انرژی کرنشی داشت، در حالی که گرافت صافن به ترتیب ۵۹ درصد، ۴۸ درصد و ۶۶ درصد کاهش را نسبت به گرافت رادیال نشان داد. در نهایت در طول ۱/۲، کاهش جابجایی در گرافت سینه‌ای ۵۶ درصد، تنش ۶۵ درصد و چگالی انرژی کرنشی ۸۴ درصد بود. گرافت صافن نیز به ترتیب کاهش‌هایی معادل ۵۴ درصد، ۵۰ درصد و ۶۶ درصد را تجربه کرد. در حالت کرونری متحرک نیز گرافت سینه‌ای به طور کلی قوام

مکانیکی بهتری نسبت به گرافت‌های دیگر از خود نشان می‌دهد. در طول ۱/۰۳، گرافت سینه‌ای تنها ۳ درصد کاهش در جابجایی در مقایسه با گرافت رادیال نشان داد، اما تنش آن ۶ درصد افزایش یافت، در حالی که چگالی انرژی کرنشی ۲۵ درصد کاهش پیدا کرد. صافن هم با ۵ درصد کاهش در جابجایی، ۱۳ درصد افزایش در تنش و ۴ درصد کاهش در چگالی انرژی کرنشی همراه بود. در طول ۱/۰۵، گرافت سینه‌ای با کاهش‌های ۲ درصد در جابجایی، ۷ درصد در تنش، و ۳۷ درصد در چگالی انرژی کرنشی عملکرد پایدارتری نسبت به صافن نشان داد. گرافت صافن کاهش ۳ درصدی در جابجایی، اما افزایش ۷ درصدی در تنش و کاهش ۱۵ درصدی در چگالی انرژی کرنشی را ثبت کرد. در طول ۱/۱۲، هر دو گرافت کاهش ۱ درصدی در جابجایی داشتند. با این حال، گرافت سینه‌ای با ۶۱ درصد کاهش در تنش و ۷۲ درصد کاهش در چگالی انرژی کرنشی، نسبت به صافن که به ترتیب کاهش‌هایی برابر ۵۵ درصد و ۵۳ درصد داشت، پایداری مکانیکی بیشتری داشت. در نهایت در طول ۱/۲، گرافت سینه‌ای کاهش‌هایی معادل ۱ درصد در جابجایی، ۷۰ درصد در تنش و ۷۷ درصد در انرژی کرنشی داشت. صافن نیز با همان مقدار کاهش جابجایی، کاهش‌هایی برابر با ۵۶ درصد در تنش و ۶۰ درصد در چگالی انرژی کرنشی از خود نشان داد. به وضوح موضوع تفاوت قطر و ضخامت و جنس گرافت‌ها عوامل اصلی تغییرات پارامترها بین گرافت‌های مختلف است.

۴- بحث و تحلیل‌ها

در پژوهش‌های بسیاری دو پارامتر چگالی انرژی کرنشی و تنش فون مایسز به عنوان شاخص‌هایی برای سنجش احتمال نارسایی‌های مکانیکی دیواره عروق در نظر گرفته شده است [۱۳][۳۸][۳۹]. هر چه میزان چگالی انرژی کرنشی دیواره رگ بیشتر باشد، احتمال نارسایی‌های مکانیکی دیواره رگ (به خصوص در بلندمدت) بیشتر می‌شود، در ضمن باعث تضعیف استحکام ساختاری و رساندن آسیب به بافت شده و دیواره رگ را مستعد به گسیختگی می‌نماید [۳۸]. اگر میزان تنش فون مایسز در یک ناحیه از دیواره عروق بالا باشد، احتمال آسیب ساختاری دیواره رگ در آن ناحیه بیشتر است [۱۳][۳۹]. بر اساس این دو معیار اثر طول گرافت را بر روی قوام و پایداری گرافت بررسی شده است. نتایج حاکی از این است که در حالت در نظر گرفتن حرکت کرونری، بین پارامترهای طول گرافت و میزان تنش فون مایسز و چگالی انرژی کرنشی دیواره گرافت، رابطه منظمی وجود دارد. این مسئله در ناحیه پیوند بارزتر است.

بین گرفت‌های رادیال، طول $1/0.3$ در حالت اعمال حرکت کروئری میزبان، تنش بیشینه $1/42$ مگاپاسکال را تجربه کرده است و این تنش ۳۰ درصد با حد نهایی تنش (۲ مگاپاسکال) فاصله دارد و می‌توان نتیجه گرفت که این پیوند با خطر پارگی روبرو است. همین وضعیت در مورد گرفت صافن با طول مشابه در حالت کروئری متحرک وجود دارد. زیرا میزان بیشینه تنش آن $1/6$ مگاپاسکال است که ۱۱ درصد با تنش نهایی آن ($1/8$ مگاپاسکال) فاصله دارد. پیش بینی می‌شود که احتمال گسیختگی گرفت بالا باشد. اما در مورد گرفت‌های سینه‌ای، خطر پارگی کمتر از سایر گرفت‌ها است. چرا که حداکثر تنش بدست آمده در گرفت‌های سینه‌ای $1/5$ مگاپاسکال است که ۶۳ درصد کمتر از تنش نهایی ($4/1$ مگاپاسکال) است. لذا پیش‌بینی می‌شود که گرفت‌های رادیال و صافن با طول بی‌بعد $1/0.3$ که حالت هندسی کشیده‌ای دارند، با خطر پارگی روبرو باشند و به جراحان پیشنهاد می‌شود که از انتخاب این حالات پیوند خودداری نمایند.

۵- جمع بندی و نتیجه گیری

در این پژوهش به بررسی اثر طول گرفت به عنوان فاکتور هندسی جدید و موثر در سلامت پیوند بای پس کروئری در گرفت‌های سینه‌ای، صافن و رادیال پرداخته شد. بعلاوه این بررسی در دو شرایط اعمال و عدم اعمال حرکت کروئری میزبان که متأثر از حرکت دیواره قلب است انجام گردید.

مشاهده شد که اعمال حرکت کروئری میزبان در مدل کروئری و گرفت بای پس تأثیرات قابل توجهی را از جمله شامل افزایش چشمگیر میزان جابجایی و تغییر شکل گرفت و تنش فون مایسز و چگالی انرژی گرفت به همراه داشت.

در زمینه بررسی اثر طول گرفت، نتایج حاکی از این بود که در حالت کروئری متحرک به طور واضح با افزایش طول گرفت احتمال نارسایی‌های مکانیکی و ساختاری دیواره گرفت کاهش پیدا می‌کند. اما در حالت کروئری ثابت به دلیل عدم وجود یک رابطه منظم میان پارامترهای مکانیکی دیواره گرفت و طول گرفت نمی‌توان تحلیل متقنی ارائه نمود.

در مقایسه عملکرد سه نوع گرفت، نتایج نشان داد که به طور کل در تمامی حالات و طول‌ها، گرفت سینه‌ای از نظر مکانیکی مناسب‌ترین گزینه برای پیوند محسوب می‌شود، در حالی که گرفت رادیال می‌تواند نامطلوب‌ترین انتخاب برای پایداری پیوند باشد.

بعلاوه با بررسی بیشینه تنش‌های ایجاد شده در دیواره گرفت‌ها با مقادیر تنش پارگی مشاهده شد که خطر پارگی دیواره

به طوری که با افزایش طول گرفت میزان تنش فون مایسز و چگالی انرژی کرنشی گرفت به طور مرتب کاهش پیدا می‌کند. در نتیجه می‌توان گفت که با افزایش طول گرفت احتمال نارسایی‌های مکانیکی دیواره گرفت به خصوص در ناحیه پیوند بی بعد $1/2$ ، انتخاب‌های بهینه‌تری برای داشتن پیوندهای ایمن تر هستند. در گرفت‌های با طول $1/0.3$ که به شکل کشیده هستند، بیشینه تنش فون مایسز از 1 مگاپاسکال فراتر شده است. اما توضیح داده شد که با توجه به این نتایج، نظم و رابطه مشخصی میان پارامترهای دیواره و طول گرفت در حالت عدم اعمال حرکت به شریان کروئری، وجود نداشته و در بیشتر موارد اختلاف این پارامترها در طول‌های مختلف نسبت به حالت اعمال حرکت به کروئری بسیار کمتر است. در نتیجه برای ارزیابی مناسب تر اثر طول گرفت پیشنهاد می‌شود که از این پس محققین در شبیه سازی‌ها از اعمال حرکت به کروئری غافل نشوند. زیرا ضمن داشتن رابطه مشخص میان طول گرفت و تغییرات پارامترهای مکانیکی، شرایط مدلسازی به دلیل اعمال حرکت کروئری در یک قلب تپنده، به واقعیت بالینی آن نزدیکتر است.

در مقایسه بین انواع گرفت‌ها مشاهده گردید که در مجموع گرفت سینه‌ای کمترین میزان تنش و چگالی انرژی کرنشی دیواره را دارد و در نتیجه پیش بینی می‌شود که بهترین عملکرد مکانیکی را داشته باشد. بر خلاف آن گرفت رادیال در مقایسه با گرفت‌های صافن و سینه‌ای عملکرد مکانیکی ضعیف تری را نشان داده است. به طور کلی این نتایج نشان دادند که گرفت‌های سینه‌ای کمترین و گرفت‌های رادیال بیشترین احتمال نارسایی‌های مکانیکی را دارا هستند.

در پژوهش‌های آزمایشگاهی پیشین بر روی بافت دیواره سرخرگ‌های رادیال، سینه‌ای و سیاهرگ صافن، تست‌های مکانیکی مشخصی مانند تست کشش محوری صورت گرفته و میزان تنش نهایی دیواره‌های عروق قبل از رخداد پارگی، سنجیده شده‌اند. بر این اساس میزان تنش نهایی دیواره سرخرگ سینه‌ای تقریباً $4/1$ مگاپاسکال، سرخرگ رادیال 2 مگاپاسکال و سیاهرگ صافن $1/8$ مگاپاسکال اندازه‌گیری شده اند [۴۱،۴۰]. ممکن است عوامل دیگری برای تشدید خطر پارگی دیواره عروق وجود داشته باشند که در این پژوهش در نظر گرفته نشده‌اند، لذا پیشنهاد می‌شود که مقادیر تنش بحرانی برای دیواره را کمتر از تنش نهایی پارگی گزارش شده، در نظر گرفت و خطر پارگی گرفت را با مقادیر کمتری لحاظ نمود [۴۲].

- 16) Changizi, Shirin, et al. "A comparative analysis of coronary bypass implants: Experimental and fluid-structure interaction analysis." *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 44.2 (2024): 393-401.
- 17) Matsuura, Kaoru, et al. "Computational fluid dynamic study of different incision length of coronary artery bypass grafting in a native coronary stenosis model." *Journal of Thoracic Disease* 11.2 (2019): 393.
- 18) Mao, Boyan, et al. "Competitive flow effects of internal mammary artery bypass with different coronary stenosis lengths." *International Journal of Computational Methods* 16.03 (2019)
- 19) Gataa, Ibrahim Saeed, et al. "Influences of stenosis and transplantation on behavior of blood flow in the host and grafted vessels using computational fluid dynamics." *International Journal of Thermofluids* 23 (2024): 100800.
- 20) Kostelnik, Colton J., et al. "Acute Mechanical Consequences of Vessel-Specific Coronary Bypass Combinations." *Cardiovascular Engineering and Technology* 14.3 (2023): 404-418.
- 21) Seo, Jongmin, et al. "Computational evaluation of venous graft geometries in coronary artery bypass surgery." *Seminars in thoracic and cardiovascular surgery*. Vol. 34. No. 2. WB Saunders, 2022.
- 22) Perry, Rebecca, et al. "Coronary artery wall thickness of the left anterior descending artery using high resolution transthoracic echocardiography—normal range of values." *Echocardiography* 30.7 (2013): 759-764.
- 23) Gopal, Divya, et al. "Comparison of left internal mammary artery diameter before and after left stellate ganglion block." *Annals of Cardiac Anaesthesia* 16.4 (2013): 238-242.
- 24) Marx, R., et al. "Morphological differences of the internal thoracic artery in patients with and without coronary artery disease—evaluation by duplex-scanning." *European journal of cardio-thoracic surgery* 20.4 (2001)
- 25) Wahood, Waseem, et al. "Radial artery diameter: a comprehensive systematic review of anatomy." *Journal of neurointerventional surgery* 14.12 (2022): 1274-1278.
- 26) Ku, Young Mi, et al. "Ultrasonographic measurement of intima-media thickness of radial artery in pre-dialysis uraemic patients: comparison with histological examination." *Nephrology Dialysis Transplantation* 21.3 (2006): 715-720.
- 27) Fattoum, Maher, et al. "Lower extremity arterial revascularization using conditioned small-diameter great saphenous vein." *Journal of Vascular Surgery* 64.3 (2016)
- 28) Labropoulos, Nicos, et al. "Saphenous vein wall thickness in age and venous reflux-associated remodeling in adults." *Journal of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders* 5.2 (2017): 216-223.
- 29) Vitello, Dominic J., et al. "Blood density is nearly equal to water density: a validation study of the gravimetric method of measuring intraoperative blood loss." *Journal of veterinary medicine* 2015.1 (2015)
- 30) Boonya-Ananta, Tananant, et al. "Synthetic photoplethysmography (PPG) of the radial artery through parallelized Monte Carlo and its correlation to body mass index (BMI)." *Scientific reports* 11.1 (2021)
- 31) Jahangiri, Mehdi, Mohsen Saghaian, and Mahmood Reza Sadeghi. "Numerical Study of Turbulent Pulsatile Blood Flow through Stenosed Artery Using Fluid-Solid Interaction." *Computational and mathematical methods in medicine* 2015.1 (2015): 515613.
- 32) Hajati, Zahra, et al. "Fluid-structure interaction of blood flow around a vein valve." *BioImpacts: BI* 10.3 (2020)
- 33) Du, Yepeng, et al. "A Study of the Fluid-Structure Interaction of the Plaque Circumferential Distribution in the Left Coronary Artery." *Applied Sciences* 12.12 (2022): 6200.
- 34) Kim, Hyun Jin, et al. "Patient-specific modeling of blood flow and pressure in human coronary arteries." *Annals of biomedical engineering* 38 (2010)
- 35) Johnson, Kevin R., et al. "Three-dimensional, time-resolved motion of the coronary arteries." *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 6.3 (2004): 663-673.
- 36) Papadopoulos, Panayiotis. "Introduction to continuum mechanics." Berkeley, California (2008).
- 37) Tajeddini, Farshad, et al. "Patient-specific fluid-structure interaction simulation of the LAD-ITA bypass graft for moderate and severe stenosis: A doubt on the fractional flow reserve-based decision." *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 42.1 (2022): 143-157.
- 38) Al-Jumaily, Ahmed M., et al. "Aneurysm Rupture Prediction Based on Strain Energy-CFD Modelling." *Bioengineering* 10.10 (2023): 1231.
- 39) Cui, F. S., et al. "Effects of balloon length and compliance on vascular stent expansion." *International Journal of Applied Mechanics* 2.03 (2010): 681-697.
- 40) Camasão, D. B., and D. J. M. T. B. Mantovani. "The mechanical characterization of blood vessels and their substitutes in the continuous quest for physiological-relevant performances. A critical review." *Materials Today Bio* 10 (2021): 100106.
- 41) Beville, Kyla, et al. "Radial Artery Model for Catheterization Procedures." (2022).
- 42) Fung, Yuan-cheng. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. Springer Science & Business Media, 2013.

گرافت‌های رادیال و صافن با طول بی‌بعد $1/0.3$ در حالت کرونری متحرک بسیار جدی بوده و بایستی پزشکان از پیوند این دو نوع گرافت با حالت هندسی کشیده، به طور جدی صرف نظر نمایند.

در راستای ساده سازی مدل پیچیده جراحی بای پس کرونری، شبیه سازی حاضر محدود به مدل های شریان کرونری و گرافت متصل به آن بوده و اثرات جریان خون (همودینامیک) در نظر گرفته نشده است. با توجه به اهمیت همودینامیک کرونری، پژوهش در این زمینه ادامه دارد و اثر فاکتورهای هندسی به روش برهمکنش سیال و جامد بر همودینامیک شریان در دست اقدام است.

بعلاوه دیواره شریان به صورت یک لایه و با رفتار همسانگرد مدل شده است. با این فرض که ساختاری چند لایه با رفتاری پیچیده ضمن افزایش زمان محاسبات تاثیر قابل توجه و عمده‌ای در نتایج نخواهد داشت. چرا که رفتار شریان (با لایه های آن) به صورت کلی در مدل ریاضی بیان شده است.

۵- منابع

- 1) Roth, Gregory A., et al. "Global burden of cardiovascular diseases and risk factors, 1990-2019: update from the GBD2019 study." *Journal of the American college of cardiology* 76.25 (2020): 2982-3021
- 2) Laranjo, Liliana, et al. "World Heart Federation roadmap for secondary prevention of cardiovascular disease: 2023 update." *Global heart* 19.1 (2024): 8
- 3) Tsao, Connie W., et al. "Heart disease and stroke statistics—2023 update: a report from the American Heart Association." *Circulation* 147.8 (2023): e93-e621.
- 4) Tonino, Pim AL, et al. "Angiographic versus functional severity of coronary artery stenosis in the FAME study: fractional flow reserve versus angiography in multivessel evaluation." *Journal of the American College of Cardiology* 55.25 (2010)
- 5) Gaudino, Mario, et al. "Association of radial artery graft vs saphenous vein graft with long-term cardiovascular outcomes among patients undergoing coronary artery bypass grafting: a systematic review and meta-analysis." *Jama* 324.2 (2020): 179-187
- 6) Sonker, Uday, et al. "Emergency surgery for acute mitral valve obstruction resulting from hemorrhage within a left atrial myxoma." *The Annals of thoracic surgery* 87.2 (2009): 636-638.
- 7) John, Lindsay CH. "Biomechanics of coronary artery and bypass graft disease: potential new approaches." *The Annals of thoracic surgery* 87.1 (2009): 331-338.
- 8) Koksungnoen, Satiraporn, Phadungsak Rattanadecho, and Patcharaporn. "3D numerical model of blood flow in the coronary artery bypass graft during no pulse and pulse situations: Effects of an anastomotic angle and characteristics of fluid." *Journal of Mechanical Science and Technology* 32 (2018)
- 9) Apan, Jhon Jasper, Lemmuel Tayo, and Jaime Honra. "Numerical investigation of the relationship between anastomosis angle and hemodynamics in ridged spiral flow bypass grafts." *Applied Sciences* 13.6 (2023)
- 10) Totorean, A. F., et al. "Competitive flow and anastomosis angle influence on bypass hemodynamics in unsteady flow conditions." *AIP Conference Proceedings*. Vol. 1863. No. 1. AIP Publishing, 2017.
- 11) Arefin, Md Shamsul. "Hemodynamic and structural effects on bypass graft for different levels of stenosis using fluid structure interaction: A prospective analysis." *Journal of Vascular Nursing* 37.3 (2019).
- 12) Fallahi, H., E. Shirani, and E. Zohravi. "Hemodynamic analysis of coronary artery bypass grafting with elastic walls and different stenosis." *Scientia Iranica* 28.2 (2021): 773-784.
- 13) Alizadehghobadi, Shila, et al. "Numerical study of hemodynamics in a complete coronary bypass with venous and arterial grafts and different degrees of stenosis." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 24.8 (2021): 883-896.
- 14) Humphrey, Jay D. *Cardiovascular solid mechanics: cells, tissues, and organs*. Springer Science & Business Media, 2013.
- 15) محمودی، مهدی، گرچی، مفید، و بوستانی، فرشید. (۱۳۹۵). حل عددی جریان ریز قطبی ضربانی خون در رگ ویسکوالاستیک و مقایسه آن با رگ صلب و الاستیک. مهندسی مکانیک شریف (شریف
- SID. <https://sid.ir/paper/128326/fa>، ۲۸-۲۱، ۳-۲۲، ۱۳-۲۱)