



اثر ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان بر پیوند بای پس انتها به پهلو

مهدی رمضانپور¹، مهدی معرفت^{2*}، منیژه مختاری دیزجی³

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

3- استاد، بخش فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

* تهران، صندوق پستی 111-14115، maerefat@modares.ac.ir

چکیده

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 28 دی 1393

پذیرش: 05 اسفند 1393

ارائه در سایت: 15 فروردین 1394

کلید واژگان:

ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان

پارامترهای همودینامیکی

سیال غیر نیوتنی

اندرکنش سیال - سازه دوراها

ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان در پیوندهای بای پس عروق کرونری یکی از عوامل موثر در بروز ناکارایی این پیوندها به شمار می رود. هدف از این مطالعه، بررسی اثر ناهمسانی پیوند و شریان میزبان بر پیوند بای پس انتها به پهلو می باشد. برای مدل سازی سیال از مدل غیرنیوتنی کریو- یاسودا استفاده شده است و جنس دیواره پیوند و شریان میزبان نیز ایزوتروپیک و الاستیک فرض شده است. در این مطالعه همچنین اثر رئولوژی خون و انعطاف پذیری دیواره پیوند در توزیع تنش برشی و پروفیل سرعت در پیوند بای پس انتها به پهلو بررسی شده است. نتایج شبیه سازی های اندرکنش سیال - سازه دوراها نشان می دهند که ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان موجب جابجایی کمتر دیواره پیکربندی پیوند بای پس در ناحیه بحرانی محل اتصال پیوند به شریان میزبان خواهد شد و این موضوع سبب ایجاد تنش برشی بیشتر در سازه، در محل اتصال پیوند به شریان میزبان می گردد. جابجایی مذکور در هر دو حالت همسان و غیر همسان به نحوی است که همواره درصد جداسازی پیوند و شریان میزبان در محل خط بخیه است. نحوه توزیع تنش برشی روی خط مرکز بستر شریان میزبان و پنجه پیوند نشان می دهد که تفاوت توزیع این پارامتر همودینامیکی در حالت های همسان و غیرهمسان تنها در حالتی که فشار وارده بر دیواره داخلی پیکربندی پیوند بای پس از فشار وارده بر دیواره خارجی آن کمتر می شود قابل مشاهده بوده و همچنین مقدار این پارامتر همودینامیکی در ناحیه دیستال پیکربندی پیوند بای پس و بعد از پنجه آن در حالت همسان کمتر از حالت غیرهمسان است.

The effects of compliance mismatch on the End to Side bypass graft

Mehdi Ramezanpour¹, Mehdi Maerefat^{1*}, Manijhe Mokhtari-Dizaji²

1- Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

2- Department of Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

* P.O.B. 14115-111 Tehran, Iran, maerefat@modares.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 18 January 2015
Accepted 24 February 2015
Available Online 04 April 2015

Keywords:
Compliance mismatch
Hemodynamic parameter
Non-Newtonian fluid
2 Way FSI

ABSTRACT

Compliance mismatch is one of the reasons of the coronary artery bypass graft (CABG) failure. The purpose of this study is to investigate the effect of compliance mismatch on the End to Side bypass graft. In order to model non Newtonian behavior of the blood flow, the Carreau-Yasuda model was employed and the graft and artery wall was assumed to be isotropic and modeled as linearly elastic. In this study the effects of blood rheology and wall distensibility on the wall shear stress distribution and velocity profile were also investigated. The results of the 2 way fluid structure interaction simulation show that the maximum deformation occurs in the critical position of graft-artery junction and compliance mismatch causes smaller wall deformation in comparison to the cases in which the materials of the graft and artery are the same, which leads to a higher intramural shear stress in graft-artery junction. The anastomotic wall deforms in a way that always tends to separate the graft and artery. Wall shear stress distribution on the bed centerline and the toe of the bypass graft indicates that the differences between the homologous and non-homologous material case are visible only when the internal pressure is lower than the external one. In the distal location of the artery after the toe of the anastomotic, the values of wall shear stress in the homologous material case are lower than the non-homologous material one.

1- مقدمه

ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان¹ در پیوندهای بای پس یکی از عوامل موثر در بروز ناکارایی این پیوندها به شمار می رود [1]. یکی از عمل های مهم رگ های خونی توانایی انبساط و انقباض آن ها است. انعطاف پذیری معیاری از تمایل یک اندام توخالی مانند رگ برای بازگشتن به اندازه اصلی خود است

زمانی که نیروی منبسط یا منقبض کننده بر آن اعمال می گردد. به عبارت دیگر توانایی انبساط یا انقباض در برابر فشار نسبی اعمال شده را گویند که به صورت $C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$ تعریف می گردد که در این رابطه ΔV تغییر حجم، ΔP اختلاف فشار داخل و خارج رگ است. انعطاف پذیری وریدها به دلیل نازک بودن دیواره آن ها نسبت به شریان ها بیشتر است. انعطاف پذیری وریدها در فشارهای پایین 10 تا 20 برابر بیشتر از شریان ها است ولی در فشارهای بالاتر

1- Compliance mismatch

Please cite this article using:

M. Ramezanpour, M. Maerefat, M. Mokhtari-Dizaji, The effects of compliance mismatch on the End to Side bypass graft, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 5, pp. 279-286, 2015 (In Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

M. Ramezanpour, M. Maerefat, M. Mokhtari-Dizaji, The effects of compliance mismatch on the End to Side bypass graft, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 5, pp. 279-286, 2015 (In Persian)



شکل 1 هندسه استفاده شده برای پیوند بای پس انتها به پهلوی، شکل کوچکتر نمایی از روبروی پیوند را نشان می دهد.

3- معادلات حاکم

در تحقیق حاضر خون سیالی همگن، تراکم ناپذیر و غیرنیوتنی فرض شده است و جریان خون سه بعدی، ناپایا و آرام در نظر گرفته شده است که با توجه به محدوده تغییرات عدد رینولدز که ارائه خواهد شد، فرضی منطقی است. معادلات حاکم بر جریان خون در رگی با دیواره صلب به صورت تانسوری عبارتند از:

معادله پیوستگی (رابطه 1):

$$U_{i,j} = 0 \quad (1)$$

معادله مومنوم (رابطه 2):

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j u_{i,j} \right) = -p_{,i} + \tau_{ij,j} \quad (2)$$

ρ معرف چگالی خون است و مقدار آن 1060 kg/m^3 می باشد و τ تانسور تنش برشی است که توسط رابطه (3) بیان می گردد.

$$\tau_{ij} = \mu_{eff} \dot{\gamma}_{ij} \quad (3)$$

μ_{eff} ویسکوزیته دینامیکی خون است. به منظور مدل سازی رفتار غیرنیوتنی سیال خون از مدل کریو- یاسودا⁸ (رابطه 4) استفاده شده است.

$$\mu_{eff} = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{\frac{(n-1)}{a}} \quad (4)$$

μ_0 و μ_{∞} و λ و a و n ثابت هایی اند که با استفاده از خواص خون تعیین می گردند و مقادیر هر یک از آن ها به ترتیب برابر با $0/022 \text{ Pa.s}$ و $0/0022 \text{ Pa.s}$ و $0/11 \text{ s}$ و $0/644$ و $0/392$ در نظر گرفته شده است [6]. نشان داده شده است که رابطه (4) به خوبی توانایی توصیف رفتار غیرنیوتنی خون را دارد [7]. $\dot{\gamma}$ اندازه تانسور نرخ تغییر شکل است. با این داده ها مقدار عدد رینولدز بیشینه با فرض ویسکوزیته دینامیکی $0/004$ برای خون برابر $381/6$ بدست خواهد آمد.

در رگی با دیواره انعطاف پذیر علاوه بر معادلات حاکم بر بخش سیال به معادلات حاکم بر بخش سازه نیز نیاز است که این معادلات توسط رابطه (5) بیان می شوند:

$$\{F(t)\} = [M]\{\ddot{u}(t)\} + [K]\{u(t)\} \quad (5)$$

در این معادله $F(t)$ بردار نیرو، $[M]$ ماتریس جرم، $[K]$ ماتریس سختی، u بردار جابجایی و $\ddot{u}(t)$ بردار شتاب برای هر نقطه می باشد. این معادله توسط شرایط مرزی از نوع تنش در فصل مشترک سازه- سیال و قیدهایی برای محدود کردن حرکت جسم صلبوار میدان محاسباتی در حلقه ورودی پیوند و حلقه خروجی شریان میزبان حل می گردند. در این تحقیق جنس رگ ها ثابت، همگن و الاستیک فرض شده است همچنین مدول یانگ شریان و پیوند با در نظر گرفتن فشار ترانسومورال 100 میلی متر جیوه طبق گزارش مرجع [8] و با استفاده از میان یابی برابر $1/5 \times 10^6$ و $2/2 \times 10^6$ تعیین گردید. ضخامت دیواره رگ ها با توجه به گزارش مک دونالد [9] برابر با 1 mm در نظر گرفته شد.

4- شرایط مرزی و اولیه

پروفیل سرعت نشان داده شده در شکل 2 به عنوان شرط مرزی ورودی با فرکانس $0/9 \text{ Hz}$ به صورت توسعه یافته در ورودی پیکربندی ها اعمال گردید

انعطاف پذیری شریان ها بیشتر از وریدها است. بدین طریق در پیوند بای پس که در آن معمولاً یک ورید به یک شریان متصل می شود، انعطاف پذیری به عنوان یک فاکتور مکانیکی تاثیرگذار بر کارایی این پیوند مطرح می شود. مشاهدات تجربی نشان داده اند که با افزایش میزان اختلاف انعطاف پذیری پیوند و شریان میزبان در پیوندهای بای پس مقدار بیشتری از I_H در اطراف خطوط بخیه این نوع پیوندها ایجاد خواهد شد [1-3]. I_H عامل اصلی ناکارایی پیوندهای بای پس، افزایش غیرعادی سلول های اندوتلیال و ضخیم شدن لایه داخلی رگ های خونی² است. بالیک و همکاران [4] به طور عددی به مقایسه میزان تاثیر اختلاف انعطاف پذیری بر تنش های داخلی سازه در پیوندهای انتها به پهلوی و انتها به انتها پرداختند و دریافتند که اثر افزایش اختلاف انعطاف پذیری در پیوندهای انتها به پهلوی بیشتر از نوع انتها به انتها است و این اختلاف سبب افزایش تنش های داخلی در محل اتصال پیوند به شریان میزبان خواهد شد. هوفر و همکاران [5] با روش عددی به بررسی اثر ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان بر پیوند بای پس در دو حالتی که سختی پیوند در یکی از آن ها 10 و در دیگری $0/25$ برابر سختی شریان میزبان بود، پرداختند و در نتیجه عنوان کردند که تنش اصلی³ وارده بر سازه در محل اتصال پیوند به شریان میزبان در حالتی که سختی پیوند 10 برابر سختی شریان میزبان است، از لحاظ مرتبه بزرگی، یک مرتبه بزرگتر از حالتی است که سختی پیوند $0/25$ برابر سختی شریان میزبان است، همچنین با بررسی تنش برشی متوسط گیری شده نسبت به زمان در چند نقطه خاص و پروفیل سرعت محوری در مکان های مختلف از پیوند بای پس در یک زمان خاص به این نتیجه رسیدند که ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان اثر کمی بر همودینامیک پیوند بای پس دارد. در تحقیق حاضر با در نظر گرفتن پیوندی از جنس ورید که سختی آن بیشتر از شریان میزبان است و همچنین پیوندی از جنس شریان که سختی آن برابر سختی شریان میزبان است به بررسی اثر ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان بر پیوند انتها به پهلوی پرداخته می شود. از تفاوت های تحقیق حاضر با تحقیق انجام شده توسط هوفر و همکاران [5] می توان به بررسی توزیع تنش برشی لحظه ای علاوه بر تنش متوسط روی خط مرکز بستر شریان میزبان برای بررسی دقیق تر تفاوت همودینامیک پیوند هم جنس و غیر هم جنس اشاره کرد، در نتیجه این عمل تفاوت قابل ملاحظه ای میان همودینامیک پیوند هم جنس و غیر هم جنس در زمانی خاص مشاهده شد. همچنین در تحقیق حاضر از مدول یانگ حقیقی که توسط نتایج آزمایشگاهی تعیین شده است، استفاده گردیده است که با فیزیک مسئله تطابق بهتری دارد.

2- مدل هندسی

شکل 1 هندسه یک پیوند بای پس انتها به پهلوی با زاویه پیوند 30 درجه و نسبت قطر پیوند به شریان میزبان 2 را نشان می دهد. این هندسه در بخش ورکبنچ⁴ نرم افزار انسیس⁵ شبکه بندی شده است و در عملیات شبکه بندی از ترکیبی از المان های چهار ضلعی⁶ و گوه ای شکل⁷ استفاده شده است. با تعداد المان تقریباً برابر 600000 و گام زمانی $0/01$ ثانیه استقلال از شبکه و گام زمانی برای تمام هندسه های پیوند بای پس مورد بررسی، حاصل شد.

1- Intimal Hyperplasia

2- Intimal thickening

3- Principal stress

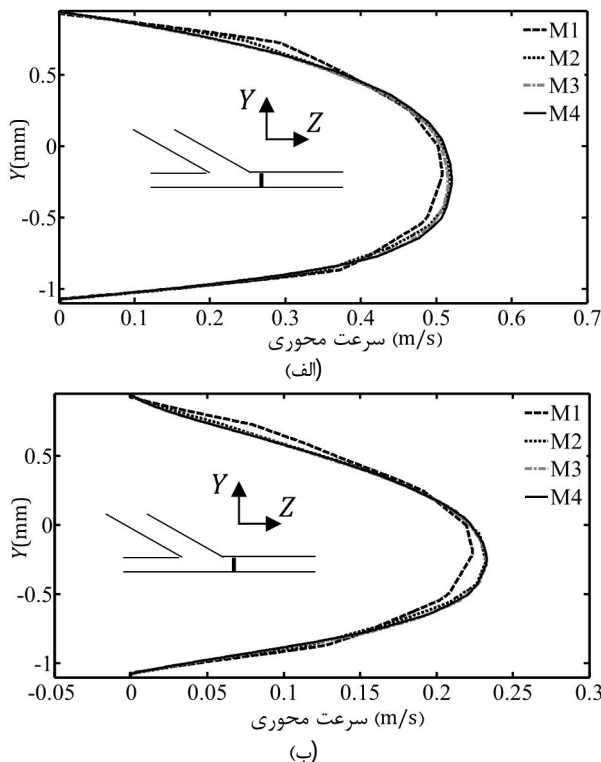
4- Workbench

5- ANSYS

6- Tetrahedral

7- Wedge

8- Carreau-Yasuda



شکل 4 پروفیل سرعت در دو زمان t_1 (الف) و t_2 (ب) به ازای اندازه‌های متفاوت از شبکه در مقطعی به فاصله 2mm از پنجه پیوند

شرایط اولیه برای مولفه‌های سرعت و فشار و جابجایی دیواره از حل حالت پایا حاصل شد.

5- روش حل

در حل عددی مسائل اندرکنش سیال-سازه چون حجم کنترل با گذشت زمان تغییر شکل می‌دهد از معادلات ناویر استوکس تعمیم یافته که با کمک قضیه لایبنیتز⁶ بدست می‌آیند، استفاده می‌شود (روابط 6 و 7).

$$\frac{d}{dt} \int_{V(t)} \rho dV + \int_S \rho (U_j - W_j) n_j d\Omega = 0 \quad (6)$$

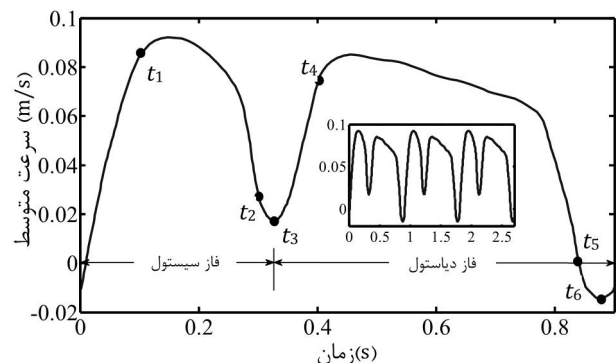
$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \int_{V(t)} \rho U_i dV + \int_S \rho (U_i - W_i) U_i n_i d\Omega = \\ - \int_S P n_i d\Omega + \int_S \mu \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) n_j d\Omega + \int_V S_{ij} dV \end{aligned} \quad (7)$$

W_j سرعت مرزهای حجم کنترل است.

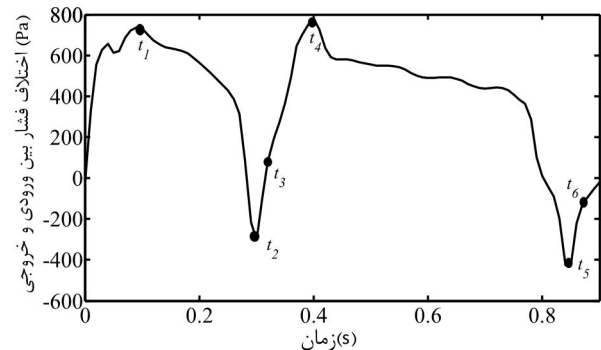
به منظور اجرای شبیه‌سازی اندرکنش سیال-سازه دو راهه⁷ این معادلات به همراه معادلات حاکم بر بخش سازه به صورت کاملاً کوپل با یکدیگر و با روشی تکراری توسط نرم‌افزار انسیس حل می‌شوند تا از این طریق اثر جابجایی بخش سازه بر توزیع پارامترهای سیال و همچنین اثر تغییر در پارامترهای سیال بر بخش سازه که به تغییر شکل و توزیع تنش در آن می‌انجامد، بدست آید. برای جلوگیری از اضافه شدن ویسکوزیته مجازی به ویسکوزیته واقعی سیال⁸ در گسسته سازی ترم جابجایی از صورت مرتبه دوم و پسر⁹ استفاده شد و همچنین برای کاهش میزان نوسانات غیر فیزیکی حاصل از این صورت از گسسته‌سازی¹⁰ در تمامی شبیه‌سازی‌ها از دقت حل

[10]. محدوده نرمال عدد و مرسلی برای شریان کرونری در بازه 1 الی 10 قرار می‌گیرد [11,9]. با این فرکانس مقدار عدد و مرسلی در پیوند برابر 2/44 و در شریان برابر 1/22 بدست خواهد آمد که در محدوده نرمال این عدد قرار دارد. در شکل 3 پروفیل اختلاف فشار ایجاد شده میان ورودی و خروجی پیوند بای پس در صورت اعمال پروفیل سرعت مذکور در ورودی نشان داده شده است. در شکل 2 و 3 همچنین زمان‌های مورد نظر برای بررسی نتایج نشان داده شده‌اند، این زمان‌ها عبارتند از: $t_1=0.1s$ ، زمان بیشینه فشار در فاز سیستول¹، $t_2=0.3s$ ، زمان کمینه فشار در فاز سیستول، $t_3=0.32s$ ، زمان کمینه فشار در فاز دیاستول، $t_4=0.4s$ ، زمان بیشینه فشار در فاز دیاستول، $t_5=0.84s$ ، زمان کمینه فشار در فاز دیاستول، $t_6=0.87s$ ، زمان کمینه سرعت در فاز دیاستول.

با انجام شبیه‌سازی در چند دوره زمانی مشاهده شد که نتایج مربوط به دوره سوم با دوره چهارم تفاوت قابل ملاحظه‌ای ندارد و به عبارت دیگر جریان پس از دوره دوم کاملاً تناوبی می‌شود، به همین دلیل تنها نتایج مربوط به دوره سوم مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته‌اند. در خروجی پیکربندی‌ها از شرط مرزی کشش صفر³ استفاده شده است. در حالت دیواره صلب در دیواره پیکربندی‌ها شرط عدم لغزش برای سیال اعمال گردید. در حالت انعطاف‌پذیر در حوزه سازه از قیدی در حلقه موجود در ورودی پیوند و حلقه‌های موجود در بخش دیستال و پروکسیمال شریان میزبان استفاده شد که بتواند از حرکت جسم صلب‌وار پیکربندی در اثر نیروی ناشی از تنش برشی سیال جلوگیری به عمل آورد. در فصل مشترک سیال-سازه نیز از شرط مرزی اندرکنش سیال-سازه⁴ استفاده شد. معیار همگرایی برای اعلام پاسخ نهایی حاصل از حل معادلات حاکم در بخش سیال 10^{-5} و از نوع متوسط مجموع باقیمانده‌ها⁵ و در بخش سازه نیز 10^{-5} انتخاب گردید.



شکل 2 پروفیل سرعت اعمالی در ورودی پیوند بای پس



شکل 3 پروفیل اختلاف فشار ایجاد شده بین ورودی و خروجی پیوند بای پس

6- Leibnitz Rule: $\frac{d}{dt} \int_{V(t)} \rho dV = \int_S \frac{\partial \rho}{\partial t} dV + \int_S \rho W_j n_j d\Omega$

7- 2 Way fluid structure interaction

8- Numerical diffusion

9- Second order upwind

10- Dispersion

1- Systolic phase
2- Diastolic phase
3- Zero traction
4- Fluid-Structure interaction
5- Root Mean Square

همان طور که در این شکل ها ملاحظه می گردد تقریباً با تعداد 600000 المان و گام زمانی 0/01 حل، مستقل از شبکه محاسباتی و گام زمانی می گردد.

7- صحت سنجی

در عملیات صحت سنجی حل عددی در این تحقیق از تنها حل تحلیلی موجود برای جریان ضربانی سیال در یک لوله انعطاف پذیر که توسط ومرسلی⁴ ارائه گردیده است استفاده شد. حل تحلیلی به ازای پارامترهای زیر بدست آمده است.

$$\omega = 2\pi, K_s = -500 \frac{\text{Pa}}{\text{m}}, \mu = 0/004 \text{ Pa s}, R = 0/3 \text{ cm}, h = 0/03 \text{ cm}, \sigma = 0/499, E = 2 \times 10^5 \text{ Pa}, \rho_w = \rho = 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}, L = 4 \text{ cm}$$

ω فرکانس زاویه ای، K_s گرادیان فشار ورودی، μ ویسکوزیته دینامیکی سیال، R شعاع لوله، h ضخامت لوله، σ ضریب پواسون، E مدول یانگ، ρ_w چگالی لوله، ρ چگالی سیال و L طول لوله است.

شرط مرزی در ورودی و خروجی لوله، فشار حاصل از حل تحلیلی ومرسلی همانند مرجع [6] است. شبیه سازی به مدت 7 دوره زمانی انجام شد و تنها نتایج دوره هفتم مورد بررسی قرار گرفته است. در شکل 6 پروفیل های سرعت محوری حاصل از حل عددی و تحلیلی در میانه لوله با یکدیگر مقایسه شده اند و همان طور که ملاحظه می گردد تطابق بسیار مطلوبی بین نتایج این دو حل وجود دارد.

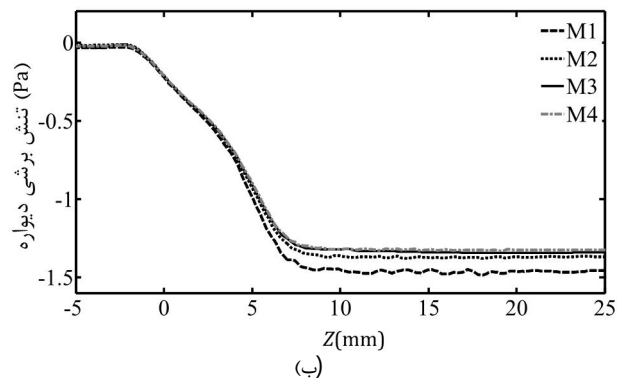
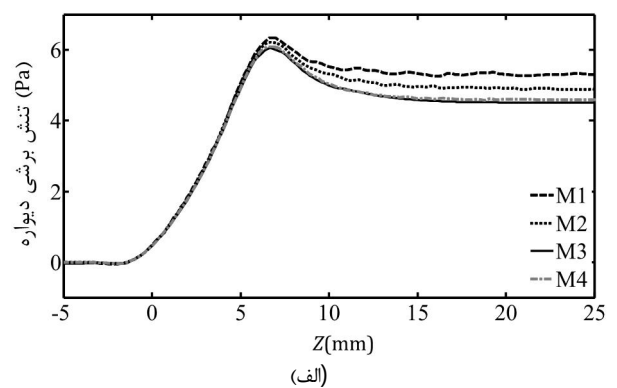
8- نتایج

8-1- اثر ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان بر جابجایی دیواره و تنش های داخلی سازه

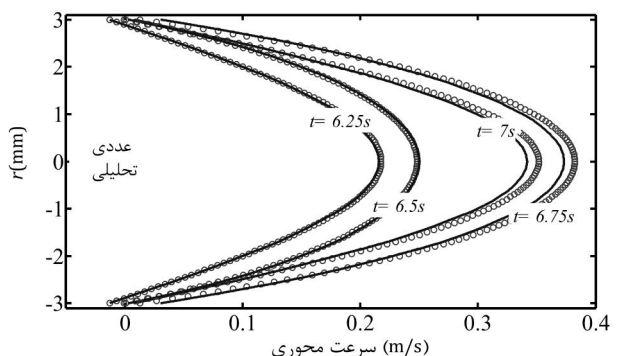
همان طور که در شکل 7 نشان داده شده است بیشینه جابجایی دیواره در صورت ناهمسان بودن جنس پیوند و شریان میزبان برابر 0/24 میلی متر است در حالی که بیشینه جابجایی دیواره در صورت همسان بودن جنس پیوند و شریان میزبان برابر 0/31 میلی متر خواهد بود. بنابراین بیشینه جابجایی دیواره پیوند در هر دو حالت در محل اتصال پیوند به شریان میزبان رخ داده و در صورت همسان بودن جنس پیوند و شریان میزبان تقریباً 1/3 برابر حالت ناهمسان می باشد. لازم به ذکر است که درصد تغییرات در اندازه قطر پیوند در حالت ناهمسان و همسان به ترتیب 6% و 8% می باشد و این در حالیست که طبق مشاهدات حاصل از سی تی اسکن⁵، عروق کرونری در طول یک سیکل قلبی حداکثر دچار 8% افزایش قطر می شوند [12] بنابراین مقادیر بدست آمده برای میزان جابجایی دیواره پیوند توسط حل عددی مطابقت بسیار مطلوبی با نتایج آزمایشگاهی دارند. در شکل 8 مقدار جابجایی دیواره به منظور نمایش نحوه جابجایی دیواره پیوند و شریان میزبان با 4 برابر بزرگنمایی نشان داده شده است. همان طور که در این شکل ملاحظه می گردد این جابجایی به نحوی است که تمایل دارد پیوند و شریان میزبان را در محل اتصال آن ها به یکدیگر از هم جدا سازد. تاکنون روش های نوینی برای کاهش اثرات ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان، از طریق تغییر نحوه اتصال پیوند به شریان میزبان ارائه شده است [13,14] ولی این روش ها هنوز به طور عمومی مورد استفاده قرار نگرفته اند و در بیشتر جراحی های کنونی از روش سنتی اتصال پیوند به شریان میزبان با کمک نخ بخیه استفاده می گردد.

6- استقلال حل از شبکه محاسباتی

برای مطالعه استقلال حل از شبکه محاسباتی پروفیل سرعت در مقطعی واقع در ناحیه دیستال شریان میزبان و در فاصله 2 میلی متری از پنجه پیوند و همچنین توزیع تنش برشی روی خط مرکز بستر شریان میزبان (خط نشان داده شده در شکل 1) در زمان های مختلف به ترتیب در شکل های 4 و 5 مورد بررسی قرار گرفت. در شبکه M1 از 245382 المان و گام زمانی 0/005، در شبکه M2 از 281493 المان و گام زمانی 0/005، در شبکه M3 از 321527 المان و گام زمانی 0/005، در شبکه M4 از 602781 المان و گام زمانی 0/01 استفاده شده است.



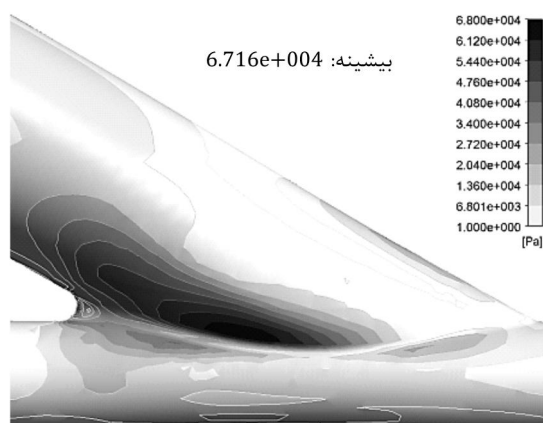
شکل 5 توزیع تنش برشی روی خط مرکز بستر شریان میزبان در دو زمان t_4 (الف) و t_6 (ب) به ازای اندازه های متفاوت از شبکه



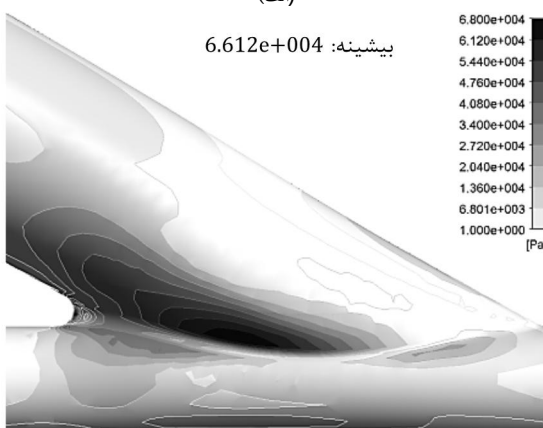
شکل 6 صحت سنجی حل عددی در لوله با دیواره انعطاف پذیر توسط حل تحلیلی ومرسلی

- 1- Double precision
- 2- Second order backward Euler scheme
- 3- Central difference scheme

4- Womersley
5- CT scan



(الف)



(ب)

شکل 9 اثر ناهمسان بودن جنس پیوند و شریان میزبان در مقدار تنش برشی در محل اتصال پیوند به شریان میزبان (الف) حالت ناهمسان، (ب) حالت همسان

همان طور که در این شکل ملاحظه می گردد بیشینه تنش برشی در حالت ناهمسان 1/6 درصد بیشتر از حالت همسان است.

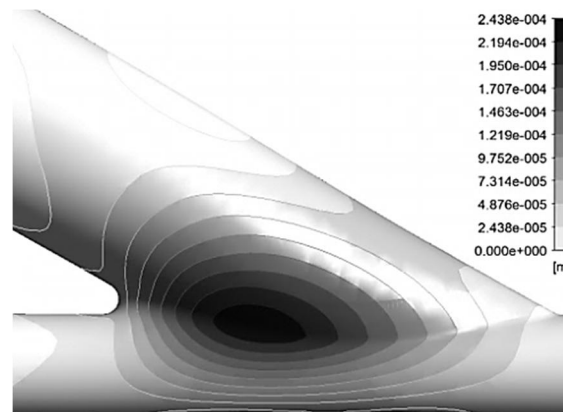
$$\tau_{eq} = \sqrt{((\tau_{xy})^2) + (\tau_{xz})^2 + (\tau_{yz})^2} \quad (8)$$

2-8- اثر ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان بر همدینامیک

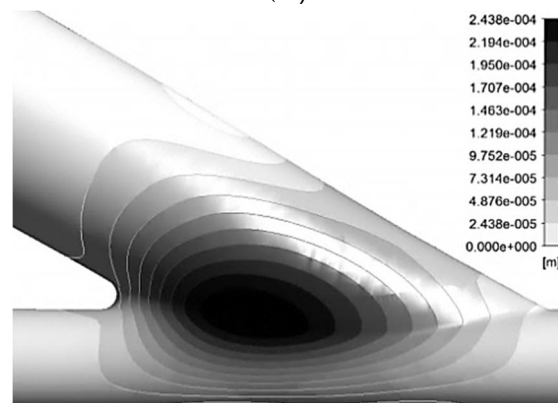
پیوند بای پس

اثر ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان بر پارامترهای همدینامیکی از طریق بررسی نحوه توزیع تنش برشی لحظه ای روی خط مرکز بستر شریان میزبان و پنجه پیوند مورد بررسی قرار گرفته است. در شکل 10 توزیع تنش برشی متوسط روی خط مرکز بستر شریان میزبان نشان داده شده است. همان طور که در این شکل ملاحظه می گردد در مورد توزیع تنش برشی متوسط همان طور که در مرجع [5] نیز گزارش شده است در این تحقیق نیز تفاوتی بین حالت پیوند همجنس و غیر همجنس مشاهده نشده است بنابراین در نحوه توزیع دیگر پارامترهای همدینامیکی که تنها وابسته به تنش برشی متوسط می باشند تفاوتی بین حالت پیوند همجنس و غیر همجنس وجود نخواهد داشت. برای مثال در نحوه توزیع پارامترهای همدینامیکی نظیر شاخص تنش برشی نوسانی¹ و زمان نسبی سکون ذرات² به دلیل وابستگی این پارامترها به تنش برشی متوسط گیری شده نسبت به زمان (رابطه 9) و نه تنش برشی لحظه ای تفاوت چندانی میان حالت جنس پیوند و شریان میزبان همسان و غیر همسان وجود ندارد و به همین دلیل ارائه نشده اند.

1- Oscillatory Shear Index (OSI)
2- Particle relative residence time

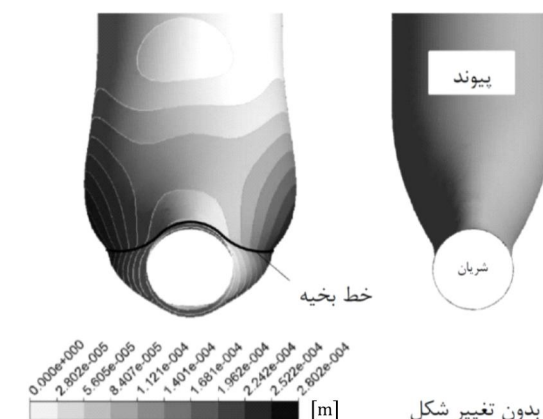


(الف)



(ب)

شکل 7 اثر ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان بر بیشینه جابجایی دیواره، (الف) حالت ناهمسان، (ب) حالت همسان

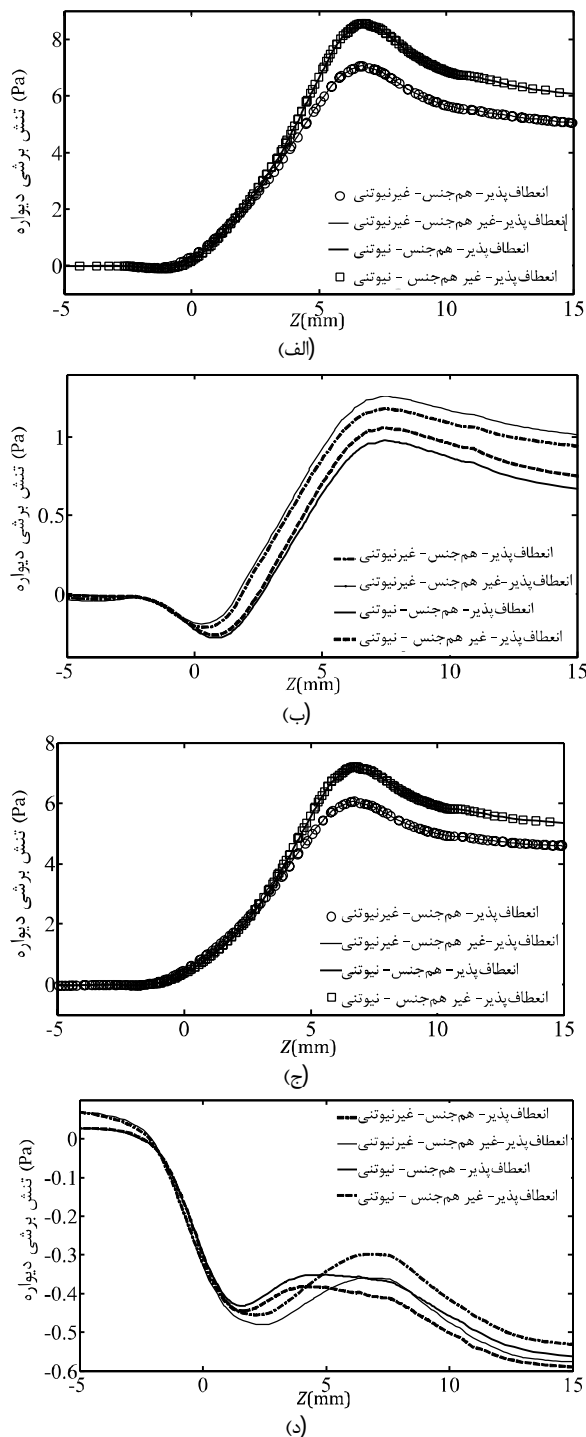


بدون تغییر شکل

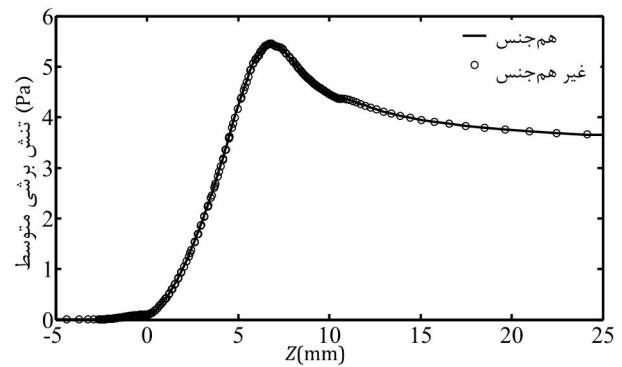
شکل 8 نحوه جابجایی دیواره پیکربندی پیوند بای پس با 4 برابر بزرگنمایی

اگرچه میزان جابجایی دیواره در حالت همسان نسبت به حالت ناهمسان بیشتر است ولی باید توجه داشت که در حالت ناهمسان، شریان میزبان با توجه به فشار وارده از سیال تمایل به جابجایی بیشتری نسبت به پیوند دارد و در واقع این پیوند است که به دلیل بیشتر بودن مدول الاستیسیته آن از جابجایی آزاد شریان میزبان جلوگیری می کند و در نتیجه این عمل در میزان کرنش دیواره در محل اتصال پیوند به شریان میزبان در دو بخش متعلق به پیوند و شریان میزبان ناهماهنگی ایجاد شده و این موضوع باعث ایجاد تنش برشی در محل اتصال پیوند به شریان میزبان می گردد. به این دلیل در این تحقیق از کانتورهای تنش برشی معادل، که طبق رابطه (8) تعریف می شود، برای بیان تنش ایجاد شده در سازه استفاده گردید (شکل 9).

که در این شکل‌ها ملاحظه می‌گردد در مکان‌هایی که نرخ برش در آن‌ها بالاست مدل غیر نیوتنی سبب کاهش تنش برشی شده و همچنین در مکان‌هایی که نرخ برش کمی دارند سبب افزایش تنش برشی می‌گردد. برای مثال در زمان‌های شتاب-گیری سیال (زمان‌های t_1 و t_4) (شکل‌های 11 و 12، الف) و (ج) که نرخ برشی بالاست مدل غیر نیوتنی با کاهش ویسکوزیته، تنش برشی کمتری را نسبت به مدل نیوتنی پیش‌بینی می‌کند در حالی که در زمان‌های کاهش سرعت سیال (زمان‌های t_3 و t_5) (شکل‌های 11 و 12، ب) و (د) مدل غیر نیوتنی با افزایش ویسکوزیته سبب افزایش تنش برشی نسبت به مدل نیوتنی می‌گردد.



شکل 11 توزیع تنش برشی روی خط مرکز بستر شریان میزبان در زمان‌های $t_1=0.1s$ (الف)، $t_3=0.32s$ (ب)، $t_4=0.4s$ (ج)، $t_5=0.84s$ (د)



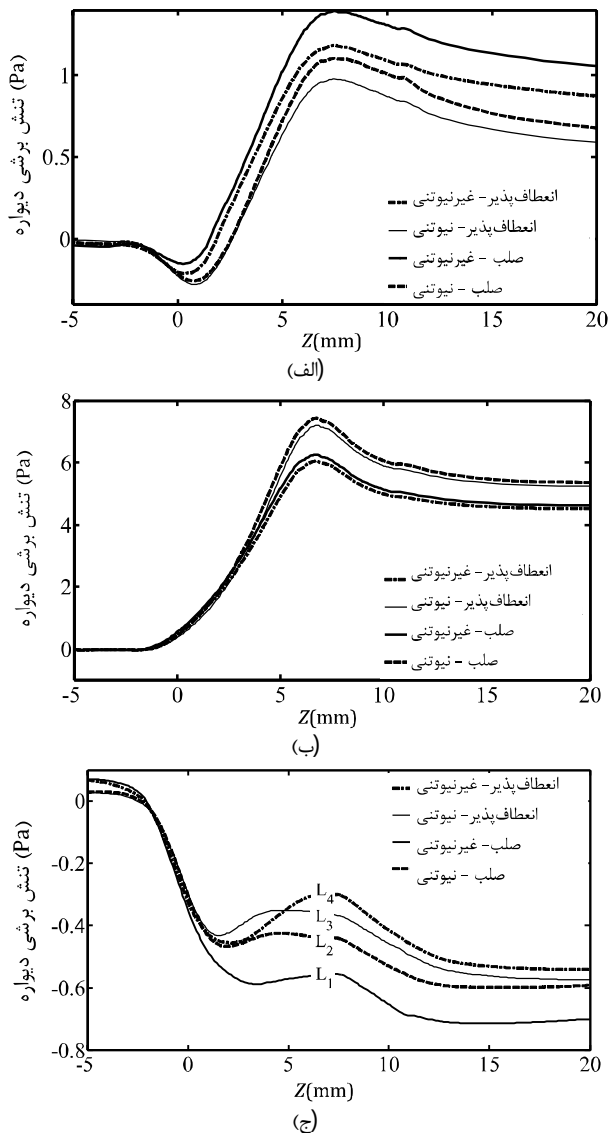
شکل 10 اثر ناهمسان بودن جنس پیوند و شریان میزبان در توزیع تنش برشی متوسط

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\tau_w| dt \quad (9)$$

8-2-1- توزیع تنش برشی دیواره¹

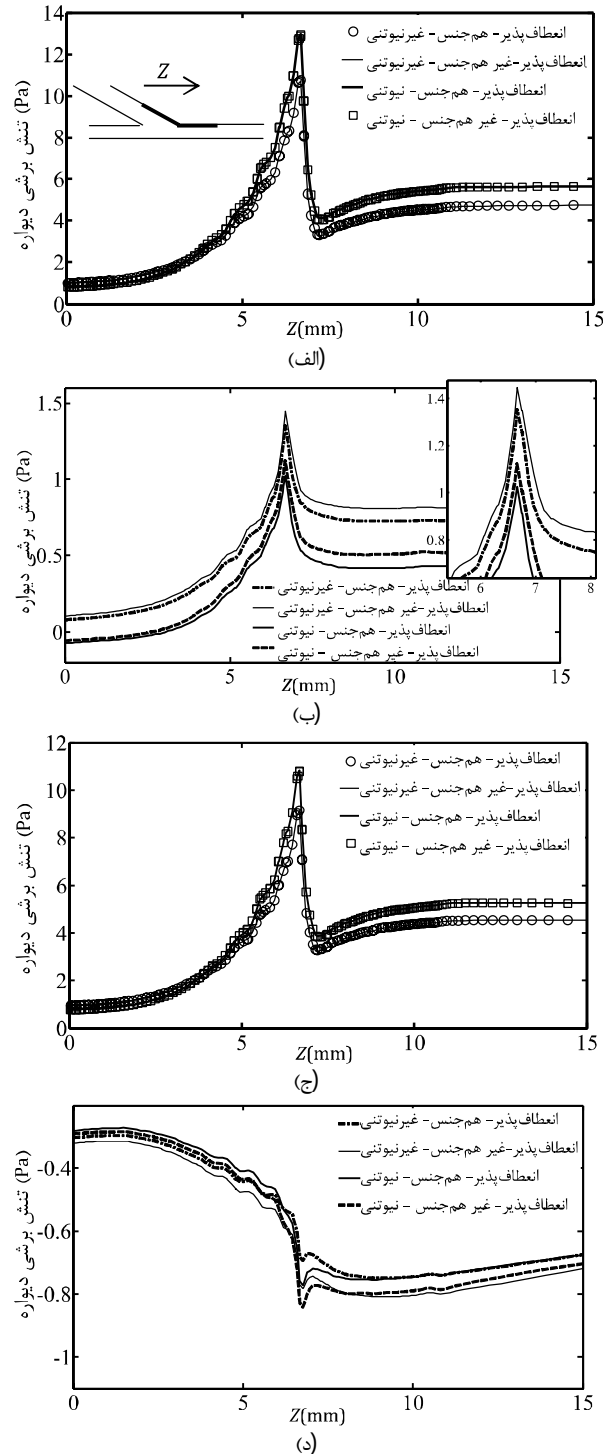
تنش برشی وارده از طرف سیال خون بر دیواره عروق عامل اصلی ضخیم شدن لایه داخلی رگ‌ها محسوب می‌شود [15-17]. سلول‌های اندوتلیال به طور پیوسته تحت تنش برشی ناشی از جریان خون قرار دارند. فرای [18, 19] با انجام آزمایش‌هایی بر روی لایه اندوتلیوم نشان داد که اعمال تنش برشی زیاد بر سلول‌های این لایه موجب مجروح شدن این لایه می‌گردد. از طرف دیگر کارو و همکاران [20] ضخیم شدن لایه داخلی رگ را در انحنای داخلی یک شریان منحنی به شکل نیم دایره مشاهده کردند، جایی که تنش برشی پایینی بر سلول‌های اندوتلیال اعمال می‌گردد. ضخیم شدن لایه داخلی رگ در ناحیه دیستال پیکربندی پیوند بای پس معمولاً به ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان نسبت داده می‌شود [21]. شکل‌های 11 و 12 به ترتیب نحوه توزیع تنش برشی لحظه‌ای روی خط مرکز بستر شریان میزبان و پنجه پیوند بای پس در زمان‌های مختلف را نشان می‌دهد. همان‌طور که در این شکل‌ها ملاحظه می‌گردد اختلاف موجود میان حالتی که جنس پیوند و شریان میزبان یکسان است با حالت غیر یکسان، تنها در حالتی که فشار وارده بر دیواره داخلی پیکربندی پیوند بای پس از فشار وارده بر دیواره خارجی آن کمتر یا تقریباً برابر آن باشد (زمان‌های t_3 و t_5 در شکل 3) قابل مشاهده است. دلیل این امر این است که به دلیل فشار ترانس‌مورال محیطی اعمال شده بر دیواره داخلی پیوند بای پس، دیواره پیکربندی مقاومت بسیار بیشتری در برابر انبساط به دلیل افزایش فشار داخلی نسبت به انقباض در برابر کاهش فشار داخلی از خود نشان می‌دهد بنابراین افزایش فشار داخلی پیوند بای پس تقریباً از سوی دیواره بی پاسخ مانده (شکل‌های 11 و 12، الف) و (ج) در حالی که هرگونه کاهش فشار در داخل آن به سرعت موجب عکس‌العمل دیواره می‌گردد (شکل‌های 11 و 12، ب) و (د). همان‌طور که در شکل‌های 11 و 12 ملاحظه می‌گردد مقدار تنش برشی در ناحیه دیستال شریان میزبان در حالتی که جنس پیوند و شریان میزبان یکسان است، در زمان‌های t_3 و t_5 کمتر از حالت غیر یکسان است.

دلیل این امر این است که در حالت غیر یکسان به دلیل بیشتر بودن سختی پیوند نسبت به شریان میزبان، میزان کاهش قطر شریان میزبان بیش از پیوند است و در این حالت خون با سرعت بیشتری به ناحیه دیستال شریان میزبان خواهد رسید و سبب افزایش تنش برشی در این ناحیه خواهد شد به این دلیل تفاوت همدینامیک پیوند هم‌جنس و غیر هم‌جنس بعد از پنجه پیوند در شریان میزبان افزایش بیشتری می‌یابد، این موضوع در شکل‌های 11 و 12، (ب) و (د) به راحتی قابل مشاهده است. در شکل‌های 11 و 12 همچنین تاثیر رتولوی سیال خون در نحوه توزیع تنش برشی در خط مرکز بستر شریان میزبان و پنجه پیوند نشان داده شده است. همان‌طور



شکل 13 توزیع تنش برشی روی خط مرکز بستر شریان میزبان در زمان‌های (الف) $t_3=0.32s$ ، (ب) $t_4=0.4s$ ، (ج) $t_5=0.84s$

همچنین با توجه به شکل 13، (الف و ج)، مشاهده می‌گردد که تأثیر انعطاف‌پذیری دیواره روی مدل غیرنیوتنی بیشتر از مدل نیوتنی است. در شکل 13 (ج) نکته‌ای که بسیار حائز اهمیت است این است که اثر رئولوژی غیر نیوتنی خون مستقل از اثر انعطاف‌پذیری دیواره نمی‌باشد. برای روشن‌تر شدن موضوع اگر فرض شود که اصل برهم‌نهی در مورد این اثرات حاکم است و خواسته شود که توزیع تنش برشی سیال غیر نیوتنی در مدل انعطاف‌پذیر (خط L_4) با استفاده از این اصل و با جمع توزیع تنش برشی سیال نیوتنی در مدل انعطاف‌پذیر (خط L_3) و اختلاف توزیع تنش برشی سیال نیوتنی و غیر نیوتنی در مدل صلب (L_2-L_1) بدست آورده شود، نتیجه توزیع نشان داده شده در شکل 13 (ج) (خط L_4) نخواهد بود. لازم به ذکر است که پیش‌تر در مرجع [6] این نتیجه در مورد یک پیوند بای‌پس ترکیبی و در مورد پارامتر همودینامیکی گرادیان تنش برشی متوسط‌گیری شده نسبت به زمان حاصل شده بود، در اینجا بار دیگر این نتیجه در پیوند بای‌پس انتها به پهلوی و در مورد پارامتر همودینامیکی تنش برشی لحظه‌ای حاصل شده است. در شکل 14 پروفیل سرعت محوری در زمان t_5 ، زمان شروع تغییر جهت سیال، روی خط نشان داده شده در این شکل ترسیم شده است.

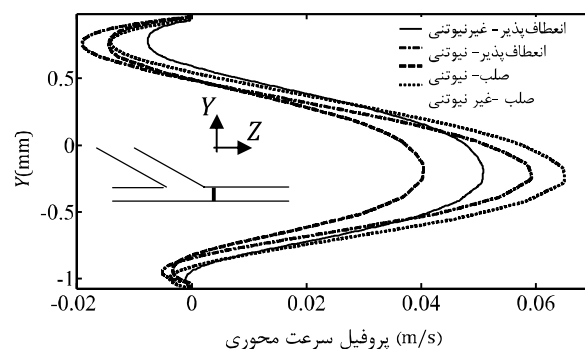


شکل 12 توزیع تنش برشی در پنجه در زمان‌های (الف) $t_3=0.32s$ ، (ب) $t_4=0.4s$ ، (ج) $t_5=0.84s$ ، (د) $t_6=0.1s$ ، خطی که در روی آن نمودارها رسم شده‌اند نشان داده شده است. در شکل (ب)، شکل کوچکتر تصویری بزرگنمایی شده از قله نمودارها را نشان می‌دهد

در شکل 12، (ب) همچنین نشان داده شده است که ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان سبب افزایش تنش برشی سیال در پنجه پیوند می‌گردد.

در شکل‌های 13 (الف - ج) تفاوت نحوه توزیع تنش برشی روی خط مرکز بستر شریان میزبان در مدل‌هایی با دیواره صلب و انعطاف‌پذیر با فرض رئولوژی‌های نیوتنی و غیر نیوتنی برای سیال خون نمایش داده شده است. با توجه به این شکل همواره اندازه تنش برشی در مدل‌های انعطاف‌پذیر کمتر از مدل‌های صلب است.

- [2] W. M. Abbott, J. Megerman, J. E. Hasson, G. L'Italien, D. F. Warnock, Effect of compliance mismatch on vascular graft patency, *Journal of Vascular Surgery*, Vol. 5, No. 2, pp. 376-82, 1987.
- [3] H. S. Bassiouny, S. White, S. Glagov, E. Choi, D. P. Giddens, C. K. Zarins, Anastomotic intimal hyperplasia: mechanical injury or flow induced, *Journal of Vascular Surgery*, Vol. 15, No. 4, pp. 708-16, 1992.
- [4] P. D. Ballyk, C. Walsh, J. Butany, M. Ojha, Compliance mismatch may promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, No. 3, pp. 229-237, 1997.
- [5] M. Hofer, G. Rappitsch, K. Perktold, W. Trubel, H. Schima, Numerical study of wall mechanics and fluid dynamics in end-to-side anastomoses and correlation to intimal hyperplasia, *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 10, pp. 1297-1308, 1996.
- [6] F. Kabinejadian, D. N. Ghista, Compliant model of a coupled sequential coronary arterial bypass graft: Effects of vessel wall elasticity and non-Newtonian rheology on blood flow regime and hemodynamic parameters distribution, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 34, No. 7, pp. 860-872, 2012.
- [7] A. Razavi, E. Shirani, M. R. Sadeghi, Numerical simulation of blood pulsatile flow in a stenosed carotid artery using different rheological models, *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 11, pp. 2021-2030, 2011.
- [8] R. L. Wesley, R. N. Vaishnav, J. C. Fuchs, D. J. Patel, J. C. Greenfield, Jr., Static linear and nonlinear elastic properties of normal and arterialized venous tissue in dog and man, *Circulation Research*, Vol. 37, No. 4, pp. 509-20, 1975.
- [9] D. A. McDonald, *Blood flow in arteries*, Baltimore, Williams & Wilkins., pp. 312., 1974.
- [10] M. A. Galjee, A. C. van Rossum, T. Doesburg, M. B. Hofman, T. H. Falke, C. A. Visser, Quantification of coronary artery bypass graft flow by magnetic resonance phase velocity mapping, *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 14, No. 5, pp. 485-93, 1996.
- [11] Y. C. Fung, *Biomechanics, circulation*, New York, Springer., pp. 406., 1997.
- [12] D. Zeng, E. Boutsianis, M. Ammann, K. Boomsma, S. Wildermuth, D. Poulikakos, A study on the compliance of a right coronary artery and its impact on wall shear stress, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 130, No. 4, pp. 2937744, 2008.
- [13] M. Desai, J. Mirzay-Razzaz, D. von Delft, S. Sarkar, G. Hamilton, A. M. Seifalian, Inhibition of neointimal formation and hyperplasia in vein grafts by external stent/sheath, *Vascular Medicine*, Vol. 15, No. 4, pp. 287-97, 2010.
- [14] V. Vijayan, N. Shukla, J. L. Johnson, P. Gadsdon, G. D. Angelini, F. C. Smith, R. Baird, J. Y. Jeremy, Long-term reduction of medial and intimal thickening in porcine saphenous vein grafts with a polyglactin biodegradable external sheath, *Journal of Vascular Surgery*, Vol. 40, No. 5, pp. 1011-9, 2004.
- [15] S. Giordana, S. J. Sherwin, J. Peiro, D. J. Doorly, J. S. Crane, K. E. Lee, N. J. Cheshire, C. G. Caro, Local and global geometric influence on steady flow in distal anastomoses of peripheral bypass grafts, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 127, No. 7, pp. 1087-98, 2005.
- [16] R. S. Keynton, M. M. Evancho, R. L. Sims, N. V. Rodway, A. Gobin, S. E. Rittgers, Intimal hyperplasia and wall shear in arterial bypass graft distal anastomoses: an in vivo model study, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 123, No. 5, pp. 464-73, 2001.
- [17] F. Loth, S. A. Jones, C. K. Zarins, D. P. Giddens, R. F. Nassar, S. Glagov, H. S. Bassiouny, Relative contribution of wall shear stress and injury in experimental intimal thickening at PTFE end-to-side arterial anastomoses, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 124, No. 1, pp. 44-51, 2002.
- [18] D. L. Fry, Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradients, *Circulation Research*, Vol. 22, No. 2, pp. 165-97, 1968.
- [19] D. L. Fry, Certain histological and chemical responses of the vascular interface to acutely induced mechanical stress in the aorta of the dog, *Circulation Research*, Vol. 24, No. 1, pp. 93-108, 1969.
- [20] C. G. Caro, J. M. Fitz Gerald, R. C. Schroter, Atheroma and arterial wall shear. Observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis, *Proceedings of the Royal Society of London series B-Biological sciences*, Vol. 177, pp. 109-159, 1971.
- [21] A. W. Clowes, Geary, R., *Vascular biology - the new frontier*, Cardiovascular Surgery, Vol. 2, pp. 301-307, 1994.
- [22] J. Chen, X.-Y. Lu, W. Wang, Non-Newtonian effects of blood flow on hemodynamics in distal vascular graft anastomoses, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 11, pp. 1983-1995, 2006.



شکل 14 مقایسه پروفیل سرعت محوری در بخش دیستال شریان میزبان در زمان $t_5=0.84s$

همان‌طور که در این شکل ملاحظه می‌گردد پروفیل سرعت مدل غیرنیوتنی به دلیل خاصیت رقیق‌سازی¹ آن همواره ملایم‌تر از مدل نیوتنی است. همچنین در این شکل مشاهده می‌گردد که در مدل‌های انعطاف‌پذیر کاهش سرعت محوری جریان کمتر از مدل‌های صلب است. توجه این موضوع به این صورت است که اگر یک لوله صلب و یک لوله‌ی انعطاف‌پذیر در نظر گرفته شود و سرعت سیال در ورودی هر دو لوله در حال کاهش باشد، در حالت صلب جریان تنها با کاهش سرعت در داخل لوله می‌تواند قانون پایستگی جرم را ارضا کند در حالی که در لوله انعطاف‌پذیر این مهم به وسیله دو مکانیزم کاهش سرعت جریان در داخل لوله و کاهش قطر لوله می‌تواند انجام شود، بنابراین سهم کاهش سرعت جریان در داخل لوله در حالت انعطاف‌پذیر کمتر از حالت صلب خواهد بود. این نتیجه با نتایج تحقیقات پیشین سازگار است [22,6,5].

9- نتیجه‌گیری

نتایج شبیه‌سازی‌های اندرکنش سیال- سازه دوره‌ها نشان می‌دهند که ناهمسانی جنس پیوند و شریان میزبان موجب جابجایی کمتر دیواره پیکربندی پیوند بای‌پس در ناحیه بحرانی محل اتصال پیوند به شریان میزبان خواهد شد و این موضوع سبب ایجاد تنش برشی بیشتر در سازه و در محل اتصال پیوند به شریان میزبان می‌گردد. جابجایی مذکور در هر دو حالت همسان و غیرهمسان به نحوی است که همواره درصد جداسازی پیوند و شریان میزبان در محل خط بخیه است. نحوه توزیع تنش برشی روی خط مرکز بستر شریان میزبان و پنجه پیوند نشان می‌دهد که تفاوت توزیع این پارامتر همودینامیکی تنها در حالتی که فشار وارده بر دیواره داخلی پیکربندی پیوند بای‌پس از فشار وارده بر دیواره خارجی آن کمتر یا تقریباً برابر آن باشد قابل ملاحظه بوده و همچنین مقدار این پارامتر همودینامیکی در ناحیه دیستال پیکربندی پیوند بای‌پس و بعد از پنجه آن در حالت همسان کمتر از حالت غیرهمسان است. همچنین مشخص شد که همواره اندازه تنش برشی در مدل‌های انعطاف‌پذیر کمتر از مدل‌های صلب است و تاثیر انعطاف‌پذیری دیواره روی مدل غیرنیوتنی بیشتر از مدل نیوتنی است. همچنین نشان داده شد که اثر رئولوژی غیر نیوتنی خون مستقل از اثر انعطاف‌پذیری دیواره نمی‌باشد.

10- مراجع

- [1] W. Trubel, H. Schima, A. Moritz, F. Raderer, A. Windisch, R. Ullrich, U. Windberger, U. Losert, P. Polterauer, Compliance mismatch and formation of distal anastomotic intimal hyperplasia in externally stiffened and lumen-adapted venous grafts, *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, Vol. 10, No. 4, pp. 415-423, 1995.

1- Shear thinning