



مدلسازی اجزا محدود جایگذاری استنت آلیاژ حافظه‌دار در رگ با در نظر گرفتن آسیب وارد به رگ

فاطمه روحانی، محمدرضا ذاکرزاده، مصطفی باغانی*

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۸/۰۴/۱۴

بازنگری: ۱۳۹۸/۰۸/۲۴

پذیرش: ۱۳۹۸/۰۸/۱۸

ارائه آنلاین: ۱۳۹۸/۱۰/۰۵

کلمات کلیدی:

استنت خوداتساع

آسیب

رگ

آلیاژ حافظه‌دار

خلاصه: یکی از روش‌های درمان گرفتگی رگ، جایگذاری استنت خوداتساع در رگ می‌باشد، استفاده از آلیاژهای حافظه‌دار در ساخت استنت خوداتساع به دلیل خواص سوپراالاستیک این آلیاژ گسترش یافته است. در این مقاله با جایگذاری استنت آلیاژی حافظه‌دار در رگ، به بررسی میزان تنش و آسیب وارد به رگ توسط استنت در نرم‌افزار آباکوس پرداخته شده است. به منظور شبیه‌سازی رفتار رگ در این کار خواص غیرالاستیک رگ، که شامل نرم‌شدگی و تغییر شکل پایدار رگ می‌باشد، در نظر گرفته شده و به منظور شبیه‌سازی رفتار استنت از مدل ساختاری سوزا استفاده شده است. با استفاده از مدل آسیب که در این مقاله در نظر گرفته شده است میزان آسیب ایجاد شده در رگ، که یکی از عوامل گرفتگی مجدد رگ است، بررسی شده است. در صورت استفاده از مدل هاپپراالاستیک و بدون در نظر گرفتن آسیب ایجاد شده در بافت رگ، بعد از برداشتن استنت تنش و کرنشی در رگ باقی نمی‌ماند و این نتیجه موجب خطا در پیش‌بینی رفتار رگ بعد از استنت‌گذاری می‌گردد. هم‌چنین در این مقاله از رگ با هندسه‌ی واقعی استفاده شده است، بدین وسیله تحلیل مطابقت بیشتری با واقعیت دارد و امکان تعیین نقاط بیشینه تنش و آسیب در رگ فراهم شده است.

۱- مقدمه

ایجاد مسیر مناسب جهت عبور خون استفاده از استنت می‌باشد. استنت قطعه‌ای است که با قرار گرفتن در قسمت گرفتگی رگ، با افزایش قطر خود به رگ نیرو وارد کرده و تا حد امکان رگ را باز می‌کند.

استنت خوداتساع^۲ توسط قطعه‌ای که استنت در آن قرار می‌گیرد فشرده شده (این فرآیند در حین ساخت استنت انجام می‌شود) و سپس استنت وارد بدن می‌شود. پس از این‌که استنت به محل گرفتگی رگ رسید، قطعه‌ی فشرده کننده^۳ بیرون آمده و استنت به دلیل خاصیت سوپراالاستیک باز شده و منجر به باز شدن مسیر عبور خون می‌شود.

ایجاد رسوب موادی مانند چربی، کلسیم و یا دیگر مواد موجود در خون در رگ‌ها منجر به گرفتگی رگ و اختلال در خون‌رسانی می‌شود. با گذشت زمان، پلاک^۱ ایجاد شده در رگ گسترش یافته و خون‌رسانی به اندام‌های مختلف دچار اختلال می‌شود. با توجه به اهمیت موضوع خون‌رسانی رگ‌ها، از بین بردن گرفتگی ایجاد شده در رگ و ایجاد مسیر مناسب برای عبور خون از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. به منظور از بین بردن گرفتگی رگ، با توجه به میزان گرفتگی رگ روش‌های مختلفی استفاده می‌شود.

یکی از روش‌های مورد استفاده برای باز کردن گرفتگی رگ و

1 Plaque

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: baghani@ut.ac.ir

2 Self-expandable stent
3 Crimper



و دارای انحنای و یا دارای انشعاب هستند. تنش‌هایی که در رگ‌های دارای انحنای و انشعاب بر اثر قرار گرفتن استنت در آن‌ها به وجود می‌آید با رگ‌های مستقیم متفاوت است، در نتیجه بررسی این دسته از رگ‌ها قسمت دیگری از تحقیقات را شامل می‌شود. در مرجع [۱۶] اتساع استنت‌های دارای انشعاب با استفاده از نرم‌افزار اجزای محدود مورد بررسی قرار گرفته‌اند. در مرجع [۱۷] اتساع استنت فولادی در رگ‌های دارای انحنای و اثر استنت‌گذاری در این رگ بررسی شده است. در بافت رگ دارای سه لایه داخلی^۷، میانی^۸ و خارجی^۹ است که هر لایه دارای رفتار مکانیکی متفاوتی می‌باشد، با این وجود در برخی تحقیقات تمام بافت رگ یکسان در نظر گرفته شده است [۱۸].

به منظور تعیین رفتار مکانیکی بافت رگ در تعدادی از تحقیقات رگ‌ها به عنوان موادی با رفتار هایپراالاستیک همسانگرد^{۱۰} در نظر گرفته شده‌اند [۶، ۱۹ و ۲۰]. با توجه به وجود الیاف کلاژنی موجود در بافت رگ، در نظر گرفتن رگ به عنوان یک ماده‌ی همسانگرد رفتار دقیقی از رگ ارائه نمی‌دهد، در نتیجه برای پیش‌بینی و مدلسازی بهتر رفتار رگ، مدل‌هایی با در نظر گرفتن الیاف موجود در بافت رگ ارائه شده و رگ به صورت هایپراالاستیک ناهمسانگرد^{۱۱} مدلسازی شده است [۱۵، ۲۱ و ۲۲]. طی سالیان اخیر در تعدادی از مدل‌های ارائه شده برای بافت‌های بدن، اثر مولینز، تغییر شکل دائم و آسیب‌های ایجاد شده در بافت مورد توجه قرار گرفته‌اند. در مدل ارائه شده در مرجع [۲۳] نرم‌شدگی^{۱۲} و تغییر شکل دائم^{۱۳} در هر دو قسمت زمینه و الیاف در نظر گرفته شده است. در مدل ارائه شده در مرجع [۲۴] الیاف به صورت یک زنجیره‌ی کرم مانند در نظر گرفته شده‌اند. در این مدل گسستگی انرژی با استفاده از طول متفاوت الیاف و گسستگی الیاف با طول مختلف توضیح داده شده است. در مدل ارائه شده در مرجع [۲۵]، آسیب ایجاد شده بر اثر نرم‌شدن و تغییر شکل دائم، بر روی الیاف موجود در بافت اعمال می‌شود و بر همین اساس در مرجع [۲۶] رشد آسیب در گذر زمان مورد بررسی قرار گرفته است.

در این مقاله با جایگذاری استنت خوداتساع در رگ دارای گرفتگی، به بررسی میزان تنش و آسیب وارد به رگ توسط استنت پرداخته

یکی از نکات مورد توجه در ساخت استنت، بررسی اثری است که استنت در حین جایگذاری بر روی رگ می‌گذارد. برای بررسی این اثر در این مقاله تنش و آسیب ایجاد شده در بافت رگ در اثر قراردادن استنت مورد بررسی قرار گرفته است.

در شبیه‌سازی فرآیند در نرم‌افزارهای اجزای محدود^۱، به منظور دستیابی به نتایج دقیق میبایست رفتار مکانیکی و هندسه‌ی اجزای به صورت مناسب مدلسازی شوند، به گونه‌ای که در حد امکان رفتار و هندسه‌ی مواد مطابق با واقعیت باشد. در نتیجه در این مقاله در مدلسازی رفتار مکانیکی رگ، الیاف موجود در رگ و آسیب ایجاد شده در رگ در نظر گرفته شده‌اند و همچنین هندسه‌ی رگ با استفاده از عکس‌برداری از رگ به دست آمده است.

برای بررسی نوع عملکرد استنت و اثرات آن، مقالات متعددی به بررسی استنت‌های اتساع‌شونده با بالون^۲ [۱، ۲] استنت‌های خوداتساع [۳، ۴] و مقایسه‌ی انواع مختلف استنت‌ها پرداخته‌اند [۵، ۶]. در مرجع [۷] با گسترش مدل ساختاری سوزا تحلیل جایگذاری استنت خوداتساع در رگ متقارن صورت گرفته است. به منظور شبیه‌سازی رفتار آلیاژهای حافظه‌دار^۳ مدل‌های مختلفی ارائه شده است که می‌توان به مدل سوزا^۴ [۸]، لاگوداس^۵ [۹] و آرکیو^۶ [۱۰] اشاره کرد، در این مدل‌ها رفتار الیاف حافظه‌دار با استفاده از تعریف تابع انرژی ماده تعیین شده است.

به منظور مدلسازی هندسه‌ی رگ، در اغلب مقالات رگ دارای شکلی متقارن و به صورت یک استوانه در نظر گرفته شده است [۱۱، ۱۲]. در مرجع [۱۳] جایگذاری استنت فولادی در رگ متقارن هایپراالاستیک بررسی شده است، و در مرجع [۱۴] اثر تماس بین استنت و رگ متقارن به صورت آزمایشگاهی و همچنین با استفاده از نرم‌افزار اجزای محدود مورد بررسی قرار گرفته است. در تعداد کمی از مقالات برای به دست آوردن دقیق‌تر هندسه‌ی رگ با استفاده از تصویربرداری، هندسه‌ی واقعی رگ به دست آمده است و شبیه‌سازی با استفاده از هندسه‌ی واقعی انجام شده است [۴، ۱۵]. با توجه به گستردگی سیستم خون‌رسانی در کل بدن رگ‌ها در تمام بدن پراکنده شده‌اند که بسیاری از این رگ‌ها به صورت مستقیم نیستند و خمیده

7 Intima
8 Media
9 Adventitia
10 Isotrop
11 Anisotrop
12 Softening
13 Permanent deformation

1 FEM
2 Balloon-expandable stent
3 Shape memory alloy
4 Souza
5 Lagoudas
6 Auricchio

$$\Psi = \Psi_{vol}(J) + \bar{\Psi}(\bar{I}_1, \bar{I}_i, \eta_s, \eta_{in}) \quad (1)$$

که η_{in} و η_s به ترتیب تعیین کننده‌ی اثر مولینز و تغییر شکل دائم می‌باشند و ناوردهای \bar{I}_1, \bar{I}_i به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$\bar{I}_1 = tr(\bar{\mathbf{C}}), \bar{I}_4 = a_{04} \cdot (\bar{\mathbf{C}}a_{04}), \bar{I}_6 = a_{06} \cdot (\bar{\mathbf{C}}a_{06}) \quad (2)$$

در این رابطه $\mathbf{a}_{0i}, i = 4, 6$ بیانگر دو دسته الیاف موجود در بافت رگ می‌باشند، تابع چگالی انرژی کرنشی حجمی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\Psi_{vol}(J) = \frac{1}{D} \left(\frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right) \quad (3)$$

تابع چگالی انرژی کرنشی هم حجم به دو قسمت تقسیم می‌شود، قسمت اول انرژی موجود در زمینه‌ی بافت رگ و قسمت دوم، انرژی موجود در الیاف را شامل می‌گردد [۲۵].

$$\bar{\Psi} = \bar{\Psi}_m(\bar{I}_1) + \sum_{i=4,6} [\eta_{s,i} \bar{\Psi}_{f,i}(\bar{I}_1, \bar{I}_i) + \phi_i(\eta_{s,i})] - [(1 - \eta_{in}) N(C^*) + \phi_{in}(\eta_{in})] \quad (4)$$

در رابطه‌ی بالا عبارت دوم مربوط به الیاف نرم شده و عبارت سوم مربوط به تغییر شکل دائم بافت می‌باشد. $N(C^*)$ انرژی اتلاف، ϕ_i و ϕ_{in} توابع اتلاف هستند که با استفاده از قانون دوم ترمودینامیک با استفاده از بقیه توابع محاسبه می‌شوند و C^* تابعی از تانسور کرنش-گرین می‌باشد که در مقدار ماکزیمم بارگذاری به دست می‌آید. انرژی ذخیره شده در زمینه و الیاف رگ به صورت زیر در نظر گرفته می‌شود:

$$\bar{\Psi}_m = \mu(\bar{I}_1 - 3) \quad (5)$$

$$\bar{\Psi}_{f,i}(\bar{I}_1, \bar{I}_i) = \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2 E_i^2) - 1], E_i = \kappa \bar{I}_1 + (1 - 3\kappa) \bar{I}_i - 1 \quad (6)$$

که μ, k_1, k_2 و κ ضرایب ثابت مربوط مدل هستند. انرژی اتلاف نیز همانند انرژی ذخیره شده در الیاف به صورت زیر تعریف می‌شود که μ^*, k_1^*, k_2^* و κ^* ضرایب ثابت مدل هستند که با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی برای هر ماده به دست می‌آیند و همچنین تغییرناپذیرهای این روابط به صورت $\bar{I}_1^* = tr \bar{\mathbf{C}}^*$ ،

شده است. در این کار خواص غیرالاستیک رگ که شامل نرم‌شدگی و تغییر شکل پایدار رگ می‌باشد نیز در نظر گرفته شده است.

ساختار کلی این مقاله به این شرح است: در بخش ۲ به بررسی مدل‌سازی فرآیند (مدلسازی هندسه و رفتار مکانیکی رگ و استنت و شرایط بارگذاری) در نرم‌افزار اجزا محدود غیرخطی آباکوس^۱ می‌پردازیم. در بخش ۳ نتایج حاصل از شبیه‌سازی ارائه شده است و در نهایت در بخش ۴ جمع‌بندی و نتیجه‌گیری انجام می‌شود.

۲- فرآیند شبیه‌سازی

عمده تفاوت این کار با تحقیقات مشابه قبلی، در انتخاب رفتار مکانیکی و هندسه‌ی رگ می‌باشد. همان‌طور که توضیح داده شد در بررسی‌های صورت گرفته در غالب موارد رفتار مکانیکی رگ در سیر تکاملی خود اغلب به صورت هایپرالاستیک همسانگرد- با صرف‌نظرکردن از الیاف موجود در رگ- و پس از آن به صورت هایپرالاستیک ناهمسانگرد در نظر گرفته شده است و از آسیب ایجادشده در رگ صرف‌نظر شده است. در این مقاله علاوه بر در نظر گرفتن الیاف موجود در بافت رگ، اثر آسیب نیز در نظر گرفته شده است و همچنین با توجه به ایجاد هندسه‌ی رگ با استفاده از عکس‌برداری از رگ، تحلیل به واقعیت نزدیک‌تر شده است و مدل در نظر گرفته شده برای تعیین رفتار مکانیکی استنت مدل ساختاری سوزا می‌باشد. در ادامه به توضیح هندسه و مدل رگ و استنت و فرآیند بارگذاری پرداخته شده است.

۲-۱- مدل‌سازی رگ

به منظور تعیین رفتار مکانیکی رگ، در این بخش مبانی و روابط مدل آسیب به صورت مختصر شرح داده شده است [۲۵].

به منظور تعیین رفتار مکانیکی رگ در این مدل تابع چگالی انرژی کرنشی تعریف شده است و با توجه به این‌که ماده به صورت تقریباً تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته شده است، تابع چگالی انرژی کرنشی به دو قسمت تابع حجمی و تابع هم‌حجم تقسیم می‌شود و بر همین اساس گرادیان تغییر شکل به صورت $\mathbf{F} = J^{1/3} \bar{\mathbf{F}}$ نوشته می‌شود، گرادیان تغییر شکل ویرایش شده می‌باشد که $\det \bar{\mathbf{F}} = 1$ است و بر همین اساس $\bar{\mathbf{C}} = \bar{\mathbf{F}}^T \bar{\mathbf{F}}$ می‌باشد.

که این روابط به منظور نوشتن کد یومت مدل استفاده می‌شوند. به منظور به دست آوردن ضرایب پلاک از داده‌های تجربی مرجع [۲۱] استفاده شده و با استفاده از نرم‌افزار متلب ضرایب مدل هایپرلاستیک ناهمسانگرد برای این لایه به دست آمده‌اند (نتایج در شکل ۱ مشاهده می‌شوند).

هندسه‌ی در نظر گرفته شده برای رگ با استفاده از عکس‌برداری از رگ به دست آمده است و در مرجع [۱۵] ارائه شده است. در این مقاله لایه‌هایی که در اثر گرفتگی رگ تغییر نکرده را به عنوان لایه‌ی داخلی، میانی و خارجی در نظر گرفته و بقیه لایه‌ها را به عنوان پلاک در نظر گرفته‌ایم. همان طور که در شکل ۲ نشان داده شده است در سطح قابل توجهی از رگ پلاک تشکیل شده و مسیر جریان خون در این قسمت کاهش یافته است.

۲-۲- مدلسازی استنت

به منظور تعیین رفتار مکانیکی استنت، مدل‌های مختلفی ارائه شده است که با استفاده از تعریف تابع انرژی به تعیین رابطه‌ی بین تنش و کرنش می‌پردازند. در این مقاله از مدل سوزا استفاده شده است. در ادامه این مدل به صورت مختصر شرح داده شده است. در مدل سوزا کرنش ماده به دو قسمت کرنش الاستیک و کرنش غیرالاستیک تقسیم می‌شود [۸، ۲۷]:

$$\varepsilon = \varepsilon^e + \varepsilon^{in} \quad (11)$$

کرنش و تنش هم به دو بخش حجمی و هم حجم تقسیم می‌شوند:

$$\bar{I}_6^* = \mathbf{a}_{06} \cdot \bar{\mathbf{C}}^* \cdot \mathbf{a}_{06} \quad \text{و} \quad \bar{I}_4^* = \mathbf{a}_{04} \cdot \bar{\mathbf{C}}^* \cdot \mathbf{a}_{04}$$

تعریف می‌شوند.

$$N(C^*) = \mu^* (\bar{I}_1^* - 3) + \frac{k_1^*}{2k_2^*} \sum_{i=4,6} \left[\exp(k_2^* \bar{E}_i^*) - 1 \right] \quad (7)$$

$$\bar{E}_i^* = \kappa^* \bar{I}_1^* + (1 - 3\kappa^*) \bar{I}_i^* - 1 \quad (8)$$

پارامترهای آسیب ایجادشده در الیاف و ماده زمینه‌ی رگ به ترتیب به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$\eta_{s,i} = 1 - \frac{1}{r_1} \operatorname{erf} \left[\frac{1}{m_1} (\bar{\Psi}_{f,i}^{\max} - \bar{\Psi}_{f,i}^0) \right] \quad (9)$$

$$\eta_{in} = \tanh \left[\left(\frac{\bar{\Psi}^0}{\bar{\Psi}^{\max}} \right)^{m_2} \right] / \tanh(1) \quad (10)$$

که m_1 و m_2 ضرایب مربوط به مواد هستند که با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی به دست می‌آیند و $\bar{\Psi}_{f,i}^{\max}$ و $\bar{\Psi}^{\max}$ انرژی ماکزیمم الیاف و بافت رگ می‌باشند. ضرایب موجود در این مقاله از مرجع [۲۵] استخراج شده و در جدول ۱ ارائه شده است، در مرجع مذکور ضرایب مربوط به لایه‌های مختلف رگ با استفاده از انجام آزمایش بر روی رگ‌های مختلف و برازش منحنی تست و پیش‌بینی‌های مدل به دست آمده‌اند. هم‌چنین در مرجع مذکور جزئیات گسسته‌سازی نسبت به زمان در فرم ضمنی آورده شده است

جدول ۱: ضرایب مدل آسیب به منظور تعیین رفتار مکانیکی رگ [۲۵]

Table 1. Material parameters of the hyperelastic -damage (inelastic) model to determine the mechanical behavior of the artery

m_2	m_1 (MPa)	r_1	κ^*	k_2^*	k_1^* (MPa)	μ^* (MPa)	θ	κ	k_2	k_1 (MPa)	μ (MPa)	
۳	۰/۰۱۹۲	۱/۴۹	۰	۰	۰/۰۱۴۵۹۱	۰/۰۰۱۲۹۲	۹۰	۰/۳	۴۱/۱۹۱	۰/۲۶۳	۰/۰۱۷	لایه‌ی داخلی
۳/۳۲	۰/۰۰۷۷	۱/۴۴	۰/۲۹	۰/۶۶۵	۰/۰۰۰۰۶۱۱	۰/۰۰۰۰۰۹۸	۴۵/۳	۰/۰۲	۳/۸۷۱	۰/۰۵۹	۰/۰۱۲	لایه‌ی میانی
۴	۰/۰۰۱	۴	۰/۳۳	۰/۰۱۱	۰/۰۰۰۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱۲۰۶	۵۳/۱	۰/۲۳	۹/۹۴۸	۰/۲۲۲	۰/۰۰۸	لایه‌ی خارجی
—	—	—	—	—	—	—	۵۸	۰/۲۲۵	۱۲	۳/۵۸۰۶	۰/۰۰۷۵	پلاک

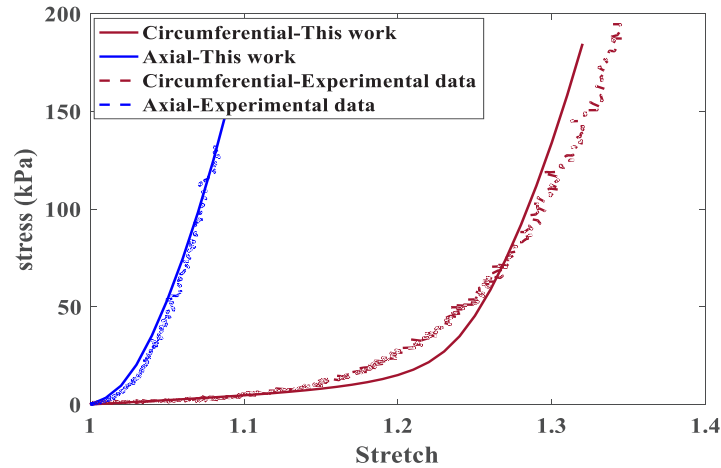


Fig. 1. The fitting diagram of the inelastic model of the plaque by using the experimental data

شکل ۱: نمودار حاصل از بهینه‌سازی مدل هایپر الاستیک ناهمسانگرد پلاک با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی

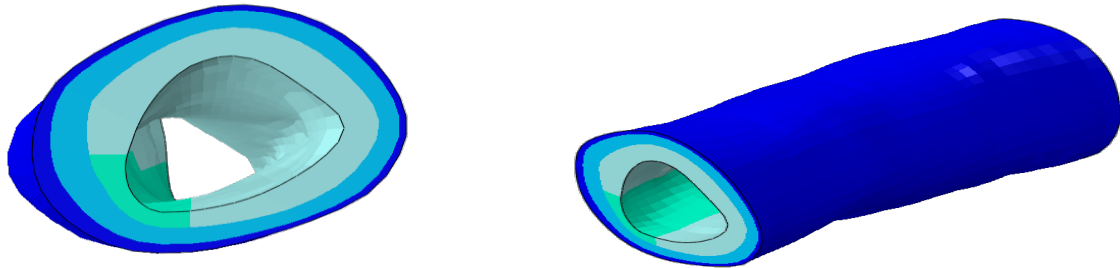


Fig. 2. The geometry of the stenosis artery. adventitia ■, media ■, intima ■, and Plaque ■

شکل ۲: هندسه‌ی رگ. لایه‌ی خارجی ■، لایه‌ی میانی ■، لایه‌ی داخلی ■ و پلاک ■

$$\tau_M(T) = \beta \langle T - T_0 \rangle \quad (15)$$

$$\varepsilon = e + \frac{tr \varepsilon}{3} I \quad (12)$$

$$I_{\varepsilon_L} = \begin{cases} \text{if } \|e^{in}\| \leq \varepsilon_L \Rightarrow 0 \\ \text{otherwise } \Rightarrow +\infty \end{cases} \quad (16)$$

$$\sigma = s + \frac{tr \sigma}{3} I \quad (13)$$

که K و G مدول یانگ و مدول برشی بوده و h میزان سختی در زمان تغییر فاز را بیان می‌کند. β پارامتر ماده و T_0 دمای مرجع می‌باشد.

کرنش غیرالاستیک که با کرنش غیرالاستیک هم حجم برابر است مقیاسی برای تعیین کرنش در زمان تغییر فاز می‌باشد (تغییر فاز از آستنیت یا مارتنزیت دو جهته به مارتنزیت تک جهته)

تابع چگالی انرژی کرنشی در این مدل به صورت زیر تعریف می‌شود:

در این مدل برای ساده‌شدن روابط، رفتار ماده در حالت آستنیت و مارتنزیت یکسان در نظر گرفته شده است. ضرایب ثابت در نظر گرفته شده در این مدل در جدول ۲ ارائه شده است و از مرجع [۷] به دست آمده است. در مرجع مذکور با استفاده از تست‌های تک‌محوره در دماهای مختلف، ضرایب مدل ساختاری مورد بحث کالیبره شده است

$$\Psi(tr \varepsilon, e, e^{in}, T) = \frac{1}{2} K (tr \varepsilon)^2 + G \|e - e^{in}\|^2 + \tau_M(T) \|e^{in}\| + \frac{1}{2} h \|e^{in}\|^2 + I_{\varepsilon_L}(\|e^{in}\|) \quad (14)$$

جدول ۲: ضرایب مدل سوزا به منظور تعیین رفتار مکانیکی استنت [۷]

Table 2. The material parameters of Souza model to determine the mechanical behavior of the stent

مقدار پارامتر	پارامتر
۵۳۰۰۰	E (MPa)
۰/۳۳	ν
۱۰۰۰	h (MPa)
۶/۱	β (MPa/°C)
-۳۰	T^* (°C)
۱۰۰	R (MPa)
٪۵/۶	ε_L

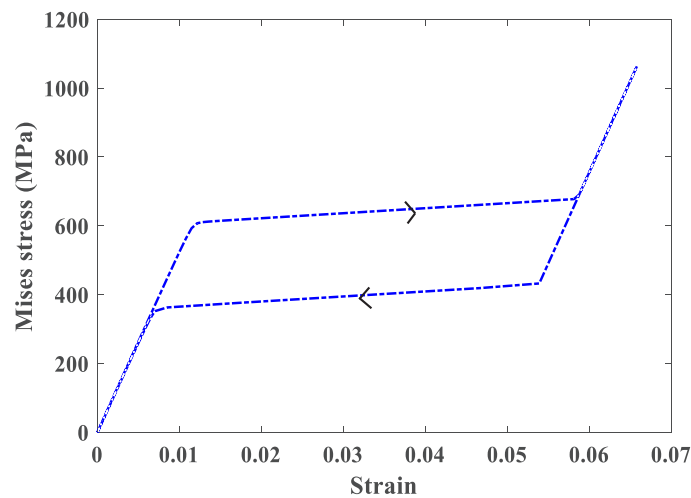


Fig. 3. The stress-strain diagram of the superelastic behavior of the shape memory alloy

شکل ۳: نمودار تنش- کرنش رفتار سوپرا الاستیک آلیاژ حافظه‌دار

که در حالت اولیه دارای قطر ۵ میلی‌متر و پس از بسته شدن دارای قطر ۲ میلی‌متر می‌باشد و ضخامت استنت در راستای شعاعی و عرضی به ترتیب ۰/۰۵ و ۰/۱ میلی‌متر و طول ۱۸ میلی‌متر است. هندسه‌ی استنت در شکل ۴ نمایش داده شده است.

۲-۳- فرآیند بارگذاری

به منظور وارد کردن استنت خوداتساع در رگ ابتدا استنت را فشرده کرده تا قطر آن به اندازه‌ی کافی کم شود و بتوان آن را به محل کاشت برد. پس از قرارگیری استنت در محل کاشت با برداشتن فشاری که بر روی استنت است، استنت خودبه‌خود اتساع یافته و رگ و پلاک را باز می‌کند. بدین منظور فرآیند صورت گرفته به دو

و این ضرایب به منظور تعیین رفتار مکانیکی استنت آلیاژی حافظه‌دار استفاده شده‌اند. مدل ساختاری آلیاژ حافظه‌دار با استفاده از کدیومت در آباکوس اعمال شده است و نحوه‌ی مدل‌سازی عددی این مدل در مرجع [۸] بررسی شده است.

نمودار تنش- کرنش ایجاد شده توسط این مدل در شکل ۳ نشان داده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود در محدوده‌ی وسیعی از بارگذاری و باربرداری با افزایش کرنش تغییرات تنش ناچیز می‌باشد و هم‌چنین به دلیل خاصیت سوپرا الاستیک آلیاژ حافظه‌دار، با باربرداری، قطعه به حالت اولیه‌ی خود باز می‌گردد، این دو خاصیت، این ماده را برای ساخت استنت مناسب ساخته است.

در این مدل‌سازی، هندسه‌ی استنت به نحوی انتخاب شده است

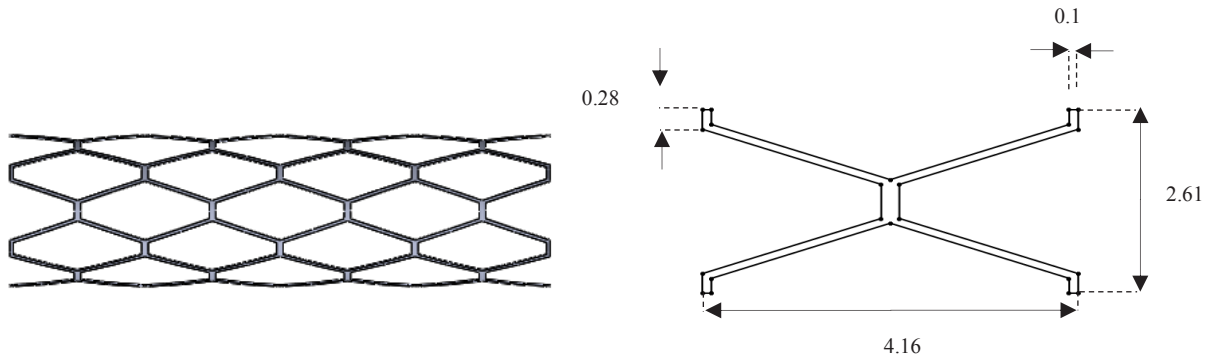


Fig. 4. The geometry of the self-expandable stent before compressing (dimensions are in millimeters)

شکل ۴: هندسه‌ی استنت خوداتساع قبل از فشرده شدن (مقادیر ذکر شده برحسب میلی‌متر می‌باشند).

گام تقسیم شده است. در گام اول با استفاده از اعمال قید جابه‌جایی استنت فشرده شده و رگ و پلاک در نظر گرفته نمی‌شوند. در گام دوم با فعال کردن المان‌های رگ و پلاک و حذف قید جابه‌جایی وارد بر استنت، فرآیند اتساع استنت به دلیل خاصیت سوپرااستیک آلیاژ حافظه‌دار صورت می‌گیرد. با تماس استنت و رگ، در اثر نیروی تماسی، رگ و پلاک نیز اتساع می‌یابند. تماس بدون اصطکاک بین استنت و رگ در نظر گرفته شده است. در مرحله‌ی باربرداری استنت از مدل حذف گردیده و رگ خودبه‌خود بسته شده است.

همچنین به منظور اعمال شرایط مرزی رگ، المان‌های دو انتهای رگ فقط امکان حرکت در جهت عمود بر سطح تماس دارند و به منظور جلوگیری از حرکت استنت در راستای محوری در زمان فشرده‌شدن و بازشدن، یک انتهای استنت در جهت محوری مقید شده است.

به منظور شبکه‌بندی رگ، پلاک و استنت از المان سه بعدی هیبرید خطی^۱ ۸ گره‌ای استفاده شده است. تعداد المان رگ و پلاک و استنت خوداتساع به ترتیب ۷۰۲۰، ۲۶۰۶ می‌باشد، هم‌چنین آنالیز حساسیت مش برای شبیه‌سازی موردنظر انجام شده است که در بخش آنالیز حساسیت مش توضیح داده شده است.

به منظور بررسی همگرایی و عدم اثرگذاری اندازه‌ی مش، تحلیل انجام شده را با تغییر تعداد مش از ۹۶۲۶ المان به ۱۵۵۶۶ المان را مجدداً انجام داده و نتیجه را با یکدیگر مقایسه می‌کنیم. همان‌طور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود نتایج تحلیل مورد نظر مطابقت مناسبی دارا می‌باشند، بنابراین برای کم کردن هزینه‌ی کامپیوتری به تعداد

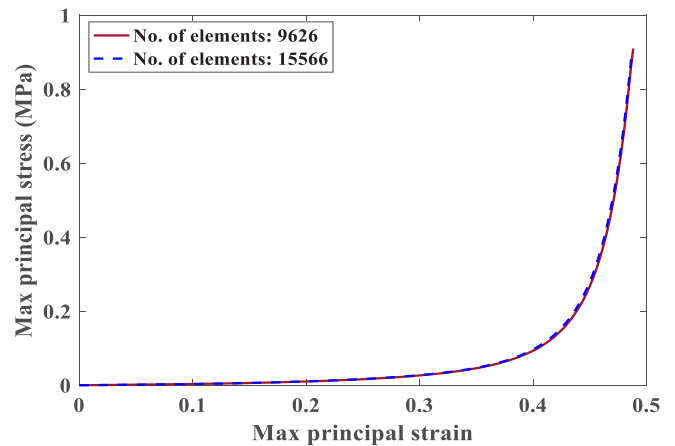


Fig. 5. The stress-strain diagram of the mesh convergence analysis

شکل ۵: نمودار تنش- کرنش آنالیز حساسیت مش

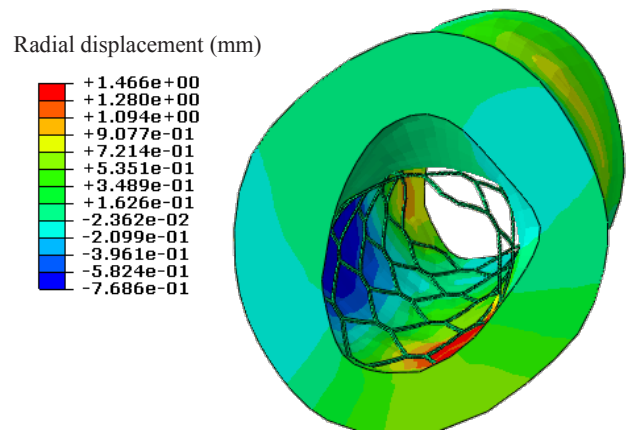


Fig. 6. The amount of the artery expansion due to the insertion of the stent with considering the radial displacement

شکل ۶: میزان بازشدن رگ در اثر استنت‌گذاری با در نظر گرفتن جابه‌جایی شعاعی

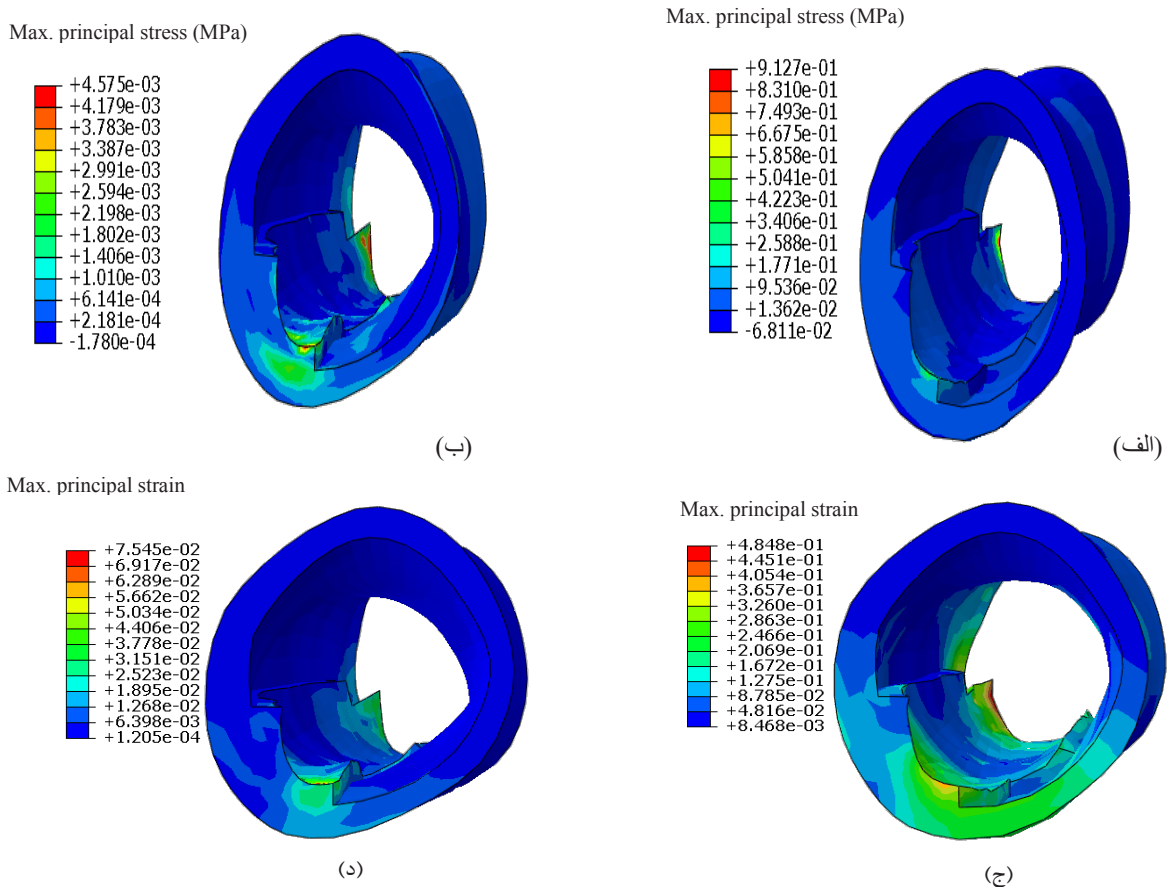


Fig. 7. (a) The stress of the artery after the artery expansion (b) The stress of the artery after the artery unloading (c) The strain of the artery after the artery expansion (d) The strain of the artery after the artery unloading

شکل ۷: (الف) تنش ایجادشده در رگ پس از اتساع یافتن رگ (ب) تنش رگ پس از بسته شدن مجدد رگ، (ج) کرنش ایجادشده پس از اتساع یافتن رگ و (د) کرنش رگ پس از بسته شدن مجدد رگ

در شکل ۷ تنش ایجاد شده در رگ پس از باز شدن رگ و پس از برداشتن استنت مشاهده می شود، در این شکل مشاهده می شود که با توجه به هندسه داخلی سطح رگ می توان نقاط بحرانی تنش را مشخص کرد. ایجاد تنش های زیاد در نقاطی از رگ می تواند موجب پارگی رگ و ناموفق بودن عمل استنت گذاری گردد. همچنین در شکل ۷ (ب) مشاهده می شود با برداشتن استنت تنش موجود در رگ به طور کامل از بین نمی رود و تقریباً در ناحیه ای که در هنگام باز شدن استنت دارای بیشینه تنش بوده است مقدار تنش باقیمانده بیشتر می باشد. به دلیل عبور خون و یا انجام عمل های دیگر در رگ میزان تنش باقیمانده در رگ دارای اهمیت می باشد و در صورت در نظر نگرفتن این تنش پیش بینی درستی از رفتار رگ بعد از این فرآیند صورت نمی گیرد.

مش کمتر نیاز نمی باشد.

۳- نتایج و بحث

اتساع استنت و تماس استنت و رگ موجب اتساع رگ و باز شدن مسیر عبور خون می شود، در نتیجه با ایجاد جابه جایی رگ، تنش و کرنش در بافت رگ ایجاد می شود. در شکل ۶ مشاهده می شود با اتساع استنت، رگ و پلاک باز شده و امکان جریان خون بیشتر شده است. با توجه به عدم وجود تقارن محیطی و یا طولی در رگ، میزان جابه جایی در نقاط مختلف رگ یکسان نمی باشد و با توجه به هندسه داخلی رگ میزان جابه جایی نقاط مختلف رگ متفاوت می باشد، این امر در صورت در نظر گرفتن رگ به صورت متقارن نادیده گرفته می شود و تغییرات به صورت متقارن ایجاد می شود.

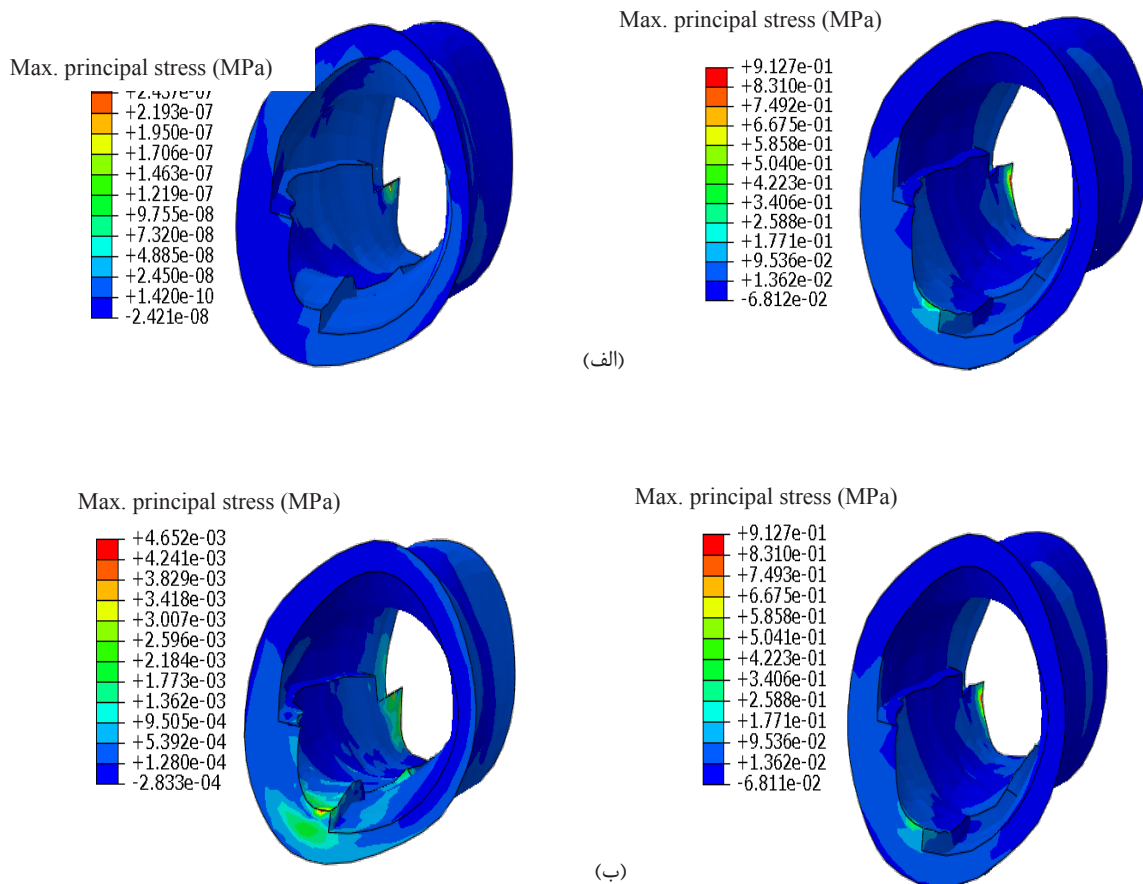


Fig. 8. The stress of the artery by using (a) hyperelastic and anisotropic model and (b) anisotropic and inelastic model with considering damage (The results of loading step are in the right and the results of unloading step are in the left)

شکل ۸: تنش ایجاد شده در رگ توسط دو مدل (الف) هایپرالاستیک ناهمسانگرد و (ب) مدل ناهمسانگرد به همراه آسیب (در سمت راست تنش مرحله بارگذاری و در سمت چپ تنش مرحله باربرداری)

این زمینه ارائه نمی‌کند.

به منظور بررسی آسیب ایجاد شده در رگ، نمودار بیشینه آسیب ایجاد شده بر حسب جابه‌جایی شعاعی استنت در شکل ۹ رسم شده است. در شکل مذکور به منظور مقایسه، نتایج حاصل از شبیه‌سازی فرآیند با استفاده از استنت آلیاژی حافظه‌دار و استنت فولادی نشان داده شده است. افزایش میزان آسیب ایجاد شده در رگ احتمال پارگی رگ در حین عمل جراحی و گرفتگی مجدد رگ بعد از عمل را بیشتر می‌کند. در فرآیند استنت‌گذاری علاوه بر اهمیت عدم پارگی رگ در زمان جایگذاری استنت، کاهش سرعت گرفتگی مجدد رگ نیز دارای اهمیت می‌باشد. یکی از عوامل موثر در گرفتگی مجدد رگ آسیب‌های ایجاد شده در بافت رگ می‌باشد که با کم کردن آسیب ایجاد شده در رگ می‌توان سرعت گرفتگی مجدد رگ را کمتر کرد، در نتیجه به دلیل

هم‌چنین این موضوع برای کرنش موجود در رگ نیز برقرار می‌باشد (شکل ۷ (د)). پس از برداشتن استنت ۱۶ درصد از کرنش در رگ باقی می‌ماند که میبایست در تحلیل و بررسی رگ مورد توجه قرار گیرد.

به منظور بررسی مدل آسیب، این تحلیل با استفاده از مدل هایپرالاستیک ناهمسانگرد بدون در نظر گرفتن آسیب انجام شده است و نتایج آن در شکل ۸ ارائه شده است. در این شکل مشاهده می‌شود که در مرحله بارگذاری دو مدل هایپرالاستیک ناهمسانگرد و مدل ناهمسانگرد به همراه آسیب نتایج یکسانی ارائه می‌دهند، اما با استفاده از مدل هایپرالاستیک ناهمسانگرد بعد از باربرداری تقریباً ۲٪ تنش در رگ وجود ندارد اما در مدل آسیب تقریباً ۲٪ تنش در رگ باقی مانده است و استفاده از مدل هایپرالاستیک نتایج قابل قبولی در

فرآیند استنت گذاری دچار تنش و آسیب بیشتری می شوند ضروری می باشد و انجام این کار با استفاده از رگ متقارن امکان پذیر نیست. در این کار تلاش شد که با نزدیک کردن شرایط استنت گذاری، تحلیل صورت گرفته تطابق بیشتری با واقعیت داشته باشد.

فهرست علائم

بردار مشخص کننده جهت الیاف بافت رگ	\mathbf{a}_{0i}
تنسور کوشی- گرین ویرایش یافته	$\bar{\mathbf{C}}$
تنسور گرادیان تغییر شکل	\mathbf{F}
تنسور گرادیان تغییر شکل ویرایش یافته	$\bar{\mathbf{F}}$
دترمینان تنسور گرادیان تغییر شکل	J
نوردهای تنسور کوشی- گرین ویرایش یافته	\bar{I}_i
تابع انرژی اتلاف بافت رگ	N
مدول یانگ	K
مدول برشی	G
سختی تغییر فاز	h
دمای مرجع	T_0
زاویه ی دسته های الیاف	θ
میزن پراکندگی الیاف	κ
پارامتر تعیین کننده آسیب در اثر نرم شدگی	η_s
پارامتر تعیین کننده آسیب در اثر تغییر شکل دائم	η_{in}
تابع انرژی کل بافت رگ	Ψ
بیشینه انرژی ایجاد شده در الیاف	$\bar{\Psi}_{f,i}^{\max}$
انرژی اولیه موجود در الیاف	$\bar{\Psi}_{f,i}^0$
بیشینه انرژی ایجاد شده در بافت رگ	$\bar{\Psi}^{\max}$
انرژی اولیه موجود در بافت رگ	$\bar{\Psi}^0$
کرنش الاستیک	\mathcal{E}^e
کرنش غیرالاستیک	\mathcal{E}^{in}

مراجع

- [1] A. Karimi, M. Navidbakhsh, R. Razaghi, A finite element study of balloon expandable stent for plaque and arterial wall vulnerability assessment, *Journal of Applied Physics*, 2014) (4)116).
- [2] A. Karimi, M. Navidbakhsh, H. Yamada, R. Razaghi, A nonlinear finite element simulation of balloon expandable stent for assessment of plaque vulnerability inside a stenotic artery, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 99–589 (2014) (7)52.

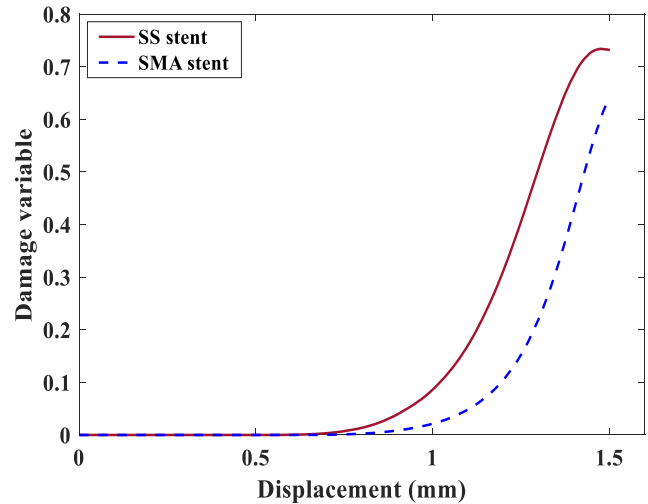


Fig. 9. Damage diagram of the artery due to the expansion of the SMA and SS stent

شکل ۹: نمودار آسیب ایجاد شده در بافت رگ در اثر اتساع استنت آلیاژی حافظه دار و استنت فولادی

ایجاد آسیب کمتر توسط استنت آلیاژی حافظه دار احتمال پارگی رگ و هم چنین سرعت گرفتگی مجدد رگ در مقایسه با استنت فولادی کمتر می شود. با استفاده از این تحلیل می توان میزان اتساع مناسب استنت برای هر رگ را به نحوی تعیین کرد که علاوه بر میزان مناسب عبور خون، آسیب و تنش رگ در حد قابل قبولی باشد.

۴- نتیجه گیری

در این مقاله میزان تنش و آسیب ایجاد شده در بافت رگ پس از اتساع توسط استنت آلیاژ حافظه دار به کمک کد یومت در نرم افزار آباکوس بررسی شد. استفاده از مدل آسیب در بررسی فرآیند استنت گذاری دارای اهمیت قابل توجهی در انجام تحلیل می باشد. با استفاده از مدل های هایپرالاستیک و بدون در نظر گرفتن آسیب ایجاد شده در رگ، علاوه بر عدم امکان تعیین آسیب ایجاد شده در رگ، امکان تعیین تنش و کرنش باقیمانده در رگ نیز وجود ندارد، در نتیجه پیش بینی درستی از رفتار رگ بعد از عمل استنت گذاری و در طولانی مدت امکان پذیر نمی باشد و پیش بینی رفتار رگ پس از باربرداری (حذف استنت) با خطا همراه می باشد. هم چنین با استفاده از مدل آسیب و تعیین میزان آسیب که یکی از عوامل گرفتگی مجدد رگ است، می توان سرعت گرفتگی مجدد رگ را بررسی کرد. هم چنین در نظر گرفتن هندسه واقعی رگ در راستای تعیین نقاطی که در

- stent design and vessel stresses: A finite element analysis, *Journal of Biomechanics*, 81–1574 (2005) (8)38.
- [14] K. Takashima, T. Kitou, K. Mori, K. Ikeuchi, Simulation and experimental observation of contact conditions between stents and artery models, *Medical Engineering and Physics*, 35–326 (2007) (3)29.
- [15] G. A. Holzapfel, Changes in the Mechanical Environment of Stenotic Arteries During Interaction With Stents: Computational Assessment of Parametric Stent Designs, *Journal of Biomechanical Engineering*, 166 (2005) (1)127.
- [16] Suyitno, H. I. Pratama, L. Pudjilaksono, Bifurcation stenting design and analysis using finite element method, (2018) 030021.
- [17] W. Wu, W. Q. Wang, D. Z. Yang, M. Qi, Stent expansion in curved vessel and their interactions: A finite element analysis, *Journal of Biomechanics*, 85–2580 (2007) (11)40.
- [18] S. Zhao, L. Gu, S. R. Froemming, Effects of arterial strain and stress in the prediction of restenosis risk: Computer modeling of stent trials, *Biomedical Engineering Letters*, 63–158 (2012) (3)2.
- [19] A. F. Saleeb, B. Dhakal, On the role of SMA modeling in simulating NiTiNol self-expanding stenting surgeries to assess the performance characteristics of mechanical and thermal activation schemes, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 60–43 (2015) 49.
- [20] M. Azaouzi, A. Makradi, S. Belouettar, Deployment of a self-expanding stent inside an artery: A finite element analysis, *JOURNAL OF MATERIALS&DESIGN*, 41 20–410 (2012).
- [21] G. A. Holzapfel, G. Sommer, and P. Regitnig, Anisotropic Mechanical Properties of Tissue Components in Human Atherosclerotic Plaques, *Journal of Biomechanical Engineering*, 657 (2004) (5)126.
- [22] P. Mortier, A novel simulation strategy for stent insertion and deployment in curved coronary bifurcations: Comparison of three drug-eluting stents, *Annals of Biomedical Engineering*, 99–88 (2010) (1)38.
- [23] E. Maher, A. Creane, C. Lally, D. J. Kelly, An anisotropic inelastic constitutive model to describe stress softening and permanent deformation in arterial tissue, *Journal of Biomechanics*, 41–1574 (2008) (8)38.
- [3] S. Zhao, L. Gu, S. R. Froemming, Performance of Self-Expanding Nitinol Stent in a Curved Artery: Impact of Stent Length and Deployment Orientation, *Journal of Biomechanical Engineering*, 071007 (2012) (7)134.
- [4] W. A. Wall, L. Wiechert, A. Comerford, S. Rausch, Towards a comprehensive computational model for the respiratory system, *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 27–807 (2010) (1)26.
- [5] S. Tyagi, S. Singh, S. Mukhopadhyay, U. A. Kaul, Self- and balloon-expandable stent implantation for severe native coarctation of aorta in adults, *American Heart Journal*, 28–920 (2003) (5)146.
- [6] F. Migliavacca, L. Petrini, P. Massarotti, S. Schievano, F. Auricchio, G. Dubini, Stainless and shape memory alloy coronary stents: a computational study on the interaction with the vascular wall, 17–205 (2004) 2.
- [7] F. Auricchio, M. Conti, S. Morganti, A. Reali, Shape memory alloy: From constitutive modeling to finite element analysis of stent deployment, *Computer Modeling in Engineering and Sciences*, 43–225 (2010) (3)57.
- [8] A. C. Souza, E. N. Mamiya, N. Zouain, Three-dimensional model for solids undergoing stress-induced phase transformations, *European Journal of Mechanics*, (5)17 806–789 (1998).
- [9] J. G. Boyd, D. C. Lagoudas, A thermodynamical constitutive model for shape memory materials. Part II, *International Journal of Plasticity*, 73–843 (1996) (7)12.
- [10] F. Auricchio, R. L. Taylor, Shape-memory alloys: modelling and numerical simulations of the finite-strain superelastic behavior, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 94–175 (1997) (2–1)143.
- [11] E. C. Teo, Q. Yuan, J. H. Yeo, Design Optimization of Coronary Stent Using Finite Element Analysis, *ASAIO Journal*, 201 (2000) (2)46.
- [12] H. Zahedmanesh, C. Lally, Determination of the influence of stent strut thickness using the finite element method: Implications for vascular injury and in-stent restenosis, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 93–385 (2009) (4)47.
- [13] C. Lally, F. Dolan, P. J. Prendergast, Cardiovascular

- Behavior of Biomedical Materials, 616–600 (2016) 61.
- [26] B. Fereidoonzhad, R. Naghdabadi, S. Sohrabpour, G. A. Holzapfel, A Mechanobiological model for damage-induced growth in arterial tissue with application to in-stent restenosis, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 27–311 (2017) 101.
- [27] F. Auricchio, A. Reali, U. Stefanelli, A three-dimensional model describing stress-induced solid phase transformation with permanent inelasticity, *International Journal of Plasticity*, 26–207 (2007) (2)23.
- of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 12 19–9 (2012).
- [24] J. F. Rodríguez, F. Cacho, J. A. Bea, M. Doblaré, A stochastic-structurally based three dimensional finite-strain damage model for fibrous soft tissue, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 86–864 (2006) (4)54.
- [25] B. Fereidoonzhad, R. Naghdabadi, G. A. Holzapfel, Stress softening and permanent deformation in human aortas: Continuum and computational modeling with application to arterial clamping, *Journal of the Mechanical*

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

F. Rouhani, M.R. Zakerzadeh, M. Baghani, *Finite element modeling of shape memory alloy stent insertion in the vessel with consideration of vessel damage. AmirKabir= J. Mech Eng., 53(special issue 2) (2021) 1209-1220.*

DOI: [10.22060/mej.2019.16697.6423](https://doi.org/10.22060/mej.2019.16697.6423)

