



## Finite element modeling of shape memory alloy stent insertion in the vessel with consideration of vessel damage

F. Rouhani, M. R. Zakerzadeh, M. Baghani\*

School of Mechanical Engineering, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

**ABSTRACT:** One of the common methods to resolve artery stenosis is the insertion of a shape memory alloy stent in the artery. The use of shape memory alloys in the manufacturing of self-expandable stent has expanded because of the superelastic behavior of this alloy. In this paper, we simulated a shape memory alloy stent insertion in an artery to explore stress and damage effects arising from the stent insertion on the artery by using ABAQUS software. To simulate the mechanical behavior of artery, we considered the effect of the inelastic arterial properties (stress softening and recoverable inelastic deformation) that activated under supraphysiological loading in the stenting process, and to simulate stent behavior, the Souza model is used. These two models were applied in ABAQUS by UMAT codes. By using the damage model, the amount of damage in the artery, which is one of the factors of restenosis, is investigated. Also, in this paper, we have used real diseased artery geometry, which was specified from high-resolution magnetic resonance images, therefore the analysis is more in line with reality and it is possible to determine the location of the maximum stress and damage in the artery.

### Review History:

Received: Jul. 05, 2019

Revised: Nov. 15, 2019

Accepted: Dec. 09, 2019

Available Online: Dec. 26, 2019

### Keywords:

Self-Expandable Stent

Damage

Artery

Shape Memory Alloy

## 1. INTRODUCTION

One way to treat atherosclerosis is the insertion of a Shape Memory Alloy (SMA) stent, which is a self-expandable stent, in the artery. A self-expandable stent is compressed by a crimper, and when the crimper is retracted, the stent expands by itself. Different constitutive models have been provided to explain the behavior of shape memory alloy materials [1-4]. The modeling of the geometry and mechanical behavior of the artery are important issues to predict the accurate effects of the stent on the artery. In different studies, different assumptions were applied for modeling the artery to simplify this simulation. The majority of studies employed a simplified cylindrical shape for artery [5-8] which is not a realistic assumption. Some studies focused on a more real geometry of the stenosed artery [9, 10]. However, they employed a hyperelastic constitutive model for the arterial tissue.

In this paper, it is aimed to investigate the effects of the SMA stent on real geometry artery by considering an inelastic model with stress softening and permanent deformation behavior to simulate the mechanical behavior of the artery.

## 2. METHODOLOGY

To determine the mechanical behavior of the artery we use an inelastic model [11]; material parameters of the artery layers and plaque are listed in Table 1. It should be noted that the dissipation and damage effects in the plaque are disregarded.

The constitutive mechanical behavior of shape memory

alloy stent is based on Souza model [2] and its parameters are listed in Table 2 [1].

In the present study, we use an individual human stenosis artery. The inner and outer diameter and the strut width of the stent are 5, 5.1, and 0.1 mm. The geometry of the stent and artery are presented in Fig. 1.

In the loading step, the stent with a diameter of 5mm is squeezed to the diameter of 2mm. After removing the applied pressure, the stent expands to its original shape. Two ends of the stent are constrained in the circumferential direction. To avoid moving the stent in the longitudinal direction, the stent is constrained at one end in the longitudinal direction. Three dimensional eight-node linear, hybrid elements (C3D8H) are put to use for the artery and stent.

## 3. RESULTS AND DISCUSSION

In Fig. 2 the stress and strain of the artery are shown, and both the loading and unloading steps are considered. As shown, by unloading, the amounts of stress and strain decrease, but they are not totally eliminated. Such residual effects are important to predict other behaviors of the artery.

Maximum damage developed in the artery by both the shape memory alloy and Stainless Steel (SS) stent is plotted in Fig. 3. As shown, with a similar displacement of stents, the damage which is caused by SS stent is higher; therefore, shape memory alloy is better than stainless steel to manufacture stents.

\*Corresponding author's email: baghani@ut.ac.ir

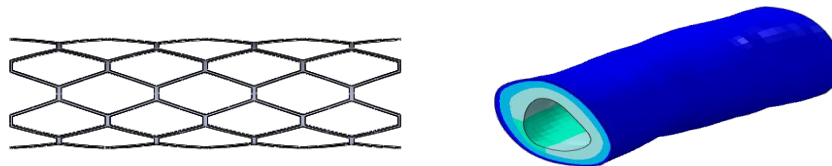


**Table 1. Material parameters of the hyperelastic -damage (inelastic) model to determine the mechanical behavior of the artery [11]**

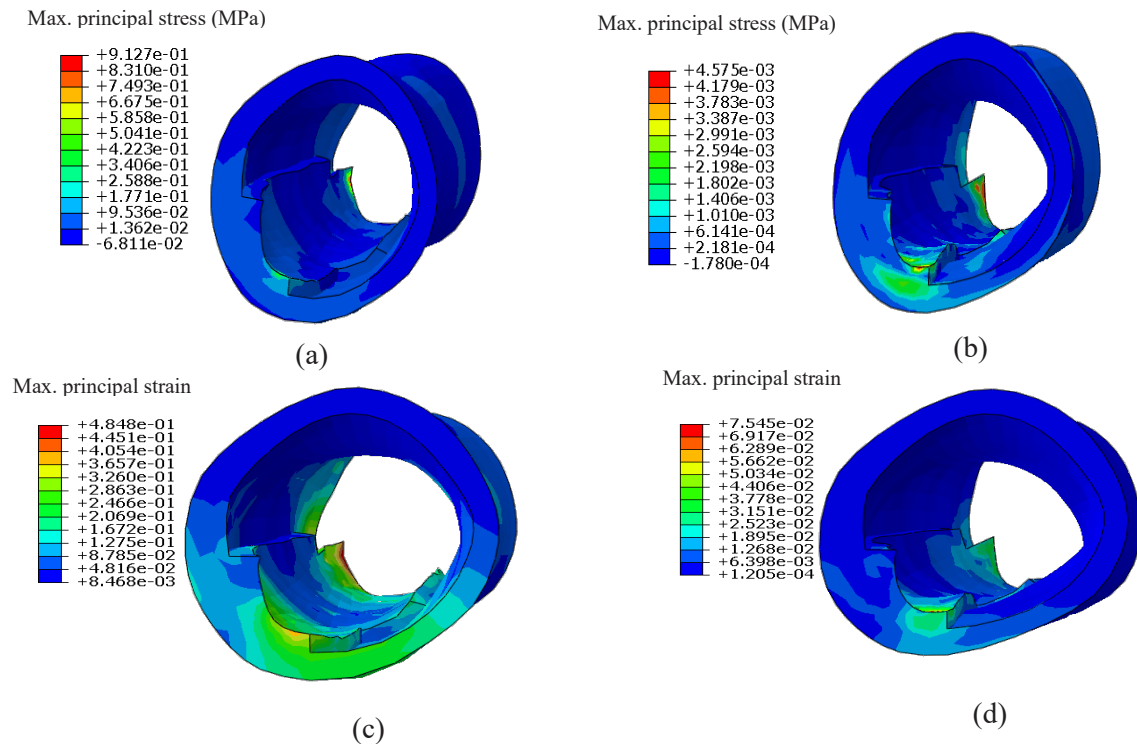
	$\mu$ (MPa)	$k_1$ (MPa)	$k_2$	$\kappa$	$\theta$	$\mu^*$ (MPa)	$k_1^*$ (MPa)	$k_2^*$	$\kappa^*$	$r_1$	$m_1$ (MPa)	$m_2$
<i>Intima</i>	0.017	0.263	41.191	0.3	90	0.001292	0.014591	0	0	1.49	0.0192	3
<i>Media</i>	0.012	0.059	3.871	0.02	45.3	0.000098	0.000611	0.665	0.29	1.44	0.0077	3.32
<i>Adventitia</i>	0.008	0.222	9.948	0.23	53.1	0.001206	0.000001	0.011	0.33	4	0.001	4
<i>Plaque</i>	0.0075	3.5806	12	0.225	58	-	-	-	-	-	-	-

**Table 2. The material parameters of Souza model to determine the mechanical behavior of the stent [1]**

Parameter	Amount of parameter
$E$ (MPa)	53000
$\nu$	0.33
$h$ (MPa)	1000
$\beta$ (MPa/°C)	6.1
$T^*$ (°C)	-30
$R$ (MPa)	100
$\varepsilon_L$	5.6%



**Fig. 1. The geometry of the stent and artery**



**Fig. 2. (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**

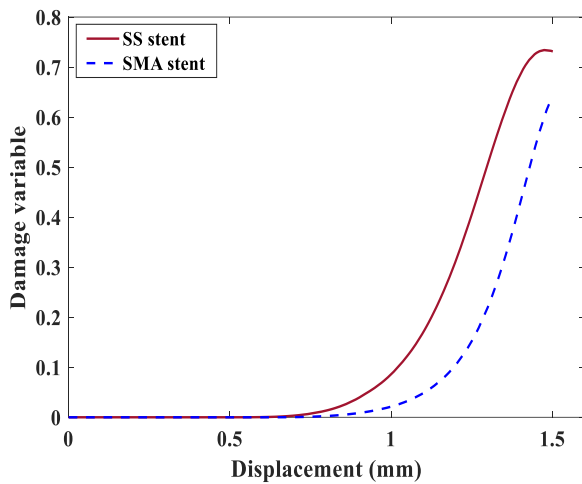


Fig. 3. Damage diagram of the artery due to the expansion of the SMA and SS stent

#### 4. CONCLUSIONS

Stent insertion in the artery is one of the common treatments for atherosclerosis. Previous studies were based on simplified models for arterial tissue. In this paper, we simulated the insertion of a shape memory alloy stent in a real-geometry artery and inelastic arterial behavior. Finally, the maximum stress in arterial layers which is the main cause of the surgically-induced damage in arterial tissue was presented, also the damage diagram of the artery is plotted. Such simulations can be useful to compare different stents to minimize artery damage and choose the best material for manufacturing stents.

#### REFERENCES

[1] 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*, 57(3) (2010) 225–43.  
 [2] A. C. Souza, E. N. Mamiya, N. Zouain, Three-dimensional model for solids undergoing stress-induced

phase transformations, *European Journal of Mechanics*, 17(5) (1998) 789–806.  
 [3] J. G. Boyd, D. C. Lagoudas, A thermodynamical constitutive model for shape memory materials. Part II, *International Journal of Plasticity*, 12(7) (1996) 843–73.  
 [4] 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*, 143(1–2) (1997) 175–94.  
 [5] E. C. Teo, Q. Yuan, J. H. Yeo, Design Optimization of Coronary Stent Using Finite Element Analysis, *ASAIO Journal*, 46(2) (2000) 201.  
 [6] 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*, 47(4) (2009) 385–93.  
 [7] C. Lally, F. Dolan, P. J. Prendergast, Cardiovascular stent design and vessel stresses: A finite element analysis, *Journal of Biomechanics*, 38(8) (2005) 1574–81.  
 [8] K. Takashima, T. Kitou, K. Mori, K. Ikeuchi, Simulation and experimental observation of contact conditions between stents and artery models, *Medical Engineering and Physics*, 29(3) (2007) 326–35.  
 [9] 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*, 127(1) (2005) 166.  
 [10] 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*, 26(1) (2010) 807–27.  
 [11] 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 Behavior of Biomedical Materials*, 61 (2016) 600–616.

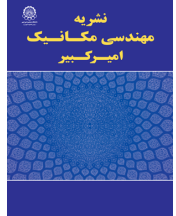
#### HOW TO CITE THIS ARTICLE

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) 285-288.

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







## 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 سوپرالاستیک 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 هاپرالاستیک 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<sup>۲</sup> 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<sup>۳</sup> بیرون آمده و استنت به دلیل خاصیت سوپرالاستیک 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<sup>۱</sup> 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<sup>۷</sup>، میانی<sup>۸</sup> و خارجی<sup>۹</sup> 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<sup>۱۰</sup> 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<sup>۱۱</sup> 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<sup>۱۲</sup> و تغییر شکل دائم<sup>۱۳</sup> 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<sup>۱</sup>، 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<sup>۲</sup> [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<sup>۳</sup> مدل‌های مختلفی ارائه شده است که می‌توان به مدل سوزا<sup>۴</sup> [۸]، لاگوداس<sup>۵</sup> [۹] و آرکیو<sup>۶</sup> [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  $\eta_{in}$  و  $\eta_s$  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،  $\phi_i$  و  $\phi_{in}$  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  $\mu, k_1, k_2$  و  $\kappa$  ضرایب ثابت مربوط مدل هستند. انرژی اتلاف نیز همانند انرژی ذخیره شده در الیاف به صورت زیر تعریف می‌شود که  $\mu^*, k_1^*, k_2^*$  و  $\kappa^*$  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<sup>۱</sup> 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:

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

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)	$r_1$	$\kappa^*$	$k_2^*$	$k_1^*$ (MPa)	$\mu^*$ (MPa)	$\theta$	$\kappa$	$k_2$	$k_1$ (MPa)	$\mu$ (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



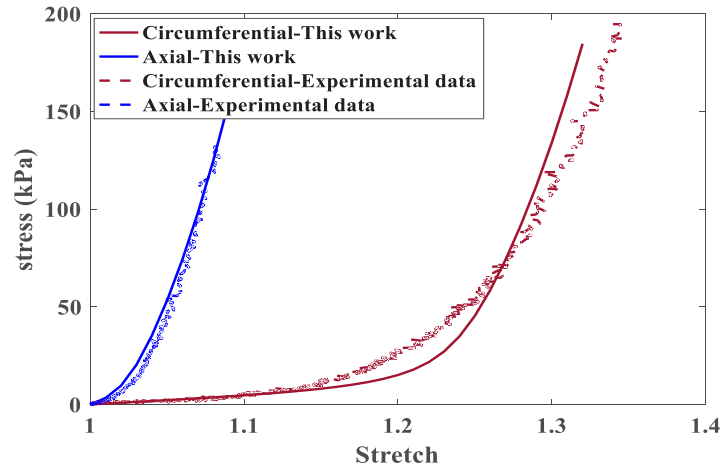


Fig. 1. The fitting diagram of the inelastic model of the plaque by using the experimental data

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

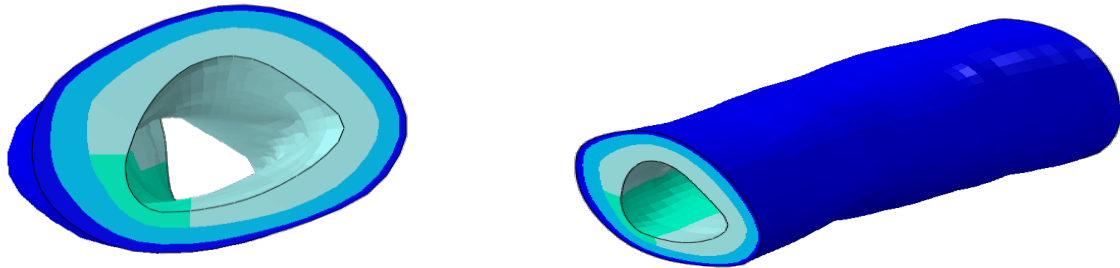


Fig. 2. The geometry of the stenosis artery. adventitia ■, media ■, intima ■, and Plaque ■

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

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

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

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

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

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

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

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:

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

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	$\nu$
۱۰۰۰	$h$ (MPa)
۶/۱	$\beta$ (MPa/°C)
-۳۰	$T^*$ (°C)
۱۰۰	$R$ (MPa)
٪۵/۶	$\varepsilon_L$

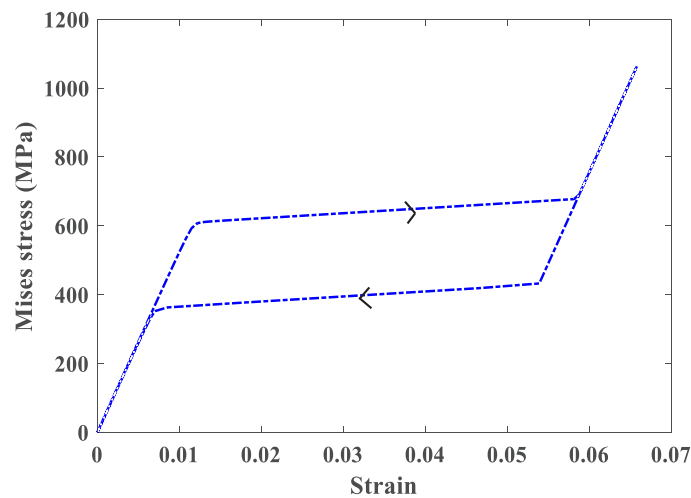


Fig. 3. The stress-strain diagram of the superelastic behavior of the shape memory alloy

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

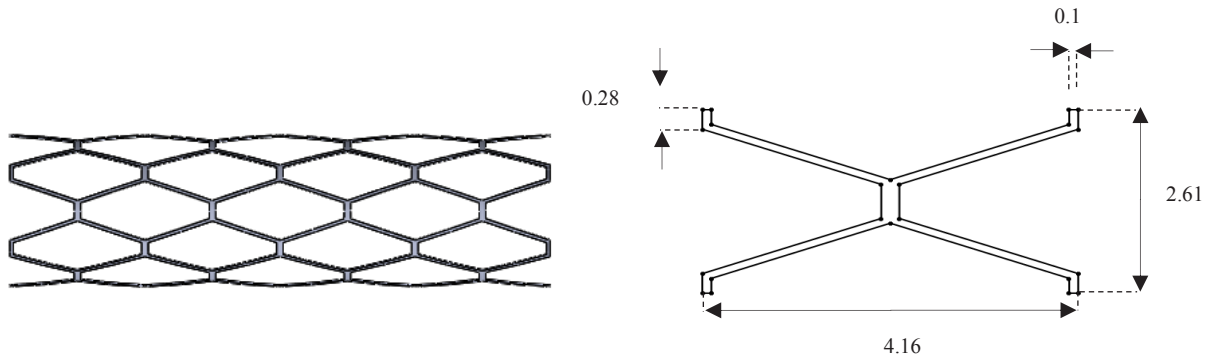


Fig. 4. The geometry of the self-expandable stent before compressing (dimensions are in millimeters)

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<sup>۱</sup> 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

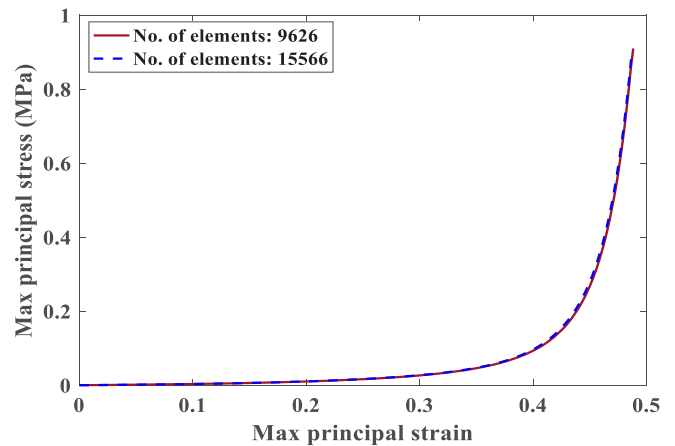


Fig. 5. The stress-strain diagram of the mesh convergence analysis

شکل ۵: نمودار تنش- کرنش آنالیز حساسیت مش

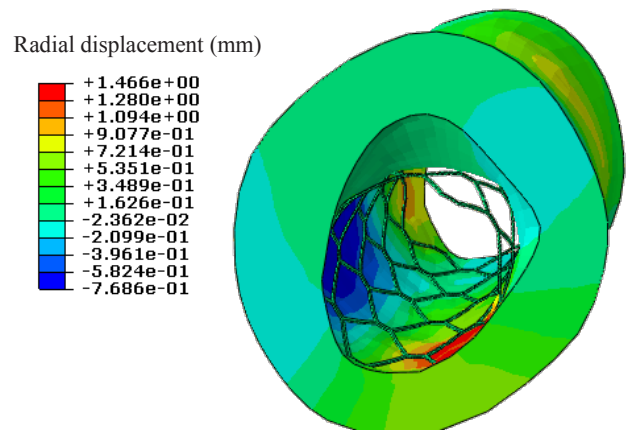


Fig. 6. The amount of the artery expansion due to the insertion of the stent with considering the radial displacement

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

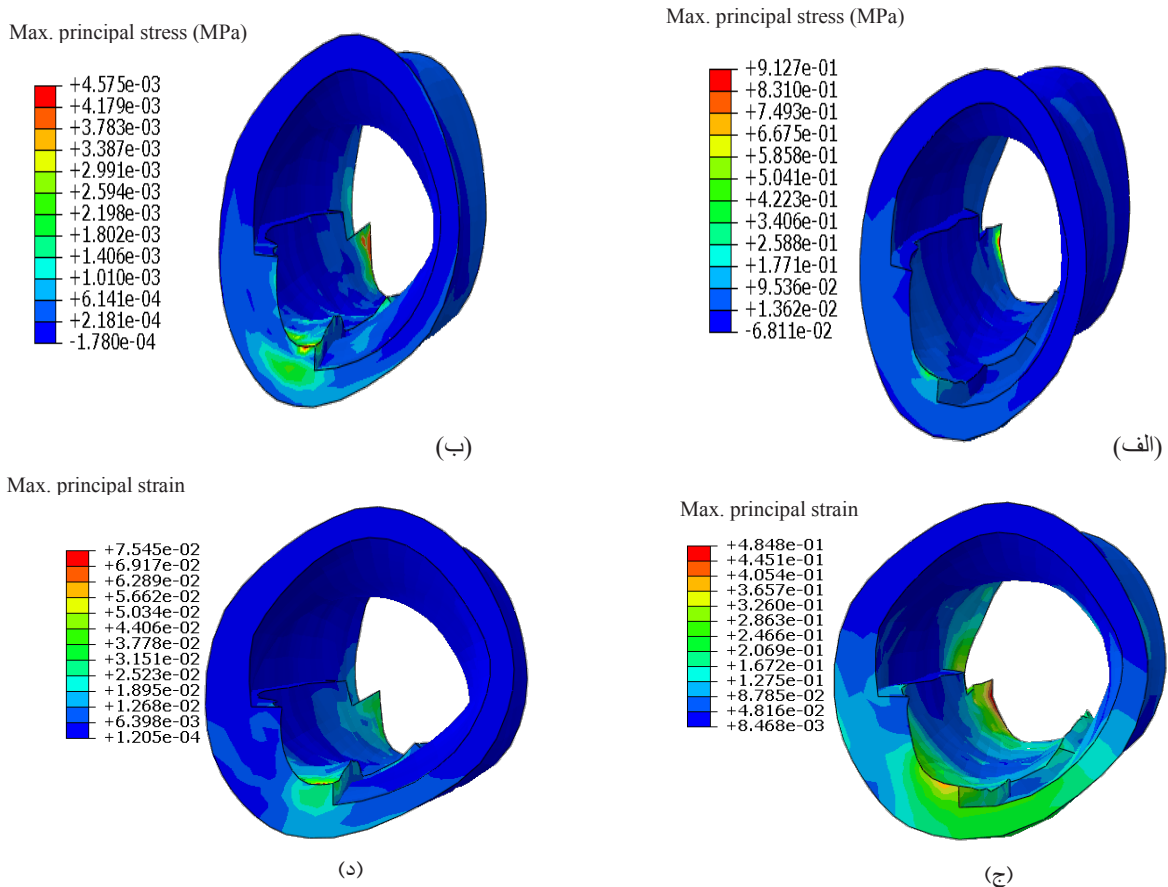


Fig. 7. (a) The stress of the artery after the artery expansion (b) The stress of the artery after the artery unloading (c) The strain of the artery after the artery expansion (d) The strain of the artery after the artery unloading

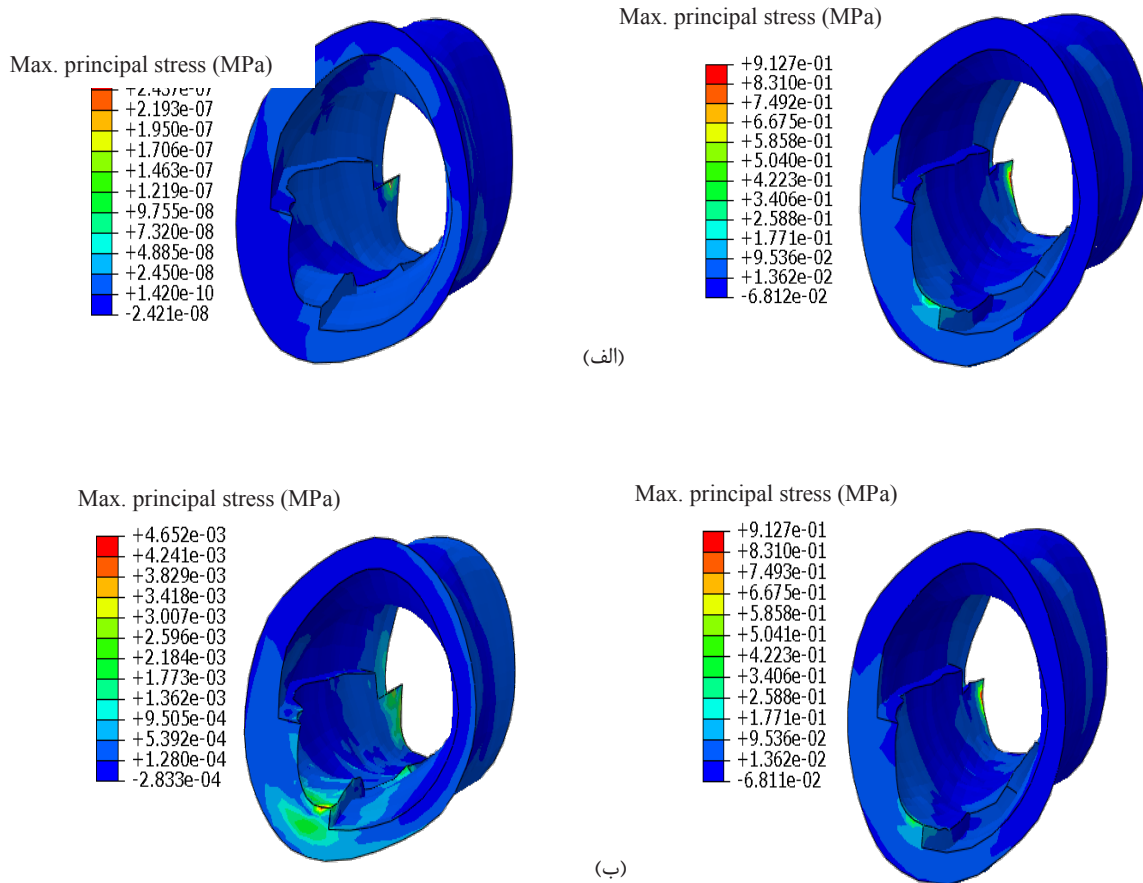
شکل ۷: (الف) تنش ایجاد شده در رگ پس از اتساع یافتن رگ (ب) تنش رگ پس از بسته شدن مجدد رگ، (ج) کرنش ایجاد شده پس از اتساع یافتن رگ و (د) کرنش رگ پس از بسته شدن مجدد رگ

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) هایپراالاستیک 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 هایپراالاستیک 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 هایپراالاستیک ناهمسانگرد و مدل ناهمسانگرد به همراه آسیب نتایج یکسانی ارائه می‌دهند، اما با استفاده از مدل هایپراالاستیک 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 هایپراالاستیک 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 ی 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	$\theta$
میزن پراکندگی الیاف	$\kappa$
پارامتر تعیین کننده آسیب در اثر نرم شدگی	$\eta_s$
پارامتر تعیین کننده آسیب در اثر تغییر شکل دائم	$\eta_{in}$
تابع انرژی کل بافت رگ	$\Psi$
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.

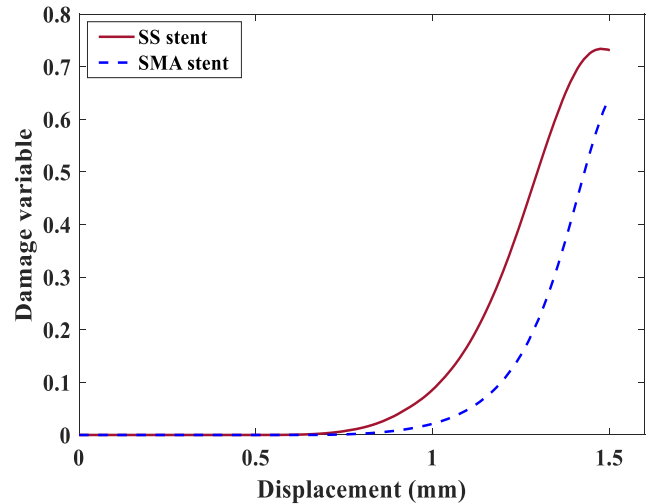


Fig. 9. Damage diagram of the artery due to the expansion of the SMA and SS stent

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 آلیاژی 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 ی 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)

