



Numerical Analysis of a Stented Coronary Artery: Investigating Function of Two Stents with Magnesium and Stainless Steel Materials

Y. Taghizadeh, B. Vahidi* , B. Akbari, S. Jalalian Sedaghati

Department of Biomedical Engineering, Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran.

ABSTRACT: Recently, the use of coronary stents in interventional procedures has rapidly increased. Biodegradable magnesium alloy stents gained increasing interest in the past years due to their potential prospects. However, for the magnesium alloy stents to be feasible for widespread clinical use, it is important that their performance can be compared to modern permanent stents. In this research, a finite element method is used for investigating the effect of the stent geometry and material properties on its behavior. The stent designs made with two different materials, stainless steel 304 and magnesium alloy AZ 31, and the Palmaz-Schatz geometry are modeled and their behavior during the deployment is compared in terms of stress distribution in the stent, vessel wall, plaque as well as in terms of outer diameter changes, radial recoil ratio, axial recoil ratio, and Foreshortening. Moreover, the effect of stent material properties on the restenosis after coronary stent placement is investigated by comparing the stress distribution in the arteries. According to the findings, the possibility of restenosis after coronary stenting is lower for magnesium alloy stents in comparison with the stainless steel 304 stent.

Review History:

Received: 26 Aug. 2017
Revised: 25 Jun. 2018
Accepted: 17 July 2018
Available Online: 2 Aug. 2018

Keywords:

Atherosclerosis
Stent implantation
Restenosis
Foreshortening
Recoil

1- Introduction

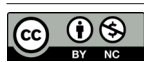
Atherosclerosis, the build-up of lipoproteins and hardening of the arteries, is the leading cause of heart attack. In recent years, the use of arterial stents in the treatment of arteriosclerotic vascular disease has been increased and its various models are presented with different geometries and material. Nowadays, with the advancement of related technologies, many researchers have proposed different numerical models for the insertion of stents into the vessel and improved the quality of this procedure [1-3]. In an early research of the stent expansion, Teo et al. [4] performed a stent simulation in order to open blocked blood flow using finite element analysis. In this research, with the omission of the balloon, artery, plaque and the interactions between them and the stent, a single stent model was used to simulate the stent behavior in the vessel. In this modeling, a stent is placed under the influence of uniform internal pressure and after its expansion, the results have been extracted. Due to the simplifications, this model does not provide precise behavior of the intra-vessel stent. In order to increase the accuracy of modeling, contact between the stent and other involved components was considered by Chua et al. [5]. They proposed a balloon-stent model, in which the stent expands indirectly with balloon expansion. In another study, Chua et al. [6] used the balloon-stent model to investigate the effect of Palmaz-Schatz stent geometry on stenting

output; by changing the Palmaz-Schatz stent pattern, such as changing the length and width of the cells, five different models of this kind of stent have been developed and their behavior has been investigated. Walke et al. [7] used a stent-vessel model to evaluate stent diameter variations based on balloon pressure during loading and evaluated the results by performing the test. But due to the absence of balloons and plaques, as well as vessel simulation with a linear elastic model, the results obtained from this study differ greatly from the actual situation. Another model was presented by Lally et al. [8] is the stent-vessel-plaque. This model was used to compare the performance of the two stents when loading. Despite the disadvantages such as excluding the balloon from the model and the simplified assumption of the linear elastic material in the stent, this model became the basis of the work of the next researchers [9, 10]. The main objective of our study is to compare a variety of functional parameters of two particular stents that are very common in clinical use. According to the literature, there's no other research in this area with this attitude.

2. Mathematical Modeling

The different models provided here include stainless steel and magnesium stents with three different types of hypocellular, hypercellular and calcified plaque, with simple blockage and Palmaz-Schatz stent basic geometry. All models are made in Catia software version V5-6R2016.

*Corresponding author's email: bahman.vahidi@ut.ac.ir



Where ΔE is the total energy change, W is total work associated with all the resistance forces (drag, buoyancy, and capillary) and Q is heat change that for an adiabatic system is zero.

2.1. Stent geometry and material properties

Modern structural coronary stents can be divided into three groups according to the structural view: first, open-cell structures such as multiple-stent stents, second, first-generation closed-cell stents, such as the palms stents, and third, later-generated closed cell structure stents such as inflow stents [11]. The shape of open structure stents can change, especially in the areas where cell growth occurs, but the shape of closed structure stents does not change because of the type of their structures. The length and outer diameter and stent thickness are 10, 3 and 0.05 mm, respectively. In this study, the dimensions of the stents are approximately considered based on the former reports [1, 3, 12] in the model calculations. The two-line elastic-plastic material model is also used for the modeling of stents' materials. Mechanical properties of the stent are shown in Table 1.

Table 1. Mechanical properties of the provided stents [2, 12]

	Stainless Steel (304)	Magnesium Alloy (Az31)
Young Modulus (GPa)	193	44
Yield Stress (MPa)	207	138
Tangent Modulus (MPa)	692	633
Poisson Ratio	0.35	0.27

2.2. The Blocked vessel and the plaque model

The artery is assumed to be an ideal, homogeneous, isotropic vessel with the localized block (Fig. 1). For the vessel material, a third-order Mooney-Rivlin hyperelastic non-linear model is used [13].

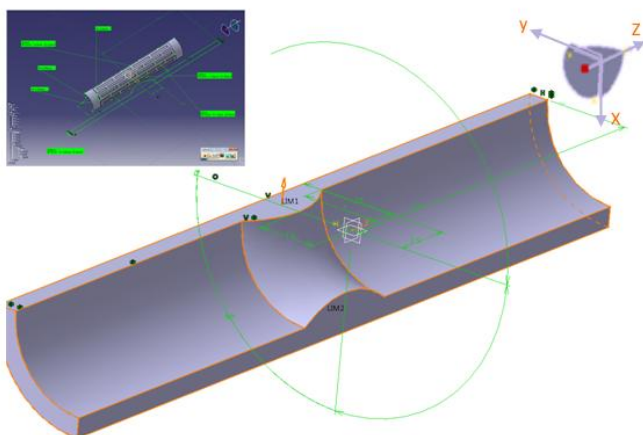


Fig. 1. Computational geometry of the plaque created in the presence of the vessel

Considering the fact that with the progression of atherosclerosis, the plaque composition is altered, in this study, we used the three possible compositions of the plaque. For these three different types of plaques, a third-order Mooney-Rivlin hyperelastic nonlinear model is used as follows (Eq. (1)) [11, 14]:

$$w = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (1)$$

The percentage of blockage in this study is 25% and it is considered symmetric. The coefficients related to each material are shown in Table 2.

Table 2. The strain energy density function coefficients used for the plaques and the vessel [13, 14]

	C_{01}	C_{10}	C_{11}	C_{20}	C_{30}
Calcified	-495.96	-506.61	1193.53	3637.8	4737.25
Hypocellular	165.111	16.966	955.388	0	0
Hypercellular	-802.723	831.636	1157.68	0	0
Vessel	2.75	18.9	59.043	85.72	0

2.3. The balloon model

The balloon used to expand the stent is made of polyurethane rubber with a length of 12 mm, an outer diameter of 2.9 mm and a thickness of 0.1 mm. The balloon is placed inside the stent and by applying the pressure on its inner surface, is inflated by a special gas, expanding the stent by connecting the two outer surfaces of the balloon and interior of the stent. The polyurethane material has been modeled using a first-order non-linear hyperelastic Mooney-Rivlin model [6, 15].

2.4. Numerical mesh and boundary conditions

In order to reduce the computational costs, symmetric geometry has been used in the model so that instead of modeling the entire stent, balloon, vessel, and plaque, only a quarter of them is considered in the Palmaz-Schatz Stent model. After applying symmetry, appropriate boundary constraints are applied to the points located on the symmetry surfaces. These constraints are the fixed nodes on the cut surfaces in the direction of their vertical vector. For all of the models including the stent and the vessel and the plaque, the balloon is also perfectly symmetrical around its axis and it is completely bounded on both ends. In this study, all the models are simulated using the finite element method in ABAQUS software. For the artery model meshing, a three-dimensional cube element is used. For the stent model, an 8-node linear block element with a reduced-integral approach (C3D8 R) is used. Also, for the vessel and balloon modeling, the linear block of the hybrid (C3D8H) element is used.

2.5. Loading and Numerical Solution

The implicit method is used to solve the problem. The friction coefficient between balloons and stents for all of the models is considered to be 0.055. Loading is applied in four stages: in the first stage, regardless of the presence of the balloons and the stents, the vessel and plaque are affected by an internal uniform pressure of 13.3 kPa, which is equivalent to a mean blood pressure of 100 mm Hg, which expands the vessel and causes tension in its thickness. Applying this pressure makes the model physiologically more relevant. In the next stage, maintaining the initial pressure applied to the vessel and the plaque, in order to expand the stent, a uniformly linear pressure at the rate of 1.635/sec is applied linearly

over the interior surface of the balloon. It is considered such that it would be possible to make a comparison between the models (The maximum load on the models is chosen so that the final diameter of the stents would be equal and they cause a similar change on the vessel diameter). In the third step, the maximum applied load is maintained for 0.2 seconds, and then in the fourth step, the applied load is linearly removed within one second.

To investigate independence of the numerical solution to the mesh size, the process of reducing the errors were monitored by refining the mech. Neglecting a trivial computational error, the results of the models are obtained and presented in this study by choosing a model with 11264 elements.

3. Results and Discussion

In the 304-calcified base model with a pressure of 0.4 MPa, as shown in Fig. 2, the areas with a maximum stress of 257.5 MPa, are located on the quadrilateral cells of the stent, and the probability of failure in these points are higher than other points of the stent. The maximum amount of von mises stress on the vessel in the 304-calcified base model is 0.287 MPa. The higher the amount of this maximum stress, the greater the stent damage to the artery, resulting in increased restenosis after stenting. There is an excessive stress gradient between the inner surface of the artery and its outer surface. This means that the vessel's sensitive and vulnerable points are on its inner surface and they are the points where the maximum diameter change in the stent occurs.

Comparison among the models suggests that in order to create a definite change in the diameter of the vessel, the 304-steel stents produce more stress on the vessel than the magnesium stents. The results show that the use of AZ 31 magnesium alloy stents compared to the stainless steel stents leads to less magnitude of stress on the vessel. Also, by examining the results, it can be seen that the magnesium stents for all three models with different plaques have a higher radial and longitudinal reversibility as compared to the steel stents due to weak radial strength and low yield stress, and low stiffness of the magnesium stents in comparison with the steel stents; which is their only fundamental weakness.

In the 304-stainless steel models, distribution of stress on the arterial wall is not only dependent on the applied pressure but also strongly dependent on the plaque material.

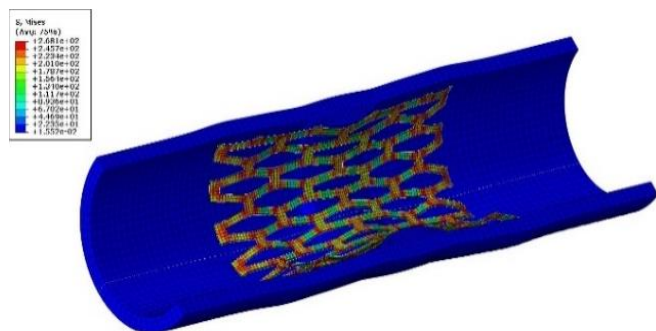


Fig. 2. Distribution of Von Mises stress (MPa) on the stent in the calcified base model -304 with vessel and plaque

The stresses induced on the arterial wall in the calcified and the hypocellular plaques are much lower as compared to the hypercellular plaques. Also, the calcified plaque, in comparison with the hypocellular plaque, causes less stress on the artery wall due to its higher stiffness. The maximum stress produced in the AZ31 calcified plaque is much lower as compared to the 304-calcified base model. Also, for hypocellular and hypercellular plaques in AZ31 models, the maximum tensile stresses have shown to be lower than the 304-calcified base model.

4. Conclusion

In this research, the effects of stent material properties on its function are investigated utilizing the finite element method. This method, in addition to being affordable, doesn't have many limitations which exist in the related clinical studies. The results show that in the simple blockage case, despite the same vessel diameter change in all of the models, the magnitude of the maximum stress produced by the AZ31 magnesium stent is much less than the stainless steel 304 stent. Therefore, it can be predicted that the use of AZ31 stents leads to less damage to the arterial wall cells, resulting in a reduction in the probability of re-closure after stenting. Also, magnesium stents with a thicker geometry, apply much less stress to the arterial wall than the steel stents with the baseline geometry. In overall, in all the cases, the magnesium stents perform better functions than the steel stents. The main problem with magnesium stents as compared with the permanent stents is their low radial strength and their higher reversibility.

References

- [1] S. De Bock et al., "Virtual evaluation of stent graft deployment: A validated modeling and simulation study," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 13, pp. 129–139, Sep. 2012.
- [2] J. A. Grogan, S. B. Leen, and P. E. McHugh, "Comparing coronary stent material performance on a common geometric platform through simulated bench testing," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 12, pp. 129–138, Aug. 2012.
- [3] A. S. Puranik, E. R. Dawson, and N. A. Peppas, "Recent advances in drug eluting stents," *Int. J. Pharm.*, vol. 441, no. 1–2, pp. 665–679, Jan. 2013.
- [4] E. C. Teo, Q. Yuan, and J. H. Yeo, "Design optimization of coronary stent using finite element analysis," *ASAIO J.*, vol. 46, no. 2, p. 201, Mar. 2000.
- [5] S. N. D. Chua, B. J. Mac Donald, and M. S. J. Hashmi, "Finite-element simulation of stent expansion," *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 120, no. 1–3, pp. 335–340, Jan. 2002.
- [6] S. N. David Chua, B. J. Mac Donald, and M. S. J. Hashmi, "Finite element simulation of stent and balloon interaction," *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 143–144, no. 1, pp. 591–597, Dec. 2003.
- [7] W. Walke, Z. Paszenda, and J. Filipiak, "Experimental and numerical biomechanical analysis of vascular stent,"

- J. Mater. Process. Technol., vol. 164–165, pp. 1263–1268, May 2005.
- [8] C. Lally, F. Dolan, and P. J. Prendergast, “Cardiovascular stent design and vessel stresses: A finite element analysis,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 8, pp. 1574–1581, Aug. 2005.
- [9] C. Capelli, F. Gervaso, L. Petrini, G. Dubini, and F. Migliavacca, “Assessment of tissue prolapse after balloon-expandable stenting: Influence of stent cell geometry,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 4, pp. 441–447, May 2009.
- [10] W. Wu, W.-Q. Wang, D.-Z. Yang, and M. Qi, “Stent expansion in curved vessel and their interactions: A finite element analysis,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 11, pp. 2580–2585, Jan. 2007.
- [11] A. Kastrati et al., “Influence of stent design on 1-year outcome after coronary stent placement: a randomized comparison of five stent types in 1,147 unselected patients,” *Catheter. Cardiovasc. Interv.*, vol. 50, no. 3, pp. 290–7, Jul. 2000.
- [12] S. N. David Chua, B. J. Mac Donald, and M. S. J. Hashmi, “Finite element simulation of stent and balloon interaction,” *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 143–144, pp. 591–597, Dec. 2003.
- [13] C. Lally, F. Dolan, and P. J. Prendergast, “Cardiovascular stent design and vessel stresses: a finite element analysis,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 8, pp. 1574–1581, Aug. 2005.
- [14] I. Pericevic, C. Lally, D. Toner, and D. J. Kelly, “The influence of plaque composition on underlying arterial wall stress during stent expansion: The case for lesion-specific stents,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 4, pp. 428–433, May 2009.
- [15] F. Ju, Z. Xia, and K. Sasaki, “On the finite element modelling of balloon-expandable stents,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 1, no. 1, pp. 86–95, Jan. 2008.



تحلیل عددی شریان کرونری استنت گذاری شده: بررسی عملکرد دو استنت با جنس های منیزیمی و فولادی

یاسین تقی زاده، بهمن وحیدی^{*}، بابک اکبری، شیما جلالیان صداقتی

دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۶/۰۶/۰۴

بازنگری: ۱۳۹۷/۰۴/۰۴

پذیرش: ۱۳۹۷/۰۴/۲۶

ارائه آنلاین: ۱۳۹۷/۰۵/۱۱

کلمات کلیدی:

وراثروسکلروسیس،

کاشت استنت،

گرفتگی مجدد،

درصد کاهش طول،

برگشت پذیری

خلاصه: سازه های کامپوزیتی مشبک به دلیل خواص منحصر بفردشان، یکی از سازه های پر کاربرد در صنایع هوایی، دریایی و خودروسازی می باشد. در دهه های اخیر تحقیقات زیادی برای پیش بینی بار بحرانی کمانش سازه های کامپوزیتی، بدون خرابی یا شکست انجام شده است. یکی از مهم ترین روش های غیرمخرب، روش همبستگی ارتعاشی می باشد. هدف تحقیق حاضر پیش بینی بار بحرانی کمانش ورق های کامپوزیتی تقویت شده با استفاده از روش همبستگی ارتعاشی می باشد. برای این منظور در ابتدا تحلیل ارتعاشات غیرخطی ورق های کامپوزیتی تقویت شده با استفاده از نرم افزار المان محدود آباکوس و در بارهای فشاری مختلف انجام شد. در مرحله ی بعد با استفاده از نتایج عددی و روش همبستگی ارتعاشی، بار بحرانی کمانش سازه مذکور پیش بینی گردید. در ادامه و برای صحت سنجی نتایج روش همبستگی ارتعاشی، سه ورق تقویت شده کامپوزیتی مشابه و با شرایط یکسان و با استفاده از روش با روش رشته پیچی و لایه چینی دستی ساخته شد و تحت آزمون فشار محوری قرار داده شد. در نهایت بار بحرانی کمانش تجربی به دست آمد. نتایج نشان می دهد که اختلاف بار بحرانی کمانش پیش بینی شده به روش همبستگی ارتعاشی با بار بحرانی کمانش به دست آمده از آزمایش تجربی کمتر از ۵ درصد می باشد که این موضوع دال بر مناسب بودن روش همبستگی ارتعاشی برای پیش بینی بار بحرانی کمانش با دقت بسیار بالا برای ورق های کامپوزیتی تقویت شده می باشد.

۱- مقدمه

این سالیان با وجود تحقیقات فراوان محققان برای بررسی و بهبود عملکرد استنت ها، به دلیل گستردگی مباحث برخی جنبه ها در این حوزه همچنان ناشناخته باقی مانده است.

در سال های اخیر با پیشرفت تکنولوژی، بسیاری از محققان، مدل های عددی مختلفی به منظور جاگذاری استنت در داخل رگ گرفته شده ارائه داده اند و کیفیت عملکرد این روش را بهبود بخشیدند [۱۹-۵]. تحقیقات اولیه در زمینه شبیه سازی عمل انبساط استنت برای بازکردن مسیر جریان خون، با استفاده از روش اجزا محدود توسط تنو و یوان [۸] و دومولین چو و همکاران [۹ و ۱۰] انجام شد. در این تحقیقات، با چشم پوشی از بالون، رگ و پلاک و اثرات متقابل بین آن ها و استنت، از مدل استنت تک، برای شبیه سازی رفتار استنت در داخل رگ استفاده شد. در این مدل سازی، یک استنت تحت تأثیر فشار یکنواخت داخلی قرار گرفته و پس از انبساط آن، به استخراج نتایج پرداخته شده است. این مدل به دلیل ساده سازی های بسیار، رفتار دقیقی از استنت داخل رگ ارائه نمی دهد. به منظور افزایش دقت مدل سازی، تماس بین استنت و سایر اجزاء درگیر توسط چوا

سالانه عده زیادی از مردم در جهان دچار حمله قلبی می شوند که شایع ترین علت آن، اترواسکلروسیس^۱ است. اترواسکلروز، تجمع مواد چربی، داخل و روی دیوار شریان است. انسداد هنگامی آغاز می شود که کلسترول موجود در خون در زیر لایه اندوتلیوم دیواره شریان رسوب کند و در نتیجه تجمع پلاکت ها انسداد شریانی اتفاق می افتد. در سال های اخیر استفاده از استنت های شریانی برای درمان بیماری انسداد شریان کرونری قلب افزایش یافته و مدل های مختلف آن، با هندسه و جنس متفاوت ارائه شده است. استنت های^۲ کرونری، داربست های استوانه ای کوچکی هستند که کاربرد اصلیشان، از بین بردن انسداد شریانی، با جلوگیری از برگشت پذیری^۳ الاستیک شریانی است. کاشت استنت به عنوان یک روش مؤثر برای درمان عارضه گرفتگی شریان های کرونری قلب، بیش از دو دهه است که مورد استفاده قرار می گیرد و با رشد چشمگیری همراه بوده است. در طی

1 Atherosclerosis

2 Stent

3 Recoil

^{*} نویسنده عهده دار مکاتبات: bahman.vahidi@ut.ac.ir



تمامی اجزای درگیر بوده و به فیزیک واقعی مسأله نزدیک تر باشند. برای این منظور از یک مدل استنت تجاری پرکاربرد با هندسه پالماز-اسچاتز و همچنین از دو ماده مختلف در ساخت استنت‌ها یعنی آلیاژ منیزیم^۱ و فولاد ضدزنگ^۲ استفاده شده است و سعی شده تا رفتار استنت‌های منیزیمی به‌همراه انبساط آنها توسط بالن، درون شریان کرونری و عملکرد آنها روی دیواره شریان کرونری با سه نوع مختلف پلاک بررسی شده و نتایج آن‌ها با هم و با استنت‌های فولاد ضدزنگ که از پرکاربردترین استنت‌های دائمی امروزی هستند، مقایسه شود. این مطالعه از آن جهت حائز اهمیت است که می‌توان محدودیت‌های بالقوه‌ای که در عملکرد استنت‌های جذبی منیزیمی وجود دارد را مشخص کرده و به طور متمرکز روی مدل استنت‌های فلزی منیزیمی زیست تخریب‌پذیر هدف‌گذاری کرد. تحلیل رفتار مکانیکی استنت‌های منیزیمی آلیاژ AZ۳۱ روی دیواره شریان و پلاک و مقایسه آن با عملکرد مکانیکی استنت‌های فولادی نوآوری این مقاله محسوب می‌شود.

در این پژوهش شبیه‌سازی عمل انبساط استنت برای بازکردن مسیر جریان خون و تحلیل عددی شریان کرونری استنت‌گذاری شده با دو نوع مختلف استنت با جنس فولاد ضدزنگ و آلیاژ منیزیم انجام شده است و عملکرد این دو استنت با بررسی میزان آسیب سلولی دیواره شریان ناشی از کاشت این دو استنت با جنس‌های مختلف مقایسه شده است. یکی از اصلی‌ترین معیارهایی که در هنگام مقایسه استنت‌های مختلف باید در نظر گرفته شود، بررسی میزان آسیب سلولی وارده به دیواره شریان ناشی از کاشت استنت است که نهایتاً منجر به گرفتگی مجدد می‌شود، این پدیده عمدتاً در اثر صدمه‌های ناشی از استنت‌گذاری روی رگ ایجاد می‌شود [۲۱]. تحقیقات بالینی انجام شده نشان می‌دهد که این مسئله، رابطه‌ای مستقیم با مقدار تنش فون‌مایسز ایجاد شده بر روی رگ و کرنش محیطی اصلی رگ در موضع مورد نظر دارد. به این معنا که هر چه جاگذاری یک استنت، تنش فون‌مایسز بیشتری بر روی رگ ایجاد کند، احتمال آسیب سلولی دیواره رگ و در نتیجه گرفتگی مجدد، بیشتر می‌شود [۲۱] و [۲۲]. از جمله مهم‌ترین عوامل مؤثر بر این پدیده جنس استنت کاشته شده در موضع مورد نظر است. دلیل انتخاب استنت‌های آلیاژ منیزیم و مقایسه آن با استنت تجاری پر کاربردی مثل استنت فولاد ضدزنگ،

و همکاران در نظر گرفته شد؛ آن‌ها مدل بالن-استنت، که انبساط استنت به طور غیر مستقیم با انبساط بالن صورت می‌پذیرد، را پیشنهاد کردند [۱۱]. در مطالعه دیگری، چوا و همکاران [۱۲] از مدل بالن-استنت به منظور بررسی اثر هندسه استنت پالماز-اسچاتز بر خروجی حاصل از استنت‌گذاری استفاده کردند؛ که با ایجاد تغییراتی در هندسه استنت پالماز-اسچاتز از جمله تغییر طول و تغییر پهناي سلول‌ها، پنج مدل مختلف از این نوع استنت ایجاد و رفتار آن‌ها را در هنگام جاگذاری این نوع مدل بررسی شده است. این مدل توسط محققین دیگری چون وانگ و همکاران [۱۳]، ژیا و همکاران [۱۴]، و جو و همکاران [۱۵] نیز مورد استفاده قرار گرفته است. والکه و همکاران [۱۶] از مدل استنت-رگ برای بررسی تغییرات قطر استنت بر حسب فشار بالن در هنگام بارگذاری استفاده کردند و نتایج بدست آمده را با انجام آزمایش، مورد ارزیابی قرار دادند. اما به علت عدم وجود بالن و پلاک و همچنین شبیه‌سازی رگ با مدل الاستیک خطی، نتایج به دست آمده از این تحقیق تفاوت زیادی با شرایط واقعی دارد. مدل دیگری که توسط لالی و همکاران [۱۷] ارائه شد، مدل استنت-رگ-پلاک است که از این مدل برای مقایسه عملکرد دو استنت در هنگام بارگذاری استفاده کردند. این مدل با وجود نواقصی مثل در نظر نگرفتن بالن و فرض ماده الاستیک خطی بودن استنت است، مبنای کار محققین بعدی شد [۱۸ و ۱۹]. در یکی از مطالعات [۱۸] محققان توانستند نسبت به مدل‌های پیشین، استنت در رگ صاف، مدل استنت گذاری را بهبود بخشند و مدل نزدیک‌تری به شرایط کلینیکی ارائه دهند بدین صورت که بیشینه افتادگی بافت در مدل رگ خمیده 0.079 mm بود که بیشتر از مدل رگ صاف 0.048 mm است و همچنین حداقل سطح لومن رگ از $6/28 \text{ mm}$ در مدل رگ صاف به $6/10 \text{ mm}$ در رگ خمیده کاهش داشت. عده‌ای از محققین نیز مانند کاپلی و همکاران [۱۹] از مدل‌های بالن-استنت-رگ برای شبیه‌سازی استفاده کردند و نتایج به دست آمده را با مطالعات کلینیکی مقایسه کردند. این مدل و مدل‌های مشابه به دلیل در نظر نگرفتن پلاک، کامل محسوب نمی‌شود. در مطالعات اخیر در زمینه شبیه‌سازی شریان‌های کاروتید و کرونری استنت‌گذاری شده، از مدل بالن-استنت-رگ کاپلی، به صورت کامل‌تر استفاده شده است.

در مطالعه حاضر، تلاش شده تا مدل‌های مورد استفاده، شامل

1 MG alloy
2 Stainless steel

به دلیل نوع ساختارشان تغییر نمی‌کند.

طول قطر خارجی و ضخامت استنت به ترتیب برابر با ۱۰، ۳ و ۰/۰۵ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. در اکثر تحقیقات انجام شده [۲۸ و ۲۹] به خاطر شرایط کار تحقیقی انجام شده، ابعاد استنت‌ها را به صورت تقریبی در نظر گرفته‌اند. در این تحقیق نیز به جهت عدم امکانات پردازش تصویر از مدل واقعی و همچنین بسته به شرایط مسئله ابعاد استنت‌های مدل شده به صورت تقریبی در محاسبات لحاظ شده است. برای مدل‌سازی مواد سازنده از مدل کشسان-مومسان دو خطی استفاده شده است که مشخصات مکانیکی این مواد در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱- مشخصات مکانیکی مواد استنت‌های ارائه شده [۱ و ۱۱].
Table 1. Mechanical properties of the presented stents [1,11].

استیل ضد زنگ (۳۰۴)	آلیاژ منیزیم (AZ۳۱)
مدول یانگ (GPa)	۱۹۳
تنش تسلیم (MPa)	۲۰۷
مدول مماسی (MPa)	۶۹۲
ضریب پواسون	۰/۳۵

۲-۱-۲. مدل رگ مسدود شده

شریان مدنظر یک رگ ایده‌آل، همگن و همسانگرد و دارای گرفتگی موضعی فرض شده است. برای جنس رگ از مدل غیر خطی هایپرالاستیک مونی-ریولین مرتبه سوم استفاده شده است. با استفاده از مدل هایپرالاستیک برای یک جامد الاستیک همسانگرد غیر قابل تراکم می‌توان تنش کوشی (σ_{ij}) را بر حسب تانسور کوشی-گرین چپ (β_{ij}) به صورت معادله (۱) نوشت [۲۴]:

$$\sigma_{ij} = -p + 2 \frac{\partial \omega}{\partial I_1} \beta_{ij} - 2 \frac{\partial \omega}{\partial I_2} \beta^{-1}_{ij} \quad (1)$$

در معادله بالا ω تابع چگالی انرژی کرنشی و I_1 و I_2 و I_3 ثابت‌های β_{ij} هستند که می‌توان آن‌ها را بر حسب کشیدگی‌های اصلی ماده یعنی λ_1 و λ_2 و λ_3 بیان کرد. مدل هایپرالاستیک مورد استفاده قرار گرفته برای رگ در این تحقیق، دارای تابع چگالی انرژی کرنشی مرتبه سوم است. این مدل برای مواد همسان گرد غیرقابل تراکم مناسب است و به صورت معادله (۲) بیان می‌شود [۲۴] و [۲۵]:

$$w = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{30}(I_1 - 3)^2 \quad (2)$$

ورود اخیر استنت‌های تخریب پذیر فلزی بویژه آلیاژهای منیزیم به حوزه کاربردهای استنت کرونری بوده است. نتایج آزمایشات بالینی کاشت استنت‌های منیزیمی نوید بخش بوده و نشان داده‌اند که نرخ انسداد مجدد استنت‌های منیزیمی در مقایسه با استنت‌های دائمی مثل استنت‌های فولاد ضد زنگ و استنت‌های O-Cr C بسیار پایین‌تر است [۲-۴ و ۲۳]. همچنین مطالعات بالینی ثابت کرده‌اند که این استنت‌ها به دلیل تخریب پذیر بودنشان و جذب شدن تدریجی در بدن، خطر لخته‌زایی^۱ را کاهش می‌دهند. بزرگ‌ترین مشکل این استنت‌ها، پایین بودن استحکام شعاعی آن‌ها به دلیل پایین بودن مدول الاستیک آن‌هاست؛ برای اینکه این استنت‌ها بتوانند تکیه‌گاه دیواره شریانی مناسبی را ایجاد کنند، بایستی از استنت‌هایی با استرات‌های^۲ ضخیم‌تر ساخته شوند [۲ و ۴].

۲. مواد و روش‌ها

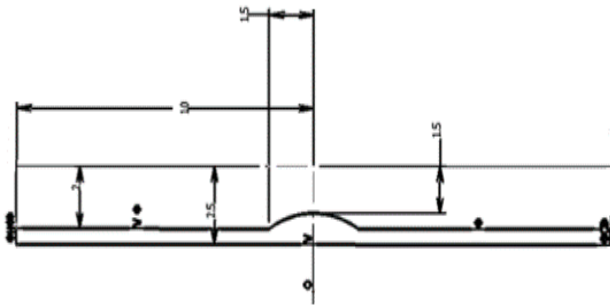
۲-۱. مدل‌های مختلف ارائه شده در این تحقیق

مدل‌های مختلف ارائه شده در اینجا شامل استنت‌های فولاد ضدزنگ و استنت‌های منیزیمی با سه نوع مختلف پلاک کلسیمی^۳، کم‌سلول^۴ و پرسلول^۵ به صورت گرفتگی ساده و با هندسه پایه استنت پالماز-اسچاتز هستند. در ذیل به بررسی هندسه‌ی مدل‌های ایجاد شده، شرایط مرزی تعریف شده و نحوه‌ی تعریف شبکه‌بندی مدل می‌پردازیم. تمامی مدل‌ها در نرم‌افزار کتیا ورژن V۵-۶R۲۰۱۶ ساخته شده‌اند.

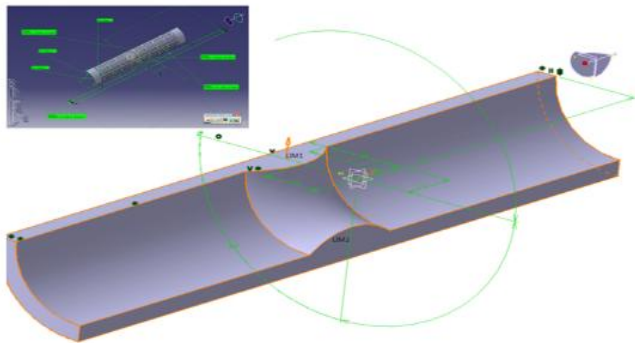
۲-۱-۱. هندسه مدل استنت ایجاد شده و جنس آن

استنت‌های فلزی کرونری مدرن را می‌توان از دید ساختاری به سه گروه استنت‌هایی با ساختار سلول‌باز^۶ مانند استنت چند اتصاله، استنت‌های نسل اول سلول‌بسته^۷ مانند استنت پالماز و استنت‌های با ساختار نسل بعدی سلول‌بسته^۸ مثل استنت‌های نیر تقسیم‌بندی کرد. استنت‌های با ساختار باز شکلشان به ویژه در مناطقی که رشد سلول در آن اتفاق می‌افتد، تغییر می‌کند ولی شکل استنت‌های بسته

- 1 Thrombosis
- 2 Strut
- 3 Calcified
- 4 Hypocellular
- 5 Hypercellular
- 6 Open-cell
- 7 First generation closed cell
- 8 Later generation closed cell



شکل ۱ هندسه دو بعدی پلاک (گرفتگی ساده) ایجاد شده
Fig. 1. 2-D geometry of the plaque (Simple stenosis).



شکل ۲ هندسه محاسباتی پلاک (ساده) ایجاد شده در حضور رگ
Fig. 2. Computational geometry of the plaque (Simple stenosis) with the presence of the artery.

جدول ۴ ابعاد هندسی رگ و پلاک (بر حسب میلی‌متر)
Table 4. Geometric dimensions of the artery and the plaque (mm).

مدل	طول	شعاع داخلی	شعاع خارجی
رگ	۲۰	۲	۲/۵
پلاک (گرفتگی ساده)	۳	۱/۵	۲

۵.۱.۲. مدل و هندسه بالون

بالون مورد استفاده برای منبسط کردن استنت، از جنس لاستیک پلی یورتان با طول ۱۲ میلی‌متر، قطر خارجی ۲/۹ میلی‌متر و ضخامت ۰/۱ میلی‌متر است. بالون در داخل استنت قرار گرفته و با اعمال فشار لازمه بر سطح داخلی آن توسط گازی مخصوص، باد شده و با برقراری ارتباط دو سطح خارجی بالون و داخلی استنت، استنت را منبسط می‌کند [۱۱ و ۳۵]. بمنظور مدل کردن ماده پلی یورتان، مشابه بیشتر مطالعات انجام شده [۱۱ و ۱۴ و ۱۵]، از مدل غیر خطی هایپرلاستیک مونی-ریولین مرتبه اول استفاده شده است. تابع انرژی بکار رفته در این مدل به شکل معادله $W = C_{.1}(I_1 - 3) + C_{.1}(I_2 - 3)$ است که در آن $C_{.1}$ و $C_{.1}$ ثابت تابع چگالی انرژی کرنشی هستند که مقادیر

این فرم معادله که به آن مدل مونی-ریولین می‌گویند در اکثر کدهای اجزای محدود موجود است و می‌توان به سادگی از آن استفاده نمود؛ و در بسیاری از پژوهش‌های صورت گرفته نیز، برای مدل کردن رگ از آن استفاده شده است [۲۸-۱۷]. ضرایب تابع چگالی انرژی کرنشی مورد استفاده برای مدل کردن رگ در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲: ضرایب تابع چگالی انرژی کرنشی مورد استفاده برای رگ (بر حسب کیلوپاسکال) [۱۷]

Table 2. Coefficients of strain energy density function used for the artery (kPa) [17].

C_{30}	C_{11}	C_{20}	C_{01}	C_{10}
۰	۵۹/۰۴۳	۸۵/۷۲	۲/۷۵	۱۸/۹۰

۳-۱-۲. مدل‌های مختلف پلاک مسدود کننده

با توجه به این که با پیشرفت بیماری اتروسکلروسیس، ترکیب پلاک مسدودکننده رگ تغییر می‌کند، در این مطالعه سعی شده است تا از هر سه نوع ترکیب ممکن برای پلاک مسدود کننده استفاده شود [۳۰-۲۶]. برای سه جنس مختلف پلاک در مدل از مدل غیر خطی هایپرلاستیک مونی-ریولین مرتبه سوم استفاده شده است. در بسیاری از مطالعات انجام شده از این مدل، برای مدل کردن پلاک استفاده شده است [۳۴-۱۷]. ضرایب تابع چگالی انرژی کرنشی مورد استفاده برای مدل کردن پلاک در جدول ۳ ارائه شده است.

جدول ۳: ضرایب تابع انرژی کرنشی پلاک‌های مسدود کننده (بر حسب کیلوپاسکال) [۲۹ و ۲۸]

Table 3. Coefficients of strain energy density function of the plaques initiating stenosis (kPa) [28,29].

C_{30}	C_{20}	C_{11}	C_{10}	C_{01}	
۴۷۳۷/۲۵	۳۶۳۷/۸۰	۱۱۹۳/۵۳	-۵۰۶/۶۱	-۴۹۵/۹۶	کلسیمی
۰	۰	۹۵۵/۳۸۸	۱۶/۹۶۶	۱۶۵/۱۱۱	کم سلول
۰	۰	۱۱۵۷/۶۸	۸۳۱/۶۳۶	-۸۰۲/۷۲۳	پرسلول

۴.۱.۲. هندسه مدل پلاک مسدود کننده در حالت گرفتگی ساده

در شکل ۱ و شکل ۲، هندسه دو بعدی پلاک ایجاد شده و هندسه محاسباتی پلاک ایجاد شده در حضور رگ نشان داده شده است. ابعاد هندسی پلاک در حالت گرفتگی ساده، در جدول ۴ ارائه شده است. درصد گرفتگی در این تحقیق ۲۵ درصد و به صورت گرفتگی متقارن در نظر گرفته شده است.

که فقط آزادی حرکت در راستای شعاعی داشته باشند. پلاک نیز به رگ چسبیده است. برای شبکه بندی مدل‌ها از جزء سه‌بعدی مکعبی^۱ استفاده شده است. برای مدل استنت جزء مورد استفاده از نوع بلوک خطی ۸ گره‌ای^۲ با رویه انتگرال‌گیری کاهش‌یافته (C3D8R) به کار برده شده است. همچنین برای مدل کردن رگ و بالن از جزء بلوک خطی ۸-گره‌ای هیبریدی (C3D8H) استفاده شده است.

۳-۲. بارگذاری و حل

برای حل مسئله در این تحقیق، از روش ضمنی^۳ استفاده شده است. ضریب اصطکاک بین بالن و استنت برای همه مدل‌ها مقدار ۰/۰۰۵ در نظر گرفته شده است. بارگذاری مدل‌ها در چهار مرحله صورت می‌پذیرد؛ مرحله اول، بدون در نظر گرفتن وجود بالن و استنت، رگ و پلاک مورد نظر تحت تأثیر یک فشار یکنواخت داخلی برابر ۱۳/۳ کیلوپاسکال که معادل متوسط فشار خون ۱۰۰ میلی‌متر جیوه است، قرار می‌گیرند [۱۷] که موجب منبسط شدن رگ و ایجاد تنش اولیه‌ای در داخل آن می‌شود. این کار باعث خواهد شد تا رگ و پلاک مدل شده به شرایط واقعی فیزیکی مسئله نزدیک‌تر گردند. پس از این مرحله، با حفظ فشار اولیه اعمال شده به رگ و پلاک، به منظور انبساط استنت، در مرحله دوم بر اساس اعمال فشار یکنواخت بر سطح داخلی بالن با نرخ ثابت در ۱/۶۳۵ ثانیه به صورت خطی اعمال می‌شود و مقدار آن بگونه‌ای لحاظ شده است تا امکان مقایسه بین مدل‌ها وجود داشته باشد (مقدار حداکثر بار وارده بر مدل‌ها به اندازه‌ای انتخاب می‌شود که قطر نهایی استنت‌ها با هم برابر شده و این استنت‌ها باعث تغییر قطر یکسانی روی رگ شوند). در مرحله سوم ماکزیمم بار اعمال شده به مدت ۰/۲ ثانیه حفظ شده و سپس در مرحله چهارم بار اعمال شده بصورت خطی در مدت یک ثانیه برداشته می‌شود.

۴-۲. بررسی استقلال حل از شبکه محاسباتی

جهت بررسی استقلال حل از شبکه محاسباتی، یک مدل محاسباتی جدید شامل مجموعه اعضای درگیر در مسأله مانند رگ، پلاک، استنت و بالون دقیقاً مشابه مدل اصلی برای مدل ۳۰۴-کلسیمی

آن‌ها به ترتیب برابر با ۷۱۰۹۱۸/۰ مگاپاسکال و ۱/۰۶۸۸۱ مگاپاسکال هستند [۱۴].

۶.۱.۲. معادلات حاکم

روابط تعریف شده بر الاستیک خطی به صورت زیر نوشته می‌شوند [۳۹]:

$$\nabla \cdot \sigma + F = \rho \ddot{u} \quad (\text{قانون دوم نیوتن}): (۳)$$

$$\varepsilon = \frac{1}{2} [\nabla u + (\nabla u)^T] \quad (\text{جابه‌جایی}): (۴)$$

که در آنها σ تانسور تنش، ν تانسور جابه‌جایی، F نیرو به ازای واحد حجم، ρ چگالی، ε تانسور کرنش و C تانسور سختی مرتبه چهارم است. در مختصات کارتزین این معادلات را برای فضای سه‌بعدی می‌توان به شکل زیر نوشت [۳۹]:

$$\sigma_{ji,j} = F_i = \rho \partial_{tt} u_i \quad (\text{رابطه حرکت}): (۵)$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} (u_{j,i} + u_{i,j}) \quad (\text{جابه‌جایی}): (۶)$$

رابطه حاکم بر تنش و کرنش (قانون هوک):

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad (۷)$$

تانسور سختی دارای ۶ مؤلفه مستقل است. مؤلفه‌های این ماتریس به گونه‌ای هستند که همواره رابطه زیر بین آنها برقرار است:

$$C_{ijkl} = C_{klij} = C_{jikl} = C_{ijlk} \quad (۸)$$

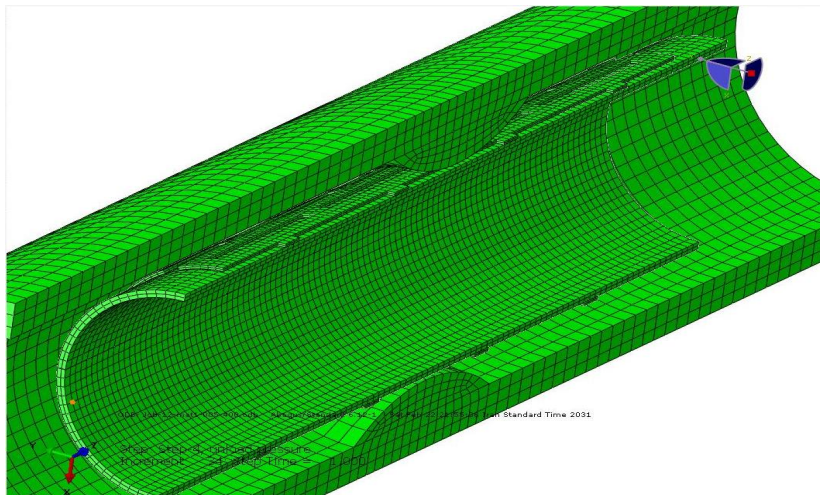
۲-۲. اعمال شرایط مرزی و شبکه‌بندی مدل

به منظور کاهش زمان محاسبات، از تقارن هندسی موجود در مدل‌ها استفاده شده است بطوری که به جای مدل کردن کل استنت، بالون، رگ و پلاک، تنها یک چهارم آن‌ها در مدل استنت پالماز-اسچاتز در نظر گرفته شده است. پس از اعمال تقارن، قیود مرزی مناسب بر نقاطی که روی سطح تقارن قرار دارند، اعمال می‌گردد. این قیود عبارتند از عدم حرکت گره‌ها بر روی سطوح برش داده شده در راستای بردار عمود بر آن سطوح برای همه مدل‌های استنت و رگ و پلاک، بالن نیز در دو طرف مرکز مدل کاملاً تقارن داشته و دو انتهای بالون کاملاً مقید شده است، به این صورت که نقاط گرهی عمود در راستای y اجازه حرکت در جهت y را نداشته و همچنین نقاط گرهی عمود بر راستای x ، اجازه حرکت در جهت x را نداشته باشند. همچنین گره‌های واقع در دو انتهای رگ طوری مقید شده‌اند

1 3 D cubic

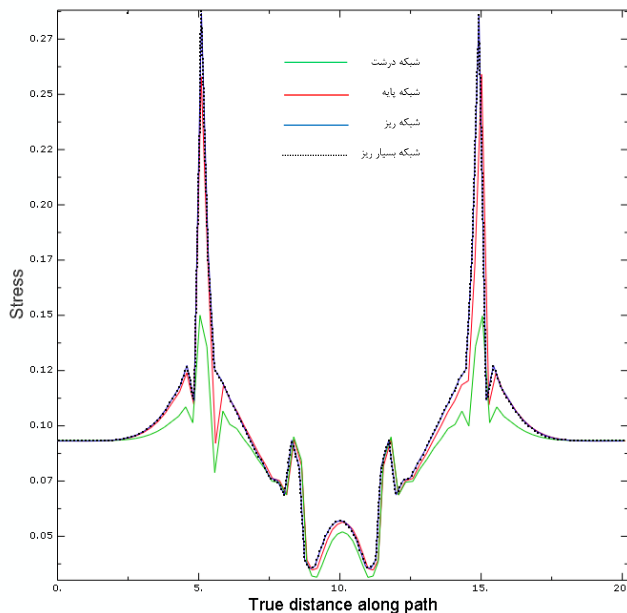
2 8- node linear block

3 Implicit



شکل ۳ شبکه بندی نهایی همه مدل‌های ساخته شده
Fig. 3. Final mesh of the constructed models.

بالای عامل هزینه محاسباتی، می‌توان با صرف نظر کردن از وجود خطای ناچیز محاسباتی، نتایج مدل‌های ارائه شده در این پژوهش را با انتخاب مدلی با ۱۱۲۶۴ جزء و حل آن به دست آورد. تعداد اجزای به کار رفته برای شبکه بندی هر مدل به همراه بیشینه تنش ایجاد شده روی رگ در لحظه بیشینه انبساط استنت در جدول ۵ ارائه شده است.



فون مایسز (مگا پاسکال) بر حسب مکان در طول رگ (بر حسب میلی‌متر)، برای هر سه مدل با اندازه

شکل ۴: نمودار تنش فون مایسز (مگا پاسکال) بر حسب مکان در طول رگ (بر حسب میلی‌متر)، برای هر سه مدل با اندازه شبکه متفاوت.
Fig. 4. von Mises stress (MPa) versus arterial length (mm) for the three models with different mesh sizes.

در نظر گرفته شد. جهت اطمینان از دقت قابل قبول جواب‌ها، چهار شبکه با تعداد اجزای اشاره شده در جدول ۵ در نظر گرفته شد. با ریزتر کردن شبکه، روند کاهش خطا و نزدیک شدن جواب‌ها رصد شد. لذا حل مسأله در این مدل یکبار با استفاده از شبکه مرجع (پایه) برای همه اعضای مدل (استنت، رگ، پلاک و بالن) مشابه اندازه استفاده شده در مدل‌های اصلی، یکبار اندازه شبکه ریزتر از شبکه مرجع، بار دیگر با اندازه شبکه بسیار ریز و یک بار با اندازه شبکه درشت‌تر از شبکه مرجع صورت پذیرفت. بیشینه تنش فون مایسز دیواره شریانی در مدل ۳۰۴- کلسیمی با استنت پالماز-اسچاتز با شبکه مرجع با تعداد ۱۱۲۶۴ المان، مقدار ۰/۲۵۹، برای شبکه ریزتر با تعداد ۱۴۲۹۴ المان، مقدار ۰/۲۷۶، برای شبکه بسیار ریز ۰/۲۷۸ و برای شبکه درشت با تعداد ۸۶۷۲ المان، مقدار ۰/۱۴۹ مگا پاسکال است. همچنین لازم به توضیح است که در آخرین اقدام، در ریزترین شبکه به تعداد ۳۲۴۴۸ المان، تغییرات دو پارامتر بیشینه تنش ایجاد شده در رگ و همچنین میانگین تنش گره‌های واقع در طول در نظر گرفته شده در هندسه مورد بررسی در لحظه ماکزیمم انبساط استنت رصد شد که تغییرات جوابها نسبت به جواب شبکه ریز (۱۴۲۹۴ جزء) به ترتیب کمتر از ۱ درصد و کمتر از ۰/۱ درصد برای این دو پارامتر گزارش می‌شود. همانطور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، با افزایش تعداد اجزای مدل از ۱۱۲۶۴ به ۱۴۲۹۴ تغییر بسیار کمی در نتایج حاصل می‌شود و این در حالی است که با این افزایش در چگالی شبکه بندی، زمان حل مسأله به مقدار قابل توجهی افزایش می‌یابد. به همین دلیل و با توجه به تعداد زیاد مدل‌های این مطالعه و اهمیت

جدول ۵ مقایسه مقادیر تنش فون مایسز در دیواره شریان با سه شبکه مختلف
Table 5. Comparison between von Mises stress in the arterial wall with three different meshes.

مشخصات مدل	تعداد اجزا	ماکزیمم تنش ایجاد شده روی رگ (MPa)
کلسیمی PS-۴۰۰-۳۰۴- شبکه درشت	۸۶۷۲	۰/۱۴۹
کلسیمی PS-۴۰۰-۳۰۴- شبکه پایه	۱۱۲۶۴	۰/۲۵۹
کلسیمی PS-۴۰۰-۳۰۴- شبکه ریز	۱۴۲۹۴	۰/۲۷۶
کلسیمی PS-۴۰۰-۳۰۴- شبکه بسیار ریز	۳۲۴۴۸	۰/۲۷۸

۳. نتایج و بحث

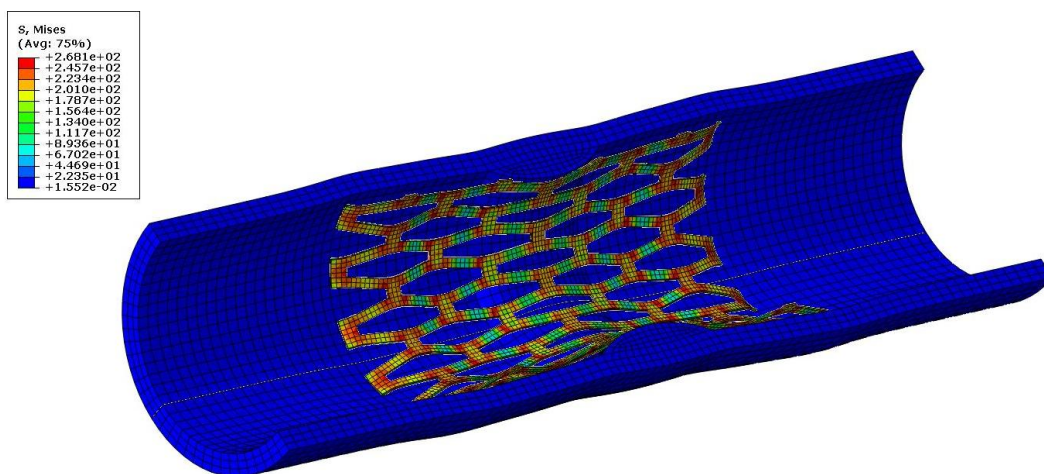
با توجه به وجود دو نوع تقارن چرخشی و صفحه‌ای در مدل، انتظار بر این است که توزیع تنش در استنت، هم دارای تقارن چرخشی نسبت به محور مرکزی آن، و هم دارای تقارن صفحه‌ای باشد که این امر در شکل ۵ مشهود است. تقارن تنش در استنت بیانگر درست تعریف شدن فیزیک مسئله و قیود مرزی مناسب بر روی مدل است. علاوه بر این، می‌توان اثر در نظر گرفتن پلاک را در شکل تغییر شکل یافته استنت مشاهده کرد که این نکته بیانگر اهمیت در نظر گرفتن پلاک در مدل‌سازی استنت است. میزان تنش حداکثر ایجاد شده در استنت در این مقاله، در مقایسه با مقادیر بدست آمده در مدل ارائه شده توسط چوا و همکاران [۱۱]، دارای ۷/۶۷ درصد و همچنین با مدل ارائه شده توسط جوو و همکاران [۱۵]، دارای ۷ درصد اختلاف است. با توجه به این که مدل‌های ارائه شده در این دو تحقیق تا حدود زیادی منطبق بر این مدل بوده و تنها اختلاف آن‌ها، در نظر نگرفتن رگ و پلاک در مدل‌ها است؛ می‌توان به این نتیجه رسید که نتایج به دست آمده از این مدل در محدوده قابل قبولی است و اندک اختلاف موجود نیز ناشی از تفاوت ناچیز مدل‌هاست. توزیع تنش فون مایسز در

در این قسمت، نتایج مدل‌سازی، شامل توزیع تنش‌های اعمالی روی استنت و رگ (برای بررسی احتمال گرفتگی مجدد پس از استنت‌گذاری)، تغییرات قطر خارجی، مقادیر برگشت‌پذیری شعاعی و طولی و درصد کاهش طول استنت‌ها در مدل‌های مختلف با هم مقایسه شده‌اند. همچنین تأثیر ترکیب پلاک روی شدت تنش‌های اعمالی ایجاد شده در دیواره‌ی شریان نیز بررسی شده است.

۳-۱. نتایج حاصل از تحلیل مدل ۳۰۴-کلسیمی-PS

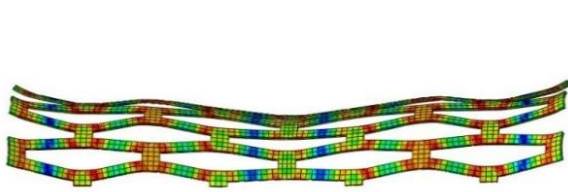
۳-۱-۱. توزیع تنش

ابتدا به بررسی مدل پایه ۳۰۴-کلسیمی با فشار ۰/۴ مگاپاسکال می‌پردازیم. توزیع تنش فون مایسز در استنت این مدل در شکل ۵ نشان داده شده است. همانطور که در این شکل مشاهده می‌شود، نواحی با حداکثر تنش، ۲۵۷/۵ مگاپاسکال، بر روی استنت در چهار گوشه سلول‌ها قرار دارند و احتمال شکست در این نقاط نسبت به دیگر نقاط استنت، بیشتر است.



شکل ۵: توزیع تنش فون مایسز (مگاپاسکال) بر روی استنت در مدل پایه-۳۰۴ کلسیمی به همراه رگ و پلاک

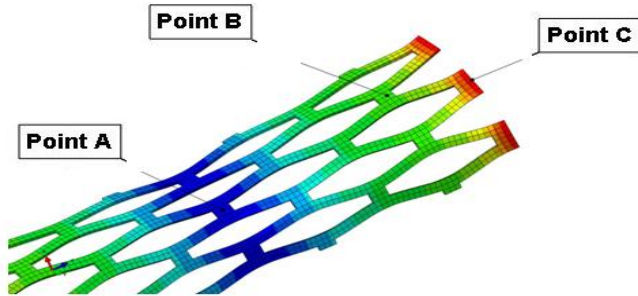
Fig. 5. von Mises stress distribution (MPa) on the stent in the calcified basal 304-model with the presence of the artery and the plaque.



شکل ۸: انحنای ایجاد شده روی استنت به جهت وجود پلاک و اعمال فشار بر میانه استنت- نمای جانبی.

Fig. 8. Resulted curvature on the stent due to the presence of the plaque and application of pressure on the middle of the stent-lateral view.

یعنی نقاط A و B مشخص شده در شکل ۹ در نظر گرفته شده است. در شکل ۸ و شکل ۹ نمودار تغییرات شعاع خارجی استنت، در نقاطی غیر از دو انتهای آن ارائه شده است.



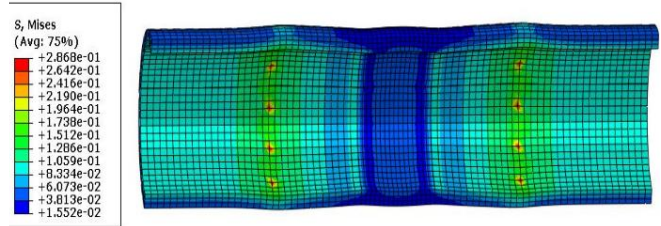
شکل ۹: نقاط مشخص شده در روی استنت برای بررسی نتایج.

Fig. 9. Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point A.

یکی از پارامترهای مهم برای ارزیابی عملکرد استنت، مقدار افزایش شعاع استنت در طی عمل بارگذاری، RG، است که بصورت معادله $R_{expansion} = RG = R_{expansion} - R$ تعریف می‌شود. در اینجا $R_{expansion}$ بیانگر شعاع خارجی استنت در انتهای مرحله بارگذاری و R بیانگر شعاع خارجی اولیه استنت، قبل از اعمال بار است که در وسط استنت (نقطه A) اندازه‌گیری می‌شوند. برای یک استنت مطلوب است که به ازای یک فشار ورودی خاص، مقدار RG بزرگ‌تری داشته باشد. مقدار RG برای استنت در این مدل برابر 0.281 میلی‌متر است.

۳-۱-۳. درصد کاهش طول استنت و برگشت‌پذیری نقاط A و B برای مدل ۳۰۴-کلسیمی-PS

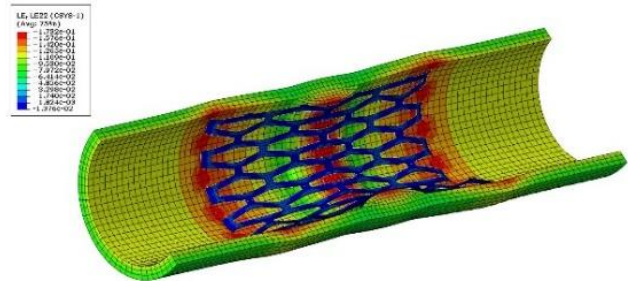
برگشت‌پذیری شعاعی، میزان برگشت‌پذیری قطر استنت بعد از باربرداری نسبت به لحظه‌ی ماکزیمم انبساط استنت، در فشار اعمالی مربوطه است. برگشت‌پذیری شعاعی بصورت معادله (۹) تعریف می‌شود [۳ و ۹].



شکل ۶: توزیع تنش فون مایسز (مگاپاسکال) بر روی رگ مسدود شده در مدل پایه ۳۰۴-کلسیمی

Fig. 6. von Mises stress distribution (MPa) on the stenosed artery in the calcified basal 304-model.

رگ مسدود شده در شکل ۶ نشان داده شده است. نواحی با حداکثر تنش روی رگ در نقاطی است که در آن حداکثر تغییر در قطر استنت اتفاق می‌افتد که مقدار حداکثر تنش فون مایسز ایجاد شده روی رگ در اینجا برابر با 0.287 مگاپاسکال است. هر چقدر مقدار این حداکثر تنش بیشتر باشد، میزان صدمه‌ای که استنت به رگ بیشتر شده و در نتیجه احتمال گرفتگی مجدد رگ پس از استنت‌گذاری افزایش می‌یابد. علاوه بر این همان طور که در شکل ۶ مشخص است، گرادیان تنش زیادی بین سطح داخلی رگ و سطح خارجی آن وجود دارد. این بدان معنی است که نقاط حساس و آسیب‌پذیر رگ، بر روی سطح داخلی آن و در نقاطی قرار دارند که حداکثر تغییر در قطر استنت روی می‌دهد. کرنش محیطی رگ و پلاک در انبساط ماکزیمم برای این مدل نیز در شکل ۷ نشان داده شده است.

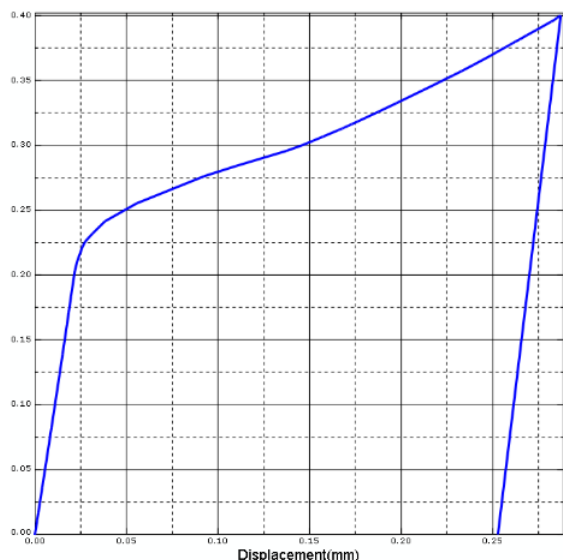


شکل ۷: کرنش محیطی رگ و پلاک در انبساط ماکزیمم در مدل پایه ۳۰۴-کلسیمی

Fig. 7. Circumferential strain of the artery and the plaque at the maximum expansion in the calcified basal 304-model.

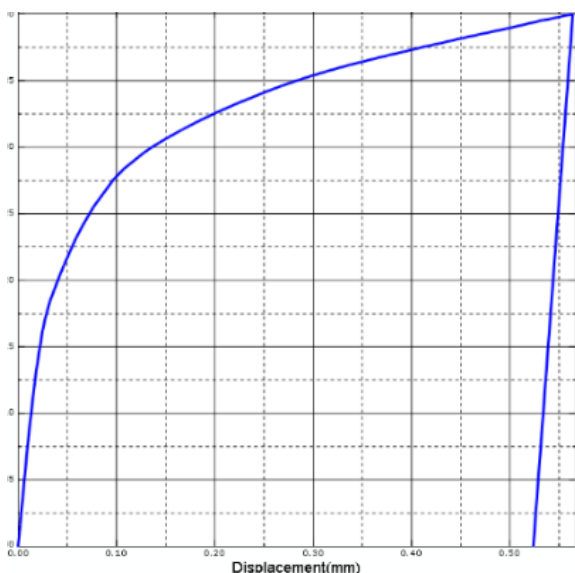
۳-۱-۲. تغییرات شعاع خارجی استنت مدل ۳۰۴-کلسیمی-PS

همان طور که در شکل ۸ قابل مشاهده است، شکل نهایی استنت به علت وجود پلاک و اعمال فشار از روی آن بر میانه استنت، دارای انحنای است. بنابراین استنت در نقاط مختلف دارای قطرهای متفاوتی است. از این رو، برای ارزیابی تغییرات قطر خارجی استنت، دو نقطه



شکل ۱۲. نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت پذیری شعاعی نقطه A در استنت.

Fig. 12. Relation between pressure (MPa) and radial recoil at the point A.

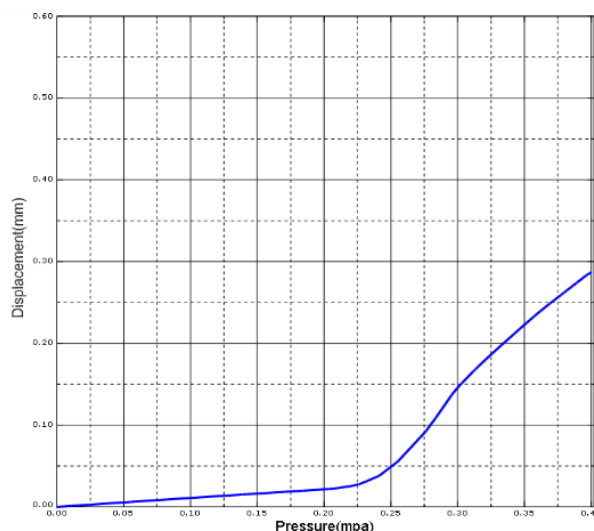


شکل ۱۳. نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت پذیری شعاعی نقطه B در استنت.

Fig. 13. Relation between pressure (MPa) and radial recoil at the point B.

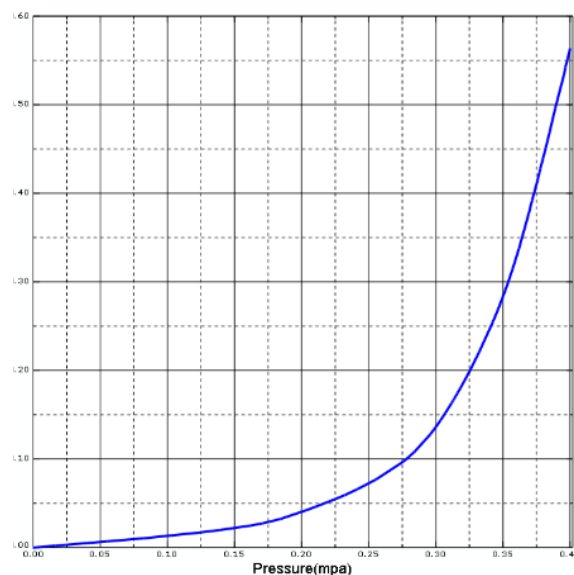
و B رسم شده است. نمودار برگشت پذیری نقاط A و B، بصورت جابه جایی شعاعی بر حسب فشار نیز در شکل ۱۲ و شکل ۱۳ آورده شده است.

درصد کاهش طول استنت، به تغییر نهایی طول استنت در ماکزیمم لحظه بارگذاری نسبت به طول اولیه را گویند. مقدار کاهش طول و برگشت پذیری طولی استنت بصورت معادلات (۱۰) و (۱۱) تعریف می شوند [۳ و ۹].



شکل ۱۰. نمودار رابطه بین جابه جایی شعاعی نقطه A در استنت و فشار انبساط (مگاپاسکال).

Fig. 10. Relation between radial displacement of point A of the stent and expansion pressure (MPa).



شکل ۱۱. نمودار رابطه بین جابه جایی شعاعی (میلیمتر) نقطه B در استنت و فشار انبساط (مگاپاسکال)

Fig. 11. Relation between radial displacement of point B of the stent and expansion pressure (MPa).

$$\text{برگشت پذیری شعاعی} = \frac{R_{(load)} - R_{(unload)}}{R_{(load)}} \quad (9)$$

شکل نهایی استنت به علت وجود پلاک و اعمال فشار از روی آن بر میانه استنت، دارای انحناء است بنابراین استنت در نقاط مختلف دارای قطرهای متفاوت و مقادیر برگشت پذیری شعاعی متفاوتی است. به همین دلیل، برای ارزیابی مقدار برگشت پذیری مدل‌ها برای نقطه A و B، نمودار آن‌ها بصورت جابه جایی شعاعی در دو نقطه A

۳-۳. مقایسه نتایج حاصل از تحلیل مدل‌های مختلف

در جدول ۶ مشاهده می‌شود که هر شش مدل، مقدار تقریبی افزایش شعاع استنت برابری را در نقطه B برای بررسی تنش‌های اعمالی القاء شده روی دیواره‌ی شریان داشته‌اند، ضمن اینکه مقدار افزایش شعاع استنت در طی عمل بارگذاری (RG) برای همه مدل‌ها بصورت دو به دو یعنی برای مدل‌های ۳۰۴ و AZ۳۱ با پلاک کلسیمی و این دو مدل با پلاک کم‌سلول و همچنین این دو مدل با پلاک پرسلول، تقریباً یکسان است پس در نتیجه قابل مقایسه‌اند. مقایسه این مدل‌ها نشان می‌دهد که برای ایجاد یک تغییر مشخص در قطر رگ، استنت‌های ۳۰۴ در مقایسه با استنت‌های منیزیمی، تنش بیشتری را روی رگ ایجاد می‌کنند (شکل ۱۵ و شکل ۱۶). نتایج نشان می‌دهند که استفاده از استنت‌های آلیاژ منیزیم AZ۳۱

$$Foreshortening = \frac{L_0 - L_{(load)}}{L_0} \quad (10)$$

$$recoil = \frac{L_{(load)} - L_{(unload)}}{L_{(load)}} \quad (11)$$

۳-۲. نتایج حاصل از تحلیل مدل‌های دیگر

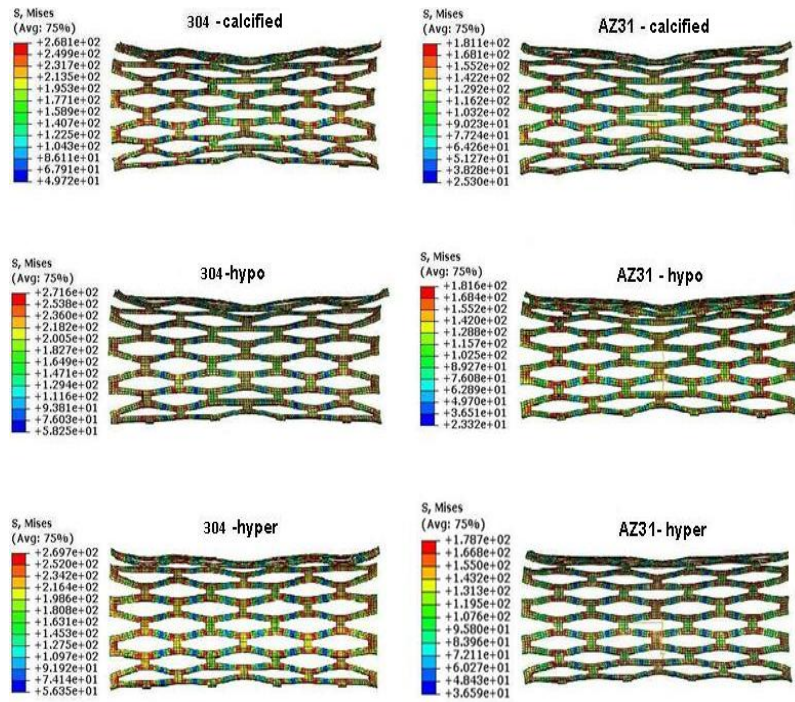
ذکر این نکته ضروری است که تفاوت همه این مدل‌ها در جنس استنت و مقدار حداکثر بار وارده است و با توجه به اینکه هندسه استنت در تمامی مدل‌ها یکسان است، شکل کلی توزیع تنش بر روی استنت و رگ، مکان تنش حداکثر ایجاد شده و همچنین شکل کلی نمودار تغییر قطر خارجی استنت، در مدل‌های دو به دو مشابه است و تفاوت تنها در مقادیر است. مقادیر مربوط به مدل‌ها، در جداول زیر و همچنین تصاویر و نمودارهای مربوطه در ادامه آورده شده است.

جدول ۶: جدول اول نتایج ارائه شده برای مدل
Table 6. First table of the model results.

مشخصات مدل	فشار (Mpa)	جابه‌جایی شعاعی نقطه A (mm)	جابه‌جایی شعاعی نقطه B (mm)	جابه‌جایی شعاعی طولی نقطه C (mm)	تنش استنت (Mpa)	تنش رگ (Mpa)	تنش پلاک (Mpa)	جابه‌جایی شعاعی نقطه A بعد از برگشت پذیری	جابه‌جایی شعاعی نقطه B بعد از برگشت پذیری	جابه‌جایی شعاعی نقطه C بعد از برگشت پذیری
PS پایه هندسه کلسیمی-304	۰/۴۲	۰/۲۸۱	۰/۵۶۴	-۰/۱۴۷	۲۶۸	۰/۲۸۶	۱/۱۲	۰/۲۵۱	-۰/۵۲۴	-۰/۱۲۸
PS پایه هندسه کلسیمی-AZ31	۰/۳۲۴	۰/۲۶۸	۰/۵۶۹	-۰/۱۱۷	۱۸۱	۰/۱۲۸	۱	۰/۱۷۹	۰/۴۶۵	-۰/۰۸۲
PS پایه هندسه کم‌سلول-304	۰/۴	۰/۳۵۰	۰/۵۶۹	-۰/۱۴۰	۲۷۱	۰/۲۹۴	۰/۶۱	۰/۳۱۸	-۰/۵۳۱	-۰/۱۲۲
PS پایه هندسه کم‌سلول-AZ31	۰/۳۲۳	۰/۳۱۷	۰/۵۶۸	-۰/۱۱۶	۱۸۱	۰/۱۲۹	۰/۵۹	۰/۲۱۲	-۰/۴۶۴	-۰/۰۸۲
PS پایه هندسه پرسلول-304	۰/۳۹۸	۰/۴۴۵	۰/۵۶۹	-۰/۱۴۰	۲۶۹	۰/۳۴۱	۰/۵۵	۰/۴۱۲	-۰/۵۳۳	-۰/۱۲۲
PS پایه هندسه پرسلول-AZ31	۰/۳۲۲	۰/۴۱۰	۰/۵۷	-۰/۱۰۹	۱۷۸	۰/۱۳۴	۰/۴۱	۰/۳۱۴	-۰/۴۶۶	-۰/۰۷۶

جدول ۷: جدول دوم نتایج ارائه شده برای مدل
Table 7. Second table of the model results.

مشخصات مدل	recoil شعاعی (%) مرکزی استنت (A)	recoil شعاعی (%) استنت در نقطه (B)	Foreshortening (%) استنت	recoil طولی (%) استنت
PS پایه هندسه کلسیمی-304	۱/۶۸۴	۱/۹۳۳	۲/۹۴	۰/۷۸۳
PS پایه هندسه کلسیمی-AZ31	۵/۰۳۳	۵/۰۲۶	۲/۳۴	۱/۴۳۳
PS پایه هندسه کم‌سلول-304	۱/۷۲۹	۱/۸۳۶	۲/۸۰	۰/۷۴
PS پایه هندسه کم‌سلول-AZ31	۵/۷۷۸	۵/۲۹	۲/۳۲	۱/۳۹۲
PS پایه هندسه پرسلول-304	۱/۶۹۶	۱/۷۳۹	۲/۸	۰/۷۴
PS پایه هندسه پرسلول-AZ31	۵/۰۲۶	۵/۰۲۴	۲/۱۸	۱/۳۴۹

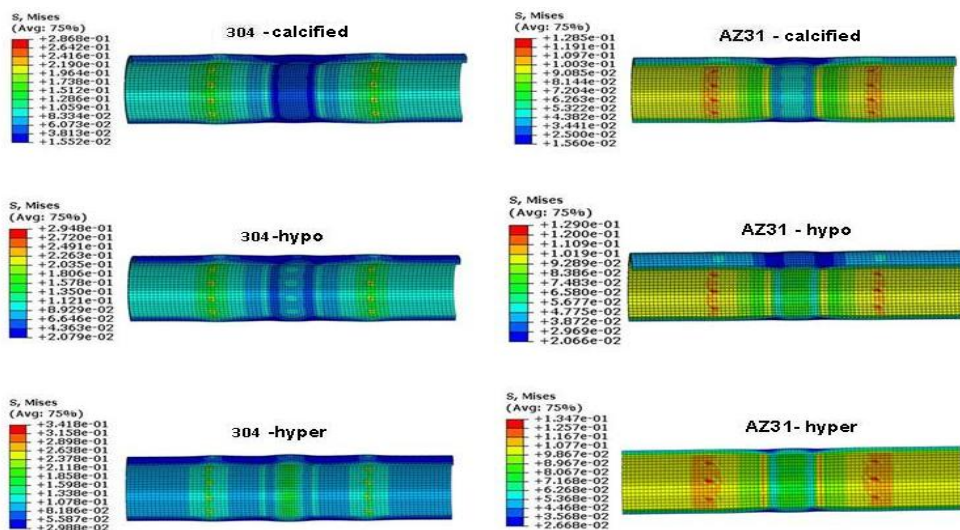


شکل ۱۴. توزیع تنش فون مایسز (مگاپاسکال) بر روی استنت در حالت انبساط ماکزیمم.
Fig. 14. von Mises stress distribution (MPa) on the stent at the maximum expansion.

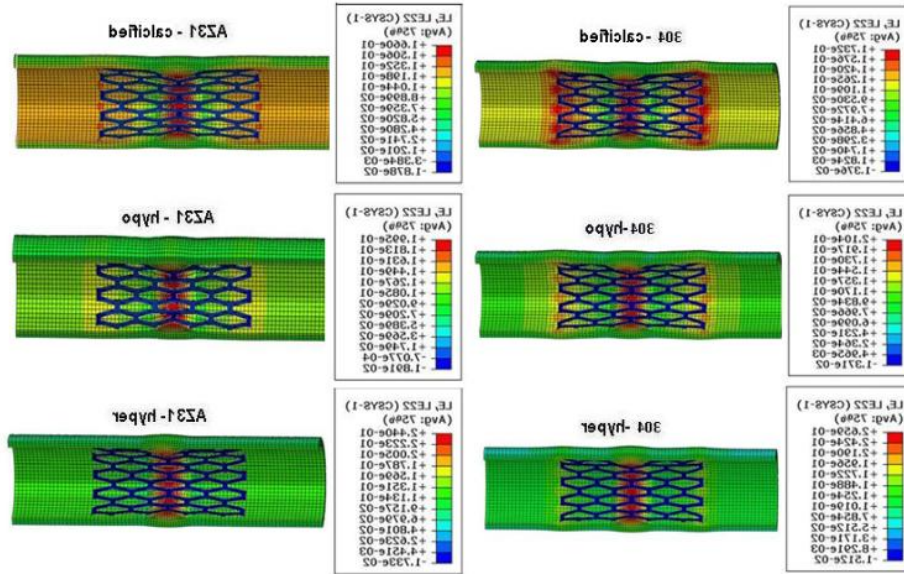
استنت‌های منبسط شونده توسط بالن بر پایه‌ی تغییر شکل پلاستیک و دائم در راستای شعاعی استوار است، داشتن تنش تسلیم پایین برای ماده استنت سبب می‌شود که قطعه زودتر و با مقدار فشار کمتری وارد فاز پلاستیک شود.

همچنین با بررسی نتایج جدول بالا و نمودارهای مربوط به مدل، می‌توان دریافت که استنت‌های منیزیمی برای هر سه مدل با پلاک‌های مختلف، در مقایسه با استنت‌های فولادی، درصد

در مقایسه با استنت‌های فولادی ضد زنگ، منجر به ایجاد تنش‌های کمتری روی رگ می‌شود (شکل ۱۴). از طرفی همانگونه که انتظار می‌رود با توجه به اینکه تنش تنها تابع هندسه قطعه و نیروهای وارده بر آن است و به جنس مواد وابسته نیست، شکل کلی توزیع تنش روی استنت و رگ و همچنین محل تمرکز تنش در مدل‌ها یکسان است. ضمناً می‌توان استنباط کرد که در ساخت استنت‌ها باید از موادی با تنش تسلیم پایین استفاده شود. با توجه به اینکه اساس کار

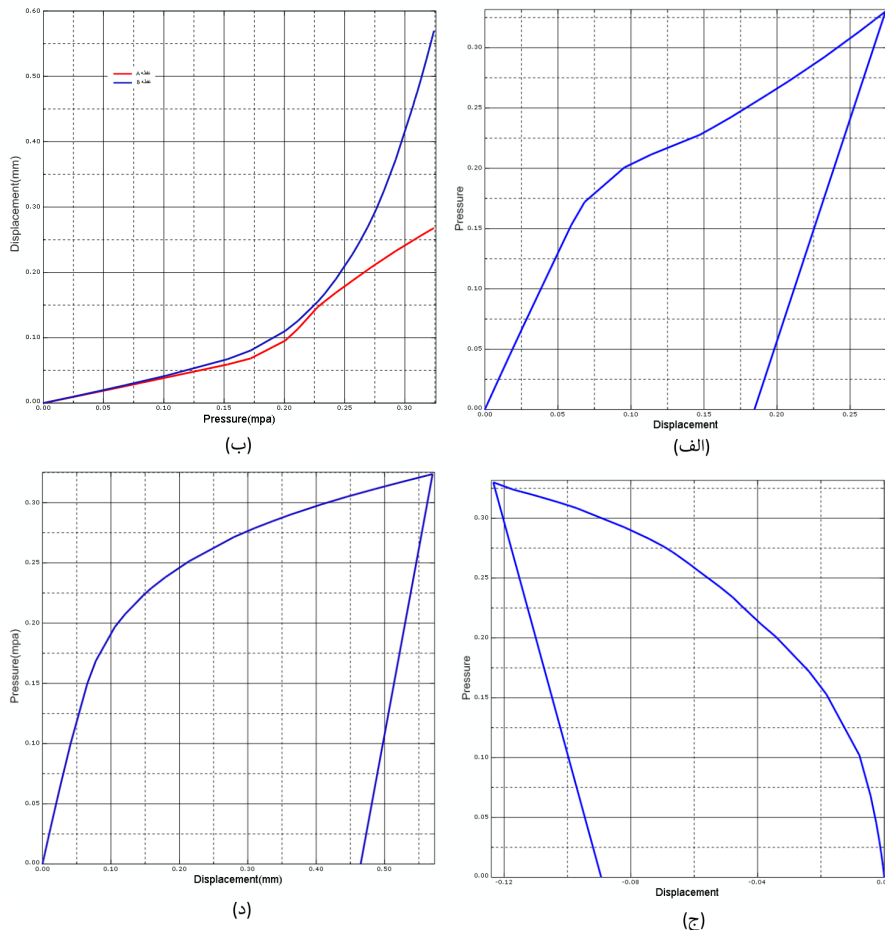


شکل ۱۵. توزیع تنش فون مایسز (مگاپاسکال) بر روی رگ مسدود شده در حالت انبساط ماکزیمم.
Fig. 15. von Mises stress distribution (MPa) on the stenosed artery at the maximum expansion.



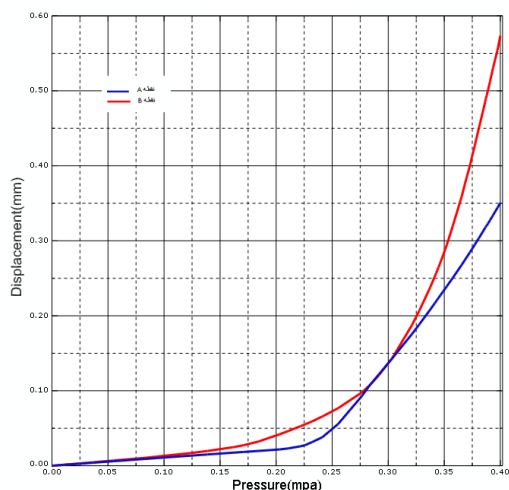
شکل ۱۶. کرنش محیطی رگ و پلاک در حضور استنت در انبساط ماکزیمم.

Fig. 16. Circumferential strain of the artery and the plaque with the presence of the stent at the maximum expansion.

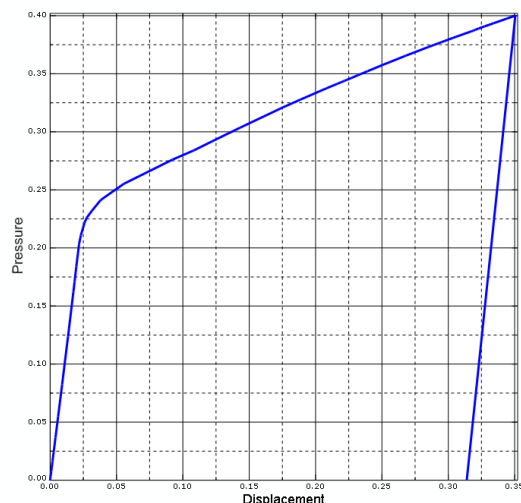


شکل ۱۷. الف) نمودار رابطه بین جابه‌جایی شعاعی نقاط A و B در استنت مدل AZ31-کلسیمی و فشار انبساط (مگاپاسکال). ب) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه A در استنت. ج) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه B در استنت. د) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه C در استنت.

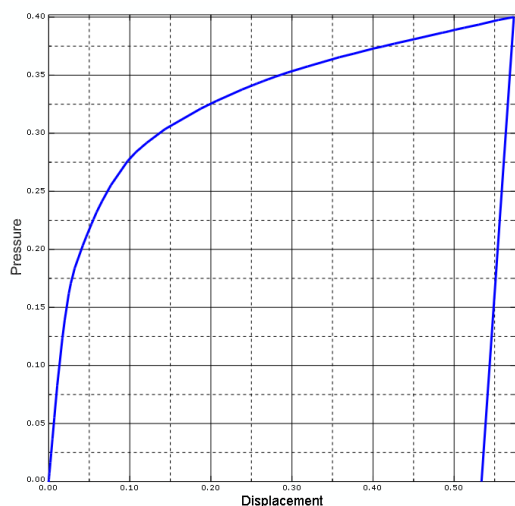
Fig. 17. a) Relation between radial displacement of points A and B of the stent, AZ31-calcified model and expansion pressure (MPa); b) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point A of the stent; c) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point B of the stent; d) Relation between pressure (MPa) and longitudinal recoiling at point C of the stent.



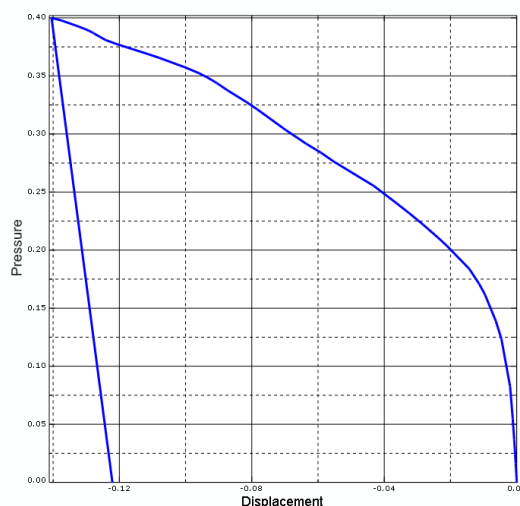
(الف)



(ب)



(ج)



(د)

شکل ۱۸. الف) نمودار رابطه بین جابه‌جایی شعاعی نقاط A و B در استنت مدل ۳۰۴-کم سلول و فشار انبساط (مگاپاسکال). ب) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه A در استنت. ج) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه B در استنت. د) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری طولی نقطه C در استنت.

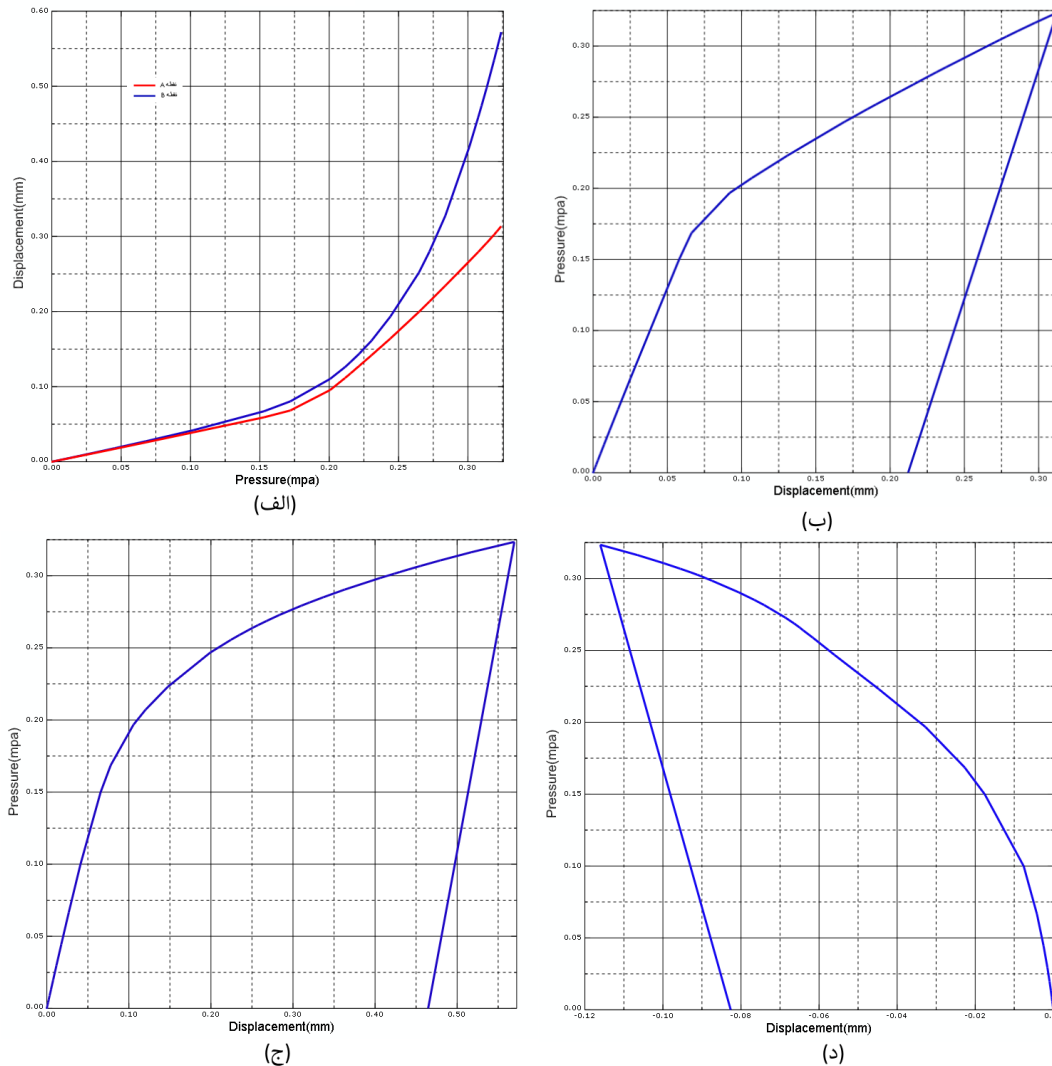
Fig. 18. a) Relation between radial displacement of points A and B of the stent, 304-low cell model and expansion pressure (MPa); b) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point A of the stent; c) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point B of the stent; d) Relation between pressure (MPa) and longitudinal recoiling at point C of the stent.

برگشت‌پذیری شعاعی و برگشت‌پذیری طولی بالاتری دارند که به جهت استحکام شعاعی ضعیف و تنش تسلیم پایین و کرنش سختی پایین استنت‌های منیزیمی در مقایسه با استنت‌های فولادی است. که تنها نقطه ضعف اساسی آن‌ها به شمار می‌رود. نتایج نشان می‌دهد که استنت‌های منیزیمی در مقایسه با استنت‌های فولادی درصد کاهش طول کمتری دارند.

برگشت‌پذیری شعاعی B و برگشت‌پذیری طولی نقطه C، به ترتیب در شکل ۱۷ برای مدل AZ ۳۱-کلسیمی و همچنین نمودار جابه‌جایی شعاعی نقطه A و B، برگشت‌پذیری شعاعی A، برگشت‌پذیری شعاعی B و برگشت‌پذیری طولی نقطه C، به ترتیب در نمودارهای شکل ۱۸، برای مدل ۳۰۴-کم سلول و نمودار جابه‌جایی شعاعی نقطه A و B، برگشت‌پذیری شعاعی A، برگشت‌پذیری شعاعی B و برگشت‌پذیری طولی نقطه C، به ترتیب در نمودارهای شکل ۱۹، برای مدل AZ ۳۱-کم سلول نشان داده شده است.

۴-۴. نمودار مدل‌های مختلف این نوع گرفتگی

نمودار جابه‌جایی شعاعی نقطه A و B، برگشت‌پذیری شعاعی A،



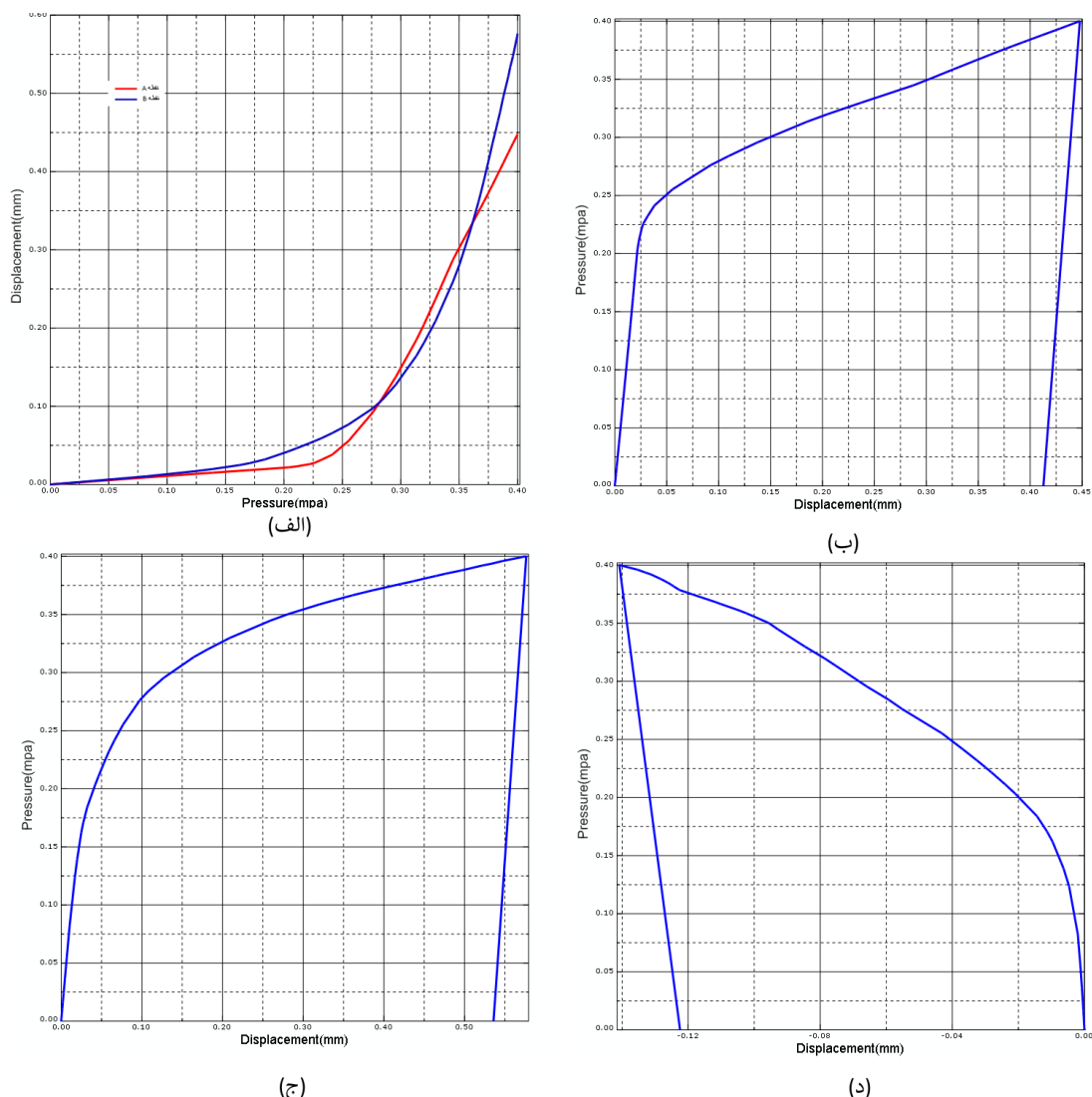
شکل ۱۹. الف) نمودار رابطه بین جابه‌جایی شعاعی نقاط A و B در استنت مدل AZ ۳۱ کم سلول و فشار انبساط (مگاپاسکال). ب) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه A در استنت. ج) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه B در استنت. د) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه C در استنت.

Fig. 19. a) Relation between radial displacement of points A and B of the stent, AZ31-low cell model and expansion pressure (MPa); b) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point A of the stent; c) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point B of the stent; d) Relation between pressure (MPa) and longitudinal recoiling at point C of the stent.

اتروسکلروسیس بطور وسیعی تغییر می‌کند و البته این خواص با استفاده از تکنیک‌های تصویربرداری تعیین می‌شوند [۲۷ و ۲۹ و ۳۸]. پلاک‌ها را می‌توان از دید هیستولوژی به سه دسته پلاک‌های پرسلول، کم سلول و کلسیمی طبقه بندی کرد [۳۸]. این پلاک‌ها سختی فشرده‌گی شعاعی متفاوتی دارند. پلاک پرسلول در مقایسه با پلاک‌های کم سلول و کلسیمی سختی بسیار کمتری دارد. سختی پلاک کم سلول به‌طور متوسط دو برابر پلاک‌های پرسلول است [۳۲-۲۹]. نتایج مطالعات اخیر نشان می‌دهد که پلاک‌های مختلف ممکن است پاسخ متفاوتی به همان پروسه استنت‌گذاری نشان بدهند. همچنین اشاره شده است که سطح زخم ایجاد شده در دیواره شریان در طی

نمودار جابه‌جایی شعاعی نقطه A و B، برگشت‌پذیری شعاعی A، برگشت‌پذیری شعاعی B و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه C به ترتیب در نمودارهای شکل ۲۰ برای مدل ۳۰۴-پرسلول و نمودار جابه‌جایی شعاعی نقطه A و B، برگشت‌پذیری شعاعی A، برگشت‌پذیری شعاعی B و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه C، به ترتیب در نمودارهای شکل ۲۱، برای مدل AZ ۳۱-پرسلول ترسیم گردیده است.

۴-۵. تأثیر ترکیب پلاک بر تنش‌های اعمال شده روی دیواره‌ی شریان، ناشی از فرآیند استنت‌گذاری ترکیب و خواص مکانیکی پلاک‌ها با پیشرفت بیماری

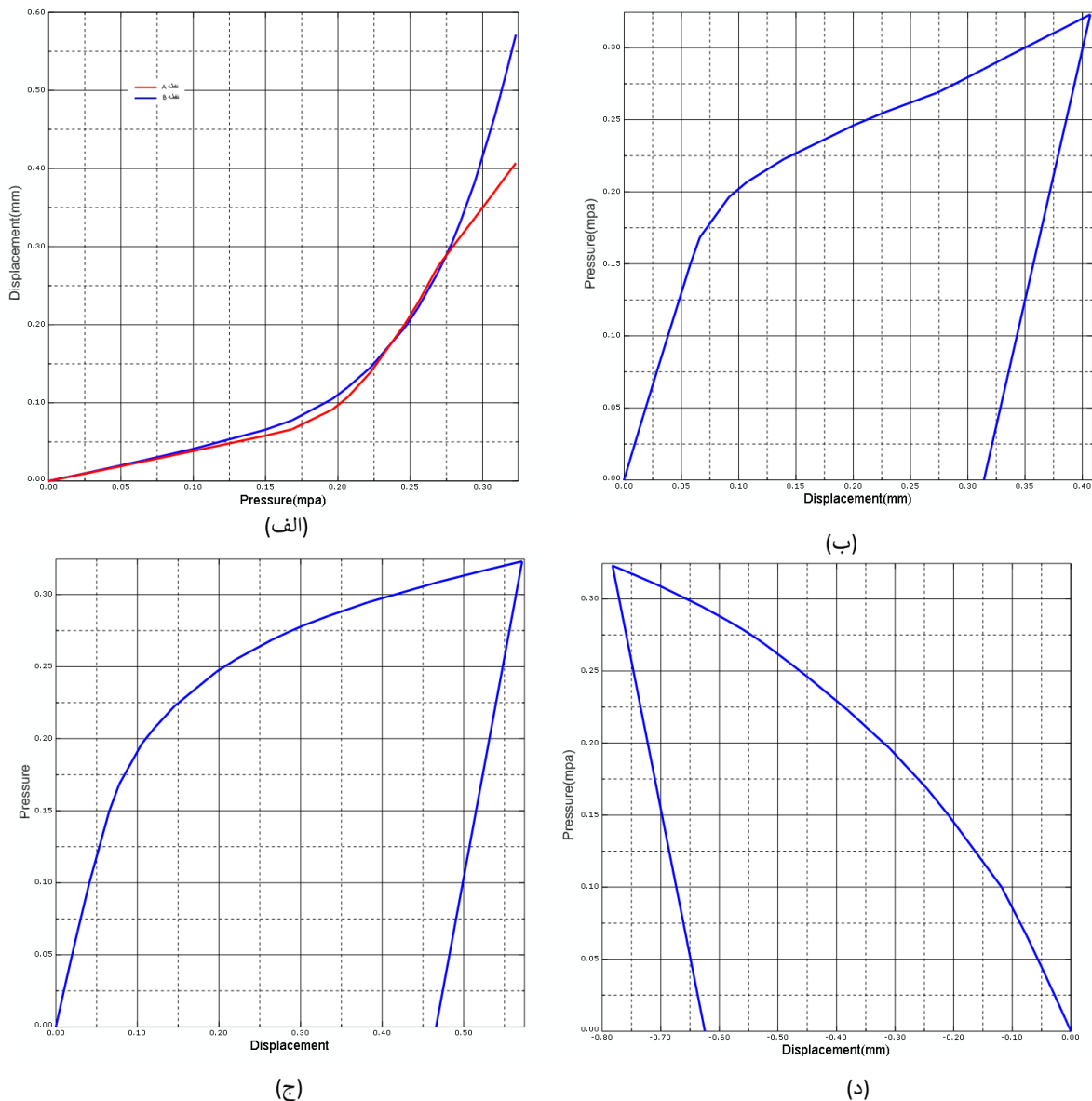


شکل ۲۰. الف) نمودار رابطه بین جابه‌جایی شعاعی نقاط A و B در استنت مدل ۳۰۴-پرسلول و فشار انبساط (مگاپاسکال). ب) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه A در استنت. ج) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه B در استنت. د) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری طولی نقطه C در استنت.

Fig. 20. a) Relation between radial displacement of points A and B of the stent, 304-full cell model and expansion pressure (MPa); b) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point A of the stent; c) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point B of the stent; d) Relation between pressure (MPa) and longitudinal recoiling at point C of the stent.

استنت هستند. در مدل‌های فولاد ضدزنگ ۳۰۴، همانطور که در شکل ۲۲ مشخص شده است توزیع تنش فون مایسز درون دیواره شریانی، نه فقط بستگی به میزان فشار اعمالی بلکه همچنین شدیداً به جنس پلاک وابسته است. تنش‌های القا شده روی دیواره شریان در پلاک‌های کم‌سلول و کلسیمی در مقایسه با پلاک پرسلول بسیار کمتر است. همچنین پلاک کلسیمی در مقایسه با پلاک کم‌سلول به دلیل سختی بیشتر آن در این فشار اعمالی، تنش کمتری روی دیواره شریان القا می‌کند. تعبیری مطابق آنچه که در مورد مدل‌های ۳۰۴ در بالا بیان شد را برای مدل‌های AZ ۳۱ نیز می‌توان ارائه داد، با این تفاوت که در اینجا میزان فشار اعمالی به‌طور میانگین برابر با

استنت‌گذاری ممکن است وابسته به ترکیب پلاک باشد و اینکه نتایج بلند مدت استنت‌گذاری، وابسته به نوع ضایعه مورد نظر است [۳۰-۳۲]. نتایج بدست آمده از مقایسه مدل‌های مختلف ۳۰۴ با سه نوع پلاک متفاوت با فشار اعمالی معادل تقریباً ۰/۴ مگاپاسکال و همچنین مقایسه مدل‌های AZ ۳۱ با سه نوع مختلف پلاک در این پژوهش نیز، نشان می‌دهند که جدا از میزان فشار اعمالی، ترکیب پلاک نیز بر روی تنش‌های القا شده روی دیواره شریان و سطح زخم ایجاد شده به‌موجب آن مؤثر است. همانطور که از شکل ۲۲ مشخص است، بطور متوسط تنش‌های روی پلاک، بطور برجسته‌ای بالاتر از تنش‌های القا شده روی دیواره شریان برای همان شرایط انبساط

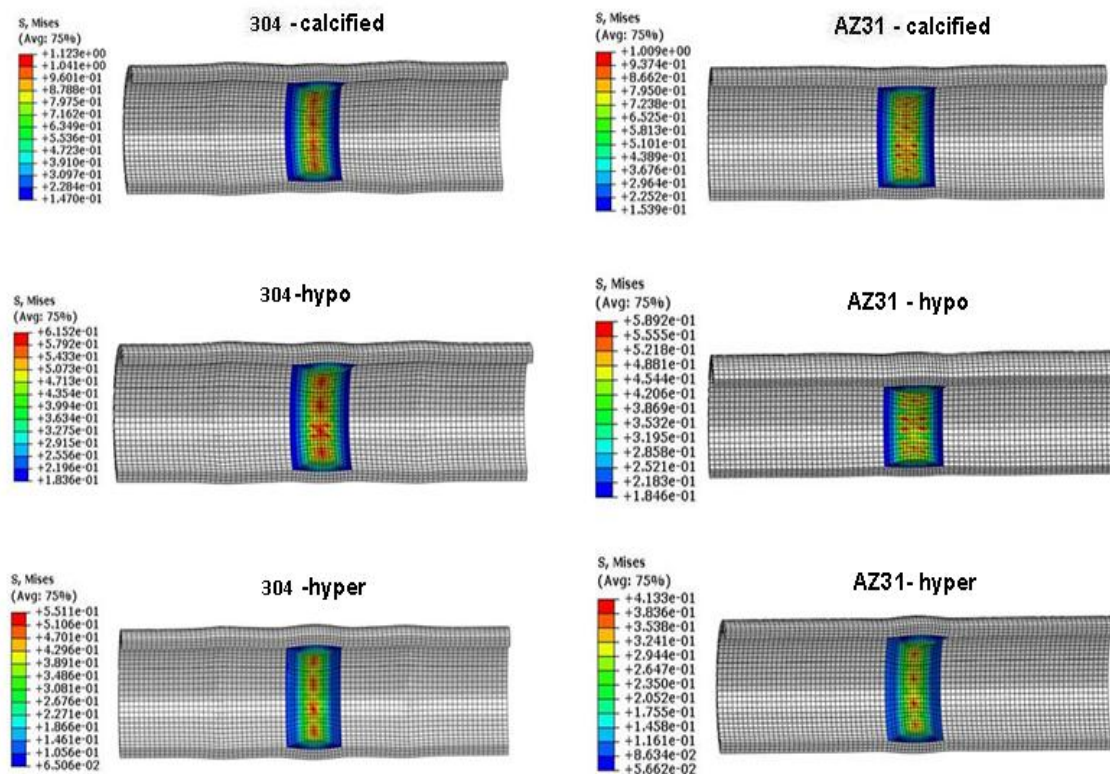


شکل ۲۱. الف) نمودار رابطه بین جابه‌جایی شعاعی نقاط A و B در استنت مدل AZ31-فول سلول و فشار انبساط (مگاپاسکال). ب) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه A در استنت. ج) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری شعاعی نقطه B در استنت. د) نمودار رابطه بین فشار (مگاپاسکال) و برگشت‌پذیری طولی نقطه C در استنت.

Fig. 21. a) Relation between radial displacement of points A and B of the stent, AZ31-full cell model and expansion pressure (MPa); b) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point A of the stent; c) Relation between pressure (MPa) and radial recoiling at point B of the stent; d) Relation between pressure (MPa) and longitudinal recoiling at point C of the stent.

از نتایج ایجاد شده در مدل‌های فوق با وجود ساده‌سازی‌های انجام شده در زمینه بار نوسانی و با فرض اینکه خستگی تحت بار نوسانی کمتر از تنش ایجاد شده بر اثر فشار اعمالی بر پارگی و لخته‌زایی اثر دارد، می‌توان پیش‌بینی کرد که خطر آسیب شریانی و پارگی پلاک و لخته‌زایی برای استنت‌های فولاد ضدزنگ در مقایسه با استنت‌های منیزیمی به مراتب بیشتر است؛ نکته‌ای که مطالعات بالینی نیز آن را تصدیق می‌کنند [۲ و ۱۸ و ۳۰]. ذکر این نکته ضروری است که اطلاعات شکست و پارگی در دسترس [۲۸ و ۲۹]، برای انواع پلاک

۰/۳۲۳ مگاپاسکال است. نتایج مدل‌های AZ ۳۱ در جدول ۷ آورده شده است. همچنین توزیع تنش فون مایسز در پلاک‌های مختلف برای مدل‌های ۳۰۴ و AZ ۳۱ در شکل ۲۲ نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود حداکثر تنش ایجاد شده در پلاک کلسیمی مدل AZ ۳۱ در مقایسه با مدل ۳۰۴-کلسیمی بسیار کمتر است. همچنین برای پلاک‌های کم‌سلول و پرسلول در مدل‌های AZ ۳۱ در مقایسه با مدل ۳۰۴ در فشار اعمالی مربوطه جهت انبساط بیشینه استنت، تنش‌های کمتری ایجاد شده است.



شکل ۲۲. توزیع تنش فون میسز (مگاپاسکال) بر روی پلاکهای مختلف مسدود کننده، در حالت انبساط ماکزیمم.
 Fig. 22. von Mises stress distribution (MPa) in the different plaques initiating stenosis at the maximum expansion.

از پارامترهای عملکردی دو جنس استنت خاص رایج در محیطهای کلینیکی می باشد که با توجه به بررسی نویسندگان، تا کنون پژوهشی با این هدف منتشر نشده است. در نتایج ارائه شده سعی شده است با توجه به ساده سازی های ذکر شده، پارامترهایی مورد بررسی قرار گیرند که تاثیرات کمتری ناشی از این ساده سازی ها بپذیرند و تفاوت زیادی در قیاس پذیری دو جنس مختلف استنت ایجاد نکنند. علاوه بر آن، ملحوظ نمودن تمامی پیچیدگی ها در فرضیات، باعث آن می شود که در بعد حل پذیری در بسیاری از مدلها مشکل به وجود آید و حجم زیاد داده هایی که جهت قیاس مدل های مختلف از اهداف اساسی این پژوهش بوده است، محقق نشود. لذا، رویکردی در پیش گرفته شد که به طور متعارف در پژوهشهای بیومکانیکی در این حوزه معمول است. در ادامه این پژوهش، بنا است که گام به گام پیچیدگی ها در فرضیات اعم از هندسه، خواص مکانیکی و شرایط واقعی برهمکنش سیال-سازه در نظر گرفته شود. برای نزدیک تر کردن مدل به حالت واقعی در بررسی های آتی می توان از گرفتگی های پیچیده تری استفاده کرد و همچنین برای بهتر کردن عملکرد استنت می توان با استفاده از ابزارهای رادیولوژی (مانند ام-آر-آی یا سی تی اسکن) از هندسه های

نشان می دهند که پارگی پلاک در دامنه ی وسیعی از مقادیر تنشی اتفاق می افتد. طبق این اطلاعات، دامنه تنش بحرانی برای ماکزیمم و مینیمم درصد حجم بافت پلاک که ممکن است دچار پارگی و متعاقباً ایجاد لخته به دلیل تجمع پلاکت ها بشود. برای پلاک پرسلول بین ۳۰۰ تا ۴۶۰ کیلو پاسکال، برای پلاک کلسیمی بین ۱۶۰ تا ۷۰۰ کیلو پاسکال و برای پلاک کم سلول فقط مقدار شکست ۵۵۰ کیلو پاسکال گزارش شده است. با استفاده از اطلاعات فوق و با توجه به نتایج بدست آمده در این پژوهش، مشخص است که مقدار درصد حجمی از بافت پلاک که دچار پارگی می شود، برای هر سه نوع مختلف پلاک مدل ۳۱ AZ، کمتر از مدل ۳۰۴ است و همین موضوع مطابقت خوبی با یافته های بالینی در رابطه با استنت های منیزیمی نسبت به بقیه استنت ها دارد [۲ و ۴ و ۲۸]. البته ذکر این نکته ضروری است که نمی توان ارتباط دقیقی بین اعداد بدست آمده از تحقیقات بالینی و نتایج عددی برقرار کرد. دلیل این امر آن است که نتایج بالینی بدست آمده، به شدت به شرایط آزمایشگاهی وابسته است. در این تحقیق به تحلیل عددی استنت گذاری شریان با گرفتگی ساده پرداخته شد. هدف اساسی این تحقیق، مقایسه طیف وسیعی

داخل رگ مسدود شده ارائه شده‌اند، شامل سه بخش بالون، استنت و رگ همراه با پلاک مسدود کننده می‌باشند. ضمناً جهت نزدیک‌تر شدن به شرایط واقعی، فشار خون نیز بصورت اعمال یک فشار ثابت بر سطح داخلی رگ و پلاک نیز دیده شده است. همچنین برای بررسی جامع استنت‌های منیزیمی و مقایسه آن با استنت‌های تجاری پر کاربردی مثل استنت‌های فولاد ضدزنگ، در مدل‌های ارائه شده از سه نوع مختلف پلاک یعنی پلاک کم‌سلول، پرسلول و کلسیمی استفاده شده است. ضمناً برای بررسی تأثیر تغییرات ابعادی هندسه استنت پالماز-اسچانز از لحاظ عملکرد مکانیکی و توزیع تنش ایجاد شده روی رگ از دو استنت با ابعاد ضخامت سطح مقطع ۱/۴ و ۱/۸ برابر، برای مدل‌های منیزیمی نیز استفاده شده است.

نتایج بدست آمده نشان می‌دهند که با وجود اعمال تغییر قطر یکسان روی رگ در همه مدل‌ها، در حالت گرفتگی ساده حداکثر تنش ایجاد شده توسط استنت‌های منیزیمی AZ ۳۱ در مقایسه با استنت‌های فولاد ضدزنگ ۳۰۴ بسیار کمتر است. بنابراین می‌توان پیش‌بینی کرد که استفاده از استنت‌های AZ ۳۱ منجر به ایجاد آسیب کمتری روی دیواره سلولی شریان شده و در نتیجه احتمال گرفتگی مجدد پس از استنت‌گذاری کاهش می‌یابد. همچنین استنت‌های منیزیمی با هندسه ضخیم‌تر در مقایسه با استنت‌های

بهینه‌تری برای شبیه‌سازی استفاده کرد. همچنین می‌توان با در نظر گرفتن نقش سیال (خون) در محاسبات عددی و شبیه‌سازی مدل‌های ارائه شده در این پژوهش، اثر تنش‌های برشی اعمال شده بر دیواره شریان و نرخ انسداد مجدد را نیز بررسی کرد.

۵. نتیجه گیری

بیش از دو دهه است که کاشت استنت به‌عنوان یک روش جدید، برای درمان عارضه گرفتگی شریان‌های کرونری قلب مورد استفاده قرار می‌گیرد. در طی این مدت با توجه به کارایی مثبت این روش درمانی، استفاده از این وسیله مکانیکی با رشد چشم‌گیری همراه بوده است. همزمان با این رشد، تحقیقات زیادی به منظور بررسی و بهبود عملکرد استنت‌ها انجام شده است. اما این تحقیقات، با توجه به گستردگی مباحث مطرح در این زمینه کافی به نظر نمی‌رسد و هنوز جنبه‌های زیادی در این حوزه ناشناخته باقی مانده است. علاوه بر این، بسیاری از پژوهش‌های مرتبط انجام شده در سال‌های اخیر، مطالعات بالینی می‌باشند. مطالعات بالینی با وجود تمام مزیت‌هایشان، دارای معایبی نیز هستند. به عنوان مثال در اکثر این مطالعات به دلیل هزینه‌های تحقیقاتی بالا، تنها دو مدل استنت مورد مقایسه قرار گرفته‌اند. ضمن اینکه نتایج بدست آمده از این مطالعات تنها برای همان دو استنت خاص قابل، استناد است و نتایج یک آزمایش بالینی با آزمایش بالینی دیگر، حتی برای یک مدل خاص استنت، قابل مقایسه نمی‌باشد (به دلیل روش‌های مختلف مورد استفاده، شرایط محیطی مختلف، تفاوت در شرایط عمومی بیماران و غیره). در این پژوهش سعی شده است که با استفاده از روش اجزای محدود به بررسی تأثیر جنس استنت بر عملکرد آن پرداخته شود. این روش علاوه بر اینکه بسیار کم هزینه است، بسیاری از محدودیت‌های مطالعات آزمایشگاهی را نیز ندارد. دو جنس استنت مدل شده در این پژوهش، مدل آلیاژ منیزیم AZ ۳۱ و مدل فولادی ۳۰۴ است. دلیل انتخاب استنت آلیاژ منیزیم، مطالعات بالینی فراوان اخیر در حوزه استنت‌های فلزی جذبی، خصوصاً آلیاژ منیزیم و نتایج نوید بخش مطالعات بالینی این استنت‌ها و همچنین پرداختن بصورت بسیار محدود و ضعیف در حوزه کارهای شبیه سازی و تحلیلی انجام شده درباره استنت‌های فلزی جذبی، به ویژه استنت‌های منیزیمی بوده است. مدل‌هایی که در این مقاله برای شبیه سازی و تحلیل عددی عمل انبساط استنت‌ها در

σ تانسور تنش

v تانسور جابه‌جایی

F نیرو به ازای واحد حجم

ρ چگالی

ϵ تانسور کرنش

C تانسور سختی مرتبه چهارم

σ_{ij} تنش کوشی

β_{ij} کوشی-گرین چپ

ω تابع چگالی انرژی کرنشی

I_1 و I_2 و I_3 ثابت‌های β_{ij}

λ_1 و λ_2 و λ_3 کشیدگی‌های اصلی ماده

C_{10} و C_{01} و C_{20} و C_{11} و C_{30} ضرایب تابع چگالی انرژی کرنشی

R شعاع استنت

R شعاع خارجی اولیه استنت

$R_{expansion}$ شعاع خارجی استنت در انتهای مرحله بارگذاری

RG افزایش شعاع استنت در طی عمل بارگذاری

L طول استنت

stent with the Palmaz-Schatz stent for narrowings in native coronary arteries. *American Journal of Cardiology* 87(2), 157-162. 2001.

- [8] Teo EC, Yuan Q, and Yeo JH. Design optimization of coronary stent using finite element analysis. *ASAIO Journal* 46(2), 201 A. 2000.
- [9] Dumoulin C, and Cochelin B. Mechanical behaviour modelling of Balloon expandable stents. *Journal of Biomechanics* 23(11), 1461-1470. 2000.
- [10] Chua SND, Mac Donald BJ, and Hashmi MSJ. Finite-element simulation of stent expansion. *Journal of Material Processing Technology* 120[1-3], 335-340. 2002.
- [11] Chua SND, Mac Donald BJ, and Hashmi MSJ. Finite element simulation of stent and balloon interaction. *Journal of Material Processing Technology* (143-144), 591-597. 2003.
- [12] Chua SND, Mac Donald BJ, and Hashmi MSJ. Effects of varying slotted tube (stent) geometry on its expansion behavior using finite element method. *Journal of Material Processing Technology* (155-156), 1764-1771. 2004.
- [13] Wang WQ, Liang DK, Yang DZ, and Qi M. Analysis of the transient expansion behavior and design optimization of coronary stents by finite element method. *Journal of Biomechanics* 39[1], 21-32. 2006.
- [14] Xia Z, Ju F, and Sasaki K. A general finite element analysis method for balloon expandable stents based on repeated unit cell (RUC) model. *Finite Elements in Analysis and Design* 43[8], 649-658. 2007.
- [15] Ju F, Xia Z, and Sasaki K. On the finite element modelling of Balloon expandable stents. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 1[1], 86-95. 2008.
- [16] Walke W, Paszenda Z, and Filipiak J. Experimental and numerical biomechanical analysis of vascular stent. *Journal of Material Processing Technology* (164-165), 1263-1268. 2005.
- [17] Lally C, Dolan F, and Prendergast PJ. Cardiovascular stent design and vessel stresses: a finite element analysis. *Journal of Biomechanics* 38[8], 1574-

فولادی با هندسه پایه تنش بسیار کمتری به دیواره رگ وارد می‌کنند. در نتیجه در همه حالت‌ها، عملکرد بهتری در مقایسه با استنت‌های فولادی دارند. البته مشکل عمده استنت‌های منیزیمی در مقایسه با استنت‌های دائمی، پایین بودن استحکام شعاعی آنان و همچنین درصد برگشت‌پذیری بالای آن‌هاست و همین مسئله نقطه ضعف اساسی این استنت‌ها به شمار می‌رود. در نهایت ذکر این نکته ضروری است که برقراری ارتباطی دقیق، بین مدل یک استنت (هندسه و جنس آن) با عملکرد آن، با استفاده از نتایج تحلیل‌هایی مشابه تحقیق حاضر بسیار دشوار است. نتایج چنین پژوهشی، هنگامی که در کنار یافته‌های آزمایشگاهی قرار گیرند، می‌توانند تبدیل به ابزاری توانمند برای پیش‌بینی رفتار استنت‌ها شوند.

فهرست علائم

مراجع

- [1] Grogan JA, Leen SB, and Mchugh PE. comparing coronary stent material performance on a common geometric platform through simulated bench testing. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 12, 129-138. 2012.
- [2] Hermawan H, Dube D, and Mantovani D. developments in metallic biodegradable stents. *Acta biomaterialia* 6, 1693-1697. 2010.
- [3] Garg S, and Serruys PW. Coronary stents. *journal of the American college of cardiology* 56[10], 43-78. 2010.
- [4] Mani G, Feldman MD, Patel D, Agrawal CM. Coronary stents: A materials perspective. *Biomaterials* 28, 1689-1710. 2007.
- [5] De Bock S, Iannaccone F, De Santis G, et al. Virtual evaluation of stent graft deployment: A validated modeling and simulation study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 13, 129-139. 2012.
- [6] Stoeckel D, Bonsignore C, and Duda S. A survey of stent designs. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 11(4), 137-147. 2002.
- [7] Baim DS, Cutlip DE, Midei M, Linnemeier TJ, Schreiber T, Cox D, et al. Final results of a randomized trial comparing the MULTI-LINK

- mechanical behavior of fibrous caps from human atherosclerotic plaques. *Circulation* 83[5], 1764-70. 1991.
- [28] Pericevic I, Lally C, Toner D, and Kelly DJ. The influence of plaque composition on underlying arterial wall stress during stent expansion: The case of lesion-specific stents. *Medical Engineering & Physics* 31[4], 428-433. 2009.
- [29] Loree HM, Grodzinsky AJ, Park SY, Gibson LJ, and Lee RT. Static and circumferential tangential modulus of human atherosclerotic tissue. *J Biomech* 27, 195-204. 1994.
- [30] Salunke NV, Topoleski LDT, Humphrey JD, and Mergner WJ. Compressive stress-relaxation of human atherosclerotic plaque. *J Biomed Mater Res* 55, 236-41. 2001.
- [31] Holzapfel GA, Stadler M, Gasser TC. Changes in the mechanical environment of stenotic arteries during interaction with stents: computational assessment of parametric stent designs. *ASME J Biomech Eng* 127, 166-80. 2005.
- [32] Holzapfel GA, Sommer G, and Regitnig P. Anisotropic mechanical properties of tissue components in human atherosclerotic plaques. *J Biomech Eng* 126[5], 657-65. 2004.
- [33] Lally C, Reid AJ, and Prendergast PJ. Elastic behaviour of porcine coronary artery tissue under uniaxial and equibiaxial tension. *Ann Biomed Eng* 32, 1355-64. 2004.
- [34] Maurel W, Wu Y, Magnenat N, and Thalmann D. *Biomechanical models for soft tissue simulation*. Berlin: Springer, 1998.
- [35] Rogers C, Tseng DY, Squire JC, et al. Balloon-artery interactions during stent placement: a finite element analysis approach to pressure, compliance, and stent design as contributors to vascular injury. *Circulation* 84, 378-383. 1999.
- [36] Baim DS, Cutlip DE, O'Shaughnessy CD, Hermiller JB, Kereiakes DJ, Giambartolomei A, et al. Final results of a randomized trial comparing the NIR stent to the Palmaz-Schatz stent for narrowings in native coronary arteries. *The American Journal of Cardiology* 87[2], 152-156. 2001.
1581. 2005.
- [18] Wu W, Wang WQ, Yang DZ, and Qi M. Stent expansion in curved vessel and their interactions: A finite element analysis. *Journal of Biomechanics* 40[11], 2580-2585. 2007.
- [19] Capelli C, Gervaso F, Petrini L, Dubini G, and Migliavacca F. Assessment of tissue prolapse after balloon-expandable stenting: Influence of stent cell geometry. *Medical Engineering & Physics* 31[4], 441-447. 2009.
- [20] Altenbach Jo. Book review: Martin h. sadd, elasticity-theory, applications, and numerics. *ZAMM-Journal of Applied Mathematics and Mechanics / Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik* 85[12], 907-908. 2005.
- [21] Dehlaghi V, Najarian S, and Tafazzoli Shadpour M. The effect of flow divider on restenosis in stented human coronary artery with modeling. *The Journal of Qazvin University of Medical Sciences* 12[2], 7-12. 2008.
- [22] Gu L, Zhao S, Muttyam AK, and Hammel JM. The relation between the arterial stress and restenosis rate after coronary stenting. *Journal of Medical Devices* 4[3], 031005(7 pages). 2010.
- [23] Serruys PW, and Kutryk MJ B. *Handbook of coronary stents*. Third Edition, London: Martin Dunitz Ltd, 2000.
- [24] Green AE, and Zerna W. *Theoretical elasticity*. Oxford: Clarendon Press, 1968.
- [25] Kastrati A, Dirschinger J, Boekstegers P, Elezi S, Schühlen H, Pache J, et al. Influence of stent design on 1-year outcome after coronary stent placement: A randomized comparison of five stent types in 1147 unselected patients. *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 50[3], 290-297. 2000.
- [26] de Weert TT, TOuhlous M, Zondervan PE, Hendriks JM, Dippel DW, van Sambeek MR, et al. In vitro characterization of atherosclerotic carotid plaque with multidetector computed tomography and histopathological correlation. *European Radiology* 15[9], 1906-14. 2005.
- [27] Lee RT, Grodzinsky AJ, Frank EH, Kamm RD, and Schoen FJ. Structure- dependent dynamic

- [39] Altenbach Jo. Book review: Martin h. sadd, elasticity – theory, applications, and numerics. ZAMM - Journal of Applied Mathematics and Mechanics / Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik 85[12], 907–908. 2005.
- [37] Colombo A, Stankovic G, and Moses JW. Selection of coronary stents. J Am Coll Cardiol 40, 1021-33. 2002.
- [38] Nair A, Kuban BD, Tuzcu EM, Schoenhagen P, Nissen SE, and Vince DG. Coronary plaque classification with intravascular ultrasound radiofrequency data analysis. Circulation 106, 2200-6. 2002.

