

## بررسی انعطاف پذیری و بهینه سازی هندسی طرح جدید استنت پلیمری با روش المان محدود

محمد خاتمی<sup>۱</sup> - علی دنیوی<sup>۲</sup> - امیر موسی ابازری<sup>۳\*</sup> - محمد فتوحی<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکتری، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران

<sup>۲</sup> دانشیار، گروه مهندسی صنایع، دانشکده مهندسی، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران

<sup>۳</sup> دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران

<sup>۴</sup> استادیار، گروه مواد، مکانیک، مدیریت و طراحی، دانشکده مهندسی عمران و علوم زمین، دانشگاه صنعتی دلفت، دلفت، هلند

[m.khatami@urmia.ac.ir](mailto:m.khatami@urmia.ac.ir)

[a.doniavi@urmia.ac.ir](mailto:a.doniavi@urmia.ac.ir)

[am.abazari@urmia.ac.ir](mailto:am.abazari@urmia.ac.ir)

[M.Fotouhi-1@tudelft.nl](mailto:M.Fotouhi-1@tudelft.nl)

### چکیده

با وجود همه نوآوری‌ها در طراحی استنت‌های قلبی عروقی، استنت‌های فلزی که مورد استفاده قرار می‌گیرند، مشکلات مختلفی مانند خوردگی، عفونت و تنگی مجدد را ایجاد می‌کنند که منجر به مشکلات جسمی یا حتی مرگ بیماران می‌شود. به منظور به حداقل رساندن مشکلات مرتبط با استنت‌های فلزی، اکنون مواد جدیدی مانند پلیمرها در حال توسعه هستند. در این مطالعه سفتی و انعطاف‌پذیری استنت‌های پلیمری تجاری با استفاده از روابط تحلیلی و روش المان محدود بررسی شده است. طرح جدیدی برای استنت زیگ زاگ ارائه شده است تا حساسیت کمتری به تغییر ضخامت جهت افزایش استحکام شعاعی آن داشته باشد. در نهایت از روش تاگوچی و آنالیز واریانس جهت طراحی آزمایش و تعیین میزان تاثیر پارامترهای هندسی استنت شامل عرض استرات، عرض پل و ضخامت استنت روی انعطاف‌پذیری این نوع استنت استفاده شد. نتایج نشان داد که عرض پل و استرات به ترتیب بیشترین تاثیر را روی انعطاف‌پذیری استنت دارند و تغییر ضخامت استنت که پارامتر تاثیرگذار در میزان استحکام شعاعی استنت است، تاثیر معناداری روی انعطاف‌پذیری این نوع استنت ندارد.

کلمات کلیدی: استنت، بهینه‌سازی، آنالیز واریانس، المان محدود

نشریه

# Flexibility and Geometric Optimization of a New Structure for a Polymer Stent with the Finite Element Method

Mohamad Khatami <sup>1</sup> / Ali Doniavi <sup>2</sup> / Amir Musa Abazari <sup>3\*</sup> / Mohammad Fotouhi <sup>4</sup>

<sup>1</sup> - Ph.D. Student, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Urmia University, Urmia, Iran

<sup>2</sup> - Associate Professor, Department of Industrial Engineering, Faculty of Engineering, Urmia University, Urmia, Iran

<sup>3</sup> - Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Urmia University, Urmia, Iran

<sup>4</sup> - Assistant Professor, Department of Materials, Mechanics, Management & Design (TMD), Faculty of Civil Engineering and Geosciences, Delft University, Delft, Netherlands

[m.khatami@urmia.ac.ir](mailto:m.khatami@urmia.ac.ir)

[a.doniavi@urmia.ac.ir](mailto:a.doniavi@urmia.ac.ir)

[am.abazari@urmia.ac.ir](mailto:am.abazari@urmia.ac.ir)

[M.Fotouhi-1@tudelft.nl](mailto:M.Fotouhi-1@tudelft.nl)

## Abstract

Cardiovascular diseases cause many problems for patients, and the main reason is associated with arteriosclerosis. According to the American Heart Association, atherosclerosis is a condition caused by the accumulation of a substance called plaque in the walls of arteries. Today, special methods are used to help the patient survive in the event of a heart attack and diagnose the patient's condition. One of the safest methods in medical science is to use a stent. Despite all the innovations in the design of cardiovascular stents, the metal stents that are commonly used cause various problems such as corrosion, infection and restenosis, which lead to physical problems or even death of patients. In order to minimize the problems associated with metal stents, new materials such as polymers are now being developed. On the other hand, the development of polymer-based vascular scaffolds requires a new structural geometry, because these polymeric materials have significantly less radial strength than metal alloys. In this study, the stiffness and flexibility of commercial polymer stents were investigated using analytical relationships and the finite element method, and it was shown that there is a good correlation between these two methods. Then a new design for a zigzag stent is introduced to make it less sensitive to changes in thickness to increase its radial strength. Finally, Taguchi method and analysis of variance were used to design the experiment and determine the effect of stent geometric parameters including strut width, bridge width and stent thickness on the flexibility of this type of stent. The results showed that the width of the bridge and the strut have the greatest effect on the flexibility of the stent, respectively, and the change in stent thickness, which is an effective parameter in the radial strength of the stent, has no significant effect on the flexibility of this type of stent.

Keywords: Stent, Optimization, Analysis of variance, Finite Element

حرکت آن بوده و همچنین بتواند مقاومت شعاعی مورد نیاز جهت بازیابی جریان خون را فراهم کند. در این مطالعه جهت رفع این مشکل از بهینه‌سازی هندسه استنت با استفاده از روش تاگوچی استفاده شد و طرح جدیدی برای استنت زیگ زاگ ارائه شد که نسبت به طرح قبلی حساسیت کمتری به تغییر ضخامت داشته و می‌توان همزمان با افزایش ضخامت، انعطاف‌پذیری استنت را حفظ کرد.

## ۲. مروری بر منابع

استنت‌ها، ساختارهای زیست پزشکی لوله‌ای شکل هستند که برای باز کردن رگ خونی مسدود شده، مجرای تنفسی یا قسمت‌های مختلف دستگاه گوارش، استفاده می‌شوند. انعطاف‌پذیری استنت یکی از پارامترهای تاثیرگذار در کاشت استنت در عروق کرونری می‌باشد؛ استنت با انعطاف‌پذیری بالا به راحتی از عروق پر پیچ و خم عبور کرده و به محل گرفتگی می‌رسد [۱۲]. استنت بایستی پس از قرارگیری در رگ با فرم آن مطابقت داشته باشد [۱۳].

استنت‌های پلیمری زیست تخریب‌پذیر در سال ۲۰۱۵ توسط سازمان غذا و داروی آمریکا تایید شدند [۱۴]. این نوع استنت‌ها دارای استحکام شعاعی پایین نسبت به نمونه فلزی هستند که با بهینه‌سازی طراحی یا افزایش ضخامت این نقیصه برطرف می‌شود، ولی چالش اساسی در زمینه این نوع استنت‌ها، کاهش انعطاف‌پذیری به دلیل ضخامت زیاد می‌باشد [۱۵]. طراحی ساختاری بهینه یکی از عوامل مهم برای استنت‌های زیست تخریب‌پذیر جهت دستیابی به عملکرد مورد انتظار است [۱۶].

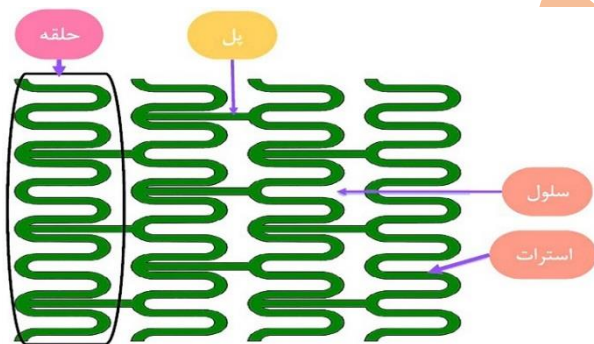
پرینت سه بعدی به عنوان یک روش ساخت انعطاف‌پذیر، امکان ایجاد طرح‌های خلاقانه در زمینه استنت را فراهم کرده است [۱۷]. وانگ و همکاران [۱۸] پرینت سه‌بعدی استنت‌های پلیمری و تغییر شکل طولی آنها را مورد بررسی قرار داده و نتیجه گرفتند که با بهینه‌سازی طراحی، می‌توان از تغییر شکلی طولی استنت هنگام استقرار در رگ جلوگیری کرد. لی و همکاران [۱۹] بهینه‌سازی طراحی و فرآیندی استنت پلیمری زیست تخریب‌پذیر را مورد بررسی قرار داده و با بهینه‌سازی چند هدفه، خواص مکانیکی استنت پلیمری را بهبود دادند.

بیماری‌های قلبی عروقی باعث ۴۰٪ مرگ و میر سالانه در اتحادیه اروپا می‌شوند و هزینه‌ی تقریبی آن ۱۹۶ میلیارد یورو است [۱]. تصلب شرایین عروق کرونر یکی از شایع‌ترین بیماری‌های قلبی عروقی است [۲،۳]. این نوع بیماری را می‌توان با داروهایی مانند داروهای ضد انعقاد، مواد ضد پلاکت یا با روش‌های جراحی درمان کرد. استنت‌های قلبی عروقی در عمل جراحی به نام آنژیوپلاستی، استفاده می‌شوند [۴] و دارای ساختارهای لوله‌ای و سوراخ‌دار هستند [۵]. آنها برای باز نگه‌داشتن رگ‌ها و برقراری مجدد جریان طبیعی خون، در رگ‌های خونی قرار می‌گیرند. استنت‌ها برای استفاده به عنوان تجهیزات پزشکی قابل کاشت، باید دارای چند ویژگی مهم مانند مقاومت مکانیکی، تابش رادیویی<sup>۳</sup>، انعطاف‌پذیری طولی، انبساط شعاعی بالا، مقاومت در برابر خوردگی، سازگاری زیستی و کنترل آسان باشند [۶]. استنت‌ها می‌توانند از مواد مختلف ساخته شوند اما استنت‌های فلزی، به ویژه فولاد ضد زنگ، به دلیل ویژگی‌های مکانیکی خوب، متداول‌ترین استنت‌های تجاری هستند. با این حال، استنت‌های فلزی دارای برخی از نقایص مانند تابش رادیویی کم، خوردگی، تنگی مجدد<sup>۴</sup> و عوارض خونریزی هستند [۶]. تنگی مجدد تقریباً در ۳۰٪ بیماران پس از عمل جراحی اتفاق می‌افتد و با نرخ بالای مرگ و میر و همچنین هزینه‌ی بالای مراقبت‌های بهداشتی، همراه است [۷]. یکی از اصلی‌ترین مشکلات ناشی از تنگی مجدد، آسیب عروق توسط میله‌های فلزی استنت و در نتیجه پاسخ ایمنی و التهابی توسط بدن انسان است. به منظور به حداقل رساندن مشکلات مرتبط با استنت‌های فلزی، اکنون مواد جدیدی مانند پلیمرها در حال توسعه هستند [۸،۹،۱۰] که استنت‌های مولتی لینک<sup>۵</sup>، جاذب<sup>۶</sup> و زیگ زاگ<sup>۷</sup> از نمونه‌های تجاری و پر کاربرد استنت‌های پلیمری می‌باشند و به همین دلیل در این مطالعه هندسه این استنت‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. از طرفی توسعه‌ی داربست‌های عروقی مبتنی بر پلیمر، به هندسه‌ی ساختاری جدیدی نیاز دارد؛ زیرا این مواد پلیمری به میزان قابل توجهی استحکام شعاعی کمتری از آلیاژهای فلزی دارند [۱۱]. به همین دلیل استنت‌های پلیمری دارای ضخامت بیشتری هستند که باعث کاهش انعطاف‌پذیری آنها می‌شود. یک استنت ایده‌آل بایستی دارای انعطاف‌پذیری کافی جهت تطابق با آناتومی رگ و

شد تا از نظر انعطاف‌پذیری، حساسیت کمتری به تغییر ضخامت جهت افزایش استحکام شعاعی آن داشته باشد. در نهایت از روش تاگوچی و آنالیز واریانس جهت طراحی آزمایش و تعیین میزان تاثیر پارامترهای هندسی استنت شامل عرض استرات، عرض پل و ضخامت استنت روی انعطاف‌پذیری این نوع استنت استفاده شد.

### ۳. روش تحقیق

شبیه‌سازی کامپیوتری یک ابزار پشتیبانی ارزشمند در طی مراحل طراحی و بررسی پارامترهای موثر استنت است که نسبت به روش آزمایشگاهی مشابه، باعث صرفه‌جویی قابل توجهی در هزینه و زمان شده و جزئیات بیشتری ارائه می‌کند. با این حال، پیاده‌سازی و اعتبارسنجی روش‌های حل عددی از چالش‌های اساسی در این زمینه است. استفاده از مدل‌های تحلیلی ساده در مراحل اولیه طراحی و توسعه‌ی استنت با هدف شناسایی دامنه‌ی مناسب برای هر پارامتر، بسیار موثر است. پارامترهای هندسی استنت شامل سلول<sup>۹</sup>، استرات<sup>۱۰</sup>، پل<sup>۱۱</sup> و حلقه<sup>۱۲</sup> بوده که در شکل ۱ نشان داده شده‌اند. این پارامترها نقش اساسی در بهینه‌سازی خواص مکانیکی استنت دارند.



شکل ۱- پارامترهای هندسی استنت

### ۴. طراحی استنت

در زمینه‌ی استنت‌های زیست تخریب‌پذیر، سه طرح مولتی لینک، جاذب و زیگ زاگ، دارای کاربرد تجاری هستند. جدول ۱ مشخصات مربوط به این استنت‌ها را نشان می‌دهد.

جدول ۱- مشخصات استنت‌های مولتی لینک، جاذب و زیگ زاگ

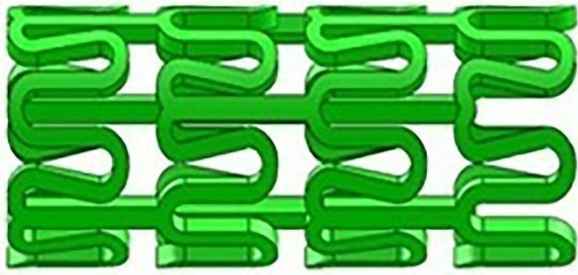
[۲۵]

عرض پل ( $\mu\text{m}$ )	عرض استرات ( $\mu\text{m}$ )	ضخامت استنت	استنت

روش المان محدود یک روش مفید در بررسی ساختار استنت‌ها بوده و اطلاعات زیادی در مطالعه و بهینه‌سازی طراحی استنت‌ها ارائه می‌کند [۲۰]. آرزوی و همکاران [۲۱] با استفاده از المان محدود اثر طراحی استنت به ویژه پل‌ها را روی انعطاف‌پذیری استنت مورد بررسی قراردادده و نشان دادند که المان‌های اتصال بیشترین تاثیر را روی رفتار ساختاری استنت دارند. موری و همکاران [۲۲] یک روش بهینه جهت تعیین سفتی خمشی استنت ابداع کردند. آنها از تست خمش چهار نقطه‌ای جهت بررسی انعطاف‌پذیری استنت و از روش المان محدود جهت ارزیابی تاثیر ساختار استنت روی انعطاف‌پذیری استنت با ساختار پیوندی مختلف، استفاده کردند. لی و همکاران [۲۳] از روش بهینه‌سازی جهت بهبود خواص مکانیکی استنت استفاده کرده و نشان دادند که روش بهینه‌سازی در مطالعه‌ی خواص استنت‌های قلبی عروقی بسیار موثر است. گروگان و همکاران [۲۴] با استفاده از شبیه‌سازی تست موقعیت<sup>۸</sup>، خواص مکانیکی استنت‌های فلزی قابل تجزیه را مورد بررسی قرار داده و نشان دادند که با تغییر پارامترهای طراحی می‌توان این نوع استنت‌ها را با استنت‌های دائمی جایگزین کرد. بابل و همکاران [۲۵] با استفاده از روش المان محدود، مقاومت شعاعی، انعطاف‌پذیری و مقاومت طولی استنت‌های پلیمری را مورد بررسی قرار داده و نشان دادند که این روش یک فرآیند قابل اطمینان جهت ارزیابی خواص مکانیکی استنت‌ها است. در مطالعات قبلی از تست‌های آزمایشگاهی جهت تایید نتایج روش المان محدود استفاده شده که روشی مطمئن ولی پر هزینه می‌باشد. همچنین در مدل‌های ارائه شده پیشین، هنوز ضخامت‌های بهینه‌سازی شده مورد نیاز است.

در این مقاله جهت رفع محدودیت‌های ذکر شده از روابط تحلیلی جهت صحت‌سنجی نتایج المان محدود استفاده شد و پس از تایید نتایج، بیشتر تحقیقات قبلی روی استنت‌های فلزی بوده و تحقیقات کمی روی بهینه‌سازی استنت‌های پلیمری انجام شده است و لزوم ایجاد یک طرح بهینه جهت افزایش همزمان انعطاف‌پذیری و استحکام شعاعی استنت پلیمری بسیار احساس می‌شود. از اینرو در این مطالعه، سفتی و انعطاف‌پذیری استنت‌های پلیمری تجاری با استفاده از روابط تحلیلی و روش المان محدود بررسی شده است. بر اساس بررسی انجام شده، طرح جدیدی برای استنت زیگ زاگ ارائه

		( $\mu m$ )	
مولتی لینک	۱۱۰	۱۵۶	۱۱۰
جاذب	۱۴۳	۱۵۶	۲۰۰
زیگ زاگ	۹۰	۱۷۰	۸۲



ج

شکل ۲: نمای شماتیک استنت‌های پلیمری در حالت اولیه الف) استنت مولتی لینک ب) استنت جاذب ج) استنت زیگ زاگ

### ۵. مدل تحلیلی استنت

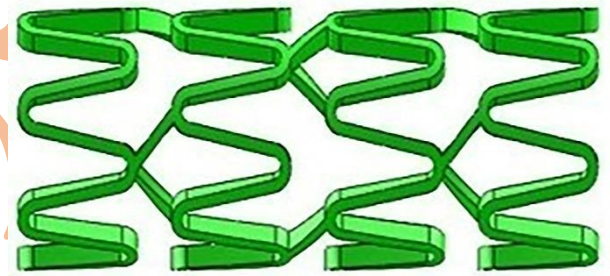
انعطاف‌پذیری استنت رابطه‌ی معکوس با سفتی استنت دارد. دو نوع سفتی برای استنت‌ها تعریف شده است: سفتی در مقابل تغییر شکل  $k_d$  و سفتی خمشی  $k_b$ .

رابطه‌ی ۱ [۲۶] سفتی در مقابل تغییر شکل استنت را نشان می‌دهد:

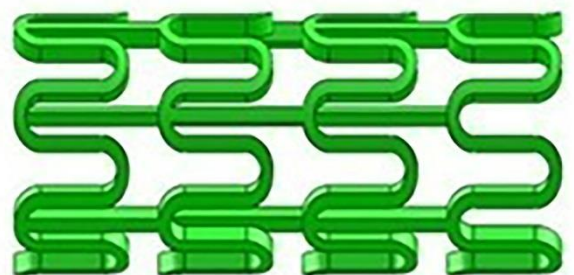
$$k_d = \frac{F}{\Delta D} \quad (1)$$

در این رابطه  $k_d$  سفتی استنت در مقابل تغییر شکل،  $F$  نیروی شعاعی اعمال شده به استنت در فشار فروپاشی و  $\Delta D$  اختلاف قطر ایجاد شده در اثر اعمال نیرو است. فشاری که در آن ۱۰٪ قطر استنت کاهش پیدا کند به عنوان فشار فروپاشی تعریف می‌شود که به عنوان معیاری جهت تحمل فشار دیواره رگ می‌باشد. این فشار در استنت جاذب، مولتی لینک و زیگ زاگ از جنس پلیمر پلی لاکتیک اسید (PLA) <sup>۱۴</sup> به ترتیب برابر ۰/۰۴۱، ۰/۰۳۵ و ۰/۰۱۱ مگاپاسکال است [۲۵]. این بدان معنا است که در مقابل فشار اعمالی، استنت جاذب مقاوم‌ترین و استنت زیگ‌زاگ ضعیف‌ترین عملکرد را دارد. قطر خارجی استنت پس از گسترش، به عنوان قطر اولیه  $D_0$  و قطر خارجی استنت پس از اعمال فشار فروپاشی و کاهش ۱۰٪ قطر، به عنوان قطر نهایی  $D$  در نظر گرفته می‌شود. شکل ۳ نمای شماتیک استنت در حالت پس از گسترش و در فشار فروپاشی را نشان می‌دهد.

$D_{crimp}$  قطر خارجی استنت در حالت اولیه (پیش از گسترش) بوده که برای استنت مولتی لینک ۲/۲ میلی‌متر، جاذب ۲ میلی‌متر و زیگ‌زاگ ۱/۶۵ میلی‌متر است.  $D_0$  قطر خارجی استنت پس از گسترش (باز شدن) در داخل رگ توسط بالون است که برای استنت مولتی لینک به ۳/۲ میلی‌متر، جاذب ۴ میلی‌متر و زیگ زاگ به ۳/۶۵ میلی‌متر می‌رسد. در این تحقیق سه استنت مولتی لینک، جاذب و زیگ زاگ با استفاده از جدول ۱ و به طول ۵/۳۰ میلی‌متر با نرم افزار سالیدورکز<sup>۱۳</sup> مدل‌سازی شده‌اند. شکل ۲ نمای شماتیک این استنت-ها در حالت اولیه و پیش از گسترش را نشان می‌دهد.



الف



ب

است. ارمیستون و همکاران [۲۷] نشان دادند که استنت مولتی لینک از جنس پلی لاکتیک اسید ۲۵ درصد، استنت منیزیمی جاذب ۱۰ درصد و استنت زیگ زاگ از جنس پلی لاکتیک اسید، ۲۴ درصد با دیواره رگ سطح تماس خواهند داشت؛ در نتیجه می توان با محاسبه مساحت سطح داخلی رگ و اعمال درصدهای ذکر شده، مساحت سطح تماس هر استنت را محاسبه کرد. رابطه‌ی ۶ [۲۶] مساحت سطح داخلی رگ را نشان می‌دهد.

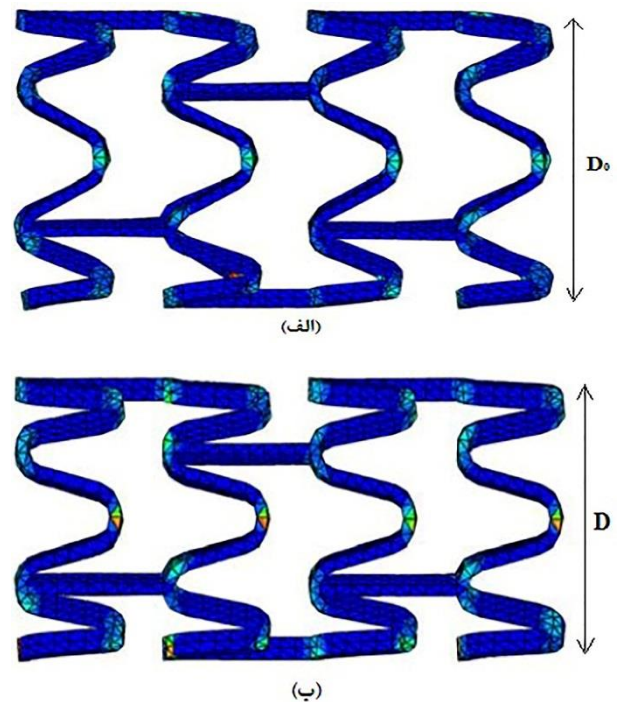
$$A_{Vessel} = \pi D_{vessel} L \quad (۶)$$

در این رابطه  $L$  طول اولیه‌ی استنت و  $D_{vessel}$  قطر رگ است.

همچنین مساحت سطح تماس استنت با دیواره‌ی رگ که همان مساحت سطح خارجی استنت است را می‌توان با استفاده از نرم‌افزارهای طراحی مانند سالیدورکز به راحتی استخراج کرد. سفتی خمشی استنت شیب قسمت خطی (الاستیک) نمودار گشتاور-انحنای استنت [۲۴] که از نتایج شبیه‌سازی المان محدود استخراج می‌شود.

#### ۶. شبیه‌سازی استنت

با استفاده از شبیه‌سازی المان محدود می‌توان رفتار مکانیکی استنت‌های پلیمری را ارزیابی کرد. در این مقاله جهت شبیه‌سازی از نرم‌افزار آباکوس استفاده شده است. جنس استنت‌ها از پلیمر پلی لاکتیک اسید با مدول الاستیک ۱۵۵۴ مگاپاسکال، نسبت پواسون ۰/۴۵ و تنش تسلیم ۴۰ مگاپاسکال است [۲۵]. از حلگر آباکوس/ استاندارد جهت آنالیز انعطاف‌پذیری استنت استفاده شد. جهت مش‌بندی استنت از المان چهاروجهی مرتبه دوم با ۱۰ گره (C3D10) استفاده شده و پس از بررسی استقلال از شبکه، اندازه مش برابر ۰/۱ در نظر گرفته شد. جهت بررسی سفتی از تست انعطاف‌پذیری در حالت قبل گسترش<sup>۱۵</sup> و گسترش یافته استنت استفاده می‌شود که مقدار سفتی در هر دو حالت یکسان است [۲۵]. در این تست به دو طرف استنت گشتاور خمشی اعمال می‌شود تا به اندازه زاویه‌ی  $\theta$  خم شود، سپس از رابطه ۷ انحنای استنت محاسبه می‌شود (شکل ۴) و در نهایت نمودار گشتاور-انحنای ترسیم می‌شود (شکل ۵ را ببینید) که شیب این نمودار نشان دهنده‌ی سفتی خمشی و معکوس آن نشان دهنده‌ی انعطاف‌پذیری استنت



شکل ۳: نمای شماتیک استنت الف) در حالت گسترش یافته ب) در فشار فروپاشی

$\Delta D$  و  $D$  از رابطه ۲ و ۳ بدست می‌آیند.

$$\frac{D}{D_0} = 0.9 \quad (۲)$$

$$\Delta D = D_0 - D \quad (۳)$$

جهت محاسبه‌ی نیروی شعاعی اعمال شده به استنت  $F$  در فشار فروپاشی، از رابطه‌ی ۴ [۲۶] استفاده می‌کنیم.

$$F = P \cdot A_{Contact} \quad (۴)$$

در این رابطه  $P$  فشار فروپاشی و  $A_{Contact}$  مساحت سطح تماس استنت با رگ می‌باشد که از رابطه‌ی ۵ [۲۶] محاسبه می‌شود.

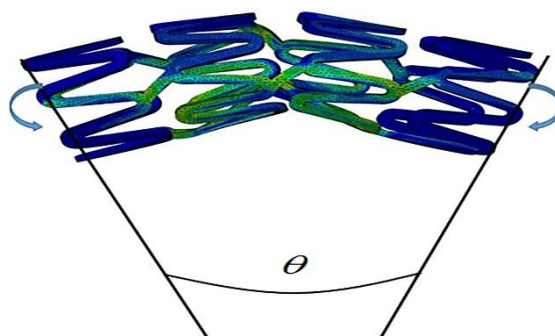
$$A_{Contact} = A_{Struts} + A_{bridges} \quad (۵)$$

در این رابطه  $A_{Struts}$  مساحت سطح استرات‌های استنت و  $A_{bridges}$  مساحت سطح پل‌های استنت بوده که با سطح داخلی رگ در تماس می‌باشند (در شکل ۱ استرات و پل نمایش داده شده است). به دلیل ساختار مشبک استنت، تماس بین استنت و دیواره‌ی رگ، تنها در محل استرات‌ها و پل‌های استنت خواهد بود و درصدی از دیواره‌ی داخلی رگ با محیط بیرونی استنت در تماس

است. هر چه شیب نمودار کمتر باشد انعطاف پذیری استنت بیشتر و سفتی آن کمتر است. رابطه ۷ [۲۵] جهت محاسبه‌ی انحنای استنت  $\kappa$  استفاده می‌شود.

$$\kappa = \frac{\theta}{L} \quad (7)$$

در این رابطه  $L$  طول اولیه‌ی استنت، قبل از خم می‌باشد.



شکل ۴: شبیه‌سازی المان محدود تست انعطاف‌پذیری استنت زیگ زاگ با طول ۵/۳۰ میلیمتر، زاویه خم ۰/۷۸ و انحنای ۰/۱۵

#### ۷. بهینه‌سازی استنت

از جمله ابزارهای مهندسی کیفیت می‌توان به طراحی آزمایش‌ها اشاره کرد. محققان برای شناخت و بررسی پدیده‌های مختلف، نیاز به انجام آزمایش‌های متعدد دارند که این امر باعث افزایش هزینه و صرف وقت زیاد می‌شود. یکی از بهترین راهکارها جهت کاهش تعداد آزمایش‌ها روش طراحی آزمایش است. در این روش با انجام کمترین آزمایش‌ها، اثر عامل‌های مختلف روی خروجی بررسی شده و بهترین پاسخ ارائه می‌شود. روش تاگوچی در طراحی آزمایش استفاده از آرایه‌های متعامد در کاهش تعداد آزمایش‌ها است. با استفاده از روش تاگوچی می‌توان عواملی که بیشترین تاثیر را بر کیفیت محصول دارند با حداقل آزمایش، تعیین کرد. استفاده از روش طراحی آزمایش و بهینه‌سازی پارامترهای هندسی استنت، در تایید کارایی استنت بسیار موثر است. در این مطالعه پس از انتخاب استنت زیگ زاگ به عنوان استنت با انعطاف‌پذیری بالا، جهت افزایش همزمان انعطاف-پذیری و استحکام شعاعی آن طرح جدیدی ارائه شد. سپس جهت بررسی قابلیت استنت جدید، طراحی آزمایش با سه فاکتور عرض استرات، عرض پل و ضخامت استنت در سه سطح (جدول ۲) و با استفاده از روش تاگوچی و آرایه استاندارد  $L_9$  (تعداد ۹ آزمایش)

انجام شد. در ادامه جهت تعیین تاثیر هر کدام از فاکتورها روی انعطاف‌پذیری استنت، از روش آنالیز واریانس استفاده شد. در انتخاب سطح فاکتورها در جدول ۲ موارد زیر لحاظ شده است:

۱- سطح ۱ کمترین مقدار پارامترها و بر اساس اندازه استاندارد استنت تجاری زیگ زاگ [۲۵] تعیین می‌شود.

۲- سطح ۲ میانگین سطح ۱ و سطح ۳ می‌باشد.

۳- سطح ۳ بیشترین مقدار فاکتورها بوده و از لحاظ هندسی مقادیر بالاتر از این اعداد منجر به تماس حلقه‌های محیطی استنت با یکدیگر می‌شود.

جدول ۲- پارامترهای هندسی استنت و سطوح آنها

سطح ۳	سطح ۲	سطح ۱	پارامترهای هندسی استنت
۰/۱۶	۰/۱۳	۰/۱	عرض استرات (mm)
۰/۱۴	۰/۱۱	۰/۰۸	عرض پل (mm)
۰/۲۳	۰/۲	۰/۱۷	ضخامت استنت (mm)

#### ۸. نتایج

##### ۸-۱ صحت‌سنجی روش

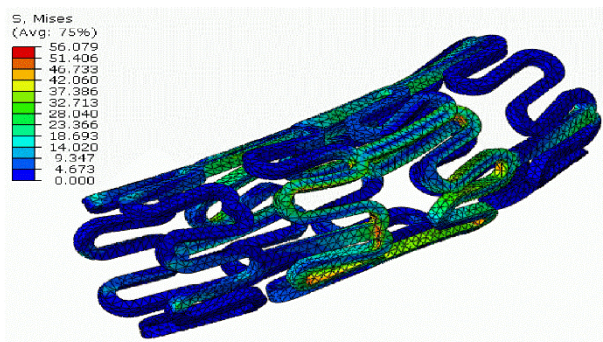
در مطالعه‌ی [۲۵] انعطاف‌پذیری استنت تجاری زیگ زاگ با استفاده از روش المان محدود مورد بررسی قرار گرفته است. در این مطالعه جهت صحت‌سنجی روش المان محدود، استنت زیگ زاگ با همان مشخصات (جدول ۱) بازطراحی شده و انعطاف‌پذیری آن با استفاده از روش المان محدود تحلیل و با نتایج مطالعه‌ی [۲۵] مقایسه شد. همانطور که شکل ۵ نشان می‌دهد، حداکثر ۵٪ اختلاف بین نتایج روش به کار رفته در این مقاله با نتایج [۲۵] وجود دارد.

جدول ۳- مقادیر سفتی خمشی (شیب نمودارها در شکل ۶)

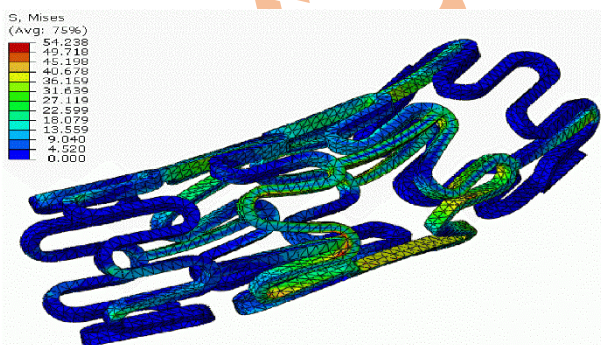
استنت‌های مولتی لینک، جاذب و زیگ زاگ

سفتی خمشی ( $N \cdot mm^2$ )	استنت
۲/۲۵	جاذب
۰/۸۷	مولتی لینک
۰/۱۳	زیگ زاگ

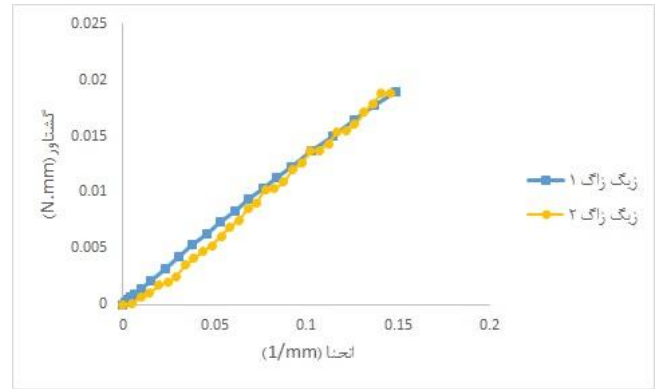
شکل ۷ توزیع تنش در استنت‌های جاذب، مولتی لینک و زیگ زاگ در اثر اعمال گشتاور خمشی را نشان می‌دهد. در زاویه انحنای ۰/۰۵ بیشترین تنش ایجاد شده در استنت جاذب، مولتی لینک و زیگ زاگ به ترتیب برابر ۵۶/۰۷، ۵۴/۲۳ و ۵۰/۱۸ مگاپاسکال است.



(الف)

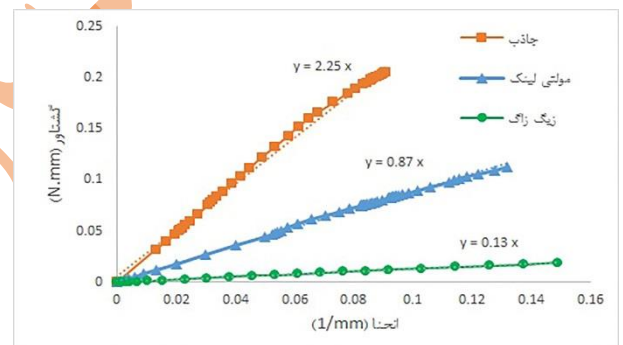


(ب)



شکل ۵: مقایسه‌ی انعطاف‌پذیری استنت زیگ زاگ طراحی شده در این مقاله (زیگ زاگ ۱) با نمونه‌ی مشابه آن (زیگ زاگ ۲) [۲۵]

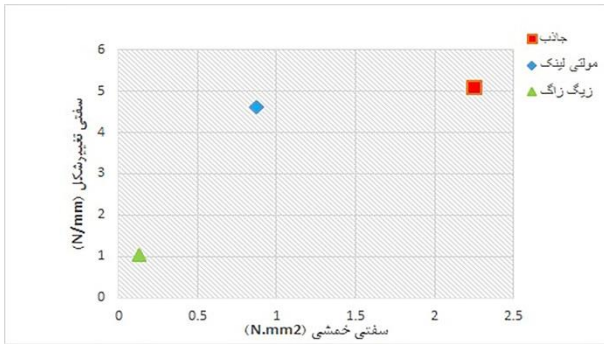
شکل ۶ نتایج بدست آمده از تست انعطاف‌پذیری استنت‌های مولتی لینک، جاذب و زیگ زاگ را نشان می‌دهد. محور افقی این نمودار، انحنای استنت بوده که از رابطه ۷ بدست می‌آید و محور عمودی گشتاور خمشی اعمالی می‌باشد.



شکل ۶: مقایسه‌ی انعطاف‌پذیری استنت‌های مولتی لینک، جاذب و زیگ زاگ، با استفاده از تست انعطاف‌پذیری

همانطور که پیشتر نیز توضیح داده شد، سفتی خمشی از شیب ناحیه‌ی خطی (الاستیک) منحنی گشتاور-انحنا بدست می‌آید و هر چه شیب نمودار کمتر باشد انعطاف‌پذیری استنت بیشتر و سفتی آن کمتر است. با توجه به نمودار شکل ۶، به صورت کیفی از شیب نمودارها مشخص است که انعطاف‌پذیری برای استنت زیگ‌زاگ بیشترین و برای استنت جاذب کمترین است؛ در مورد سفتی این موضوع کاملا برعکس است. در جدول ۳ سفتی خمشی سه استنت جاذب، مولتی لینک و زیگ زاگ بر اساس شیب نمودارهای شکل ۶ محاسبه شده و آورده شده است. جدول ۳ نشان می‌دهد که استنت جاذب داری کمترین و استنت زیگ زاگ دارای بیشترین میزان انعطاف‌پذیری می‌باشند.

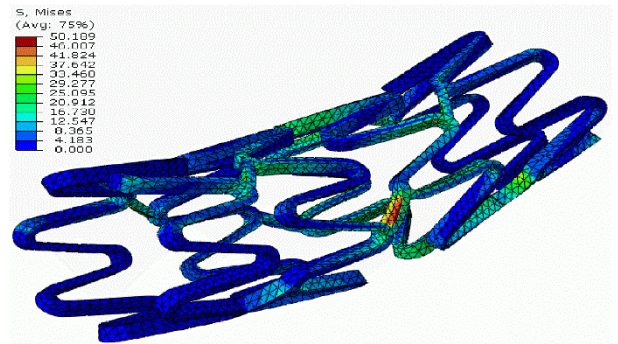
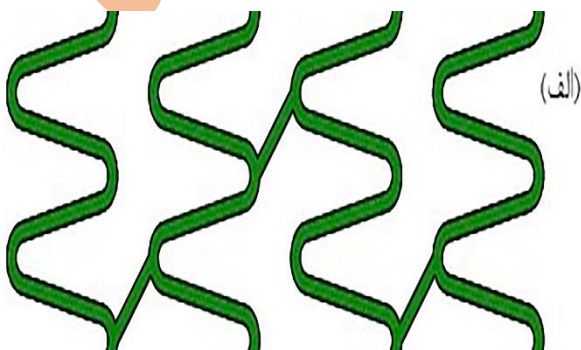




شکل ۸: مقایسه‌ی بین سفتی تغییر شکل و سفتی خمشی استنت‌های مولتی لینک، جاذب و زیگ زاگ

## ۲-۸ طرح نهایی

طراحی بهینه‌ی استنت یکی از روش‌های مهم جهت بهبود خواص مکانیکی استنت و قابلیت استفاده از آن به‌عنوان یک داربست جهت رفع گرفتگی عروق کرونری قلب است. در استنت‌های پلیمری جهت برآورد نیازهای طراحی، نیاز به افزایش مقاومت شعاعی است. در روش‌های متداول طراحی استنت، اتصال استرات‌ها در حلقه‌های متوالی و در یک ردیف به صورت یک در میان انجام می‌شود. بدلیل نقش پل و استرات و نحوه اتصال آنها در خواص مکانیکی استنت [۲۸] ایده اصلی این مقاله یعنی تغییر محل اتصال پل و استرات شکل گرفت. همانطور که ملاحظه شد استنت زیگ زاگ دارای بیشترین میزان انعطاف‌پذیری و کمترین مقدار مقاومت شعاعی در بین استنت‌های پلیمری تجاری است به همین دلیل این استنت جهت بهینه‌سازی انتخاب شد. در این مطالعه، جهت افزایش استحکام شعاعی استنت زیگ زاگ، طرح جدیدی برای آن ارائه شد که در آن استرات‌ها در تمامی حلقه‌ها و در یک ردیف بهم متصل شده ولی در ردیف بعدی متصل نیستند (شکل ۹). در ادامه، تحلیل طرح جدید ارائه شده با استفاده از روش المان محدود بحث می‌شود.



(ج)

شکل ۷: توزیع تنش در اثر اعمال گشتاور خمشی با زاویه انحنای ۰/۰۵ (الف) استنت جاذب (ب) مولتی لینک (ج) استنت زیگ زاگ

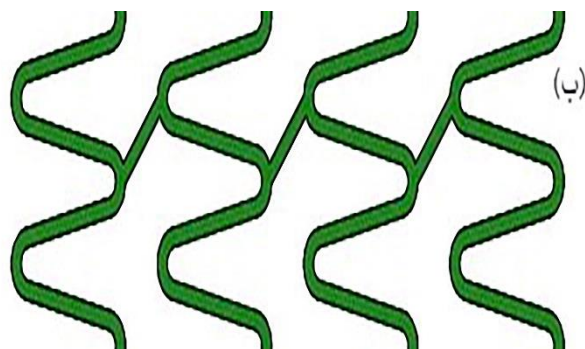
جدول ۴ سفتی تغییر شکل استنت در فشار فروپاشی با استفاده از روابط تحلیلی ۱ تا ۴ را نشان می‌دهد.

جدول ۴- سفتی تغییر شکل استنت‌های پلیمری با استفاده از روابط تحلیلی (روابط ۱ تا ۴)

استنت	$P$ (MPa)	$A_{contact}$ ( $mm^2$ )	$F$ (N)	$\Delta D$ (mm)	$K_d$ (N/mm)
جاذب	۰/۰۴۱	۴۹/۸۳	۲/۰۴	۰/۴۰	۵/۱۰
مولتی لینک	۰/۰۳۵	۴۲/۴۴	۱/۴۸	۰/۳۲	۴/۶۲
زیگ زاگ	۰/۰۱۱	۳۵/۶۲	۰/۳۹	۰/۳۷	۱/۰۵

با مقایسه سفتی خمشی حاصل از روش المان محدود (جدول ۳) با سفتی تغییر شکل استنت که از روابط تحلیلی محاسبه شده (جدول ۴) مشاهده می‌شود که با افزایش سفتی خمشی، سفتی تغییر شکل استنت افزایش پیدا می‌کند که نشان دهنده رابطه مستقیم بین سفتی خمشی و سفتی تغییر شکل استنت است (شکل ۸).

(N.mm)	(mm)		(mm)	
۰/۱۷۹	۰/۱۷	۰/۰۸	۰/۱	۱
۰/۲۶۴	۰/۲	۰/۱۱	۰/۱	۲
۰/۳۰۶	۰/۲۳	۰/۱۴	۰/۱	۳
۰/۲۳۹	۰/۲	۰/۰۸	۰/۱۳	۴
۰/۳۷۹	۰/۲۳	۰/۱۱	۰/۱۳	۵
۰/۴۹۲	۰/۱۷	۰/۱۴	۰/۱۳	۶
۰/۲۹۷	۰/۲۳	۰/۰۸	۰/۱۶	۷
۰/۴۷۱	۰/۱۷	۰/۱۱	۰/۱۶	۸
۰/۵۸۴	۰/۲	۰/۱۴	۰/۱۶	۹



شکل ۹: مقایسه دو طرح استنت زیگ زاگ (الف) طرح متداول (ب)

طرح جدید

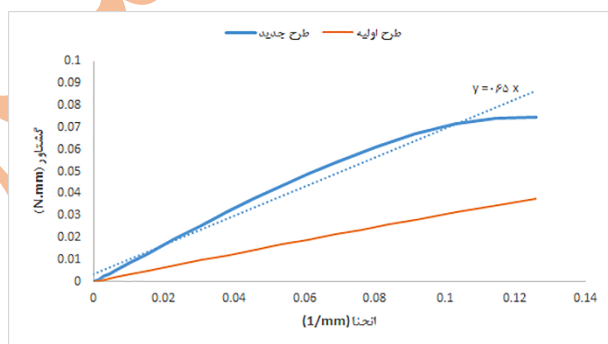
مقایسه انعطاف پذیری طرح جدید و اولیه استنت زیگ زاگ با استفاده از روش المان محدود، نشان می‌دهد که انعطاف پذیری طرح جدید کاهش پیدا کرده ولی همچنان بیشتر از استنت‌های جاذب و مولتی لینک است و می‌تواند به عنوان استنت با انعطاف پذیری بالا انتخاب شود (شکل ۱۰).

پس از طراحی آزمایش با استفاده از روش آنالیز واریانس می‌توان میزان تاثیر هر یک از پارامترها در انعطاف پذیری استنت‌ها را مشخص کرد. جدول ۶ نتایج حاصل از آنالیز واریانس را نشان می‌دهد. در این جدول، درجه آزادی فاکتورها از تعداد سطوح آنها در طراحی آزمایش، یک واحد کمتر است.

جدول ۶: آنالیز واریانس برای انعطاف پذیری استنت‌ها

فاکتور	درجه آزادی	مجموع مربعات	میانگین مربعات	مقدار F	مقدار احتمال
عرض استرات	۲	۰/۰۶۱۴	۰/۰۳۰۷	۲۱/۹۴	۰/۰۴۴
عرض پل	۲	۰/۰۷۴۹	۰/۰۳۷۴	۲۶/۷۵	۰/۰۳۶
ضخامت استنت	۲	۰/۰۰۴۳	۰/۰۰۲۱	۱/۵۷	۰/۳۹
خطا	۲	۰/۰۰۲۸	۰/۰۰۱۴	-	-
مجموع	۸	۰/۱۴۳	-	-	-

جهت بررسی تاثیر پارامترهای هندسی در جدول آنالیز واریانس با توزیع نرمال، از پارامتر مقدار احتمال<sup>۱۶</sup> استفاده می‌شود. با فرض سطح معنادار  $\alpha$  برابر ۰/۰۵ اگر مقدار احتمال از ۰/۰۵ کوچکتر باشد



شکل ۱۰: مقایسه انعطاف پذیری طرح جدید و اولیه استنت زیگ زاگ با استفاده از روش المان محدود

جهت بررسی این طرح از روش طراحی آزمایش تاگوچی در نرم‌افزار مینی‌تب استفاده شده است. استفاده از روش تاگوچی باعث کاهش تعداد آزمایشات و رسیدن به بهترین نتیجه با صرف هزینه و زمان کم، می‌شود. تعداد ۹ آزمایش طراحی شده و با استفاده از نرم‌افزار آباکوس شبیه‌سازی شده‌اند. طرح آزمایشات و نتایج گشتاور خمشی حاصل از شبیه‌سازی در جدول ۵ آورده شده است.

جدول ۵: طراحی آزمایش با استفاده از روش تاگوچی و نتایج

گشتاور خمشی بدست آمده از شبیه‌سازی

آزمایش‌ها	عرض استرات	عرض پل (mm)	ضخامت استنت	گشتاور خمشی

نشان دهنده‌ی تاثیر معنادار آن فاکتور روی خروجی بوده و اگر این مقدار بیشتر از ۰/۰۵ باشد یعنی آن فاکتور تاثیر معناداری روی خروجی ندارد. با توجه به جدول ۶ پارامترهای هندسی عرض استرات و عرض پل روی انعطاف‌پذیری استنت موثر بوده ولی ضخامت استنت تاثیر معناداری روی انعطاف‌پذیری استنت ندارد.

## ۸. بحث و بررسی

استنت‌های قلبی عروقی با توجه به اهداف تعیین شده بایستی دارای پارامترهای استحکام شعاعی و انعطاف‌پذیری مناسبی باشند که این خواص در تضاد با یکدیگر هستند. به همین دلیل نیاز به انتخاب مقادیر بهینه خواص مکانیکی و هندسی استنت است تا بتوان به صلبیت شعاعی و انعطاف‌پذیری مطلوب رسید. استنت بایستی دارای انعطاف‌پذیری کافی جهت تطابق با آناتومی رگ و تغییر شکل آن بوده و همچنین بتواند مقاومت شعاعی مورد نیاز جهت بازیابی جریان خون را فراهم کند. بدلیل اهمیت این موضوع، در این مطالعه سفتی و انعطاف‌پذیری استنت‌های پلیمری تجاری مولتی لینک، جادب و زیگ زاگ که ارتباط مستقیم با خواص مکانیکی استنت دارند و پرکاربردترین هندسه‌های مورد استفاده هستند، با استفاده از روش‌های تحلیلی محاسبه شد و از نرم‌افزار آباکوس جهت شبیه‌سازی المان محدود و آنالیز خواص مکانیکی استنت‌های پلیمری تجاری استفاده شد. مقایسه‌ی نتایج حاصل از شبیه‌سازی المان محدود و معادلات تحلیلی نشان می‌دهد که تطابق خوبی بین این دو روش وجود دارد.

مرور مطالعات قبلی نشان می‌دهد که استنت‌های پلیمری به دلیل مدول الاستیسیته‌ی پایین دارای استحکام کمی نسبت به استنت‌های فلزی مشابه هستند [۲۴]. البته در مقابل، انعطاف‌پذیری بالاتر و سایر مزایای قابل توجه استنت‌های پلیمری، این جنس ماده را در کانون توجه به منظور ساخت استنت‌ها قرار داده است. به همین منظور، در این مقاله، همانطور که پیشتر نیز اشاره شد، جهت کاهش عیب عملکردی حاصل از استحکام پایین استنت پلیمری نسبت به استنت فلزی، با بهینه‌سازی هندسه‌ی استنت، هندسه‌ی ارائه شده است که دارای انعطاف‌پذیری و استحکام قابل قبول است. در مطالعات پیشین [۱۸] نیز نشان داده شده است که هندسه‌ی استنت تاثیر زیادی روی خواص مکانیکی آن دارد و با بهینه‌سازی

پارامترهای هندسی شامل استرات و پل می‌توان استحکام استنت‌های پلیمری را نسبت به نمونه‌های مشابه فلزی، تا حدود زیادی بهبود بخشید. انعطاف‌پذیری طرح جدید ارائه شده برای استنت با هندسه‌ی زیگ زاگ با استفاده از روش طراحی آزمایش تاگوچی و آنالیز واریانس انجام شد و مشخص شد که انعطاف‌پذیری این استنت نسبت به تغییر ضخامت حساس نبوده و می‌توان با افزایش ضخامت استنت، استحکام شعاعی آن را افزایش داد.

## ۹. نتیجه گیری و جمع بندی

این مقاله با استفاده از روش طراحی آزمایش تاگوچی و آنالیز واریانس یک رویکرد جدید در طراحی استنت‌ها ارائه می‌کند که می‌تواند در جهت بهینه‌سازی طراحی استنت‌های پلیمری تجاری و بررسی خواص مکانیکی آنها مورد استفاده قرار گیرد. استفاده از روش المان محدود و ایجاد طرح‌های نوآورانه، امیدهای زیادی در جایگزینی استنت‌های پلیمری با استنت‌های فلزی و رفع محدودیت‌های آنها ایجاد کرده است. طرح جدید ارائه شده در این مقاله برای استنت زیگ زاگ یک نمونه از این موارد نوآورانه است که یک طراحی مقاوم بوده و حساسیت کمی به تغییر ضخامت دارد. در نتیجه می‌توان با افزایش ضخامت بدون کاهش انعطاف‌پذیری قابل توجه، استحکام شعاعی استنت را افزایش داد. هر چند این پایان مسیر نیست و با استفاده از طرح‌های خلاقانه می‌توان بیش از پیش از ظرفیت استنت‌های پلیمری با طراحی بهینه‌ی هندسه‌ی آنها استفاده کرد.

## پانوشتها

1. Coronary arteries
2. Stent
3. Radiopacity
4. Restenosis
5. Multilink
6. Absorb
7. Zig-Zag (Igaki-Tamai)
8. Bench testing
9. Cell
10. Strut
11. Bridge
12. Ring

[٩] Yang, C.S., Wu, H.C., Sun, J.S., Hsiao, H.M. and Wang, T.W. "Thermo-induced shape-memory PEG-PCL copolymer as a dual-drug-eluting biodegradable stent". *ACS applied materials & interfaces*, 5(٢١), pp.١٠٩٨٥-١٠٩٩٤, (٢٠١٣).

[١٠] Roopmani, P., Satheesh, S., Raj, D.C. and Krishnan, U.M. "Development of dual drug eluting cardiovascular stent with ultrathin flexible poly (l-lactide-co-caprolactone) coating". *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 5(٤), pp.٢٨٩٩-٢٩١٥, (٢٠١٩).

[١١] Guerra, A.J., Cano, P., Rabionet, M., Puig, T. and Ciurana, J. "3D-printed PCL/PLA composite stents: Towards a new solution to cardiovascular problems". *Materials*, 11(٩), p.١٤٧٩, (٢٠١٨).

[١٢] Wu, W., Yang, D.Z., Qi, M. and Wang, W.Q. "An FEA method to study flexibility of expanded coronary stents". *Journal of Materials Processing Technology*, 184(١-٣), pp. ٤٤٧-٤٥٠, (٢٠٠٧).

[١٣] Foin, N., Di Mario, C., Francis, D.P. and Davies, J.E. "Stent flexibility versus concertina effect: mechanism of an unpleasant trade-off in stent design and its implications for stent selection in the cath-lab". *International journal of cardiology*, 164(٣), pp. ٢٥٩-٢٦١, (٢٠١٣).

[١٤] Ellis, S.G., Kereiakes, D.J., Metzger, D.C., Caputo, R.P., Rizik, D.G., Teirstein, P.S., Litt, M.R., Kini, A., Kabour, A., Marx, S.O. and Popma, J.J. "Everolimus-eluting bioresorbable scaffolds for coronary artery disease". *New England Journal of Medicine*, 373(٢٠), pp. ١٩٠٥-١٩١٥, (٢٠١٥).

[١٥] Li, Y., Wang, Y., Shen, Z., Miao, F., Wang, J., Sun, Y., Zhu, S., Zheng, Y. and Guan, S. "A biodegradable magnesium alloy vascular stent structure: Design, optimisation and evaluation". *Acta Biomaterialia*, 142, pp. ٤٠٢-٤١٢, (٢٠٢٢).

[١٦] Li, Y., Wang, J., Sheng, K., Miao, F., Wang, Y., Zhang, Y., Hou, R., Mei, D., Sun, Y., Zheng, Y. and Guan, S. "Optimizing structural design on biodegradable magnesium alloy vascular stent for reducing strut thickness and raising radial

١٣. Solidworks

١٤. Poly lactic acid

١٥. Pre-expanded

١٦. P-Value

## مراجع

[١] Rebelo, R., Vila, N., Figueiro, R., Carvalho, S. and Rana, S. "Influence of design parameters on the mechanical behavior and porosity of braided fibrous stents". *Materials & Design*, 86, pp. ٢٣٧-٢٤٧, (٢٠١٥).

[٢] Hansson, G.K. "Inflammation, atherosclerosis, and coronary artery disease". *New England journal of medicine*, 352(١٤), pp. ١٤٨٥-١٤٩٥, (٢٠٠٥).

[٣] Wang, T. and Butany, J. "Pathogenesis of atherosclerosis". *Diagnostic histopathology*. ٢٢(١١), pp.٤٧٣-٤٧٨, (٢٠١٧).

[٤] Okereke, M.I., Khalaj, R., Tabriz, A.G. and Douroumis, D. "Development of 3D printable bioresorbable coronary artery stents: A virtual testing approach". *Mechanics of Materials*, 163, p.١٠٤٠٩٢, (٢٠٢١).

[٥] Chen, W., Habraken, T.C., Hennink, W.E. and Kok, R.J. "Polymer-free drug-eluting stents: an overview of coating strategies and comparison with polymer-coated drug-eluting stents". *Bioconjugate chemistry*, 26(٧), pp.١٢٧٧-١٢٨٨, (٢٠١٥).

[٦] Saraf, A.R. and Yadav, S.P. "Fundamentals of bare-metal stents". In *Functionalised Cardiovascular Stents*, pp. ٢٧-٤٤. Woodhead Publishing, (٢٠١٨)

[٧] Park, J., Kim, J.K., Park, S.A. and Lee, D.W. "Biodegradable polymer material based smart stent: Wireless pressure sensor and 3D printed stent". *Microelectronic Engineering*, 206, pp.١-٥, (٢٠١٩).

[٨] Hu, T., Yang, J., Cui, K., Rao, Q., Yin, T., Tan, L., Zhang, Y., Li, Z. and Wang, G. "Controlled slow-release drug-eluting stents for the prevention of coronary restenosis: recent progress and future prospects". *ACS applied materials & interfaces*, 1(٢٢), pp.١١٦٩٥-١١٧١٢, (٢٠١٥).

performance of a polymeric stent". *Cardiovascular engineering and technology*, 6(4), pp. 519-532, (2015).

[26] Bonsignore, C. "Open stent design". *NDC*, 47533, pp. 20-47, (2011).

[27] Ormiston, J.A. and Serruys, P.W. "Bioabsorbable coronary stents". *Circulation: Cardiovascular Interventions*, 2(3), pp. 255-260, (2009).

[28] Qiu, T.Y., Song, M. and Zhao, L.G. "A computational study of crimping and expansion of bioresorbable polymeric stents". *Mechanics of time-dependent materials*, 22(2), pp. 273-290, (2018).

strength". *Materials & Design*, 220, p. 110843, (2022).

[17] Tofail, S.A., Koumoulos, E.P., Bandyopadhyay, A., Bose, S., O'Donoghue, L. and Charitidis, C. "Additive manufacturing: scientific and technological challenges, market uptake and opportunities". *Materials today*, 21(1), pp. 22-37, (2018).

[18] Wang, C., Zhang, L., Fang, Y. and Sun, W. "Design, characterization, and 3D printing of cardiovascular stents with zero Poisson's ratio in longitudinal deformation". *Engineering*, (2020).

[19] Li, H., Wang, X., Wei, Y., Liu, T., Gu, J., Li, Z., Wang, M., Zhao, D., Qiao, A. and Liu, Y. "Multi-objective optimizations of biodegradable polymer stent structure and stent microinjection molding process". *Polymers*, 9(1), p. 20, (2017).

[20] Shen, X., Deng, Y.Q., Ji, S., Zhu, H.F., Jiang, J.B. and Gu, L.X. "Bending analysis of stented coronary artery: the interaction between stent and vessel". *Journal of Mechanics*, 35(4), pp. 455-463, (2019).

[21] Azaouzi, M., Makradi, A. and Belouettar, S. "Numerical investigations of the structural behavior of a balloon expandable stent design using finite element method". *Computational Materials Science*, 72, pp. 54-61, (2013).

[22] Mori, K. and Saito, T. "Effects of stent structure on stent flexibility measurements". *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6), pp. 733-742, (2005).

[23] Li, N., Zhang, H. and Ouyang, H. "Shape optimization of coronary artery stent based on a parametric model". *Finite Elements in Analysis and Design*, 45(6-7), pp. 468-475, (2009).

[24] Grogan, J.A., Leen, S.B. and McHugh, P.E. "Comparing coronary stent material performance on a common geometric platform through simulated bench testing". *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 12, pp. 129-138, (2012).

[25] Bobel, A.C., Petisco, S., Sarasua, J.R., Wang, W. and McHugh, P.E. "Computational bench testing to evaluate the short-term mechanical