

Research Paper

Investigating the effect of intelligent alloy material properties on the performance of stents used in human trachea using FEM

Hamidreza Mortazavy Beni¹

1. Department of Biomedical Engineering, Arsanjan Branch, Islamic Azad University, Arsanjan, Iran

Received: 2024/06/05

Revised: 2024/07/03

Accepted: 2024/07/04

Use your device to scan and read the article online



DOI:

[10.30495/jnm.2024.33507.2044](https://doi.org/10.30495/jnm.2024.33507.2044)

Keywords:

Intelligent alloys, Stent, Trachea, FEM, FSI

Abstract

Introduction: An intelligent alloy stent can be used in the upper respiratory system to reduce problems such as deformation according to the actual body conditions compared to other stents. This study studied the behavior of two types of intelligent alloy stents with different metallurgical properties using the finite element method (FEM).

Methods: Tracheal geometry was obtained from a healthy person's computed tomography (CT) images. Then, a finite element model of a real human trachea was selected to analyze the deformation of the trachea after the prosthesis implant. Finally, it was analyzed under the maximum average static pressure entering the trachea using the fluid-structure interaction (FSI) approach. A mesh based on structured elements for the tracheal wall and an unstructured mesh for air-fluid were created to perform simulations in ANSYS software.

Findings: The deformation of the stent was analyzed and compared with the deformation of the healthy trachea in the absence of the prosthesis. The results showed that the most deformation in the trachea before stenting is up to 3.8 mm. The behavior of intelligent alloy 2 with 5.8 mm deformation was more consistent with tracheal deformation conditions for real body conditions without the presence of a stent. As much as the deformation is reduced by the amount of stress concentration in the stent-trachea junction, the risks of stent displacement and patient suffocation are avoided.

Conclusion: This research can provide a suitable way to determine the behavior of intelligent stents according to the effects of their different metallurgical properties.

Citation: Hamidreza Mortazavy Beni, Investigating the effect of intelligent alloy material properties on the performance of stents used in human trachea using FEM, Quarterly Journal of New Materials. 2024; 14 (54): 35-46.

***Corresponding author:** Hamidreza Mortazavy Beni

Address: Department of Biomedical Engineering, Arsanjan Branch, Islamic Azad University, Arsanjan, Iran

Tell: +989175380331

Email: HRM.Beni@iau.ac.ir

Extended Abstract

Introduction

Stents with intelligent alloys are usually tubes that are inserted into a part of the upper respiratory system to allow airflow and keep the airway open after the tumor is removed. The superelastic properties of the intelligent alloy, which can be closer to the viscoelastic behavior of the tissue, reduce the risk of stent damage to the body. Therefore, respiratory problems, including stent displacement and, as a result, airway obstruction, can be significantly reduced.

Materials and Methods

The macroscopic model for explaining the superelastic behavior of intelligent alloys is based on Helmholtz's thermodynamic free energy and based on the elastic-paste theory. Where the strain consists of two parts: the change of state, and the other is linear elastic. In the present study, the properties of intelligent alloy for stents were considered a sub-program. The geometry used in this study is a collection of digital medical images in DICOM format. It is related to a 30-year-old man who was taken at the MRI Radiography Center of Shiraz and transferred to Mimics software. The first stage of making a model is to retouch it; the optimal value of the upper and lower pixel limits of the images must be searched. According to the investigated geometry, which includes the nasal inlet to the end of the trachea, the air interval is given to the software. In fact, by adjusting this interval, all the air areas in the body can be identified. In this study, ANSYS 2022 R1 software was used due to its optimal computing power in the field of medical applications such as stents.

Results and Discussion

It is tough to simulate the behavior of intelligent stents for reasons such as the completely nonlinear behavior of the material, the complex geometry of the respiratory system, and the large deformation. The model presented in this study, based on the 3D nonlinear finite element, has the ability to predict the biomechanical behaviors of intelligent stents for use in the upper respiratory system. The highest stress is created at the connection between the stent and the trachea, and its value varies from approximately 74.8 kPa for intelligent alloy 1 to 1.83 kPa for intelligent alloy 2. Therefore, it is essential to pay attention to the surgical method of placing the stent in the patient's body due to the concentration of stress created at the connection point of the stent. This research can provide a suitable way to determine the biomechanical behavior of stents used in the upper respiratory system, considering the effects of their metallurgical and biomechanical properties.

Ethical Considerations compliance with ethical guidelines

The cooperation of the participants in the present study was voluntary and accompanied by their consent.

Funding

No funding.

Authors' contributions

Design and perform: Hamidreza Mortazavy Beni

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله علمی پژوهشی

بررسی تاثیر خواص ماده آلیاژ هوشمند بر عملکرد استنت به کار برده شده در نای انسان با استفاده از مدلسازی به روش المان محدود

حمید رضا مرتضوی بنی^{*۱}

۱. گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد ارسنجان، ارسنجان، ایران

چکیده

مقدمه: استنت از جنس آلیاژ هوشمند می‌تواند با کاهش مشکلاتی نظیر تغییر شکل متناسب با شرایط واقعی بدن نسبت به سایر استنت‌ها برای استفاده در سیستم تنفسی فوقانی به کار رود. در این مطالعه با استفاده از روش المان محدود رفتار دو نوع استنت از جنس آلیاژ هوشمند با خواص متالورژیکی متفاوت مورد مطالعه قرار گرفت.

روش: هندسه نای از تصاویر توموگرافی کامپیوتری یک فرد سالم به دست آمد. سپس یک مدل المان محدود از یک نای واقعی انسانی برای تجزیه و تحلیل تغییر شکل نای پس از کاشت پروتز انتخاب شد. نهایتاً تحت بیشترین فشار متوسط استاتیک ورودی به نای با استفاده از رویکرد تعامل سیال و سازه مورد تحلیل قرار گرفت. یک شبکه مبتنی بر المانهای سازمان یافته برای دیواره نای و یک شبکه غیر سازمان یافته برای سیال هوا برای انجام شبیه‌سازی‌ها در نرم افزار انسیس ایجاد گردید.

یافته‌ها: تغییر شکل استنت آنالیز و با تغییر شکل نای سالم در غیاب پروتز مقایسه شد. نتایج نشان داد که بیشترین تغییر شکل ایجاد شده در نای قبل از استنت گذاری تا ۸/۳ میلی‌متر می‌باشد. رفتار آلیاژ هوشمند ۲ با تغییر شکل ۵/۸ میلی‌متر بیشتر هماهنگ با شرایط تغییر شکل نای برای شرایط واقعی بدن بدون حضور استنت بود.

نتیجه‌گیری: هر چه تغییر شکل با میزان تمرکز تنش در محل اتصال استنت به نای کاسته شود، از خطرات جابجایی استنت و خفگی بیماران پرهیز می‌گردد. این تحقیق می‌تواند راهی مناسب برای تعیین رفتار استنت‌های هوشمند با توجه به اثرات خواص متالورژیکی متفاوت آنها ارائه کند.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۰۳/۱۶

تاریخ داوری: ۱۴۰۳/۰۴/۱۳

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۴/۱۴

از دستگاه خود برای اسکن و خواندن مقاله به صورت آنلاین استفاده کنید



DOI:

[10.30495/jnm.2024.33507.2044](https://doi.org/10.30495/jnm.2024.33507.2044)

واژه‌های کلیدی:

آلیاژهای هوشمند، استنت، نای، روش المان محدود، تعامل سیال و سازه

* نویسنده مسئول: حمید رضا مرتضوی بنی

نشانی: گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد ارسنجان، ارسنجان، ایران.

تلفن: ۰۹۱۷۵۳۸۰۳۳۱

پست الکترونیکی: HRM.Beni@iau.ac.ir

مقدمه

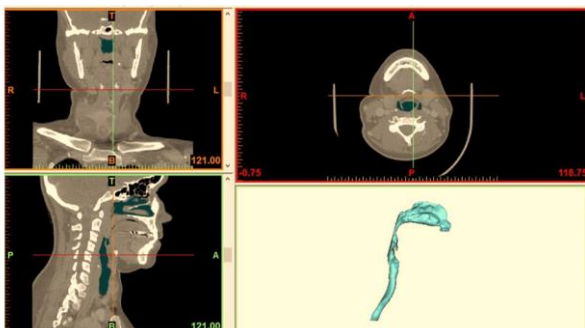
استنت‌ها با آلیاژهای هوشمند، معمولاً لوله هایی هستند، که درون بخشی از سیستم تنفسی فوقانی قرار میگیرند تا جریان هوا را برقرار کنند و پس از برداشتن تومور مسیر هوا را باز نگه دارند. خواص ابرکشسانی آلیاژ هوشمند که به رفتار ویسکوالاستیک بافت می تواند نزدیکتر باشد، خطر آسیب استنت به بدن را کاهش می‌دهد. از این رو مشکلات تنفسی از جمله جابجایی استنت و در نتیجه انسداد مسیر هوایی می تواند به طور چشم گیری کاهش یابد. نای مجرای بسیار تغییر شکل پذیر است که در طول تنفس طبیعی، سرفه و عطسه دچار تغییر حجم می شود. عمدتاً توسط تعداد بین ۱۵ تا ۲۰ حلقه غضروفی و یک غشای عضلانی که به صورت طولی و خلفی به سمت نای می رود تشکیل شده است. نقش اصلی ساختارهای غضروفی نای باز نگه داشتن نای علیرغم فشار داخل قفسه سینه در طی حرکات تنفسی است (۱). انقباض ماهیچه صاف و فشار بین دیواره باعث ایجاد تنش های خمشی و کششی در غضروف می شود تا جریان هوا را تنظیم کند و قطر راه هوایی را تعدیل کند. بنابراین درک روشنی از نحوه انجام این فرآیند و نحوه تأثیرگذاری کاشت پروتز بر پاسخ نای بسیار مهم و چالش برانگیز است. با وجود این اهمیت، تنها مطالعات کمی رفتار استنت و نای را در شرایط مختلف تنفس مورد تجزیه و تحلیل قرار داده اند. این امر به ویژه برای بیمارانی که باید تحت عمل جراحی قرار گیرند، بسیار مهم است. به طور خاص، درک فرآیندهای تنفس و سرفه و عطسه در نای سالم پس از کاشت پروتز به منظور طراحی پروتزهای سازگارتر ضروری است. استنت های حنجره و نای لوله های جامد یا توخالی قابل جذب یا غیرقابل جذبی با اشکال، اندازه ها و مواد مختلف هستند که وظیفه آنها باز کردن مسیر نای است. اگرچه پس از کاشت پروتز، بیماران حدود ۵۰ درصد از توانایی تنفس اولیه خود را به دست می آورند، اما ممکن است مشکلات دیگری مانند مشکلات سرفه ایجاد شود، زیرا به دلیل وجود پروتز، سفتی دیواره مسیر هوایی افزایش می یابد (۲). به طور خاص، استنت های سیلیکونی به دلیل داشتن دیواره ضخیم قطر داخلی کمی دارند، بنابراین خطر مسدود شدن مخاط را افزایش می دهند (۳). به همین دلیل، درک بهتر جریان سالم و پاتولوژیک نای و ویژگی های متمایز استنت ها با آلیاژهای هوشمند تراکتوبرونشیال از طریق آنالیز FSI برای بهبود نتایج بالینی ضروری است. بیشتر مطالعه های عددی قبلی، الگوی جریان هوا را با استفاده از هندسه های ایده آل یا تقریبی راه های هوایی تجزیه و تحلیل کردند (۴). سطح وسیعی از سیستم تنفسی با سطح خونی نازک در معرض ذرات موجود در هوای استنشاقی است. در این شرایط، اگر آئروسول های آلاینده استنشاقی سمی باشند، برهم کنش ذرات و سیستم تنفسی ممکن است خطرات و آسیب های جدی بر سلامت انسان وارد کند (۵). با استفاده از مدل های هندسی استخراج شده از تصاویر توموگرافی کامپیوتری و شرایط مرزی ورودی مشخص شده توسط بیمار، شبیه سازی عددی می تواند اطلاعات جریان کمی حیاتی را فراهم کند. نای C شکل ممکن است جریان بیشتری از هوا را به داخل برونش چپ تحت نیروی اینرسی تسهیل کند و تنفس ریه راست را کاهش دهد (۶). در طول رشد و نمو انسان از نوزادی تا بزرگسالی، تغییرات چشمگیری

در سیستم تنفسی رخ می دهد. درک جریان هوای تنفسی در گروه های سنی مختلف در درمان اختلالات تنفسی در سنین خاص مهم است (۷). تعداد کمی بر اساس هندسه دقیق راه های هوایی به دست آمده از توموگرافی کامپیوتری و تصویربرداری پرتو مغناطیسی هستند (۸). ویژگی های جریان دمی در یک راه هوایی ریه به صورت عددی با استفاده از روش حجم کنترل برای حل معادلات کاملاً سه بعدی آرام ناویر-استوکس بررسی شد اند (۹). نسبت های سرعت جریان هوا از طریق شاخه های داخلی به شاخه های مادر آنها یکسان است و این در مورد نسبت های سرعت جریان هوا از طریق شاخه های جانبی نیز صادق است. این تا حدی توضیح می دهد که چرا تنفس منظم انسان تحت تأثیر راه های هوایی با اندازه های مختلف قرار نمی گیرد (۱۰). در برونش های تحتانی، دو ساقه وجود دارد که سرعت محوری آنها قوی تر است، اما سرعت ثانویه ضعیف تر است. جریان ثانویه در برونش های جانبی قوی تر از برونش های داخلی است. با افزایش رینولدز، جریان هوا در برونش های میانی، تحتانی و برونش اصلی چپ افزایش می یابد، یعنی جریان به سمت چپ و پایین تغییر می کند (۱۱). همانطور که انتظار می رود، نیروهای برشی و فشار در حلق و حنجره، جایی که مسیر جریان باریک است، زیاد است. این به وضوح نشان می دهد که این مکان ها باید تمرکز هر مطالعه ای با هدف درک فروپاشی راه هوایی فوقانی بیمار باشد (۱۲). الگوهای سرعت تولید شده توسط شبیه سازی کامپیوتری مطابقت بسیار خوبی با نتایج تجربی نشان می دهد. نتایج نشان می دهد که هر دو شرایط مرزی جریان ورودی و خروجی اثرات قابل توجهی بر الگوهای توزیع جریان در داخل دوشاخه دارند (۱۳). با در نظر گرفتن جریان سه بعدی غیرقابل تراکم آرام در انشعاب ها که نشان دهنده نسل های سه تا شش سیستم تنفسی انسان است، میدان های جریان هوا و انتقال ذرات میکرونی تحت شرایط تنفس طبیعی قرار میگیرند (۱۴). همه این مطالعات تغییر شکل راه هوایی را در نظر نمی گیرند (۱۵). کارایی رسوب ذرات آئروسول در راه های دوشاخه در طول فاز بازدم با استفاده از مدل های لوله انشعاب منفرد با زوایای انشعاب مختلف برای هندسه انشعاب متقارن و نامتقارن بررسی شده اند (۱۶). الگوی رسوب در مدل به صورت آزمایشگاهی در بخش های مختلف مدل قابل تعیین است (۱۷). نتایج نشان می دهد که پروفیل سرعت ورودی تأثیر قابل توجهی بر الگوهای جریان، توزیع جرم و افت فشار در مدل متقارن دارد. راه های هوایی سه نسل ممکن است برای مطالعه جریان انشعاب در راه های هوایی بیماری انسدادی مزمن ریه کافی نباشد و یک مدل راه هوایی چهار نسل یا بیشتر برای به دست آوردن نتایج پیش بینی بهتر ضروری است (۱۸). تا کنون مطالعات گوناگونی در خصوص برهمکنش تعامل سیال-سازه برای در نظر گرفتن تغییر شکل نای انجام شده است (۱۹). نتایج حاکی از حساسیت به ویژگی های هندسی است. علاوه بر این، نتایج سطوح کرنش به دست آمده از آنالیز بافت بسیار مهم است، زیرا این سویچه ها در سطح سلولی می توانند پاسخ های التهابی ایجاد کنند، در نتیجه به بافت های راه هوایی آسیب می رسانند (۲۰). کاشت پروتز تنفسی شبیه سازی شده است. شرایط مرزی برای تنفس و سرفه در سطوح ورودی و خروجی اعمال می شود. قابلیت جمع شدن نای انسان در اثر تنفس و سرفه بر

حالت بارگذاری (MP_a) ، $L \left(\frac{\delta\sigma}{\delta T} \right)$ تغییرات تنش به دما در حال بارگذاری $(MP_a T^{-1})$ ، کرنش تغییر حالت، v_M ضریب پواسون مارتزیت، E_M مدول الاستیسیته مارتزیت (MP_a) ، v_A ضریب پواسون آستنیت، E_A مدول الاستیسیته آستنیت (MP_a) ، A_f دمای پایان آستنیتی (K) ، ϵ_{max} کرنش ماکزیمم، $\frac{L}{v}$ کرنش حجمی تغییر حالت، $\sigma \frac{S}{CL}$ شروع تنش فشاری تغییر حالت باربرداری (MP_a) و T_0 : دمای مرجع (K) می باشد.

۲- هندسه سیستم تنفسی فوقانی مورد مطالعه

در این بخش ابتدا به بررسی مدلسازی انجام شده و خصوصیات آن اشاره می شود و در ادامه نتایج بدست آمده مورد تحلیل قرار می گیرد. هندسه مورد استفاده در این مطالعه مجموعه تصاویر دیجیتال پزشکی با فرمت دایکام است و مربوط به یک مرد ۳۰ ساله می باشد که در مرکز پرتونگاری ام آر آی شیراز گرفته شده و به نرم افزار میمیکس منتقل می شود. اولین مرحله ساخت مدل روتوش کردن آن است که برای انجام آن باید مقدار بهینه حد بالا و پایین پیکسل تصاویر جستجو شود. با توجه به هندسه مورد بررسی که شامل ورودی بینی تا انتهای نای می باشد، بازه ی مربوط به هوا به نرم افزار داده می شود. در واقع با تنظیم این بازه می توان تمامی نواحی هوای موجود در بدن را شناسایی کرد. شکل ۱ تصاویر توموگرافی سیستم تنفس فوقانی را در محیط نرم افزار میمیکس نشان می دهد. ناحیه سبز رنگ نشان دهنده مسیر هوایی در سیستم تنفسی می باشد. شکل ۲ یک نمونه ی سیستم تنفس فوقانی ناحیه بندی شده را منطبق با مطالعه پیشین نشان می دهد (۲۹). در بیمارانی که ناحیه حنجره (bc) در شکل الف) دچار سرطان می شود، به ناچار پزشک حنجره سرطانی را از بدن خارج کرده و به جای آن استنت قرار می دهد. عدم تطابق خواص جداره استنت با شرایط واقعی بدن انسان منجر به نارضایتی بیماران (۳۰) و در برخی موارد پس از فلکسهای شدید تنفسی از جمله عطسه، جابجایی استنت و در نتیجه خفگی بیمار رخ می دهد. جایگزینی خواص استنت با خواص ماده ی آلیاژ هوشمند هدف اصلی این تحقیق است.



شکل ۱- تصویر سه بعدی پردازش شده توسط نرم افزار میمیکس

حسب الگوهای جریان و تنش های دیواره نشان داده می شود (۲۱). تجزیه و تحلیل برهمکنش سیال-سازه از یک نای انسان سالم برای ارزیابی الگوهای جریان، تنش های دیواره و تغییر شکل ها تحت شرایط فیزیولوژیکی و پاتولوژیک مورد مطالعه قرار گرفته است. دو هندسه نای تجزیه و تحلیل شده، که شامل اولین دوشاخه بعد از کارینا است، که به ترتیب از تصاویر توموگرافی کامپیوتری بیماران سالم و بیمار به دست آمده اند (۲۲). تغییر شکل پذیری دیواره های راه هوایی برای مطالعه الگوهای جریان هوا و تنش های دیواره راه هوایی در نسل های اول راه های هوایی تحتانی در یک هندسه واقعی ریه در نظر گرفته می شود. هندسه ریه بر اساس سی تی اسکن است که از آزمایش ها بر روی انسان به دست آمده است. یک رویکرد تعامل سیال-سازه پارتیشن بندی شده، که در یک کد اجزای محدود داخلی موازی تحقق یافته است، به کار گرفته می شود (۲۳). با توجه به رفتار دیواره نای، پراکندگی زیادی از خواص مکانیکی بافت های مختلف که آن را تشکیل می دهند ممکن است در تاریخچه یافت شود، در حالی که تنها تعداد کمی از آنها این رفتار مکانیکی را برای انسان تجزیه و تحلیل کرده اند (۲۴). کاشت پروتز داخل تراشه شبیه سازی شده است. شرایط مرزی برای تنفس و سرفه در سطوح ورودی و خروجی هوا اعمال می شود. قابلیت جمع شدن نای انسان در اثر تنفس و سرفه بر حسب الگوهای جریان و تنش های دیواره نشان داده می شود. توانایی مدل برای بازتولید تنفس و سرفه طبیعی با مقایسه تغییر شکل نای با نتایج تجربی ثابت شده است (۲۵). افزایش سفتی دیواره نای در ماههای پایین تر وجود دارد (۲۶). در اکثر این کارها، غضروف نای جدا شده به عنوان یک ماده الاستیک خطی در نظر گرفته می شود. با توجه به عضله صاف نای انسان، بسیاری از کارهای قبلی به انعطاف پذیری، سفتی و کشش پذیری آن و تأثیر دما بر روابط نیرو-سرعت پرداخته اند (۲۷). امروزه عملکرد استنت هوشمند به دلیل کاربردهای پزشکی جدید مورد توجه است. با توجه به عدم انجام و ارائه ی تحقیقات مدون در ارتباط با نقش خواص متالورژیکی و مکانیکی مواد در عملکرد بیومکانیکی استنت ها، هدف مطالعه حاضر استفاده از روش اجزاء محدود برای بررسی رفتار بیومکانیکی و کلینیکی یک نوع استنت جدید طراحی شده از جنس آلیاژ هوشمند است. این استنت جدید با خواص متالورژیکی و بیومکانیکی متفاوت با در نظر گرفتن شرایط واقعی شدید تنفسی از جمله عطسه برای کاربرد در ناحیه نای تحت بارگذاری با شرط مرزی تعامل سیال و جامد کاربرد خواهد داشت.

مواد و روش ها

۱- خواص آلیاژهای هوشمند

مدل ماکروسکوپی آریشیو-تیلور برای توجیه رفتار ابرکشسانی آلیاژهای هوشمند بر پایه ی انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز و مبتنی بر نظریه ی کشسانی-خمیری است. که در آن کرنش شامل دو قسمت، تغییر حالت و دیگری الاستیک خطی است. در مطالعه حاضر خواص آلیاژ هوشمند برای استنت به صورت زیر برنامه ی مبتنی بر تئوری آریشیو مطابق جدول های ۱ و ۲ تعریف شد (۲۸). که در این جداول $\sigma \frac{E}{L}$ پایان تنش تغییر غیر حالت بارگذاری (MP_a) ، $\sigma \frac{S}{L}$ شروع تنش تغییر

جدول ۱- لیست پارامترهای مربوط به خواص ماده‌ی آلیاژ هوشمند ۱

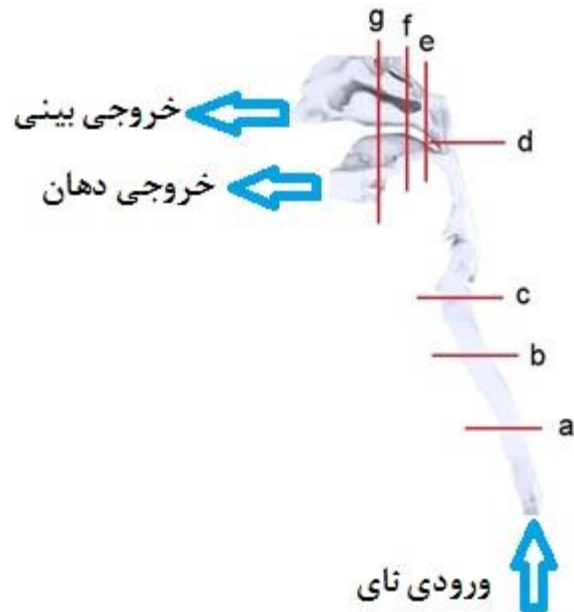
E_A	ν_A	E_M	ν_M	ϵ^L	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)L$	$\sigma\frac{S}{L}$	$\sigma\frac{E}{L}$
۵۱۷۰۰	۰/۳	۱۸۵۵۴	۰/۳	۰/۰۶۳	۶/۵۲۷	۶۰۰	۶۷۰
MP_a		MP_a			MP_aT^{-1}	MP_a	MP_a
T_0	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)L$	$\sigma\frac{S}{U}$	$\sigma\frac{E}{U}$	$\sigma\frac{S}{CL}$	$\epsilon\frac{L}{V}$	ϵ_{max}	A_f
۳۱۰	۶/۵۲۷	۲۸۸	۲۵۴	۹۰۰	۰/۰۶۳	۰/۱۲	۲۹۳
K	MP_aT^{-1}	MP_a	MP_a	MP_a			K

جدول ۲- لیست پارامترهای مربوط به خواص ماده‌ی آلیاژ هوشمند ۲

E_A	ν_A	E_M	ν_M	ϵ^L	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)L$	$\sigma\frac{S}{L}$	$\sigma\frac{E}{L}$
۴۰۰۰۰	۰/۴۶	۴۷۸۰۰	۰/۴۶	۰/۰۴	۶/۵۲۷	۳۹۰	۴۲۵
MP_a		MP_a			MP_aT^{-1}	MP_a	MP_a
T_0	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)L$	$\sigma\frac{S}{U}$	$\sigma\frac{E}{U}$	$\sigma\frac{S}{CL}$	$\epsilon\frac{L}{V}$	ϵ_{max}	A_f
۳۱۰	۶/۵۲۷	۱۴۰	۱۳۵	۵۸۵	۰/۰۴	۰/۱۲	۳۰۳
K	MP_aT^{-1}	MP_a	MP_a	MP_a			K

محل مقطع	سطح (cm ²)
برونش	۲.۳۱
a	۲.۴۸
b	۲.۶۲
c	۲.۶۸
d	۳.۲۴
e	۹.۰۵
f	۷.۲۴
g	۹.۹۳
خروجی دهان	۹.۲۲
خروجی بینی	۲.۷۳

(ب)



(الف)

شکل ۲- مشخصات هندسی سیستم تنفس فوقانی (الف) هندسه و (ب) مساحت سطح مقطع‌های عرضی

۳- معادلات حاكم و المان بندى

در مطالعه كنونى هوا به عنوان يك سيال چسبناك و تراكم ناپذير در نظر گرفته شد. معادلات حاكم برآى جريان آشفته در سيستم تنفسى انسان معادلات ناوير-استوكس و پيوستگى هستند. اين معادلات عبارتند از:

$$\frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$U_i \frac{\partial U_j}{\partial x_i} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\nu \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) - \overline{U_i U_j} \right] + G_i \quad (2)$$

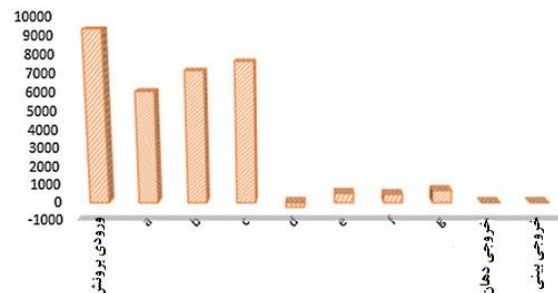
در اين معادلات، پارامترهاى U سرعت، ρ چگالى، فشار، ν ويسكوزيته سينماتيكي و G_i ترم گرانش است. در زمينه ساختارى جداره استنت، معادله حاكم عبارت است از:

$$\frac{\partial \sigma_{ij}^s}{\partial x_j} + F_i = \rho \frac{\partial^2 D_i}{\partial t^2} \quad (3)$$

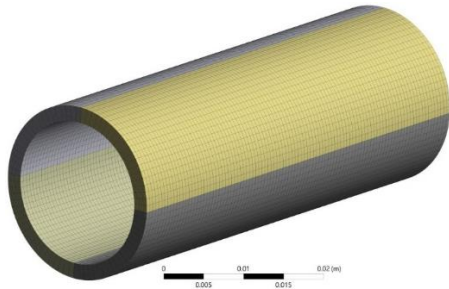
كه در اين معادله F_i نيروى حجمى، D_i تغيير شكل و σ_{ij}^s تانسور تنش جداره استنت مى باشد. شرط مرزى تعامل سيال و جامد كه شامل انتقال نيرو از سمت هوا به جداره استنت ميباشد، عبارت است از:

$$u_i = \frac{\partial D_i}{\partial t} \quad (4)$$

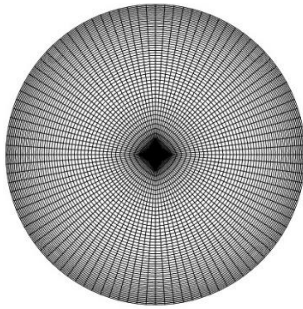
طبق شكل ۳ ميزان متوسط بيشترين فشار استاتيك ورودى به حنجره ۷۰۰۰ پاسكال (محل مقطع b) و خروجى از حنجره ۷۸۰۰ پاسكال (محل مقطع c) بر اساس مطالعات پيشين مى باشد (۲۹). كه در مطالعه حاضر به عنوان شرط مرزى ورودى و خروجى در نظر گرفته مى شود. شكل ۴ مشخصات شبكه بندى پوسته و محيط سيال را نشان مى دهد. تا حد ممكن سعى شده است از المانهاى سازمان يافته در اين هندسه استفاده شود. تعداد شبكه پس از بررسى استقلال از مش تقريبا ۸۴۳ هزار المان مى باشد. لايه هاى تماسى با المانهاى منشورى، سه وجهى و چهار وجهى شبكه بندى شده اند. اين نمودار بر اساس بررسى پارامتر فشار (P) و تنش برشى ديواره (WSS) ارائه شده است.



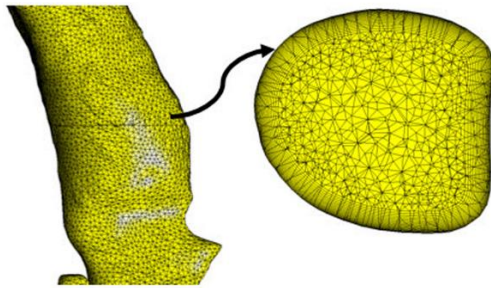
شكل ۳- نمودار ميله‌اى بيشترين فشار در محل مقطع- هاى هندسى سيستم تنفسى منطبق با شكل ۲ (۲۹)



(الف)



(ب)

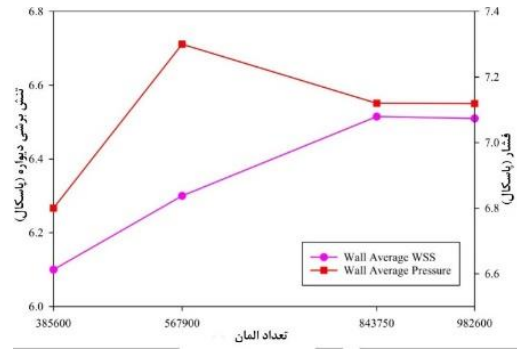


(ج)

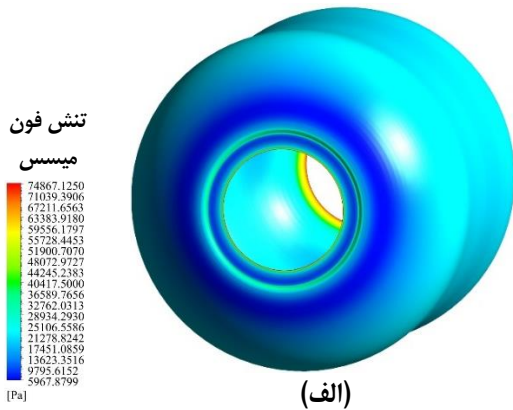
شكل ۴- مشخصات شبكه بندى سيستم تنفس فوقانى (الف) پوسته به ضخامت ۲/۵ ميليومتر، (ب) شبكه بندى سيال هوا درون پوسته و (ج) تصويرى از شبكه سيال و جامد و المانهاى نزديك به ديواره

نمودار استقلال از شبكه در شكل ۵(الف) و اعتبارسنجى مدل در شكل ۵(ب) ارائه شده است. شكل ۵(ج) كاترور تغييرات تنش برشى ديواره را نشان مى دهد. بيشترين ميزان اين پارامتر در طوقه ورودى اتصال استنت با حنجره روى ميدهد و مقدار آن تقريبا ۱۰/۵ پاسكال مى باشد. همان طور كه ذكر شد خواص مكانيكى پوسته نيز بر اساس جدولهاى ۱ و ۲ به نرم افزار انسيس معرفى شده اند. در اين مطالعه از نرم افزار انسيس (ANSYS 2022 R1) به دليل توان محاسباتى مطلوب در زمينه كاربردهاى پزشكى نظير استنت استفاده شده است.

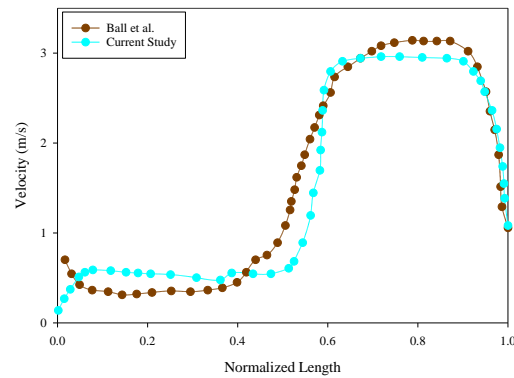
الاستیک و همچنین در محدوده‌ی ایمن بودن استنت در برابر شکست از جمله ویژگی‌های استنت‌های هوشمند می باشد. شکل ۶ تنش فون میسزس وارده به پوسته استنت را نشان می دهد. بیشترین تنش ایجاد شده در محل اتصال استنت به نای می باشد و مقدار آن تا تقریباً $74/8 \text{ kPa}$ برای آلیاژ هوشمند ۱ و $83/1 \text{ kPa}$ برای آلیاژ هوشمند ۲ متغیر می باشد. از اینرو به علت تمرکز تنش ایجاد شده در محل اتصال استنت، توجه به نحوه جراحی قرار دادن استنت در بدن بیمار بسیار حائز اهمیت می باشد. از سوی دیگر زمانی که استنت در معرض بارهای چرخه‌ای طولانی مدت ناشی از تنفس قرار بگیرند، ممکن است از در محل اتصال استنت دچار تغییر شکل خستگی شود.



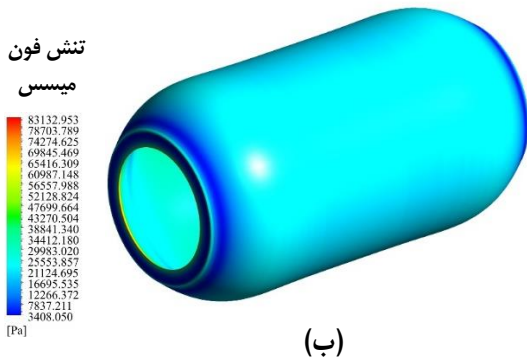
(الف)



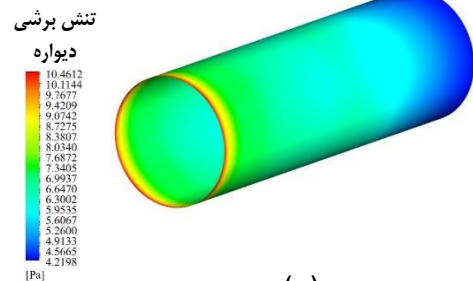
(الف)



(ب)



(ب)



(ج)

شکل ۶- تنش فون میسزس به دست آمده برای الف) آلیاژ هوشمند ۱ و ب) آلیاژ هوشمند ۲

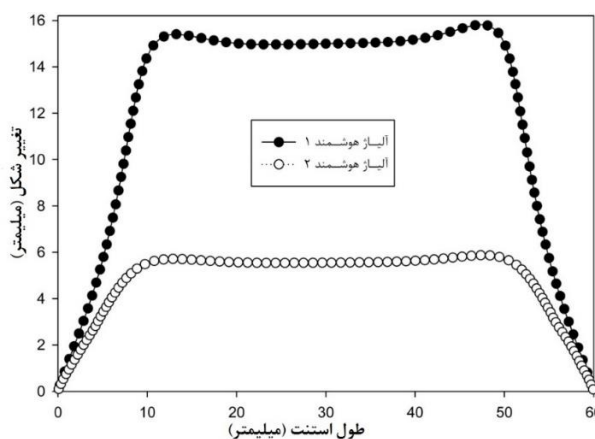
شکل ۵- نمودار الف) استقلال از شبکه، ب) اعتبارسنجی با مطالعه بال و همکاران (۳۱) جهت بررسی مشخصات سرعت ورودی نای و ج) کانتور تغییرات تنش برشی دیواره

شکل ۷ کانتور تغییر شکل وارده به پوسته استنت را نشان می دهد. بیشترین تغییر شکل ایجاد شده در محل میانی استنت می باشد و مقدار آن تا تقریباً $15/8$ میلیمتر برای آلیاژ هوشمند ۱ و $5/8$ میلیمتر برای آلیاژ هوشمند ۲ متغیر می باشد. این تغییر شکل اگر با تغییر شکل نای در شرایط واقعی یکسان باشد، می توان انتظار داشت که عملکرد استنت مطلوب واقع گردد و از اینرو از میزان تمرکز تنش در محل اتصال استنت به نای کاسته شده و از خطرات جابجایی استنت و خفگی بیماران پرهیز گردد.

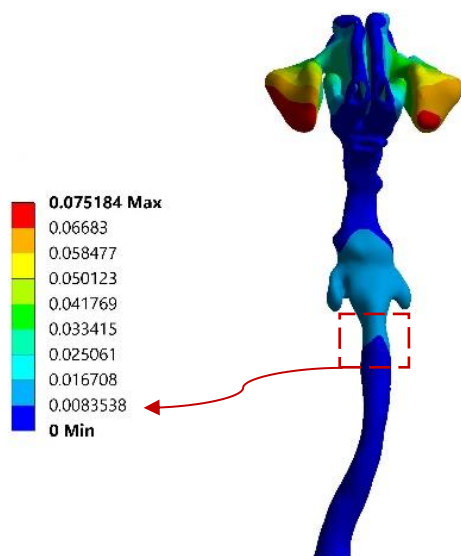
نتایج

استنت‌های هوشمند با داشتن ویژگی‌های منحصر به فرد، کاربرد مکانیکی و کلینیکی مطلوبی خواهند داشت. حلقه ی هیستریزس مکانیکی کامل، استحکام مکانیکی مناسب شعاعی، بیشترین استحکام مکانیکی مقاومت کننده‌ی شعاعی، کرنش تغییر حالت بالا، تنش کمتر در نقاط بحرانی استنت، کرنش بالا یا به عبارت دیگر طول منطقه‌ی تغییر شکل ابرکشسان زیاد، جابه جایی بیشینه، تشکیل درصد بالای مارتنزیت در ساختار استنت، عدم قرار گرفتن استنت در محدوده‌ی

جابجایی و خفگی استنت ضروری است. عضلانی ترین رفلکس های تنفسی بدن در هنگام سرفه و عطسه رخ می دهد. در این مطالعه، حل عددی میدان جریان هوا در یک مدل راه هوایی فوقانی مبتنی بر تصاویر توموگرافی کامپیوتری با در نظر گرفتن روش تعامل سیال-سازه تجزیه و تحلیل شده است. مشخصات جریان سیال، مانند سرعت و فشار در مقاطع مختلف راه هوایی فوقانی، به دست آمد. پس از آن، مشخصات دیوار شامل تنش، کرنش و تغییر شکل محاسبه شد. به طور کلی استفاده از روش اجزای محدود همراه با اعتبارسنجی دقیق می تواند منجر به رسیدن به نتایج واقعی شود و به این ترتیب شبیه سازی با هزینه کمتر از مطالعات وسیع آزمایشگاهی را کاهش می دهد (۳۲).



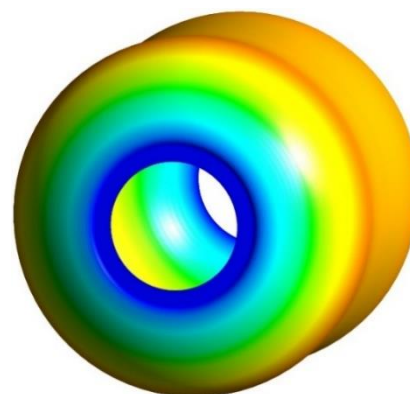
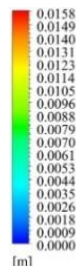
(الف)



(ب)

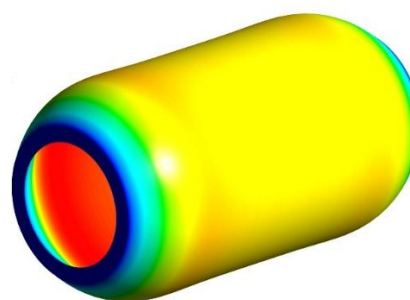
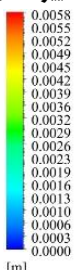
شکل ۸ - نمودار تغییر شکل به دست آمده برای (الف) بررسی تغییر شکل آلیاز هوشمند ۱ و آلیاز هوشمند ۲ در طول استنت و (ب) کانتور تغییر شکل در نای برای شرایط واقعی بدن بدون حضور استنت (۲۹)

تغییر شکل



(الف)

تغییر شکل

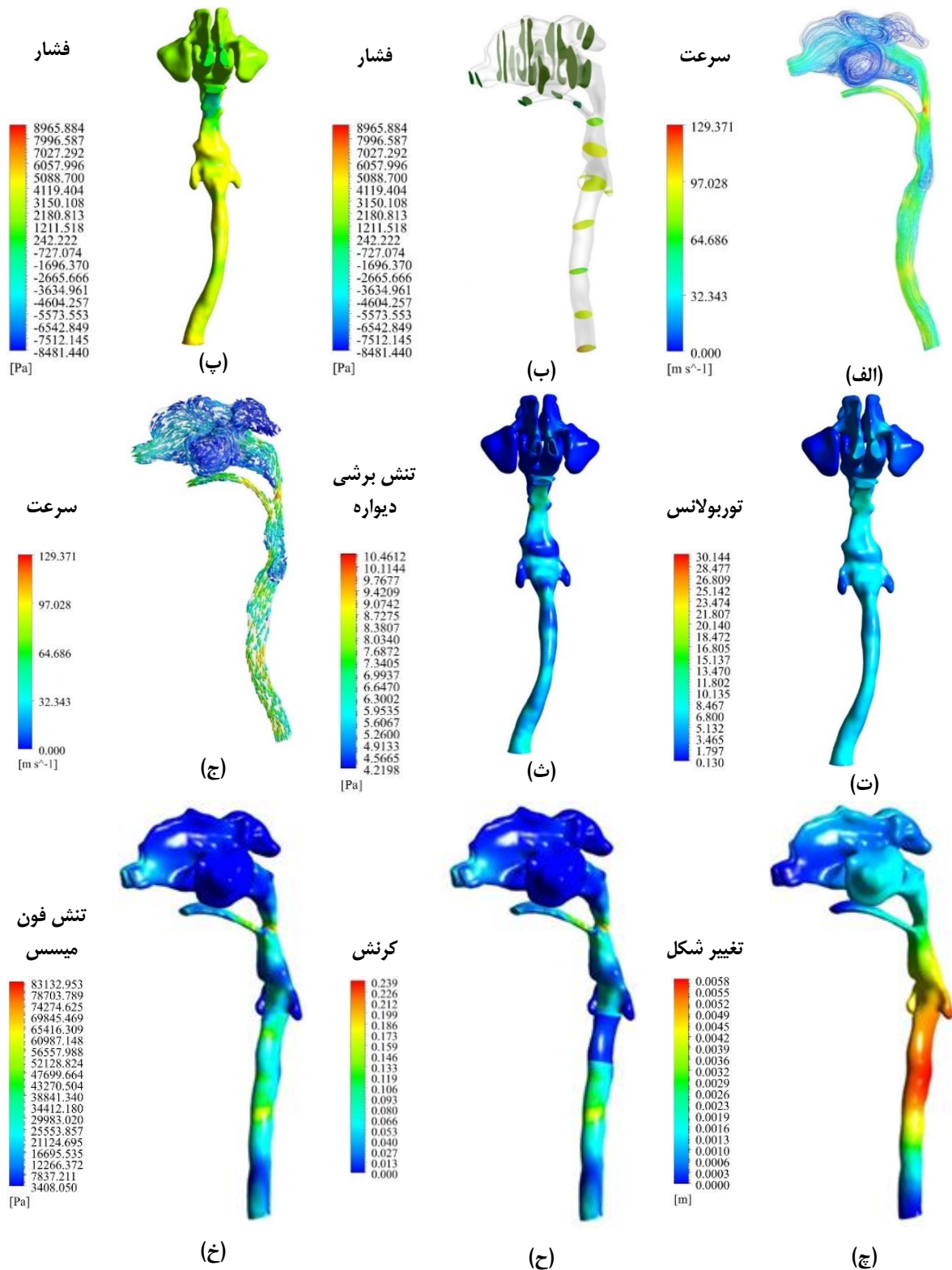


(ب)

شکل ۷ - تغییر شکل به دست آمده برای (الف) آلیاز هوشمند ۱ و (ب) آلیاز هوشمند ۲

شکل ۸ الف نمودار تغییر شکل به دست آمده برای بررسی تغییر شکل آلیاز هوشمند ۱ و آلیاز هوشمند ۲ در طول استنت را نشان میدهد. همانطور که ذکر شد بیشترین تغییر شکل ایجاد شده در محل میانی استنت می باشد. از سوی دیگر شکل ۸ ب کانتور تغییر شکل در نای برای شرایط واقعی بدن بدون حضور استنت را نشان میدهد. همانگونه که در این شکل مشخص شده است، بیشترین تغییر شکل ایجاد شده در نای قبل از استنت گذاری تا ۸/۳ میلیمتر می باشد. از اینرو رفتار آلیاز هوشمند ۲ با تغییر شکل ۵/۸ میلیمتر بیشتر هماهنگ با شرایط تغییر شکل نای برای شرایط واقعی بدن بدون حضور استنت می باشد و می توان از استنت انتظار داشت عملکرد منطبق تر و مطلوب تری با بدن داشته باشد.

کانتور پیکر بندی کلی سرعت، فشار، توربولانس، تنش برشی دیواره، تغییر شکل، تنش و کرنش را می توان در شکل ۹ برای استنت با آلیاز هوشمند ۲ مشاهده کرد. بر اساس این شکل، بیشترین فشار در حنجره و نای با مقدار ۸.۹ کیلو پاسکال رخ می دهد. بالاترین سرعت لحظه ای در حلق با مقدار ۱۲۹ متر بر ثانیه رخ می دهد. حداکثر تغییر شکل در ناحیه پایین دست استنت با مقدار ۵.۸ میلی متر به دست می آید. بیشترین میزان تنش و کرنش به ترتیب در حنجره با مقادیر ۸۳ کیلو پاسکال و ۰.۲۳ رخ می دهد. دانش دقیق تغییر شکل استنت در سیستم تنفسی فوقانی برای تجزیه و تحلیل اثرات نامطلوب و خطرناک



شکل ۹- کانتور پیکر بندی کلی سرعت، فشار، توربولانس، تنش برشی دیواره، تغییر شکل، تنش و کرنش. (الف) خط جریان سرعت. (ب) فشار در مقاطع مختلف. (پ) کانتور پیکر بندی فشار. (ت) توربولانس. (ث) تنش برشی دیواره. (ج) کانتور سرعت به صورت برداری. (چ) تغییر شکل. (ح) کرنش. (خ) تنش فون میسس.

ملاحظات اخلاقی پیروی از اصول اخلاق پژوهش

همکاری مشارکت‌کنندگان در تحقیق حاضر به صورت داوطلبانه و با رضایت آنان بوده است.

حامی مالی

هزینه تحقیق حاضر توسط نویسنده مقاله تامین شده است.

مشارکت نویسندگان

مدلسازی، تحلیل داده‌ها و نتایج و نگارش نهایی: حمید رضا مرتضوی بنی.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسنده، مقاله حاضر فاقد هرگونه تعارض منافع بوده است.

References

- Ding XM, Ding YA, Duan YF, Chen JY, Li L, Ren FP, Sun J. A novel method for precise implantation of tracheal Y-shaped stent. *Front Med (Lausanne)*. (2024).11:1337669.
- Bao , Yudong, Zhan , Yang,Li , Xu,Qu , Shengqian,Recent Patents on Intervention Auxiliary Device of Tracheal Stent, *Recent Patents on Engineering*, volume 17, issue 6, pages 147-161, (2023), issn 1872-2121/2212-4047.
- Jung, H.S., Chae, G., Kim, J.H. et al. The mechanical characteristics and performance evaluation of a newly developed silicone airway stent (GINA stent). (2021). *Sci Rep* 11, 7958.
- Ilegbusi, O. J., Islam, A., & Santhanam, A. P. Computational modelling of airflow in distal airways using hybrid lung model. *Mathematical and Computer Modelling of Dynamical Systems*, (2023). 29(1), 186–207.
- Ahmadi Alashti, M., Vahidi, B., Ebad, M. 'Computational Simulation of Airflow with Aerosols in Distal Parts of a Human Respiratory System: Investigating the Effects of Gravity', *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, 13(1), (2019). pp. 1-15.
- Qi, S., Li, Z., Yue, Y. et al. Computational fluid dynamics simulation of airflow in the trachea and main bronchi for the subjects with left pulmonary artery sling. *BioMed Eng OnLine* 13, (2014). 85.

نتیجه گیری

شبیه سازی رفتار استنت‌های هوشمند به دلایلی نظیر رفتار کاملاً غیر خطی ماده، هندسه پیچیده سیستم تنفسی و تغییر شکل زیاد، بسیار دشوار است. مدل ارائه شده در این مطالعه بر اساس المان محدود غیر خطی سه بعدی، توانایی پیش بینی رفتارهای بیومکانیکی استنت‌های هوشمند برای کاربرد در سیستم تنفسی فوقانی را دارد. بیشترین تنش ایجاد شده در محل اتصال استنت به نای می باشد و مقدار آن تا تقریباً $83/1$ kPa برای آلیاژ هوشمند ۲ متغیر می باشد. از اینرو به علت تمرکز تنش ایجاد شده در محل اتصال استنت، توجه به نحوه جراحی قرار دادن استنت در بدن بیمار بسیار حائز اهمیت می باشد. این تحقیق می‌تواند راهی مناسب برای تعیین رفتار بیومکانیکی استنت‌های مورد کاربرد در سیستم تنفسی فوقانی، با توجه به اثرات خواص متالورژیکی و بیومکانیکی آنها ارائه کند.

- Endalew Getnet Tsega, "Computational Fluid Dynamics Modeling of Respiratory Airflow in Tracheobronchial Airways of Infant, Child, and Adult", *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2018, Article ID 9603451, (2018), 9 pages.
- S. Jayaraju, M. Brouns, S. Verbanck, C. Lacor, Fluid flow and particle deposition analysis in a realistic extrathoracic airway model using unstructured grids, *J. Aerosol Sci.* 38 (2007) 494–508.
- Y. Liu, R. So, C. Zhang, Modeling the bifurcation flow in a human lung airway, *J. Biomech.* 35 (2002) 465–473.
- Y. Liu, R. So, C. Zhang, Modeling the bifurcation flow in an asymmetric human lung airway, *J. Biomech.* 36 (2003) 951–959.
- H. Luo, Y. Liu, Modeling the bifurcating flow in a ct-scanned human lung airway, *J. Biomech.* 41 (2008) 2681–2688.
- P. Nithiarasu, O. Hassan, K. Morgan, N. Weatherill, C. Fielder, H. Whittet, P. Ebden, K. Lewis, Steady flow through a realistic human upper airway geometry, *Int. J. Numerical Methods Fluid* 57 (2008) 631–651.
- Z. Zhang, R. Lessmann, Computer simulation of the flow field and particle deposition by diffusion in a 3-d human airway bifurcation, *Aerosol Sci. Technol.* 25 (1996) 338–352.

14. Z. Zhang, C. Kleinstreuer, Transient airflow structures and particle transport in a sequentially branching lung airway model, *Phys. Fluids* 14 (2002) 862–880.
15. I. Balashazy, T. Heistracher, W. Hoffmann, Airflow and particle deposition patterns in bronchial airway bifurcations: the effect of different cfd models and bifurcation geometries, *J. Aerosol Med.* 9 (1996) 287–301.
16. C. Kim, A. Iglesias, Deposition of inhaled particles in bifurcating airway models: I. inspiratory deposition, *J. Aerosol Med.* 2 (1989) 1–14.
17. C. Kim, A. Iglesias, L. Garcia, Deposition of inhaled particles in bifurcating airway models: II. expiratory deposition, *J. Aerosol Med.* 2 (1989) 15–27.
18. X. Yang, Y. Liu, R. So, J. Yang, The effect of inlet velocity profile on the bifurcation copd airway flow, *Comput. Biol. Med.* 36 (2006) 181–194.
19. K. Koombua, R. Pidaparti, Inhalation induced stresses and flow characteristics in human airways through fluid-structure interaction analysis, *Model. Simul. Eng.* 2008 (2008) 1–8.
20. K. Koombua, R. Pidaparti, P. Longest, K. Ward, Tissue flexibility effects on airway pressure and stress during mechanical ventilation, *Mol. Cell. Biomech.* 6 (4) (2009) 203–216.
21. M. Malvè, A. Pérez del Palomar, J.L. López-Villalobos, A. Ginel, M. Doblaré, Fsi analysis of the coughing mechanism in a human trachea, *Ann. Biomed. Eng.* 38 (4) (2010) 1556–1565.
22. M. Malvè, A. Pérez del Palomar, S. Chandra, J.L. López-Villalobos, A. Mena, E.A. Finol, A. Ginel, M. Doblaré, FSI analysis of a healthy and a stenotic human trachea under impedance-based boundary conditions, *J. Biomechanical Eng.* 133 (2011) 021001–021012.
23. W. Wall, T. Rabczuk, Fluid-structure interaction in lower airways of ct-based lung geometries, *Int. J. Numerical Methods Fluids* 57 (2008) 653–675.
24. J. Rains, J. Bert, C. Roberts, P. Paré, Mechanical properties of human tracheal cartilage, *J. Appl. Physiol.* 72 (1992) 219–225.
25. H. Yamada, Mechanical properties of respiratory and digestive organs and tissues - Strength of Biological Materials, 1970.
26. N. Stephens, R. Cardinal, B. Simmons, Mechanical properties of tracheal smooth muscle: effects of temperature, *Am. J. Physiol. Cell Physiol.* 233 (1977) C92–C98.
27. C. Forster, W. Wall, E. Ramm, Artificial added mass instabilities in sequential staggered coupling of nonlinear structures and incompressible flows, *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 196 (2007) 1278–1293.
28. Nematzadeh, Fardin, Sadr Nejad, Seyed Khatib al-Islam, & Seyed Salehi, Majid. Computational investigation of mechanical behavior of smart alloy stent under axial loading for application in peripheral vessels. *Sharif Mechanical Engineering Journal*, (2022).
29. Mortazavy Beni, H., Hassani, K. & Khorramymehr, S. Study of the sneezing effects on the real human upper airway using fluid–structure interaction method. *J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng.* 41, (2019).
30. Bagheri Reza, Fatahi Masoum Seyed Hossein, Benazadeh Mohammad. The role of tracheal stenting in the replacement treatment of tracheal strictures. *Iranian ear, throat, nose and larynx magazine*, (2006), 147-154.
31. Ball, C.G.; Uddin, M.; Pollard, A. High resolution turbulence modelling of airflow in an idealised human extra-thoracic airway. *Comput. Fluids* 2008, 37, 943–964.