

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: 2023/05/04
Revised: 2023/08/19
Accepted: 2023/08/20

Use your device to scan and read the article online



DOI:

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:

*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.

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

چکیده

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 به‌کار 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. 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. 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 8.3 mm می‌باشد. رفتار آلیاژ هوشمند ۲ با تغییر شکل 5.8 mm بیشتر هماهنگ با شرایط تغییر شکل نای برای شرایط واقعی بدن بدون حضور استنت بود. 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.

کلیدواژه‌ها

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

۱. مقدمه

استنت‌ها با آلیاژهای هوشمند، معمولاً لوله‌هایی 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 می‌تواند 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 می‌تواند به طور چشم‌گیری کاهش یابد. نای مجرای بسیار تغییر شکل پذیر است که در طول تنفس طبیعی، سرفه و عطسه دچار تغییر حجم می‌شود. عمدتاً توسط تعداد بین ۱۵ تا ۲۰ حلقه غضروفی و یک غشای عضلانی که به صورت طولی و خلفی به سمت نای می‌رود 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 تنش‌های خمشی و کششی در غضروف می‌شود 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 بیماران که باید تحت عمل جراحی قرار گیرند، بسیار مهم است. به طور خاص، درک فرایندهای تنفس و سرفه و عطسه در نای سالم پس از کاشت پروتز به منظور طراحی پروتزهای استنت‌های حنجره و نای سازگارتر ضروری است. لوله‌های جامد یا توخالی قابل جذب یا غیرقابل جذب با اشکال، اندازه‌ها 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 می‌آورند، اما ممکن است مشکلات دیگری مانند مشکلات سرفه ایجاد شود، زیرا به دلیل وجود پروتز، سفتی دیواره مسیر هوایی افزایش می‌یابد [۲]. به طور خاص، استنت‌های سیلیکونی به دلیل داشتن دیواره ضخیم قطر داخلی کمی دارند، بنابراین خطر مسدود شدن مخاط را افزایش می‌دهند [۳]. به همین دلیل، درک بهتر جریان سالم و پاتولوژیک نای و ویژگی‌های متمایز استنت‌ها با آلیاژهای هوشمند برای بهبود نتایج FSI تراکتوبرونشیل از طریق آنالیز بیشتر مطالعه‌های عددی قبلی، بالینی ضروری است. الگوی جریان هوا را با استفاده از هندسه‌های ایده آل یا تقریبی راه‌های 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 آژوسل‌های آلاینده استنشاقی سمی باشند، برهم‌کنش ذرات و سیستم تنفسی ممکن است خطرات و آسیب‌های جدی بر سلامت انسان وارد کند [۵]. با استفاده از مدل‌های هندسی استخراج‌شده از تصاویر و شرایط مرزی ورودی توموگرافی کامپیوتری مشخص شده توسط بیمار، شبیه‌سازی عددی می‌تواند شکل اطلاعات جریان کمی حیاتی را فراهم کند. نای 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 می‌دهد. درک جریان هوای تنفسی در گروه‌های سنی مختلف در درمان اختلالات تنفسی در سنین خاص مهم است [۷]. تعداد کمی بر اساس هندسه دقیق راه‌های هوایی به دست آمده از توموگرافی کامپیوتری هستند [۸]. ویژگی پرتو مغناطیسی و تصویربرداری‌های 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]. نسبت‌های سرعت جریان هوا از طریق شاخه‌های داخلی به شاخه‌های مادر آنها یکسان است و این در مورد نسبت‌های سرعت جریان هوا از طریق شاخه‌های جانبی نیز صادق است. این تا حدی توضیح می‌دهد که چرا تنفس منظم انسان تحت تأثیر راه‌های هوایی با اندازه‌های مختلف قرار نمی‌گیرد [۱۰]. در برونش‌های تحتانی، دو ساقه وجود دارد که سرعت محوری آنها قوی‌تر است، اما سرعت ثانویه ضعیف‌تر است. جریان ثانویه در برونش‌های جانبی قوی‌تر از برونش‌های داخلی است. با افزایش رینولدز، جریان هوا در برونش‌های میانی، تحتانی و برونش اصلی چپ افزایش می‌یابد، یعنی جریان به سمت چپ و پایین تغییر می‌کند [۱۱]. همانطور که انتظار می‌رود، نیروهای برشی و فشار در حلق و حنجره، جایی که مسیر جریان باریک است، زیاد است. این به وضوح نشان می‌دهد که این مکان‌ها باید تمرکز هر مطالعه‌ای با هدف درک فروپاشی راه‌های فوقانی بیمار باشد [۱۲]. الگوهای سرعت تولید شده توسط شبیه‌سازی کامپیوتری مطابقت بسیار خوبی با نتایج تجربی نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهد 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 انشعاب‌ها که نشان دهنده نسل‌های سه تا شش سیستم تنفسی انسان است، میدان‌های جریان هوا و انتقال ذرات میکرونی تحت شرایط تنفس طبیعی قرار می‌گیرند [۱۴]. همه این مطالعات تغییر شکل راه‌های هوایی را در نظر نمی‌گیرند [۱۵]. کارایی رسوب ذرات آژوسل در راه‌های هوایی دوشاخه در طول فاز بازدم با استفاده از مدل‌های 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 بخش‌های مختلف مدل قابل تعیین است [۱۷]. نتایج نشان می‌دهد که پروفیل سرعت ورودی تأثیر قابل توجهی بر الگوهای جریان، توزیع جرم و افت فشار در مدل متقارن دارد. راه‌های هوایی سه نسل ممکن است برای مطالعه جریان انشعاب در راه‌های هوایی بیماری انسدادی مزمن ریه کافی نباشد و یک مدل راه هوایی چهار نسل یا بیشتر برای به دست آوردن نتایج پیش‌بینی 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 ویژگی‌های هندسی است. علاوه بر این، نتایج سطوح کرنش به دست آمده از آنالیز بافت بسیار مهم است، زیرا این سوبه‌ها در سطح سلولی می‌توانند پاسخ‌های التهابی ایجاد کنند، در نتیجه به بافت‌های راه‌های هوایی آسیب می‌رسانند [۲۰]. کاشت پروتز تنفسی شبیه‌سازی شده است. شرایط مرزی برای تنفس و سرفه در سطوح ورودی و خروجی اعمال می‌شود. قابلیت جمع شدن نای انسان در اثر تنفس و سرفه بر حسب الگوهای جریان و تنش‌های دیواره نشان داده می‌شود [۲۱]. تجزیه و تحلیل برهم‌کنش سیال-سازه از یک نای انسان سالم برای ارزیابی الگوهای جریان، تنش‌های دیواره و تغییر شکل‌ها 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 شکل‌پذیری دیواره‌های راه‌های هوایی برای مطالعه الگوهای جریان هوا و تنش‌های دیواره راه‌های هوایی در نسل‌های اول راه‌های هوایی تحتانی در یک هندسه واقعی ریه در نظر گرفته می‌شود. هندسه ریه بر اساس سی تی اسکن است که از آزمایش‌ها 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 می‌شود [۲۳]. با توجه به رفتار دیواره نای، پراکندگی زیادی از خواص مکانیکی بافت‌های مختلف که آن را تشکیل می‌دهند 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 شبیه‌سازی شده است. شرایط مرزی برای تنفس و سرفه در سطوح ورودی و خروجی هوا اعمال می‌شود. قابلیت جمع شدن نای انسان در اثر تنفس و سرفه بر حسب الگوهای جریان و تنش‌های دیواره نشان داده می‌شود. توانایی مدل برای بازتولید تنفس و سرفه طبیعی با مقایسه تغییر شکل نای با نتایج تجربی ثابت شده است [۲۵]. افزایش سختی دیواره نای در دماهای پایین‌تر وجود دارد [۲۶]. در اکثر این کارها، غضروف نای جدا شده به عنوان یک ماده الاستیک خطی در نظر گرفته می‌شود. 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 استنت‌ها، 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.

۲. مدل سازی

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 برنامه‌ی مبتنی بر تئوری آریشیو مطابق جدول‌های ۱ و پایان تنش σ_L^E که در این جداول [۲۸] ۲ تعریف شد شروع تنش σ_L^S ، (MP_a) تغییر غیر حالت بارگذاری تغییرات تنش $L \left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)$ ، (MP_a) تغییر حالت بارگذاری کرنش تغییر ϵ^L ، $(MP_a T^{-1})$ به دما در حال بارگذاری مدول ضریب پواسون مارتزیت، v_M حالت، ضریب پواسون v_A ، (MP_a) الاستیسیته مارتزیت دمای A_f ، (MP_a) مدول الاستیسیه آستنیت E_A آستنیت، کرنش $\epsilon \frac{L}{V}$ کرنش ماکزیمم، ϵ_{max} ، (K) پایان آستنیتی شروع تنش فشاری تغییر $\frac{S}{CL}$ حجمی تغییر حالت، می (K) : دمای مرجع T_0 و (MP_a) حالت باربرداری باشد.

جدول ۱ لیست پارامترهای مربوط به خواص ماده‌ی آلیاژ هوشمند ۱

E_A	v_A	E_M	v_M	ϵ^L	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)$	$\frac{S}{L}$	$\frac{E}{L}$
۵۱	۰٫۳	۱۸	۰٫	۰٫	۶٫۵	۶۰	۶
۷۰		۵۵	۳	۰٫۶	۲۷	۰	۷
۰		۴		۳	$MP_a T$	MP_a	۰
MP_a		MP_a					MP
T_0	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)$	$\frac{S}{U}$	$\frac{E}{U}$	$\frac{S}{CL}$	$\frac{L}{V}$	ϵ_{ma}	A_f

۳۱	۶٫۵	۲۸	۲	۹۰	۰٫۰	۰٫۱	۲
۰	۲۷	۸	۵	۰	۶۳	۲	۹
K	$MP_a T$	MP_a	۴	MP_a			۳
			MP_a				K

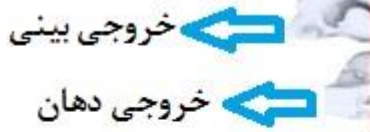
جدول ۲ لیست پارامترهای مربوط به خواص ماده‌ی آلیاژ هوشمند ۲

E_A	v_A	E_M	v_M	ϵ^L	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)$	$\frac{S}{L}$	$\frac{E}{L}$
۴۰	۰٫۴	۴۷	۰٫	۰٫	۶٫۵	۳۹	۴
۰۰	۶	۸۰	۴	۰	۲۷	۰	۲
۰		۰	۶	۴	$MP_a T$	MP_a	۵
MP_a		MP_a					MP
T_0	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)$	$\frac{S}{U}$	$\frac{E}{U}$	$\frac{S}{CL}$	$\frac{L}{V}$	ϵ_{ma}	A_f
۳۱	۶٫۵	۱۴	۱	۵	۰٫۰	۰٫۱	۳
۰	۲۷	۰	۳	۸	۴	۲	۰
K	$MP_a T$	MP_a	۵	۵			۳
			MP_a	MP_a			K

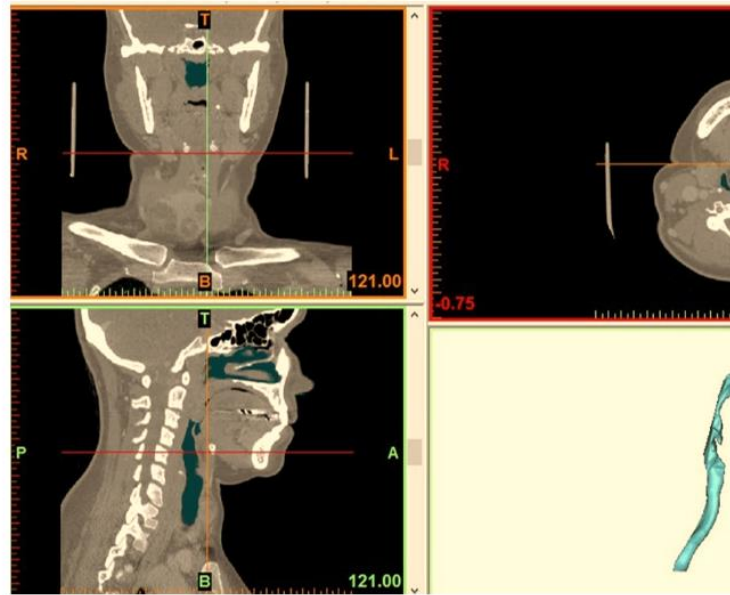
۲/۲. هندسه سیستم تنفسی فوقانی مورد مطالعه

در این بخش ابتدا به بررسی مدلسازی انجام شده و خصوصیات آن اشاره می‌شود و در ادامه نتایج بدست آمده مورد تحلیل قرار می‌گیرد. هندسه مورد استفاده در این مطالعه مجموعه تصاویر دیجیتال پزشکی با فرمت دایکام است و مربوط به یک مرد ۳۰ ساله می‌باشد که پرتونگاری ام آر ای شیراز گرفته شده و به در مرکز نرم افزار میمیکس منتقل می‌شود. 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 می‌باشد، بازه ی مربوط به هوا به نرم افزار داده می‌شود. در واقع با تنظیم این بازه می‌توان تمامی نواحی هوای موجود در بدن را شناسایی کرد. شکل ۱ تصاویر توموگرافی سیستم تنفس فوقانی را در محیط نرم افزار میمیکس نشان می‌دهد. ناحیه سبز رنگ نشان دهنده مسیر هوایی در سیستم تنفسی می‌باشد.

مح	سطح
ل	(ح)
مق	cm^2
طع	
برون	۲,۳
ش	۱
a	۲,۴
	۸
b	۲,۶
	۲
c	۲,۶
	۸
d	۳,۲
	۴
e	۹,۰
	۵
f	۷,۲
	۴
g	۹,۹
	۳
خرو	۹,۲
جی	۲
دهان	
خرو	۲,۷
جی	۳
بینی	



الف. هندسه



شکل ۱ تصویر سه بعدی پردازش شده توسط نرم افزار میمیکس

شکل ۲ یک نمونه‌ی سیستم تنفس فوقانی ناحیه بندی شده . در [۲۹] را منطبق با مطالعه پیشین نشان می دهد . در شکل ۱ الف) دچار bc بیماران که ناحیه حنجره 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 و در برخی [۳۰] انسان منجر به نارضایتی بیماران موارد پس از رفلکسهای شدید تنفسی از جمله عطسه، جابجایی استنت و در نتیجه خفگی بیمار رخ می دهد. جایگزینی خواص استنت با خواص ماده‌ی آلیاژ هوشمند هدف اصلی این تحقیق است.

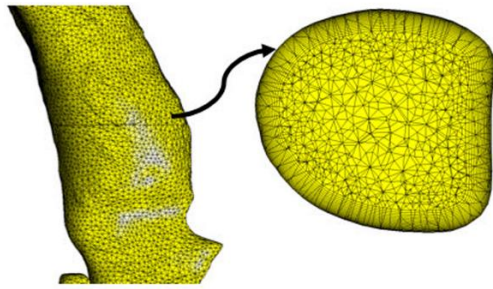
ب. مساحت
سطح مقطع
های عرضی

شکل ۲ مشخصات هندسی سیستم تنفس فوقانی.

الف. هندسه، ب. مساحت سطح مقطع های عرضی.

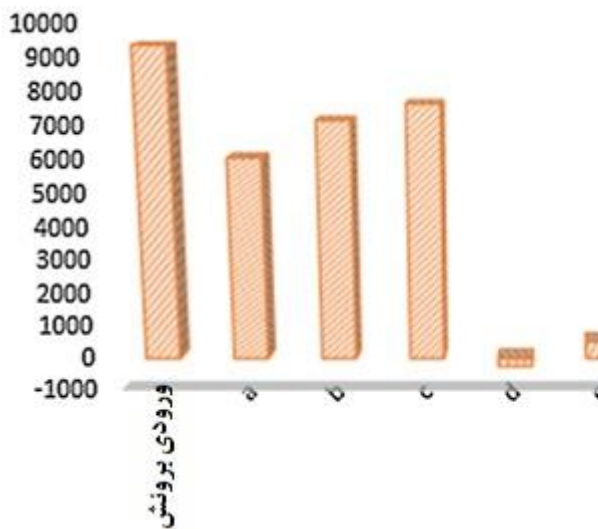
۳/۲ معادلات حاکم و المان بندی

در مطالعه کنونی هوا به عنوان یک سیال چسبناک و تراکم ناپذیر در نظر گرفته شد. معادلات حاکم برای جریان آشفته در سیستم تنفسی انسان معادلات ناویر-استوکس و پیوستگی هستند. این معادلات عبارتند از:



ج. شبکه سیال و جامد و المان های نزدیک به دیواره

شکل ۳ مشخصات شبکه بندی سیستم تنفس فوقانی. الف. پوسته به ضخامت ۲/۵ میلیمتر، ب. شبکه بندی سیال هوا درون پوسته. ج. تصویری از شبکه سیال و جامد و المان های نزدیک به دیواره



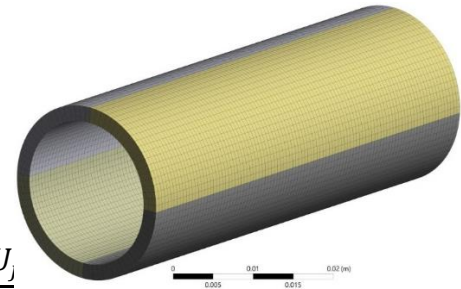
شکل ۴ نمودار میله ای بیشترین فشار در محل مقطعی هندسی سیستم تنفسی مطابق با شکل ۲

[۲۹]

نمودار استقلال از شبکه در شکل ۵ الف و اعتبارسنجی مدل در شکل ۵ ب ارائه شده است. شکل ۵ ج کانتور تغییرات تنش برشی دیواره را نشان می دهد. بیشترین میزان این پارامتر در طوقه ورودی استنت با حنجره روی میدهد و مقدار آن تقریباً ۱۰/۵ پاسکال می باشد. همان طور که ذکر شد خواص مکانیکی پوسته نیز بر اساس جدولهای ۱ و ۲ به نرم افزار انسیس معرفی شده اند. در این مطالعه از نرم افزار انسیس (به دلیل توان محاسباتی مطلوب ANSYS 2022 R1) در زمینه کاربردهای پزشکی نظیر استنت استفاده شده است.

ب. شبکه بندی پدی پهل

$$\begin{aligned} & U_i \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \\ &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_i} \\ &+ \frac{\partial}{\partial x_i} \left[v \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) - \overline{U_i' U_j'} \right] + G_i \end{aligned}$$



الف. شبکه بندی پوسته

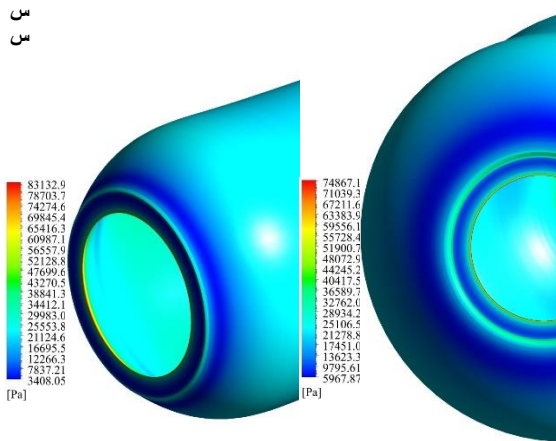
چگالی، ρ سرعت، U در این معادلات، پارامترهای ترم گرانش G_i ویسکوزیته سینماتیکی و ν فشار، P است. در زمینه ساختاری جداره استنت، معادله حاکم عبارت است از:

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

تغییر شکل D_i نیروی حجمی، F_i که در این معادله تانسور تنش جداره استنت می باشد. شرط σ_{ij}^f و مرزی تعامل سیال و جامد که شامل انتقال نیرو از سمت هوا به جداره استنت میباشد، عبارت است از:

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

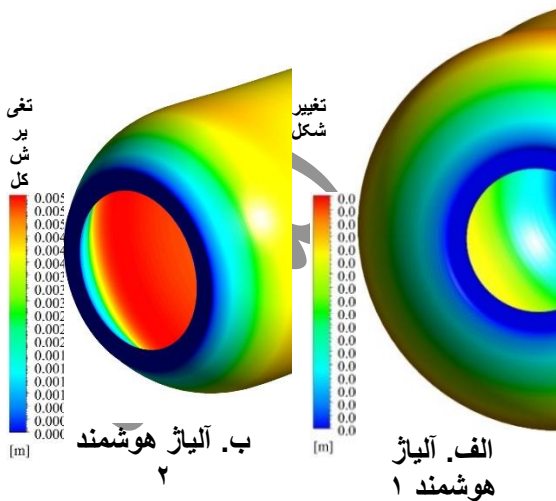
شکل ۳ مشخصات شبکه بندی پوسته و محیط سیال را نشان می دهد. تا حد ممکن سعی شده است از المانهای سازمان یافته در این هندسه استفاده شود. تعداد هزار شبکه پس از بررسی استقلال از مش تقریباً ۸۴۳ المان می باشد. لایه های تماسی با المانهای منشوری، سه وجهی و چهار وجهی شبکه بندی شده اند. این (و تنش P نمودار بر اساس بررسی پارامتر فشار) ارائه شده است. طبق شکل ۴ WSS برشی دیواره (میزان متوسط بیشترین فشار استاتیک ورودی به حنجره) و خروجی از حنجره b ۷۰۰۰ پاسکال (محل مقطع) بر اساس مطالعات c ۷۸۰۰ پاسکال (محل مقطع) . که در مطالعه حاضر به عنوان [۲۹] پیشین می باشد شرط مرزی ورودی و خروجی در نظر گرفته می شود.



الف. آلیاژ هوشمند ۱
ب. آلیاژ هوشمند ۲

شکل ۶. تنش فون میسس به دست آمده برای الف. آلیاژ هوشمند ۱ و ب. آلیاژ هوشمند ۲.

شکل ۷ کانتور تغییر شکل^۱ وارده به پوسته استنت را نشان می دهد. بیشترین تغییر شکل ایجاد شده در محل 15.8 mm میانی استنت می باشد و مقدار آن تا تقریباً برای آلیاژ هوشمند 5.8 mm برای آلیاژ هوشمند ۱ و 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.

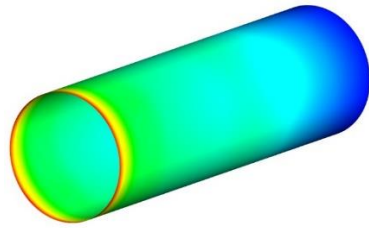
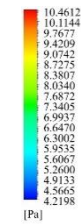


الف. آلیاژ هوشمند ۱
ب. آلیاژ هوشمند ۲

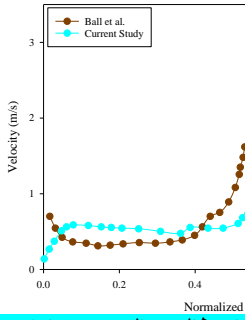
شکل ۷. تغییر شکل به دست آمده برای الف. آلیاژ هوشمند ۱ و ب. آلیاژ هوشمند ۲.

شکل ۸ الف نمودار تغییر شکل به دست آمده برای بررسی تغییر شکل آلیاژ هوشمند ۱ و آلیاژ هوشمند ۲ در طول استنت را نشان میدهد. همانطور که ذکر شد بیشترین تغییر شکل ایجاد شده در محل میانی استنت

تنش برشی دیواره



ج. کانتور تغییرات تنش برشی دیواره



با مطالعه پال و همکاران. [۳۱] مسات سرعت ورودی نای.

شکل ۵ نمودار استقلال از شبکه، اعتبارسنجی و کانتور تغییرات تنش برشی دیواره

۳. نتایج و بحث

استنت های هوشمند با داشتن ویژگی های منحصر به فرد، کاربرد مکانیکی و کلینیکی مطلوبی خواهند داشت. حلقه ی هیستریزیس مکانیکی کامل، استحکام مکانیکی مناسب شعاعی، بیشترین استحکام مکانیکی مقاومت کننده ی شعاعی، کرنش تغییر حالت بالا، تنش کمتر در نقاط بحرانی استنت، کرنش بالا یا به عبارت دیگر طول منطقه ی تغییر شکل ابرکشسان زیاد، جابه جایی بیشینه، تشکیل درصد بالای مارتنزیت در ساختار استنت، عدم قرار گرفتن استنت در محدوده ی الاستیک و همچنین در محدوده ی ایمن بودن استنت در برابر شکست از جمله ویژگی های استنت های هوشمند می باشد.

شکل ۶ تنش فون میسس وارده به پوسته استنت را نشان می دهد. بیشترین تنش ایجاد شده در محل اتصال برای آلیاژ هوشمند 74.8 kPa استنت به نای می باشد و مقدار آن تا تقریباً برای آلیاژ هوشمند 83.1 kPa برای آلیاژ هوشمند ۱ و 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 چرخه ای طولانی مدت ناشی از تنفس قرار بگیرند، ممکن است از در محل اتصال استنت دچار تغییر شکل خستگی شود.

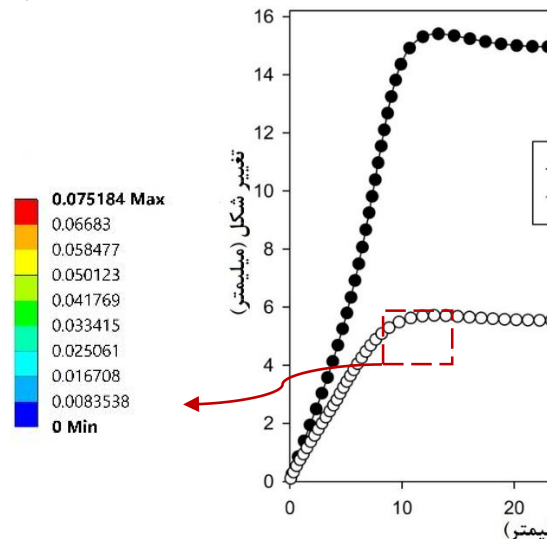
تنش فون می س
تنش فون می س

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.

۴. نتیجه گیری

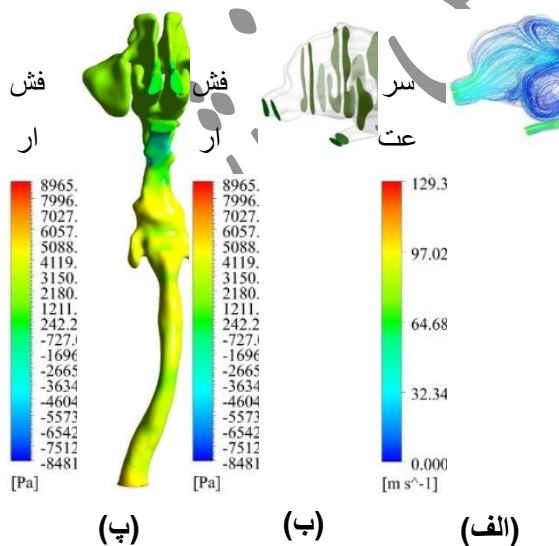
شبیه سازی رفتار استنت های هوشمند به دلایلی نظیر رفتار کاملاً غیر خطی ماده، هندسه پیچیده سیستم تنفسی و تغییر شکل زیاد، بسیار دشوار است. مدل ارائه شده در این مطالعه بر اساس المان محدود غیر خطی سه بعدی، توانایی پیش بینی رفتارهای بیومکانیکی استنت های هوشمند برای کاربرد در سیستم تنفسی فوقانی را دارد. بیشترین تنش ایجاد شده در محل اتصال $74.8 kPa$ استنت به نای می باشد و مقدار آن تا تقریباً برای آلیاژ هوشمند $83.1 kPa$ برای آلیاژ هوشمند ۱ و 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 می تواند راهی مناسب برای تعیین رفتار بیومکانیکی استنت های مورد کاربرد در سیستم تنفسی فوقانی، با توجه به اثرات خواص متالورژیکی و بیومکانیکی آنها ارائه کند.

می باشد. از سوی دیگر شکل ۸ ب کانتور تغییر شکل در نای برای شرایط واقعی بدن بدون حضور استنت را نشان می دهد. همانگونه که در این شکل مشخص شده است، بیشترین تغییر شکل ایجاد شده در نای قبل از می باشد. از اینرو رفتار $8.3 mm$ استنت گذاری تا بیشتر هماهنگ $5.8 mm$ آلیاژ هوشمند ۲ با تغییر شکل 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.



الف. بررسی تغییر شکل در طول استنت
ب. کانتور تغییر شکل در نای برای شرایط واقعی

شکل ۸. نمودار تغییر شکل به دست آمده برای الف. بررسی تغییر شکل آلیاژ هوشمند ۱ و آلیاژ هوشمند ۲ در طول استنت. ب. کانتور تغییر شکل در نای برای شرایط واقعی بدن بدون حضور استنت.



کانتور پیکر بندی کلی سرعت، فشار، توربولانس، تنش برشی دیواره، تغییر شکل، تنش و کرنش را می توان در شکل ۹ برای استنت با آلیاژ هوشمند ۲ مشاهده کرد. بر اساس این شکل، بیشترین فشار در حنجره و نای با مقدار $8/9$ کیلو پاسکال رخ می دهد. بالاترین سرعت لحظه ای در حلق با مقدار 129 متر بر ثانیه رخ می دهد. حداکثر تغییر شکل در ناحیه پایین دست استنت با مقدار $5/8$ میلی متر به دست می آید. بیشترین میزان تنش و کرنش به ترتیب در حنجره با مقادیر 83 کیلو پاسکال و $0/23$ رخ می دهد. دانش دقیق تغییر شکل استنت در سیستم تنفسی فوقانی برای تجزیه و تحلیل اثرات نامطلوب و خطرناک 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

[2] 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.

[3] 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.

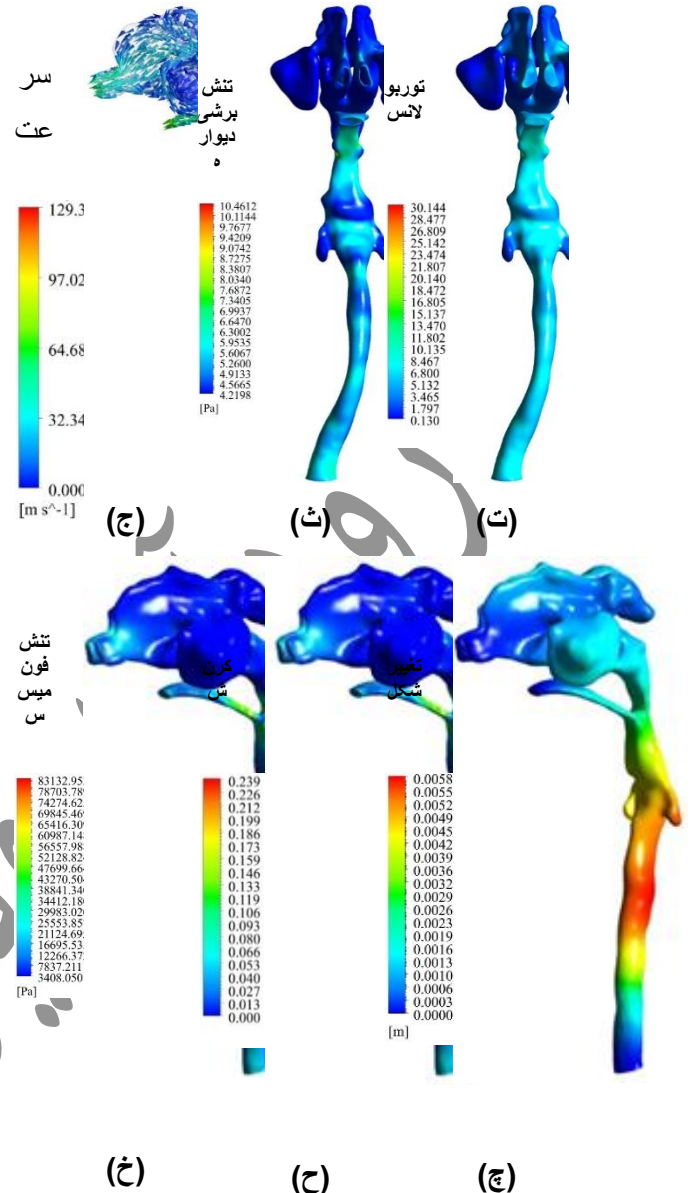
[4] Ilegbusi, O. J., Islam, A., & Santhanam, A. P. Computational modelling of airflow in distal airways using hybrid lung model. Mathematical and Computer Modelling of Dynamical Systems, (2023). 29(1), 186–207.

[5] 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.

[6] 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.

[7] 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.

[8] S. Jayaraju, M. Brouns, S. Verbanck, C. Lacor, Fluid flow and particle deposition analysis in a realistic extrathoracic airway



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.

References

[1] 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.

- [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.
- model using unstructured grids, *J. Aerosol Sci.* 38 (2007) 494–508.
- [9] Y. Liu, R. So, C. Zhang, Modeling the bifurcation flow in a human lung airway, *J. Biomech.* 35 (2002) 465–473.
- [10] Y. Liu, R. So, C. Zhang, Modeling the bifurcation flow in an asymmetric human lung airway, *J. Biomech.* 36 (2003) 951–959.
- [11] H. Luo, Y. Liu, Modeling the bifurcating flow in a ct-scanned human lung airway, *J. Biomech.* 41 (2008) 2681–2688.
- [12] 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.
- [13] 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.

[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.