



## Numerical Analysis of Tumor Effect on Airflow and Respiratory Tract in the Human Upper Respiratory System

Motamedi, Golbargalsadat<sup>1</sup> / Shojaei, Shahrokh<sup>2\*</sup> / Hassani, Kamran<sup>3</sup>

<sup>1</sup> - Ph.D. Student, Department of Biomedical Engineering, Sciences and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

<sup>2</sup> - Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

<sup>3</sup> - Associate Professor, Department of Biomedical Engineering, Sciences and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

### ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2023.1972138.1812

Received: 20 November 2022

Revised: 10/5/2023 – 17/7/2023

Accepted: 29 July 2023

### KEYWORDS

*Numerical Model*  
*Upper Respiratory System*  
*Tumor*  
*Deformation*

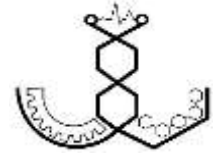
### ABSTRACT

The pathological effects of the tumor on the respiratory airway have always been the focus of researchers. So, these effects will lead to the suffocation of the patient in acute cases. This study presents a computational model to investigate the effect of a tumor on the airflow in the larynx area with the help of Ansys software. The presented model is able to numerically calculate the effect of tumor presence on airspeed and pressure in the upper air system. This study considered the simulation of steady airflow for exhalation in three respiratory flow rates of 15 L/min, 26 L/min, and 30 L/min. The maximum speed limit in the respiratory flow of L/min 15, L/min 26, and L/min 30, respectively, 6.26 m/s, 10.58 m/s, and 12.14 m/s, appears in the larynx. Also, the highest pressure occurs in the trachea, so the maximum pressure in the respiratory rate is 15 L/min, 26 L/min, and 30 L/min, respectively, equal 19.6 Pa, 51.01 Pa, and 65.8 Pa. On the other hand, most deformation occurs in the area of narrowing of the respiratory tract. With the increase in the flow rate, the amount of deformation also increases. The maximum deformation on the wall at the respiratory flow rate of 15 L/min, 26 L/min, and 30 L/min is equal to 0.07mm, 0.2mm, and 0.27mm, respectively. Due to the presence of a tumor in this respiratory model, velocity and WSS reach their maximum in the larynx region. The presence of a tumor can gradually lead to airway obstruction. Moreover, the risk of airway obstruction increases even in a slight reduction in respiratory capacity. Providing a numerical model for the respiratory system can effectively lead to a better treatment approach.

### \*Corresponding Author

<b>Address</b>	Department of Biomedical Engineering, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran
<b>Postal Code</b>	<b>Tel</b> +98-21-44600057
<b>E-Mail</b>	<b>Fax</b> +98-21-44600057
	s.shojaei@aut.ac.ir





## تحلیل عددی اثر تومور روی جریان هوا و مجرای تنفسی در سیستم تنفس فوقانی انسان

معتمدی، گلبرگ السادات<sup>۱</sup> / شجاعی، شاهرخ<sup>۲\*</sup> / حسنی، کامران<sup>۳</sup>

- <sup>۱</sup> - دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران  
<sup>۲</sup> - استادیار، گروه مهندسی پزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران  
<sup>۳</sup> - دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2023.1972138.1812

پذیرش: ۷ مرداد ۱۴۰۲

بازنگری: ۱۴۰۲/۲/۲۰ - ۱۴۰۲/۴/۲۶

ثبت در سامانه: ۲۹ آبان ۱۴۰۱

### چکیده

### واژه‌های کلیدی

همواره اثرات تغییرات ساختاری تومور بر مسیر هوای تنفسی مورد توجه محققان بوده است. این اثرات در موارد حاد منجر به خفگی بیمار خواهد شد. در این مطالعه به کمک نرم‌افزار انسیس یک مدل محاسباتی برای بررسی اثر تومور روی جریان هوا در ناحیه‌ی حنجره ارائه شده است. این مدل قادر است اثر حضور تومور بر سرعت و فشار هوا در سیستم هوایی فوقانی را به کمک شبیه‌سازی کامپیوتری محاسبه کند. در این پژوهش شبیه‌سازی جریان هوای پایا برای بازدم در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min انجام شده است. بیش‌ترین حد سرعت در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min به ترتیب معادل ۶/۲۶، ۱۰/۵۸ و ۱۲/۱۴ m/s در حنجره مشاهده شده است. هم‌چنین بیش‌ترین فشار در نای رخ داده به طوری که ماکسیمم فشار در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min به ترتیب برابر با ۱۹/۶، ۵۱/۰۱ و ۶۵/۸ Pa است. از سوی دیگر بیش‌ترین تغییر شکل در ناحیه‌ی تنگ‌شدگی مجرای تنفسی روی داده است. هم‌چنین با افزایش نرخ جریان میزان تغییر شکل نیز افزایش یافته است. ماکسیمم تغییر شکل روی جدار در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min به ترتیب برابر با ۰/۰۷، ۰/۲ و ۰/۲۷ mm است. در این مدل تنفسی به دلیل حضور تومور، سرعت و تنش برشی روی جداره به بیش‌ترین میزان خود در ناحیه‌ی حنجره رسیده است. حضور تومور می‌تواند به مرور زمان منجر به مسدود شدن مسیر هوا و خفگی بیمار شود. هم‌چنین خطر انسداد راه هوایی حتی در کاهش جزئی ظرفیت تنفسی افزایش می‌یابد. ارائه‌ی یک مدل عددی برای سیستم تنفسی می‌تواند در راستای رویکرد درمانی بهتر موثر باشد.

مدل عددی

سیستم تنفس فوقانی

تومور

تغییر شکل

### \*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه مهندسی پزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

کد پستی تلفن +۹۸-۲۱-۴۴۶۰۰۵۷

پست الکترونیک دورنگار +۹۸-۲۱-۴۴۶۰۰۵۷

s.shojaei@aut.ac.ir



## ۱- مقدمه

سرطان سیستم تنفس فوقانی نوعی بیماری بوده که مشخصه‌ی آن رشد کنترل نشده‌ی سلول در بافت‌های سیستم تنفس فوقانی است. اگر این بیماری درمان نشود، رشد سلولی می‌تواند در فرایند متاستاز به بیرون از سیستم تنفس فوقانی گسترش پیدا کرده و به بافت‌های اطراف یا سایر اعضای بدن برسد. اکثر سرطان‌هایی که از سیستم تنفس فوقانی شروع می‌شوند (سرطان‌های ابتدایی سیستم تنفس فوقانی) بدخیم هستند و از بافت پوششی نشات می‌گیرند. شایع‌ترین علائم وجود تومور در سیستم تنفس فوقانی شامل سرفه (همراه با خلط خونی)، کاهش وزن و تنگی نفس است [۱]. مدل‌های ارائه شده برای تومور به دو دسته‌ی کلی مدل‌های گسسته‌ی میکروسکوپی و مدل‌های پیوسته تقسیم می‌شوند [۲]. در مدل‌های گسسته‌ی میکروسکوپی هر سلول به عنوان یک واحد پایه قادر به رشد، تکثیر و مهاجرت بوده و تمام پارامترها و مکانیسم‌های تعریف شده، وابسته به سلول است. در مدل‌های پیوسته، بافت تومور به صورت یک محیط پیوسته در نظر گرفته شده و بسته به رویکرد مدل، بافت تومور به عنوان یک ماده‌ی الاستیک [۳-۵]، هایپرالاستیک [۶]، ویسکوالاستیک [۷، ۸] و یا حتی مایع فرض می‌شود. در این مدل‌ها بافت بیولوژیکی به صورت یک ماده‌ی تک‌فاز است. در برخی دیگر از مدل‌های پیوسته، بافت تومور به صورت یک ماده‌ی چندفازی در نظر گرفته شده که متشکل از فازهای جامد و مایع است [۹، ۱۰]. در هر یک از این مدل‌ها سعی می‌شود تاثیر عوامل و فاکتورهای مختلف (که بعضا با روش‌های آزمایشگاهی قابل اندازه‌گیری نیستند) روی نرخ رشد، اندازه، تغییر الگوی رشد و یا ساختمان بیرونی تومور بررسی شود. به عنوان مثال کریستینی با ارائه‌ی یک مدل غیرخطی به بررسی ساختمان بیرونی پیچیده‌ی تومورهای جامد پرداخته است [۱۱]. بروز سرطان منجر به تغییر خواص مکانیکی بافت شده به طوری که تنها جنبه‌ی مکانیکی سرطان که توسط بیماران و پزشکان قابل لمس می‌باشد، افزایش سختی بافت است [۱۲]. تنش‌های مکانیکی در یک بافت سرطانی از همان مراحل ابتدایی سرطان ایجاد می‌شود. این تنش‌ها می‌تواند از طریق فشردن سلول‌های سرطانی تأثیری مستقیم و یا از طریق فشردن رگ‌های خونی و لنفی تأثیری غیرمستقیم روی فرایند رشد تومور داشته باشد. فشردگی سلول‌های بافت سرطانی منجر به کاهش نرخ تکثیر سلول‌ها می‌شود. هلملینگر و هم‌کارانش نخستین بررسی‌ها روی رشد تومور در یک محیط محدود شده را انجام دادند [۱۳]. در طی سال‌های گذشته تحقیقات زیادی در راستای برقراری

ارتباط بین ساختار، پاسخ‌های مکانیکی و عمل تومور انجام شده است. در بیش‌تر تحقیقات پیشین روی سرطان دهان از تصاویر دوبعدی سی‌تی اسکن بهره گرفته شده است [۱۴، ۱۵]. در تحقیقات اخیر چانگ و هم‌کارانش ارتباط سطح مقطع بعد از جراحی فک بالا را با فشار، سرعت و حجم راه هوایی بررسی کرده‌اند. نتایج آن‌ها نشان داده که با افزایش حجم راه هوایی، کاهش افت فشار و حداکثر سرعت جریان هوا حاصل می‌شود. این نتایج توسط شبیه‌سازی FSI ارائه شده است [۱۶]. هم‌چنین از تحلیل CFD به طور گسترده برای تحلیل بیماران ارتوگانتیک و بیماران با مجاری هوایی فوقانی با انسداد آپنه‌ی خواب استفاده می‌شود [۱۷-۱۹]. بفکار و هم‌کارانش با بررسی ارتباط بین تغییر شکل راه هوایی فوقانی هنگام تنفس و حل مسائل FSI در این حوزه، نشان داده‌اند که موقعیت خواب، اثر گرانش و سفتی بافت‌های نرم از پارامترهای کلیدی برای مدل‌سازی راه هوایی فوقانی هستند [۲۰]. جین شیانگ و هم‌کارانش با در نظر گرفتن پیچیدگی راه هوایی با استفاده از نرم‌افزار انسیس و مش‌های محاسباتی ایجاد شده، رابطه‌ی تنفس و حرکت حنجره را با توجه به ویژگی‌های جریان هوا در یک مدل راه هوایی فوقانی انسان بررسی کرده و حرکت حنجره را بر اساس تغییرات سرعت جریان اصلی به دست آورده‌اند [۲۱]. آلیستر و هم‌کارانش ارتباط بین هندسه‌ی دیواره‌ی به دست آمده از MRI و جریان هوا (دم و بازدم) در راه هوایی فوقانی را بررسی کرده‌اند [۲۲]. هم‌چنین یافته‌های ویوک و هم‌کارانش طی بررسی مدل توربولانس بر اساس حل کننده‌ی CFD در راه تنفسی تنگ شده با ذرات آبروسول، کمک شایانی به شبیه‌سازی ویژگی‌های جریان مناسب در سیستم تنفسی انسان کرده است [۲۳]. آلاشتی و هم‌کارانش به کمک روش CFD رسوب ذرات آبروسول و جریان سیال-ذره را در مجاری تنفسی شبیه‌سازی کرده و برای دو حالت گرانش ناچیز و نرمال مدل تنفسی انسان را مورد بررسی قرار داده‌اند [۲۴]. با وجود اهمیت زیاد مبحث سرطان‌های مجاری فوقانی، موضوع تغییرات در مجاری هوایی فوقانی بعد از حضور تومور توجهات زیادی را به خود جلب نکرده است [۱۸، ۲۵-۲۹] و سطوح مقاطع عرضی و حجم به درستی بازتاب داده نشده‌اند. در مورد بررسی خواص و رفتار FSI (تعامل سیال و جامد) در ناحیه‌ی حنجره‌ی انسان تا کنون تلاشی صورت نگرفته و معمولاً بررسی CFD (مکانیک سیالات محاسباتی) در مجرای تنفسی در شرایط نرمال مورد توجه بوده است. در این پژوهش تمام بخش‌های مدل عیناً مطابق با واقعیت بوده و مدل واقعی برای تنفس انسان مبتلا به تومور در ناحیه‌ی حنجره با استفاده از

شرح کامل تر جزئیات این معادلات همراه با معادلات تغییر شکل جداره در راهنمای نرم افزار انسیس موجود بوده که در این جا جهت اختصار از ذکر آن ها خودداری شده است. برای تحلیل تعامل سیال و جامد با توجه به داده های تجربی برای دیواره ی سیستم تنفسی مدول یانگ  $100640 \text{ Pa}$ ، ضریب پواسون  $0.33$  و چگالی  $1060 \text{ kg/m}^3$  در نظر گرفته شده است. فرایند تولید شبکه از مدل سازی فعلی تنفسی در شکل (۱-الف) نشان داده شده است. برای تمام ورودی ها و خروجی ها شرط مرزی گیردار اعمال شده و به عبارت دیگر جابه جایی در آن سطح برابر با صفر است. هوا به صورت یک سیال نیوتنی با چگالی  $1/225 \text{ kg/m}^3$  و ویسکوزیته ی دینامیکی  $1.7894 \times 10^{-5} \text{ kg/(m.s)}$  [۳۱] در نظر گرفته شده است. جریان پایا بوده و شتاب گرانش برابر با  $9/8 \text{ m/s}^2$  است. با توجه به پیچیده بودن هندسه از المان های غیرسازمان یافته ی سه وجهی جهت مدل سازی استفاده شده است (شکل ۱-ب). پارامترها به صورت خلاصه در جدول (۱) ارائه شده است. شبکه بندی هندسه پس از مطالعه ی استقلال مش (شکل ۱-ج) از  $8427355$  گره و  $4557811$  المان محاسباتی با متوسط  $Orthogonal Quality = 0.77056$ ،  $Skewness = 0.22758$  و  $Aspect Ratio = 4/4556$  ساخته شده است. در این پژوهش شبیه سازی جریان هوا برای بازدم در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و  $30 \text{ L/min}$  در نظر گرفته شده است [۳۲]. شبیه سازی با فرض جریان مغشوش و با مدل اغتشاشی دو معادله ای  $k-\epsilon$  استاندارد [۳۰] انجام شده است. همچنین از الگوریتم سیمپل جهت حل استفاده شده است. دهان به صورت بسته و شرط مرزی در خروجی سوراخ های بینی به صورت فشار اتمسفر فرض شده است. همچنین شباهت در نمودارها با داده های تجربی، اعتبار شبیه سازی عددی با دو شرط مرزی مختلف در نای را تایید کرده است (شکل ۱-د).

جدول (۱) - پارامترهای استفاده شده در شبیه سازی

پارامترهای شبیه سازی	مقدار	واحد
شتاب گرانش	۹/۸	$\text{m/s}^2$
ویسکوزیته ی دینامیکی هوا	$1.7894 \times 10^{-5}$	$\text{kg/(m.s)}$
چگالی هوا	۱/۲۲۵	$\text{kg/m}^3$
چگالی دیواره	۱۰۶۰	$\text{kg/m}^3$
ضریب پواسون دیواره	۰/۳۳	
مدول یانگ دیواره	۱۰۰۶۴۰	$\text{Pa}$

### ۳- نتایج

در این مطالعه به بررسی رفتار جریان هوا در سیستم تنفسی از ورودی بینی تا ورودی ریه پرداخته شده است. نتایج نشان

تصاویر سی تی اسکن ساخته شده و در نهایت در نرم افزار اجزای محدود انسیس نتایج برای یک مدل واقعی استخراج شده است.

### ۲- معادلات حاکم

در این تحقیق تاثیر تنگی مسیر تنفس در سیستم تنفسی انسان شامل نای، بینی و دهان در هنگام رفلکس های مختلف تنفسی در زمان بازدم از دیدگاه رفتار بیومکانیکی مورد بررسی قرار گرفته است. بدین منظور جهت تولید هندسه ی واقعی یک سیستم تنفسی دارای تومور، ابتدا از سیستم تنفسی فوقانی یک فرد بیمار تصویر سی تی اسکن گرفته شده است. سپس این تصویر وارد نرم افزار میمیکس شده و ابر نقاط سیستم تنفسی به دست آمده است. پس از آن به کمک ابر نقاط در نرم افزار سالیدورکس، صفحه و حجم تولید شده و بعد از یکسان سازی سطوح و حجم ها، هندسه ی خروجی وارد نرم افزار اجزای محدود انسیس شده است. در این نرم افزار نیز پس از تولید شبکه و اعمال شرایط مرزی و با در نظر گرفتن تعامل دوطرفه ی سیال و سازه، مدل به اجرا گذاشته شده است.

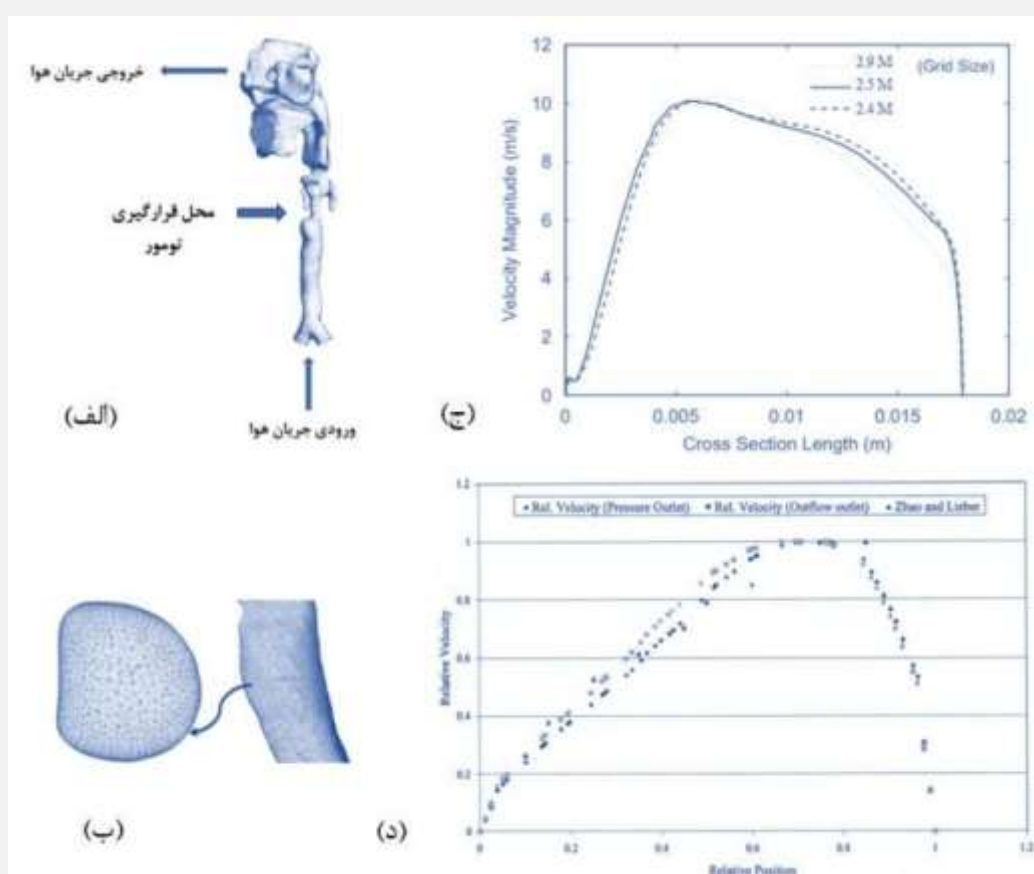
برای بازسازی هندسه، مجموعه ی تصاویر دیجیتال پزشکی با پسوند دایکام شامل عکس های سه بعدی یک مرد ۶۰ ساله با تومور حنجره که با روش سی تی اسکن به دست آمده به نرم افزار میمیکس منتقل شده است. اولین مرحله ی ساخت مدل روتوش کردن عکس ها است که برای انجام آن باید مقدار بهینه ی حد بالا و پایین پیکسل تصاویر جست و جو شود. با توجه به هندسه ی مورد بررسی که شامل ورودی بینی و دهان تا انتهای نای می باشد، بازه ی مربوط به هوا به نرم افزار داده شده است. در واقع با تنظیم این بازه می توان تمام نواحی هوای موجود در مسیر مجرای تنفسی را شناسایی کرد. سپس یک مدل سه بعدی محاسباتی از مجرای تنفسی ساخته شده و به یک نرم افزار تولید شبکه ی عددی مانند انسیس فرستاده شده است. پس از تولید شبکه ی عددی برای ناحیه ی سیال، مدل محاسباتی شبکه بندی شده به مرحله ی حل فرستاده شده است. در شبیه سازی هندسه ی سه بعدی تنفسی فوقانی، معادله ی ناویر-استوکس (رابطه ی ۱) و پیوستگی (رابطه ی ۲)، معادلات حاکم بر حرکت سیال هوا هستند [۳۰]. در این معادلات  $i$  و  $j$  مختصات کارتزین بوده و پارامترهای  $\rho$ ،  $\mu$ ،  $p$ ،  $g$  و  $v$  به ترتیب بیان گر چگالی، ویسکوزیته ی دینامیکی، فشار، گرانش و سرعت می باشد.

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

$$\rho v_i \frac{\partial v_j}{\partial x_i} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left[ \mu \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) - \rho U_i U_j \right] + \rho g_i \quad (2)$$

حنجره مشاهده شده است. به عبارت دیگر با افزایش دو برابری جریان هوا، بیش‌ترین میزان سرعت تقریباً دو برابر شده است. هم‌چنین مطابق شکل (۳) پراکندگی ادی توربولانس در ناحیه‌ی حنجره و حلقی دهانی به بیش‌ترین میزان خود رسیده است. در دبی تنفسی ۱۵ L/min درصد کمی از ناحیه‌ی حنجره و حلقی دهانی دچار بیش‌ترین مقدار پراکندگی ادی توربولانس شده اما با افزایش دو برابری جریان هوا در دبی تنفسی ۳۰ L/min نواحی با بیش‌ترین مقدار پراکندگی ادی توربولانس به شدت افزایش یافته است.

می‌دهد که شاخص‌های مرزی هوا در سیستم تنفس فوقانی شامل سرعت، فشار، توزیع ادی توربولانس و تغییرات تنش برشی جداره تغییر کرده است. برای شبیه‌سازی جریان هوا، بازدم در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min در نظر گرفته شده است. کانتور سرعت در مسیر هوایی در وضعیت سه‌بعدی در شکل (۲) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که سرعت در ناحیه‌ی حنجره و حلقی دهانی به بیش‌ترین میزان خود رسیده است. بیش‌ترین حد سرعت در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min به ترتیب برابر با ۶/۲۶، ۱۰/۵۸ و ۱۲/۱۴ m/s



شکل (۱) - (الف) هندسه‌ی مدل و شرایط مرزی، (ب) تولید شبکه و تصویری از المان‌ها، (ج) بررسی استقلال مش، مقادیر سرعت در نزدیکی ناحیه‌ی گلو به خوبی برای مش‌های M ۲/۴ و M ۲/۵ مطابقت دارد، (د) مقایسه‌ی نمودارهای سرعت در امتداد قطر با داده‌های تجربی ژائو [۳۳]

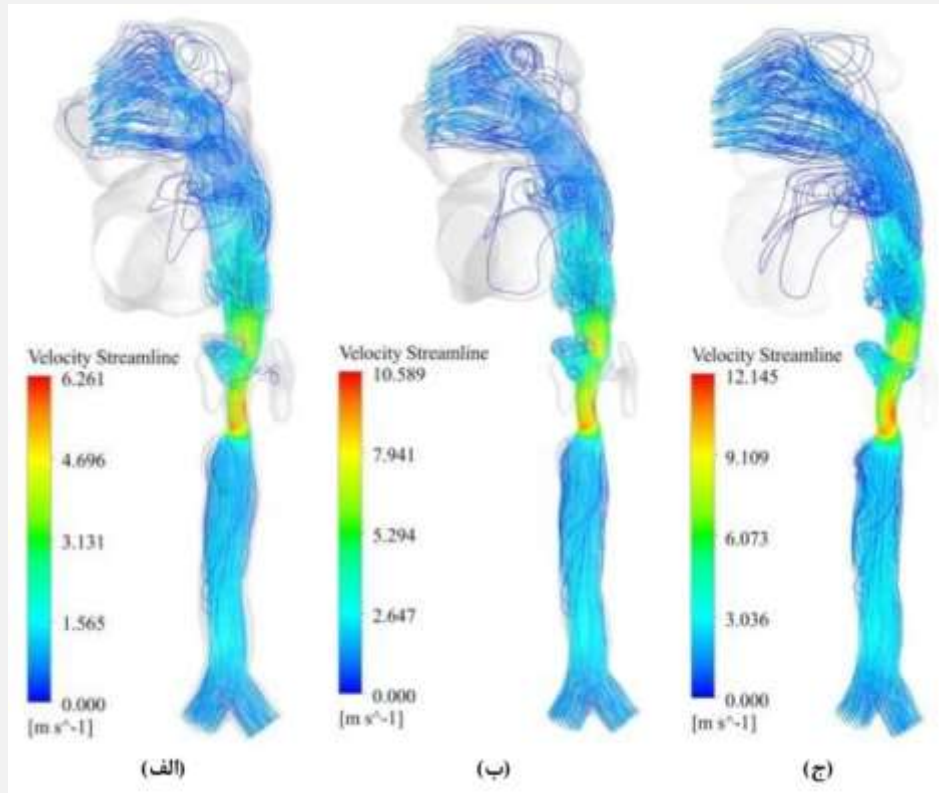
تنش برشی روی جداره‌ی مسیر تنفسی یک شاخص مهم بوده اما از آن‌جا که اندازه‌گیری آن در بدن دشوار است باید در مدل ریاضی به عنوان مدل آزمایشی مورد بررسی قرار گیرد. در این مدل طبق شکل (۵) تنش برشی روی جداره در ناحیه‌ی حنجره و حلقی دهانی به بیش‌ترین میزان خود رسیده است. ماکسیمم تنش برشی روی جداره در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min به ترتیب برابر با ۱/۳، ۲/۸ و ۳/۳ Pa است. به عبارت دیگر با افزایش دو برابری جریان هوا بیش‌ترین حد فشار به بیش از سه برابر رسیده است. در این مدل محاسباتی خطر انسداد به دلیل تنش برشی بسیار بالا روی جداره در حنجره وجود دارد. ظرفیت

کانتور فشار در مسیر هوایی در شکل (۴) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که بیش‌ترین فشار در نای رخ داده و کم‌ترین فشار در ناحیه‌ی دهانی حلقی و حنجره اتفاق افتاده به طوری که ماکسیمم فشار در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min به ترتیب برابر با ۱۹/۶، ۵۱/۰۱ و ۶۵/۸ Pa است. به عبارت دیگر با افزایش دو برابری جریان هوا بیش‌ترین حد فشار به بیش از سه برابر رسیده است. از طرف دیگر کم‌ترین حد فشار در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min به ترتیب برابر با ۶/۸، -۲۸ و -۴۰/۵ Pa است. به عبارت دیگر با افزایش دو برابری جریان هوا کم‌ترین حد فشار تقریباً شش برابر افزایش یافته است.

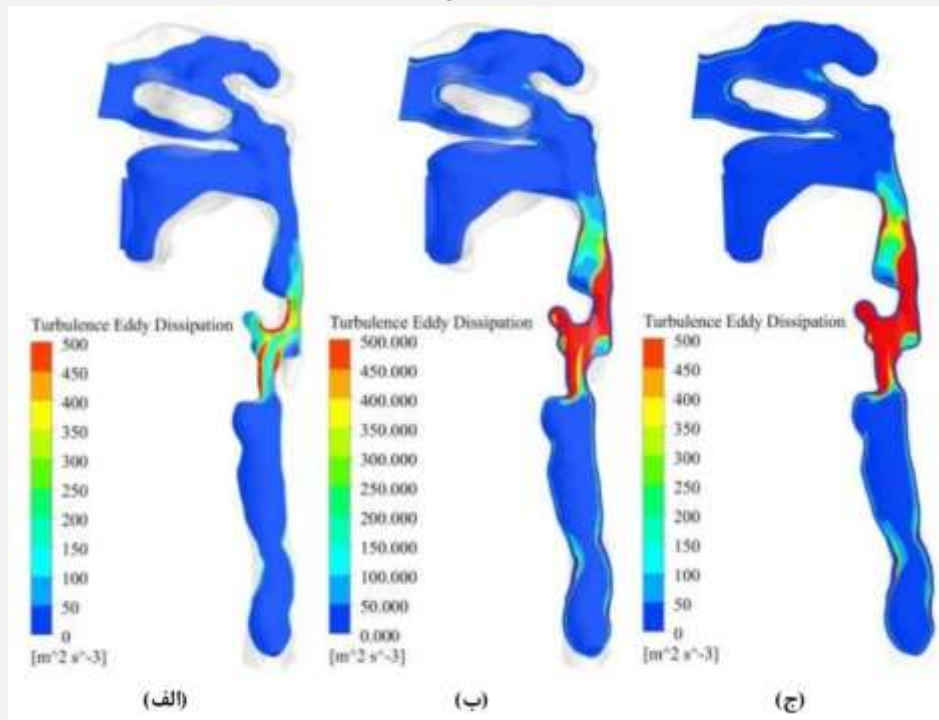


تغییر شکل در ناحیه‌ی تنگ شدگی مجرای تنفسی رخ داده است. با افزایش نرخ جریان تغییر شکل نیز افزایش یافته است. ماکسیمم تغییر شکل روی جداره در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min به ترتیب برابر با ۰/۰۷، ۰/۲ و ۰/۲۷ mm است.

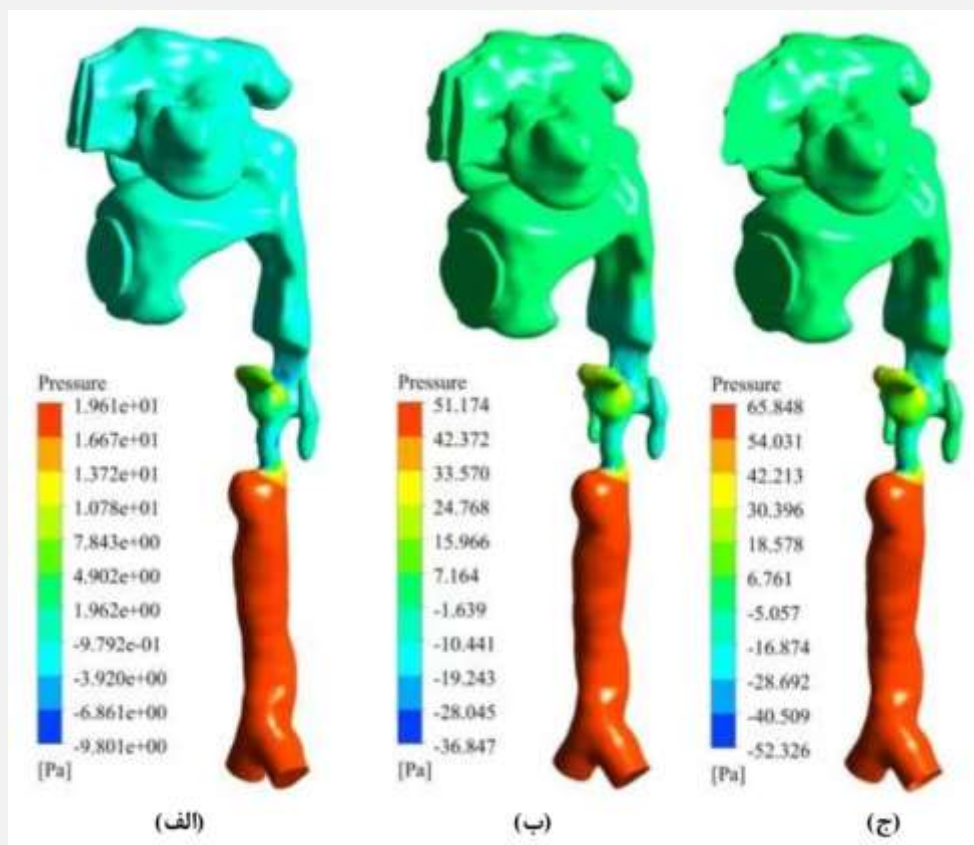
ریه و میزان هوا در هر دم کاهش یافته است. از آن‌جا که راه هوایی در حنجره از سیستم فوقانی باریک‌تر است، خطر انسداد راه هوایی حتی در کاهش جزئی ظرفیت تنفسی افزایش می‌یابد. تغییر شکل جداره در شکل (۶) قابل مشاهده است. بیش‌ترین



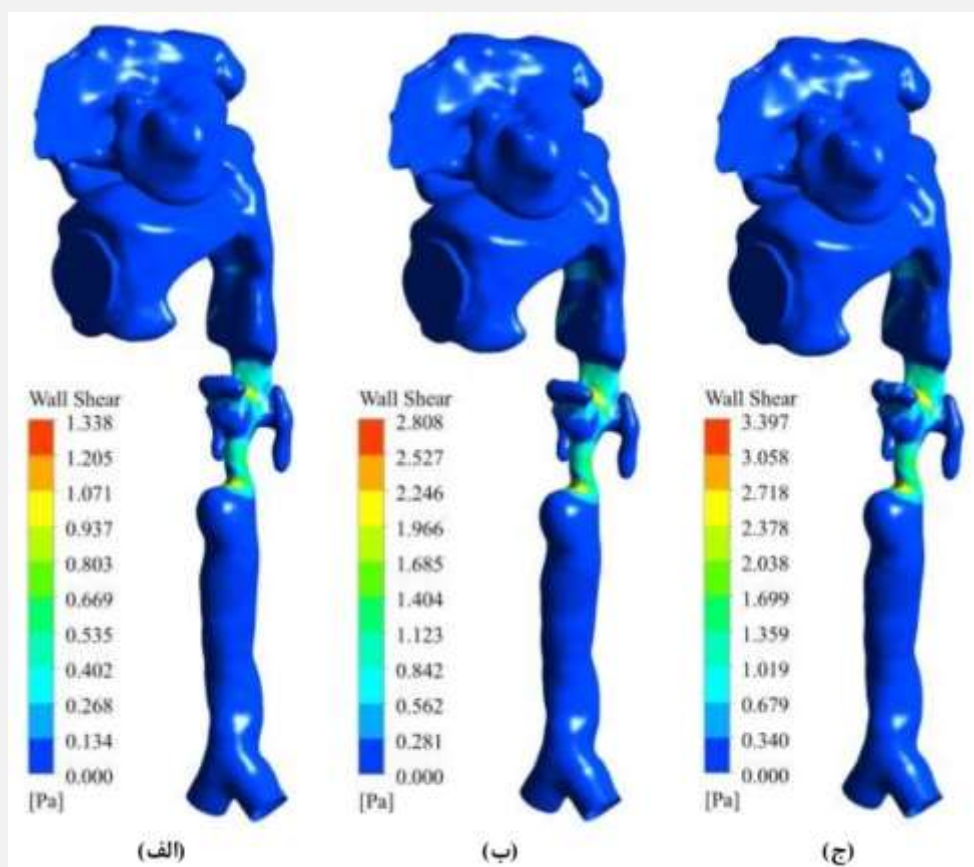
شکل (۲) - نمایش خطوط جریان سرعت به صورت یک‌پارچه از نمای جانبی در سیستم تنفسی برای رفلکس‌های مختلف تنفسی در دبی‌های: (الف) ۱۵، (ب) ۲۶ و (ج) ۳۰ L/min



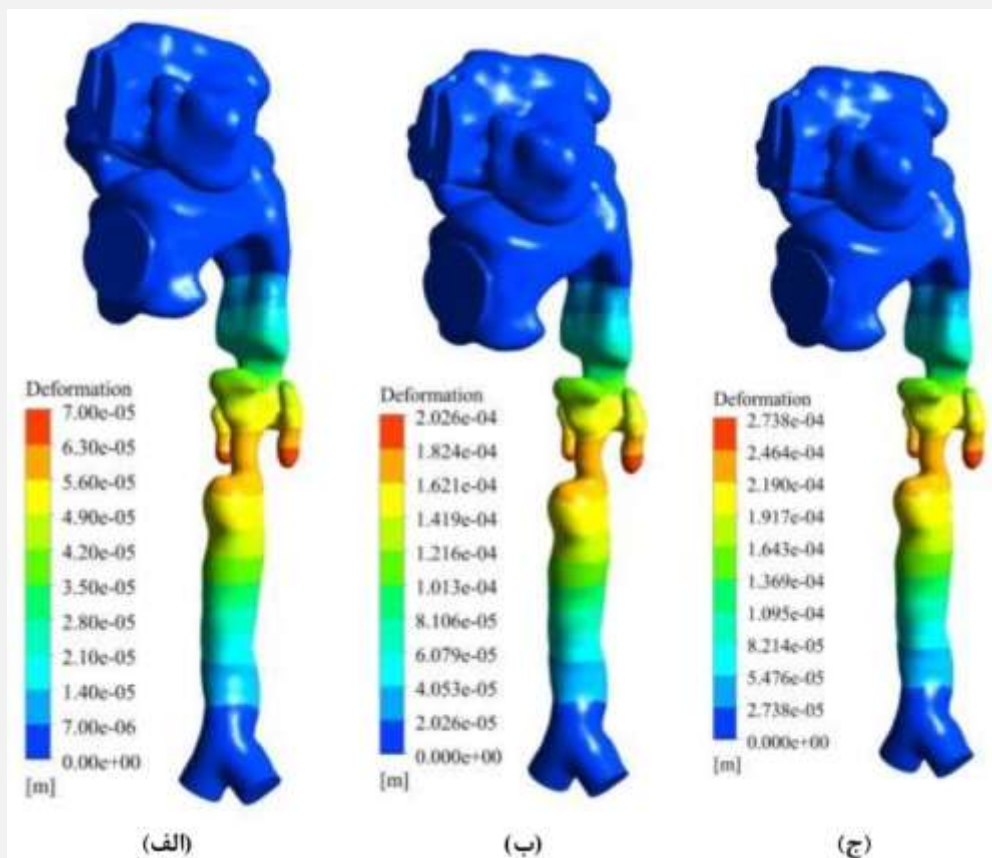
شکل (۳) - نمایش توزیع ادی توربولانس به صورت یک‌پارچه از نمای جانبی در سیستم تنفسی برای رفلکس‌های مختلف تنفسی در دبی‌های: (الف) ۱۵، (ب) ۲۶ و (ج) ۳۰ L/min



شکل (۴) - نمایش کانتورهای فشار در نمای جانبی در سیستم تنفسی برای رفلکس‌های مختلف تنفسی در دبی‌های: (الف: ۱۵، ب) ۲۶ و ج) ۳۰ L/min



شکل (۵) - نمایش تنش برشی روی جداره به صورت یک پارچه در نمای جانبی در سیستم تنفسی برای رفلکس‌های مختلف تنفسی در دبی‌های: (الف: ۱۵، ب) ۲۶ و ج) ۳۰ L/min



شکل (۶) - نمایش تغییر شکل جداره به صورت یک پارچه از نمای جانبی در سیستم تنفسی برای رفلکس‌های مختلف تنفسی در دبی‌های: (الف) ۱۵، (ب) ۲۶ و (ج) ۳۰ L/min

#### ۴- بحث

شکل مجاری هوا بر عمل کرد تنفس نیاز دارد. بدین منظور در بسیاری از انواع تحقیقات اخیر از مدل‌سازی CFD استفاده شده است. با این حال مدل‌سازی CFD و FSI از مجرای هوایی فوقانی بازسازی شده می‌تواند به تحلیل ارزشمندی از الگوی جریان هوای تنفسی فوقانی طبق الگوی مجرای هوایی هر شخص منجر شود [۱۸، ۲۷-۲۹، ۳۵، ۳۶].

نتایج این مقاله و تحقیقاتی که راه هوایی فوقانی انسان را از طریق استفاده از روش‌های محاسبات عددی به خوبی مورد مطالعه قرار داده‌اند، به طور قابل توجهی درک مشخصات جریان در راه‌های هوایی فوقانی انسان را افزایش داده است. این نتایج نه تنها در برنامه‌ریزی زمانی پزشکان برای مداخلات پزشکی و ارزیابی آگاهانه مفید بوده، بلکه در تصمیم‌گیری استراتژیک و معقول مانند اجتناب از تراکتوستومی غیرضروری [۳۷] که عموماً توسط برخی یافته‌های عینی پشتیبانی شده و تا حد زیادی توسط تجربه و آموزش ذهنی هدایت می‌شود [۳۸] و در مورد اتخاذ روش‌های درمانی در محیط‌های بالینی کمک خواهد کرد [۳۷]. هم‌چنین این مقاله و سایر پژوهش‌ها در این زمینه می‌تواند کمک‌های شایان توجهی در راستای مدل‌های پیش‌بینی‌کننده برای شناسایی شروع رویدادهای مخاطره‌آمیز

انسداد بدخیم راه هوایی فوقانی همواره یک چالش بالینی بزرگ بوده به طوری که می‌تواند باعث مشکلات تنفسی شدید یا مرگ در بیمار شود که برای کاهش آن نیاز به مداخله‌ی جراحی یا کاشت استنت است [۳۴]. از این رو تومور راه هوایی فوقانی یک بیمار نیازمند تجمیعی از روش‌ها و دانش در مدل‌سازی سیستم تنفسی فوقانی است. یکی از راه‌های درمان این بیماری برداشتن قسمت آسیب دیده‌ی تومور مجرای تنفسی فوقانی است که ناحیه‌ی برداشته شده باید مجدداً با دریچه ساخته شود. تعداد قابل توجهی از بیمارانی که تومور مجاری تنفسی فوقانی دارند افرادی مسن با وضعیت جسمانی ضعیف هستند. در این افراد با حذف ارگان‌های اصلی مانند سیستم تنفسی که برای فعالیت‌های حیاتی مهم است، اختلال عمل‌کردی بیشتری نسبت به افراد جوان به وجود می‌آید. بنابراین در بیماران مسن پس از جراحی‌های سرطان مجاری هوایی فوقانی مازور ممکن است نتایج مخاطره‌آمیزی مشاهده شود. اخیراً در سال ۲۰۱۹ در راستای تصحیح این فقدان مقالاتی منتشر شده است. برای این که یک روش تحلیل بتواند مدل‌سازی جریان هوا در مجاری هوایی فوقانی را انجام دهد، به آگاهی از چگونگی تاثیر تغییرات

- [3] J. MacLaurin, J. Chapman, G. W. Jones, T. Roose, The buckling of capillaries in solid tumours, Proc. R. Soc. A, Vol. 468, No. 2148, pp. 4123-4145, 2012.
- [4] D. Ambrosi, F. Mollica, On the mechanics of a growing tumor, International Journal of Engineering Science, Vol. 40, No. 12, pp. 1297-1316, 2002.
- [5] R. P. Araujo, D. McElwain, A linear-elastic model of anisotropic tumour growth, European Journal of Applied Mathematics, Vol. 15, No. 03, pp. 365-384, 2004.
- [6] Y. Kim, M. A. Stolarska, H. G. Othmer, A hybrid model for tumor spheroid growth in vitro I: theoretical development and early results, Mathematical Models and Methods in Applied Sciences, Vol. 17, No. supp01, pp. 1773-1798, 2007.
- [7] C. Breward, H. Byrne, C. Lewis, The role of cell-cell interactions in a twophase model for avascular tumour growth, Journal of Mathematical Biology, Vol. 45, No. 2, pp. 125-152, 2002.
- [8] C. J. Breward, H. M. Byrne, C. E. Lewis, A multiphase model describing vascular tumour growth, Bulletin of Mathematical Biology, Vol. 65, No. 4, pp. 609-640, 2003.
- [9] T. Roose, P. A. Netti, L. L. Munn, Y. Boucher, R. K. Jain, Solid stress generated by spheroid growth estimated using a linear poroelasticity model, Microvascular Research, Vol. 66, No. 3, pp. 204-212, 2003.
- [10] T. Stylianopoulos, J. D. Martin, M. Snuderl, F. Mpekris, S. R. Jain, R. K. Jain, Coevolution of solid stress and interstitial fluid pressure in tumors during progression: implications for vascular collapse, Cancer Research, Vol. 73, No. 13, pp. 3833-3841, 2013.
- [11] V. Cristini, J. Lowengrub, Q. Nie, Nonlinear simulation of tumor growth, Journal of Mathematical Biology, Vol. 46, No. 3, pp. 191-224, 2003.
- [12] M. Keshavarz Seifi, M. R. Farahnak, a. mojra, Artificial tactile sensing capability in tumor detection of the liver tissue utilizing in vitro experimental data and hyperelastic finite element modeling, Modares Mechanical Engineering, Vol. 14, No. 15, pp. 388-394, 2014.
- [13] G. Helmlinger, P. A. Netti, H. C. Lichtenbeld, R. J. Melder, R. K. Jain, Solid stress inhibits the growth of multicellular tumor spheroids, Nature Biotechnology, Vol. 15, No. 8, pp. 778-783, 1997.
- [14] Paeng, J. Y., Kim, J. W., and Lee, S. T., Changes in hyoid bone position and cross-sectional area of pharyngeal airway after oral cancer surgery, Anticancer research, 39, 2097-2104, 2019.
- [15] Schwab, R. J., and Goldberg, A. N., Upper airway assessment: Radiographic and other imaging techniques, Otolaryngologic clinics of North America, 31, 931-968, 1998.
- [16] K.K. Chang, K.B. Kim, M.W. McQuilling, R. Movahed, Fluid structure interaction

تنفسی [۳۸] که باعث مشکلات تنفسی شدید می‌شود، داشته باشد. در این مقاله الگوی حرکت جریان و تغییرات فشار در سیستم تنفسی یک مرد ۶۰ ساله بررسی شده است. باید توجه داشت که تنش برشی روی جداره در بدن قابل اندازه‌گیری نیست که دلیل پیچیدگی مسائل در ناحیه‌ی حنجره نیز همین مورد است. هم‌چنین سرعت و ادی ویسکوزیته در ناحیه‌ی حنجره و حلقی دهانی به بیش‌ترین میزان خود می‌رسد. از آن‌جا که شکل و محل تومور مستقیماً مرتبط با تغییرات جریان است، لذا میزان سرعت و ادی ویسکوزیته در این ناحیه شدیدتر از سایر قسمت‌های سیستم تنفسی فوقانی می‌باشد [۳۹]. امروزه به کمک مدل‌های ریاضیاتی قدرتمند در علوم مختلف [۴۰-۴۷] می‌توان با کم‌ترین هزینه به نتایج قابل قبولی دست یافت.

## ۵- نتیجه‌گیری

در این مدل تنفسی تنگ شده به دلیل حضور تومور، سرعت و تنش برشی روی جداره به بیش‌ترین میزان خود در ناحیه‌ی حنجره و حلقی دهانی رسیده است. بنابراین ماکسیمم تنش برشی روی جداره در سه دبی تنفسی ۱۵، ۲۶ و ۳۰ L/min به ترتیب برابر با  $1/3$ ،  $2/8$  و  $3/3$  Pa است. به عبارت دیگر با افزایش دو برابری جریان هوا بیش‌ترین حد فشار به بیش از سه برابر رسیده است. هم‌چنین با توجه به این که در این مدل محاسباتی تنش برشی روی جداره در حنجره بسیار بالا بوده، خطر انسداد در این سطح بسیار زیاد است. ظرفیت ریه و میزان هوا در هر دم کاهش یافته است. در ناحیه‌ی حلقی دهانی بیش‌ترین میزان تغییر شکل جداره مشاهده شده است. با افزایش رفلکس تنفسی، تغییر شکل جداره در ناحیه‌ی اروفارینکس به میزان قابل توجهی افزایش یافته است. بنابراین ناحیه‌ی تنگی مجرا به دلیل حضور تومور به دلیل تغییر خواص بافت اصلی دچار بیش‌ترین تغییر شکل شده که این امر می‌تواند به مرور زمان منجر به مسدودی مسیر هوا و خفگی بیمار شود. هم‌چنین خطر انسداد راه هوایی حتی در کاهش جزئی ظرفیت تنفسی افزایش می‌یابد.

## ۶- مراجع

- [1] Horn, L. "Chapter 89". In Longo, DL; Kasper, DL; Jameson, JL; Fauci, AS; Hauser, SL; Loscalzo, J. Harrison's Principles of Internal Medicine (18th ed.). McGraw-Hill. ISBN 0-07-174889-X, 2012.
- [2] V. Cristini, J. Lowengrub, Multiscale modeling of cancer: an integrated experimental and mathematical modeling approach, pp. 3-7, New York:Cambridge University Press, 2010.

- Cranio-Maxillo- Facial Surgery, 47, 1041-1045, 2019.
- [26] Kawakami, M., Yamamoto, K., Fujimoto, M., Ohgi, K., Inoue, M., and Kirita, T., Changes in tongue and hyoid positions, and posterior airway space following mandibular setback surgery, *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 33, 107-110, 2005.
- [27] Shah, D. H., Kim, K. B., Mcquilling, M. W., Movahed, R., Shah, A. H., and Kim, Y. I., Computational fluid dynamics for the assessment of upper airway changes in skeletal class iii patients treated with mandibular setback surgery, *The Angle orthodontist*, 86, 976-982, 2016.
- [28] Sittitavornwong, S., Waite, P. D., Shih, A. M., Cheng, G. C., Koomullil, R., Ito, Y., Cure, J. K., Harding, S. M., and Litaker, M., Computational fluid dynamic analysis of the posterior airway space after maxillomandibular advancement for obstructive sleep apnea syndrome, *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 71, 1397-1405, 2013.
- [29] Yajima, Y., Oshima, M., Iwai, T., Kitajima, H., Omura, S., and Tohnai, I., Computational fluid dynamics study of the pharyngeal airway space before and after mandibular setback surgery in patients with mandibular prognathism, *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 46, (2017), 839-844.
- [30] H.M. Beni, H. Mortazavi, M.S. Islam, *Biomedical and Biophysical Limits to Mathematical Modeling of Pulmonary System Mechanics: a Scoping Review on Aerosol and Drug Delivery*, *Biomech Model Mechanobiol*, 2021.
- [31] Tsega E. G. *Computational Fluid Dynamics Modeling of Respiratory Airflow in Tracheobronchial Airways of Infant, Child, and Adult. Computational and mathematical methods in medicine*, 2018, 9603451, 2018.
- [32] Shih, T. C., Hsiao, H. D., Chen, P. Y., Tu, C. Y., Tseng, T. I., & Ho, Y. J. Study of pre- and post-stent implantation in the trachea using computational fluid dynamics. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 34(2), 150-156, 2014.
- [33] Zhao Y. Lieber B B. 1994. Steady Expiratory Flow in a Model Symmetric Bifurcation." *ASME. J Biomech Eng.* 116:318-323.
- [34] L.Wang et al. LES study on the impact of airway deformation on the airflow structures in the idealized mouth-throat model *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, (2021).
- [35] Huang, H., Yin, H., Wang, Y., Chen, N., Huang, D., Luo, X., Yin, X., Zheng, Q., Shi, B., and Li, J., Computational fluid dynamic analysis of different velopharyngeal closure patterns, The simulations of the upper airway in obstructive sleep apnea patients before and after maxillomandibular advancement surgery, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 153 (6) (2018) 895-904.
- [17] Gokce, S. M., Gorgulu, S., Gokce, H. S., Bengi, A. O., Karacayli, U., and Ors, F., Evaluation of pharyngeal airway space changes after bimaxillary orthognathic surgery with a 3-dimensional simulation and modeling program, *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 146, 477-492, 2014.
- [18] Na, J. S., Jung, H.-D., Cho, H.-J., Choi, Y. J., and Lee, J. S. J. J. O. a. P., Computational analysis of airflow dynamics for predicting collapsible sites in the upper airways: A preliminary study, 126, 330-340, 2019.
- [19] Suga, H., Iwasaki, T., Mishima, K., Nakano, H., Ueyama, Y., and Yamasaki, Y., Evaluation of the effect of oral appliance treatment on upper-airway ventilation conditions in obstructive sleep apnea using computational fluid dynamics, *Cranio : the journal of craniomandibular practice*, 1-9, 2019.
- [20] O. Bafkar, J.C. Caias, H. Calmet, G. Houzeaux, G. Rosengarten, D. Lester, V. Nguyen, S. Gulizia, I.S. Cole, Impact of sleeping position, gravitational force & effective tissue stiffness on obstructive sleep apnea, *J. Biomech.* (2020) 109715
- [21] J. Xi, X. April Si, H. Dong, H. Zhong, Effects of glottis motion on airflow and energy expenditure in a human upper airway model, *Eur. J. Mech. B/Fluids* 72 (2018) 23-37.
- [22] A.J. Bates, A. Schuh, G. Amine-Eddine, K. McConnell, W. Loew, R.J. Fleck, J.C. Woods, C.L. Dumoulin, R.S. Amin, Assessing the relationship between movement and airflow in the upper airway using computational fluid dynamics with motion determined from magnetic resonance imaging, *Clin. Biomech.* 66 (2019) 88-96 no.
- [23] V.K. Srivastav, A.R. Paul, A. Jain, Capturing the wall turbulence in CFD simulation of human respiratory tract, *Math. Comput. Simul.* 160 (2019) 23-38.
- [24] M.A. Alashti et al. *Computational Simulation of Airflow with Aerosols in Distal Parts of a Human Respiratory System: Investigating the Effects of Gravity*. *Iranian journal of biomedical engineering* (2019).
- [25] Alcalde, L. F. A., Faria, P. E. P., Nogueira, R. L. M., Chihara, L., and Sant'ana, E., Computed tomography visualizing alterations in the upper airway after orthognathic surgery, *Journal of cranio- maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for*



- [43] Mortazavy Beni H, Mortazavi H, Mansoori M, Aghaei F (2022). Identification of the COVID-19 Droplet Deposition Path and Its Effects on the Human Respiratory Tract Before and After the Disease: A Scoping Novel Respiratory Mask Design. In: Adibi, S., Griffin, P., Sanicas, M., Rashidi, M., Lanfranchi, F. (eds) *Frontiers of COVID-19*. Springer, Cham.
- [44] Ashkan Heydarian, Parvin Darvishi, Hamed Mortazavi, Hamidreza Mortazavy Beni, Experimental and numerical responses of fibroblast and epithelial cells to the frequency of electric toothbrush, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 140, 2023.
- [45] Hamed Mortazavi, Hamidreza Mortazavy Beni, Mohammad Saidul Islam, Gunther Paul, Chapter 13 - Aerosolized airborne bacteria and viruses inhalation: Micro-bioaerosols deposition effects through upper nasal airway inhalation, Editor(s): Gunther Paul, Mohamed Hamdy Doweidar, *Digital Human Modeling and Medicine*, Academic Press, 2023.
- [46] Hamidreza Mortazavy Beni, Hamed Mortazavi, Gunther Paul, Mohammad Saidul Islam, Ali Asghar Zarei, Chapter 14 - Numerical simulation of the aortic arch behavior, Editor(s): Gunther Paul, Mohamed Hamdy Doweidar, *Digital Human Modeling and Medicine*, Academic Press, 2023.
- [47] Mortazavy Beni, H. & Mortazavi, H. & Paul, G. & Islam, M., (2022) "Moving deforming mesh modeling of human organ systems", *Proceedings of the 7th International Digital Human Modeling Symposium 7(1)*: 30, 11 pages.
- Annals of otology, rhinology, and laryngology, 129, 157-163, 2020.
- [36] Song, B., Li, Y., Sun, J., Qi, Y., Li, P., Li, Y., and Gu, Z., Computational fluid dynamics simulation of changes in the morphology and airflow dynamics of the upper airways in osahs patients after treatment with oral appliances, *PLoS one*, 14, e0219642, 2019.
- [37] W.M. Faizal et al. Computational fluid dynamics modelling of human upper airway: A review. *J. Comput Methods Programs Biomed*, (2022).
- [38] T. Zobaer et al. Modeling the effect of tumor compression on airflow dynamics in trachea using contact simulation and CFD analysis. *J. Computers in Biology and Medicine*, (2021).
- [39] Taylan M., Can O., Cetincakmak M. G., Ozbay M., Effect of Airway Dynamics on the Development of Larynx Cancer, *Laryngoscope*, Vol. 126, 2016.
- [40] Deilami S., Abbasi K., Houshyar A., Izadneshan H., Mortazavy Beni H., (2023) "Study the effect of temperature variation and intrinsic layer thickness on the linear response of a PIN photodetector: A finite element method approach", *Results in Engineering*, Vol. 17.
- [41] Mortazavi H, Beni HM, Islam MS. Thermal/fluid characteristics of the inline stacked plain-weave screen as solar-powered Stirling engine heat regenerators. *IET Renew Power Gener* 2022; 16: 956–965.
- [42] Mortazavy Beni H, Paul G (2022). Relaxation and creep response of the alveolar lung to diagnosis and treatments for respiratory and lung disorders. *Perfusion* 026765912211281.