

شبیه‌سازی سه‌بعدی جریان هوا در دستگاه تنفسی انسان

امیره نوربخش

مرتضی بیاره*

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران

چکیده

در پژوهش حاضر، سیستم تنفسی انسان از مجرای دهان مورد مطالعه عددی قرار گرفته است. معادلات حاکم بر جریان با استفاده از روش حجم محدود فشار مبنا حل شده و الگوریتم SIMPLE برای کوپلینگ سرعت-فشار مورد استفاده قرار گرفته است. همچنین، مدل آشفتگی SST $k-\omega$ جهت مدل کردن جریان هوای مغشوش مورد استفاده قرار می‌گیرد. داده‌های مورد استفاده بر اساس اطلاعات واقعی سیستم تنفسی انسان است. هدف اصلی این پژوهش، تعیین مقدار بهینه‌ی هوای ورودی با استفاده از شرایط مرزی مختلف و نیز توصیف رفتار هر یک از بخش‌های سیستم تنفسی در شرایط واقعی است. نتایج نشان دادند که افزایش دبی با افزایش سرعت کلی نسبت مستقیم دارد و با افزایش میزان نوسانات سرعت، مقدار آشفتگی جریان هوا افزایش می‌یابد. در حالت تنفس عادی، مقدار سرعت تا ۱/۴ متر بر ثانیه نیز می‌رسد. مقدار سرعت برای دبی ۱۰ لیتر بر دقیقه تا سرعت ۰/۴۸ کاهش و برای دبی ۱۲۰ لیتر بر دقیقه تا ۵/۴ افزایش می‌یابد. دریافته شد که رفتار حلق دهانی به جز در حالت استاندارد که دبی ۳۰ لیتر بر دقیقه است، بی‌ثبات و متفاوت است. **واژه‌های کلیدی:** شبیه‌سازی عددی، سیستم تنفسی، حلق، حنجره، نای، آشفتگی.

Three-dimensional simulation of airflow in the human respiratory system

A. Nourbakhsh

M. Bayareh

Department of Mechanical Engineering, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

Department of Mechanical Engineering, Shahrekord University, Shahrekord, Iran

Abstract

In the present study, the human respiratory system from the oral duct is numerically studied. The governing equations for the flow are solved using a pressure-based finite volume method and the SIMPLE algorithm is used for velocity-pressure coupling. Also, SST $k-\omega$ turbulence model is used to model the turbulent airflow. The data used is based on the actual information of the human respiratory system. The main objective of this study is to determine the optimal amount of air inflow using different boundary conditions and describe the behavior of each part of real respiratory system. The results show that the increase of velocity is proportional to the increase of volume flow rate and the amount of turbulence in the airflow increases with the increase of velocity fluctuations. For normal breathing mode, the velocity is up to 1.4 m/s. The velocity for the volume flow rate of 10 lit/m is reduced to 0.48 and increased to 4.5 by 120 lit/m. It was found that oral throat behavior is uncertain except in the standard state corresponds to the flow rate of 30 lit/m.

Keywords: Numerical simulation, Respiratory system, Throat, Larynx, Trachea, Turbulence.

ماتیدا و همکاران [۶] در سال ۲۰۰۴ با بررسی انباشته شدن مواد مختلف در حلق دهانی به نتایج قابل قبولی در این عرصه دست یافتند. استاپلنوتون و همکاران [۷] بررسی سیستم تنفسی را با استفاده از مدل شبیه‌سازی ادی‌های بزرگ پیشنهاد نمودند. در سال ۲۰۱۵، تایلان و همکاران [۸] با شبیه‌سازی سیستم تنفسی و عبور جریان از آن، سرطان حنجره، عوامل و اثرات آن را بررسی کردند. آن‌ها دریافته‌اند که دقیقاً قسمت بالایی حنجره که در آن فشار به پایین‌ترین حد خود می‌رسد، مستعدترین نقطه برای وقوع سرطان حنجره است. کاوشیک و همکاران [۹] با شبیه‌سازی سیستم تنفسی در حالت تغییر ناگهانی مقطع دریافته‌اند که در اثر انقباض و انبساط‌های صورت گرفته، تغییر محسوسی در رفتار جریان رخ می‌دهد. لین [۱۰] تأثیر مشخصات اغتشاشی سطح مقطع حنجره را بر روی عبور جریان از این بخش از سیستم تنفسی بررسی کردند. کومار [۱۱] نیز با مدل‌سازی قسمت حلق و فشار عبوری از آن برای افراد بالغ به این نتیجه رسید که رفتار جریان در این بخش تغییر می‌کند. کریگی [۱۲] با در نظر گرفتن ماهیچه‌ها و بافت‌های حلق، به بررسی رفتار آن در هنگام عبور مواد و هوا از این قسمت پرداختند. هیراماتسو و همکاران [۱۳] به شبیه-

۱- مقدمه

دستگاه تنفس انسان شامل شش‌ها، مجاری هوا، قفسه سینه که شش‌ها را در خود جای داده و ماهیچه‌های تنفسی است. به طور کلی دستگاه تنفس را می‌توان به دو قسمت تقسیم کرد: دستگاه تنفس فوقانی که متشکل از بینی، حلق، لوزه‌ها، آدنوئیدها و حنجره است و دستگاه تنفسی تحتانی که از نای، نایژه‌ها، نایژک‌ها، کیسه‌های هوایی و ریه‌ها تشکیل شده است. از جمله مطالعاتی که سیستم تنفسی را شبیه‌سازی نموده‌اند، می‌توان به بررسی عددی بال و همکاران [۱]، در سال ۲۰۰۷ اشاره کرد. آن‌ها سیستم تنفسی انسان را در دبی‌های مختلف هوا شبیه‌سازی کردند. هنان و همکاران [۲] به بررسی عددی و تجربی جریان عبوری از سیستم تنفسی پرداخته و با بررسی حرکت جریان در بدن چند انسان و جمع‌آوری نتایج کلی، الگوی کاملی برای شبیه‌سازی این سیستم ارائه دادند. کریستولر [۳] به بررسی تغییر نوع جریان از لایه‌ای به آشفته در مجرای تنفسی پرداخت. او در بررسی‌های عددی دیگر، عبور ذراتی با اندازه میکرو و نانو از مجرای تنفسی و انباشته شدن آن‌ها در بالای این مجرا را با هم مقایسه کرد [۴-۵].

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: m.bayareh@eng.sku.ac.ir

در پژوهش حاضر، به بررسی و شبیه‌سازی مجرای دهانی تنفسی انسان در محدوده بین ورودی دهان تا ورودی ریه پرداخته می‌شود. این مسیر شامل حلق، حنجره و نای است. در این شبیه‌سازی از نرم افزار فلوئنت^۱ استفاده می‌شود. هدف اصلی، تعیین توزیع سرعت در درون مجرای دهانی است تا با استفاده از شرایط مرزی مختلف مورد مطالعه، مقدار بهینه ورودی هوا و رفتار هر یک از بخش‌ها در شرایط واقعی مشخص شود.

۲- معادلات حاکم

ناحیه مجرای تنفسی انسان از چند بخش اصلی اوریفارینکس^۲، نای بلند^۳، حنجره^۴ و نای^۵ تشکیل شده است که در شبیه‌سازی‌ها به بررسی جداگانه هر یک پرداخته می‌شود. معادلات حاکم بر جریان سیال تراکم‌ناپذیر، معادلات پیوستگی و مومنتم هستند. انتقال جرم و مومنتم از طریق جریان جابجایی و پخش ملکول‌ها و ادی‌های آشفتگی اتفاق می‌افتد. معادله پیوستگی به صورت زیر نوشته می‌شود [۱]:

$$\nabla \cdot \vec{u}_m = 0 \quad (1)$$

که \vec{u}_m میانگین وزنی سرعت است و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\vec{u}_m = \frac{\sum_{k=1}^n \alpha_k \rho_k \vec{u}_k}{\rho_m} \quad (2)$$

و ρ_m چگالی مخلوط (فاز مایع-فاز بخار) است:

$$\rho_m = \sum_{k=1}^n \alpha_k \rho_k \quad (3)$$

که α_k کسر حجمی فاز k ام است.

معادله مومنتم به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\frac{\partial}{\partial t} \vec{u}_m + \nabla(\vec{u}_m \vec{u}_m) = -\frac{\nabla p}{\rho_m} + \frac{\mu_m}{\rho_m} (\nabla^2 \vec{u}_m + \nabla \vec{u}_m^T) + g + \frac{F}{\rho_m} + \frac{1}{\rho_m} \sum_{k=1}^n \alpha_k \rho_k \vec{u}_{dr+k} \vec{u}_{dr+k} \quad (4)$$

که p فشار سیال، F بردار نیروی حجمی وارد بر جرم سیال و g شتاب ناشی از جاذبه است. μ_m لزجت مخلوط است که طبق رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$\mu_m = \sum_{k=1}^n \alpha_k \mu_k \quad (5)$$

$$\vec{u}_{dr+k} = \vec{u}_k - \vec{u}_m \quad (6)$$

برای مدل کردن جریان مغشوش از مدل اغتشاشی SST $k-\omega$ استفاده می‌شود. این مدل اغتشاشی تلفیقی از مدل‌های اغتشاشی $k-\epsilon$ و $k-\omega$ است. معادلات انتقالی انرژی جنبشی مغشوش و نرخ اتلاف به صورت زیر تعریف می‌شوند [۲۴]:

$$\frac{\partial k}{\partial t} + u_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = P_k - \beta^* k \omega + \quad (7)$$

سازی سه بعدی رفتار حنجره قبل و بعد از خرابی تارهای صوتی پرداختند. در شبیه‌سازی آنها تمام بخش‌های مرتبط با تارهای صوتی مورد بررسی قرار گرفت و نمایی کامل از رفتار آن نمایش داده شد. ومپولا [۱۴] حنجره انسان و اثرات امواج بر روی آن را با استفاده از روش المان محدود تحلیل کرد. چن و همکاران [۱۵] در سال ۲۰۱۲ با بازسازی بافت‌های حنجره در مقیاس میکرو توانست آن را بهبود بخشد. زنگ و همکاران [۱۶] در سال ۲۰۱۵ با شبیه‌سازی عددی قسمت بالای مجرای تنفسی و حرکت دینامیکی تارهای صوتی در حالت سه بعدی و عبور نهایی جریان از مجرای حنجره به این نتیجه رسیدند که نوسانات عبور جریان باعث افزایش حرکت تارهای صوتی می‌شود. کوپچ [۱۷] در سال ۲۰۱۲ با پردازش تصویر حنجره توانست ارتعاشات به وجود آمده در حنجره را در زمان‌های مختلف با دقت بسیار بالا به دست آورد. همچنین زانگ و همکاران [۱۸] از دیدگاه آبرودینامیکی و آکوستیکی به بررسی مودهای ارتعاشی تارهای صوتی پرداختند. موری و همکاران [۱۹] پاسخ‌های ارتعاشی سیستم تنفسی را در حالت‌های مختلف مقایسه کردند. این شبیه‌سازی‌ها از دید بیومکانیکی و بر اساس نوسانات تارهای صوتی انجام شد. یانگ [۲۰] آبروالاستیک سیال تراکم‌پذیر و اثر آن بر روی ارتعاشات تارهای صوتی را به صورت عددی بررسی نمودند. آن‌ها با استفاده از روش المان محدود و حل معادلات ناویر-استوکس تراکم‌پذیر شبیه‌سازی‌های خود را انجام دادند. جمکی و همکاران [۲۱] مدل محاسباتی هوای عبوری از ریه را در ۱۷ شاخه‌ی آن بررسی کردند. پلارد و همکاران [۲۲] به بررسی دینامیک جریان خون و هوای عبوری از سطح سیستم تنفسی از دو منظر مکانیکی و دارویی پرداخته و دریافتند که ممکن است در هنگام جراحی قلب حباب‌هایی در بین ذرات خون قرار گیرد. در بررسی دیگری، عبور هوا و دارو از مجرای تنفسی انسان مورد بحث قرار گرفت. در این تحقیق، بیمارانی با سرطان حنجره مد نظر قرار گرفته، برای انجام شبیه‌سازی‌ها از مدل‌های اغتشاشی استفاده شد و جریان با سرعت‌های مختلف از تومورها عبور داده شد [۲۳]. تنا و همکاران [۲۴] در سال ۲۰۱۵، سیستم تنفسی انسان را هنگام دم و بازدم در حالت ناپایدار به طور عددی بررسی نمودند. آن‌ها دریافتند که تغییرات سرعت هوا هنگام تنفس عادی در محدوده کوچکی قرار دارد. در سال ۲۰۱۶، روثیز و آریستیزبال [۲۵] جریان هوای سه بعدی در سیستم تنفسی انسان را به صورت سه‌بعدی شبیه‌سازی کردند و به این نتیجه رسیدند که نواحی با هندسه پیچیده دارای فشار بالایی هستند. سول و همکاران [۲۶] در سال ۲۰۱۴، مشخصات سیستم تنفسی انسان را در حالت عادی و حالتی که مانعی سر راه تنفس قرار دارد، به طور عددی بررسی کردند. نتایج نشان دادند که برای جریان هوا زمان وجود التهاب و برای دبی بیش از ۲۳۰۰ میلی‌لیتر در ثانیه، مشخصات جریان در این دو حالت کاملاً متفاوت است. مارتونین و همکاران [۲۷] جریان هوا در سیستم تنفسی انسان را به صورت سه‌بعدی مدل‌سازی نمودند. آن‌ها دستگاه تنفسی فوقانی که متشکل از بینی، حلق، لوزه‌ها، آدنوئیدها و حنجره است را همراه با پدیده انتقال ذرات بررسی نمودند. همچنین، تزگا و کاتیار [۲۸] سیستم تنفسی انسان را در شرایطی که در سطح دریا و ارتفاع بالا در حال ورزش است مورد شبیه‌سازی قرار دادند. آن‌ها دریافتند که میزان دبی، فشار تنفس و سرعت در ارتفاع بالا، بیش از سطح دریا است.

¹ FLUENT

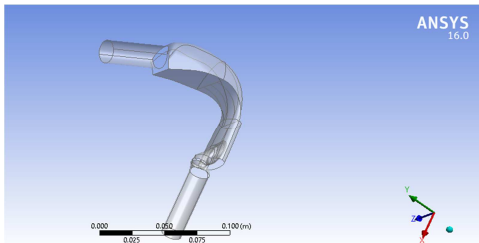
² Oropharynx

³ Epiglottis

⁴ Larynx

⁵ Trachea

حجم کل مدل مورد نظر ۰/۰۰۰۰۸۸۳ مترمکعب است و چنانچه ذکر شد، هوا با سه دبی مختلف ۱۰، ۳۰ و ۱۲۰ لیتر بر دقیقه به درون مجرای تنفسی هدایت می‌شود. شکل ۲، سیستم مد نظر را توصیف می‌کند.



شکل ۱- طرح‌واره سه بعدی سیستم تنفسی فوقانی انسان

۴-۱- اعتبارسنجی

بال و همکاران [۱] با استفاده از روش شبکه بولتزمن حرکت سیال را در داخل مجرای دهانی را شبیه‌سازی کردند. چن و همکاران [۱۵] با استفاده از روش المان محدود، شبیه‌سازی‌هایی را روی این قسمت از مجرای تنفسی انجام دادند. در این بخش، به مقایسه نتایج حاصل از پژوهش حاضر و نتایج شبیه‌سازی بال و همکاران [۱] و چن و همکاران [۱۵] پرداخته می‌شود. در شکل ۲ به مقایسه تغییرات سرعت (سرعت مقطع به سرعت اولیه) نسبت به مکان مورد نظر (طول محور Y به دیوار مقابل در داخل) پرداخته شده است. همان‌گونه که در نمودار نیز مشخص است میزان تطبیق نتایج حاصل از شبیه‌سازی بال و همکاران [۱] و چن و همکاران [۱۵] هم‌خوانی قابل قبولی دارد. میزان اختلاف در این مقاطع به این دلیل است که مکان دقیق قسمت مقطع خورده مشخص نیست. از این‌رو مقطع مورد نظر به صورت تقریبی انتخاب شده است. مقطع دیگری که از نظر مقایسه مورد توجه قرار گرفته است، مقطع ۵ یا همان حلق دهانی است. شکل ۳ سرعت بی‌بعد شده بر حسب مکان بی‌بعد در این مقطع را نشان می‌دهد. میزان تغییرات سرعت در این حالت برابر ۳ و اندازه جابجایی برابر ۱ است. اکنون، نتایج مربوط به آخرین مقطع در بخش نای (مقطع ۷) با نتایج چن و بال مقایسه می‌شود (شکل ۴). نتایج حاضر با نتایج چن به خاطر روش انتخابی توسط ایشان تطابق بیشتری دارند.

کانتور سرعت در مجرای تنفسی به صورت سه بعدی در شکل ۵ نشان داده شده است. همان‌گونه که در شکل مشاهده می‌شود، در نواحی حنجره و اوروفارینکس، سرعت به بیشترین مقدار خود می‌رسد. شدت اغتشاش جریان نیز در این نواحی به بیشترین مقدار خود می‌رسد (شکل ۶). علت بروز مشکلات حنجره در این ناحیه ناشی از همین پدیده است.

همان‌گونه که در این دو شکل مشاهده می‌شود، مقادیر سرعت و شدت اغتشاش در این نواحی از بقیه قسمت‌ها شدت بیشتری دارد. به وجود آمدن زانده‌های مجرای تنفسی (حنجره) و محل وقوع آن‌ها با تغییرات جریان نسبت مستقیم دارد [۸].

برای شفاف شدن هرچه بیشتر رفتار سیال در درون قسمت‌های مختلف، برش‌هایی از مجرای سه بعدی با نام‌گذاری هر یک از آن‌ها در

$$\frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\vartheta + \sigma_k \vartheta_T) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right]$$

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} + u_j \frac{\partial \omega}{\partial x_j} = \alpha S^2 - \beta \omega^2 + \quad (8)$$

$$\frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\vartheta + \sigma_\omega \vartheta_T) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + 2(1 - F_1) \sigma_{\omega 2} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_i} \frac{\partial \omega}{\partial x_i}$$

که روابط کمکی و ثابت‌های مدل اغتشاشی فوق به صورت زیر ارائه می‌شوند:

$$\vartheta_T = \frac{\alpha_1 k}{\max(\alpha_1 \omega, SF_2)} \quad (9)$$

$$F_2 = \tanh \left[\left[\max \left(\frac{2\sqrt{k}}{\beta^* \omega y}, \frac{500\vartheta}{\omega y^2} \right) \right]^2 \right] \quad (10)$$

$$F_1 = \tanh \left\{ \left\{ \min \left[\max \left(\frac{2\sqrt{k}}{\beta^* \omega y}, \frac{500\vartheta}{\omega y^2} \right), \frac{4\sigma_{\omega 2} k}{CD_{k\omega} y^2} \right] \right\}^4 \right\} \quad (11)$$

$$P_k = \min \left(\tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j}, 10\beta^* k \omega \right) \quad (12)$$

$$CD_{k\omega} = \max \left(2\rho \sigma_{\omega 2} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_i} \frac{\partial \omega}{\partial x_i}, 10^{-10} \right) \quad (13)$$

$$\alpha_1 = \frac{5}{9} \quad \beta^* = \frac{9}{100} \quad \sigma_{\omega 2} = 0.856 \quad (14)$$

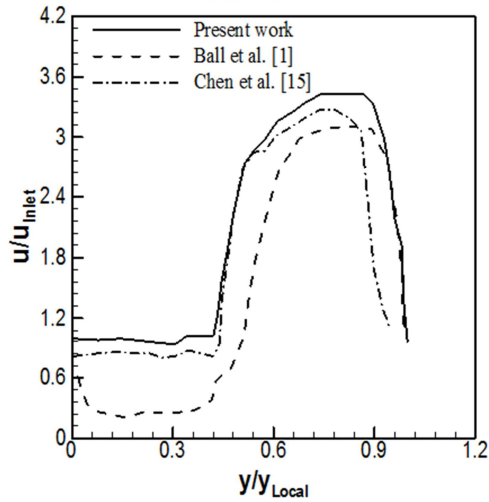
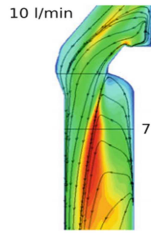
در پژوهش حاضر، جهت حل معادلات حاکم از روش حجم محدود فشار مبنا استفاده می‌شود. الگوریتم SIMPLE جهت برای کویل کردن فشار و سرعت و روش آپویند مرتبه دوم جهت گسسته‌سازی جملات ممنوم مورد استفاده قرار می‌گیرند. ضرایب تخفیف فشار و ممنوم به ترتیب برابر ۰/۳ و ۰/۵ انتخاب می‌شوند. همچنین، معیار همگرایی نتایج معادل 10^{-5} اختیار شده است.

۳- بیان مسأله

شکل ۱ طرح‌واره سه بعدی مدل حاضر را نشان می‌دهد. شرط مرزی ورودی بر اساس سرعت تنظیم شده و شامل دو قسمت اصلی مقدار سرعت و درصد شدت آشفته‌گی است. مقادیر انتخابی دبی، سه مقدار ۱۰ لیتر بر دقیقه (کمترین حالت ورود هوا)، ۳۰ لیتر بر دقیقه (میزان استاندارد ورود هوا) و ۱۲۰ لیتر بر دقیقه (بیشترین میزان ورود هوا) در نظر گرفته می‌شود [۱]. شرط مرزی خروجی، فشار نسبی خروجی برابر صفر و شدت آشفته‌گی جریان برگشتی برابر ۵٪ در نظر گرفته شده است. همچنین، شرط مرزی عدم لغزش به دیواره‌ها اعمال می‌گردد.

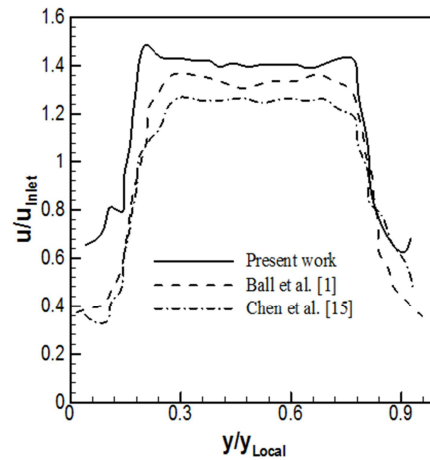
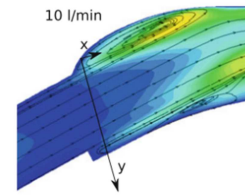
۴- نتایج

در کار حاضر به بررسی رفتار سیال (هوا) در درون سیستم تنفسی دهانی از ورودی دهان تا ورودی ریه پرداخته می‌شود. قطر دهانه ورودی، ۱۹ میلی‌متر و قطر مقطع خروجی ۱ میلی‌متر است. طول لوله در مقطع ورودی ۶۲ میلی‌متر و طول لوله خروجی ۵۰ میلی‌متر است.

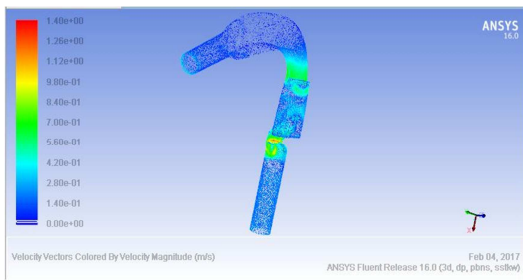


شکل ۴- تغییرات سرعت نسبت به مکان در حالت بی بعد برای دبی ۱۰ لیتر بر دقیقه در مقطع ۷

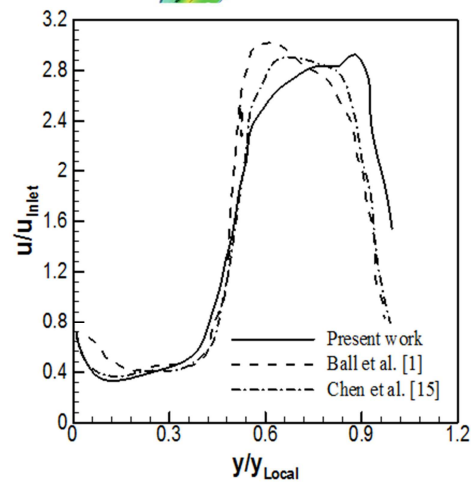
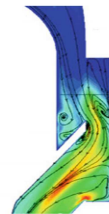
شکل ۷ نشان داده شده است. این شکل بیانگر تغییرات سرعت در مقطع دو بعدی برای دبی ۳۰ لیتر بر دقیقه است.



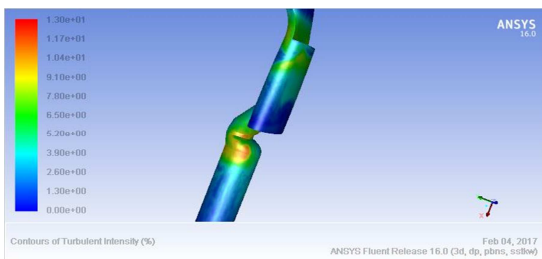
شکل ۲- تغییرات سرعت نسبت به مکان در حالت بی بعد برای دبی ۱۰ لیتر بر دقیقه در مقطع ۱



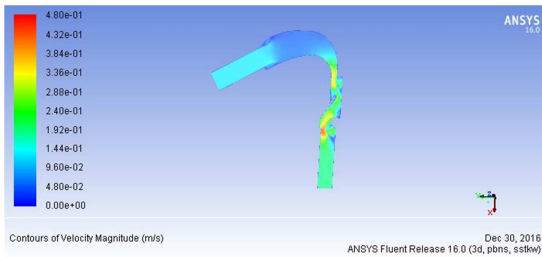
شکل ۵- کانتور سرعت در مجرای تنفسی فوقانی



شکل ۳- تغییرات سرعت نسبت به مکان در حالت بی بعد برای دبی ۱۰ لیتر بر دقیقه در مقطع ۵



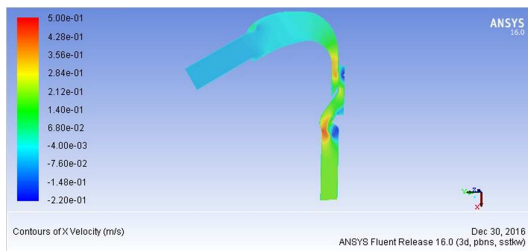
شکل ۶- کانتور شدت اغتشاش در بخش حنجره و اورافارینکس مجرای تنفسی فوقانی



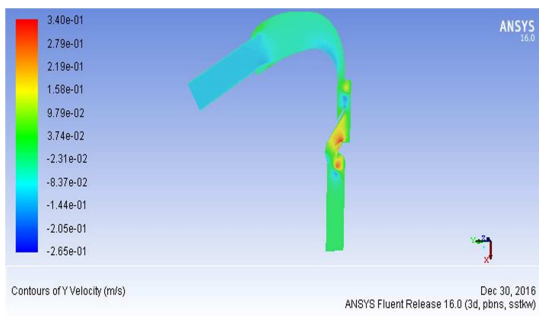
(ج)

شکل ۸- مقدار سرعت در مقطع مرکزی برای مقادیر مختلف دبی: الف) ۱۲۰ لیتر بر دقیقه، ب) ۳۰ لیتر بر دقیقه و ج) ۱۰ لیتر بر دقیقه

بر خلاف سرعت در راستای X، سرعت در راستای Y بیشترین مقدار خود را در قسمت فوقانی و زیرین حنجره دارا است. این مقادیر در جایی شدت می‌گیرند که محل به وجود آمدن سرطان حنجره است. قسمت دیگر مجرای تنفسی که در آن سرعت در جهت Y مقدار بالایی دارد، ابتدای ناحیه نای است. شکل ۱۰ سرعت در راستای Y را نمایش می‌دهد.

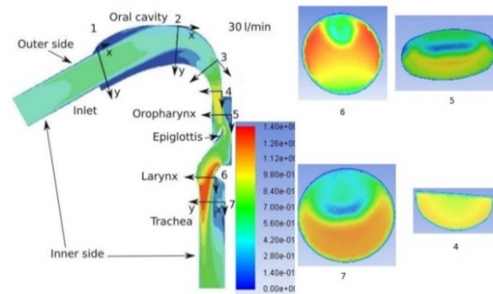


شکل ۹- کانتور سرعت در راستای X در دبی ۱۰ لیتر بر دقیقه



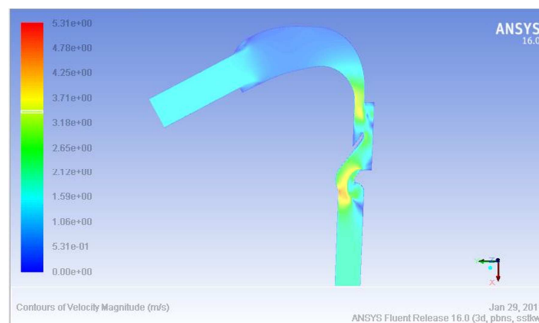
شکل ۱۰- کانتور سرعت در راستای Y در دبی ۱۰ لیتر بر دقیقه

شدت اغتشاش از دیگر پارامترهایی است که نمایش آن به درک بهتر رفتار سیال در سیستم تنفسی کمک می‌کند. شدت اغتشاش در دستگاه تنفسی به این دلیل حائز اهمیت است که توانایی انتقال انرژی بالایی دارد. اگر در قسمتی شدت اغتشاش شروع به تغییر کند یا تدریجاً افزایش یابد، می‌تواند عملکرد آن بخش را دچار مشکل کند. در شکل ۱۱ کانتورهای شدت اغتشاش نشان داده شده است. نکته قابل توجه این است که در دبی ۳۰ لیتر بر دقیقه که میزان دبی معمول برای تنفس است، میزان شدت اغتشاش به پایین‌ترین اندازه خود می‌رسد؛ ولی با کاهش و یا افزایش دبی، شدت اغتشاش زیاد می‌شود.

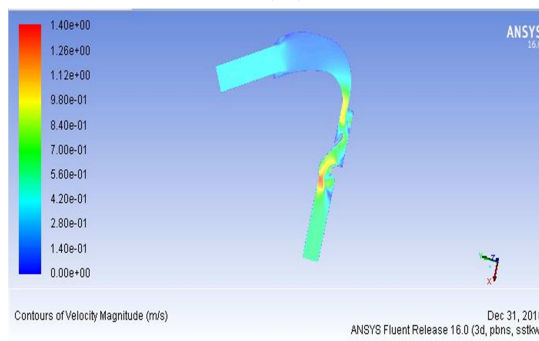


شکل ۷- مقطع دو بعدی مجرای تنفسی به همراه قسمت‌های مهم

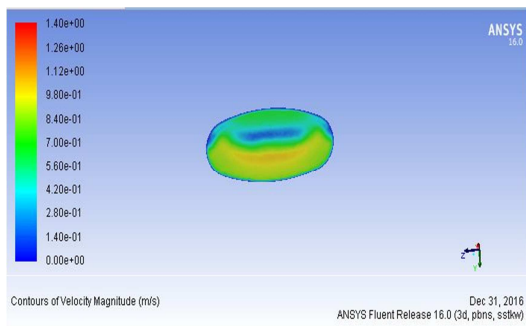
در شکل ۸، نمایی از برش مرکزی سیستم تنفسی در سه دبی ۱۰، ۳۰ و ۱۲۰ لیتر بر دقیقه به نمایش در آمده است. چنانچه ذکر شد، علت انتخاب این سه مقدار دبی به این دلیل است که مقدار اول کم‌ترین حالت ورود هوا به بدن از طریق دهان، حالت دوم میزان استاندارد و حالت آخر شدیدترین شرایط ورود هوا به درون این سیستم است. اکنون به بررسی سرعت در راستای X و تشریح مقادیر آن در قسمت‌های مختلف سیستم تنفسی پرداخته می‌شود. اندازه سرعت با دبی ۱۰ لیتر بر دقیقه به ۰/۵ متر بر ثانیه میرسد. بیشترین مقدار سرعت در این حالت به قسمت زیر حنجره بر می‌گردد. بعد از این قسمت، اوروفارینکس سرعت قابل توجهی نسبت به بقیه نقاط دارد. با این حال، این مقادیر برای این قسمت مشکلی از لحاظ فیزیکی به وجود نمی‌آورد. در شکل ۹، توضیحات فوق به طور کیفی نشان داده شده است. سرعت در همین جهت برای دبی‌های دیگر (۳۰ و ۱۲۰ لیتر بر دقیقه) نیز مقادیر مشابهی در نقاط یاد شده از خود نشان می‌دهد؛ به طوری که در نواحی اوروفارینکس و حنجره بیشترین مقادیر را داشته‌اند.



(الف)

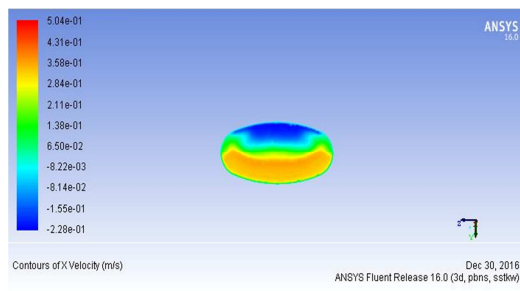


(ب)

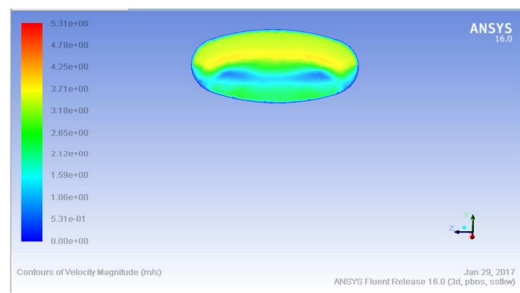


شکل ۱۳- شکل حلق و کانتور سرعت آن

نکته بسیار جالب در مورد این قسمت آن است که در شرایط عادی تنفس، به این قسمت هیچ فشاری وارد نمی‌شود. ولی افزایش و یا کاهش دبی ورودی تأثیر مستقیمی بر آن خواهد داشت. همان‌گونه که در شکل ۱۴ نیز مشخص است، میزان سرعت از سرعت مربوط به دبی ۱۰ لیتر بر دقیقه بیشتر است. همچنین، سرعت مربوط به دبی های ۱۰ و ۱۲۰ نوسانات بیشتری دارد.



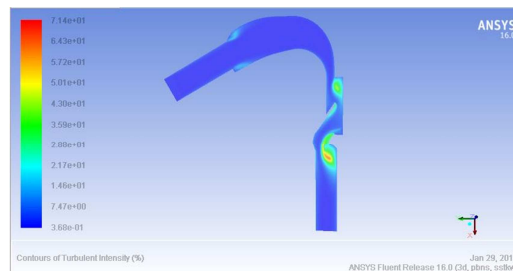
(الف)



(ب)

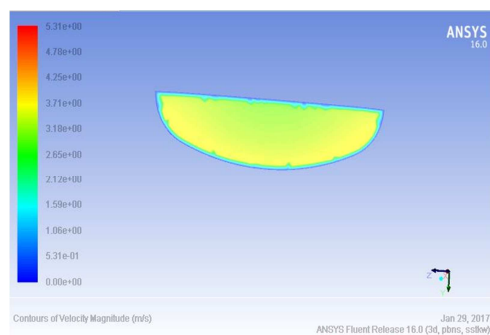
شکل ۱۴- کانتور سرعت در حلق: (الف) دبی برابر با ۱۰ لیتر بر دقیقه و (ب) دبی برابر با ۱۲۰ لیتر بر دقیقه

شکل‌هایی که از سرطان حنجره در دسترس است، مبین این موضوع است که محل مرسوم به وجود آمدن سرطان در مجرای دهانی تنفسی، معمولاً در قسمت بالایی حنجره است. با توجه به شکل ۱۵ می‌توان دید که سرعت حرکت سیال در این مجرا در طرفین حنجره از شدت بیشتری برخوردار است. این تمرکز سرعت باعث به وجود آمدن زائده‌هایی در داخل تنگنای حنجره می‌شود. به دنبال به وجود آمدن این زائده‌ها و ادامه ناهنجاری، قسمت گرد مانند شکل‌های بالا که مسیر اصلی و مستقیم حرکت هوا است، دچار مشکل می‌شود. سرانجام، مسیر حرکت هوا تنگ شده و شخص دچار اختلالات تنفسی خواهد شد. به



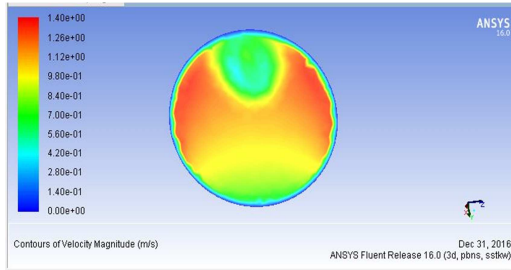
شکل ۱۱- تغییرات شدت اغتشاش برای مقادیر مختلف دبی: (الف) ۳۰ لیتر بر دقیقه، (ب) ۱۰ لیتر بر دقیقه و (ج) ۱۲۰ لیتر بر دقیقه

در ارزیابی‌های پزشکی، قسمت‌هایی از دستگاه تنفس از نظر حساسیت نسبت به بقیه قسمت‌ها اهمیت بیشتری دارند. از این‌رو، در ادامه به بررسی دقیق‌تر این قسمت‌ها پرداخته خواهد شد. این بخش‌ها عبارتند از: قسمت فوقانی اورافارینکس، اورافارینکس، حنجره و نای. قسمت فوقانی حلق دهانی از آن نظر مهم است که ابتدای ورودی کل سیستم تنفسی به شمار می‌آید. هرگونه اختلال در این قسمت تأثیر بسیار زیادی در بقیه بخش‌ها می‌گذارد. شکل این قسمت شبیه به نیمی از بیضی است و بر اثر عوامل خارجی مانند سرماخوردگی یا حساسیت ممکن است تغییر کند (شکل ۱۲). با ثابت در نظر گرفتن سرعت در نواحی مختلف می‌توان به بررسی بهتر مقادیر سرعت در شرایط مساوی پرداخت. بیشترین مقدار سرعت در این بخش در حدود ۴ متر بر ثانیه برای دبی ۱۲۰ لیتر بر دقیقه است.

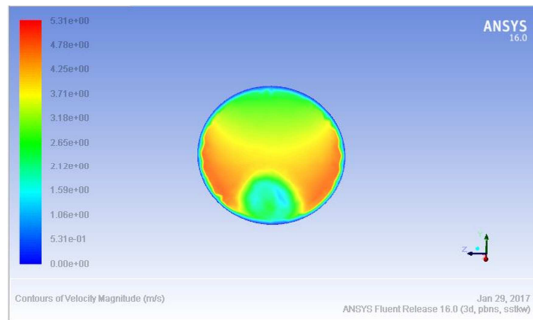


شکل ۱۲- ناحیه فوقانی حلق دهانی

حلق از مهم‌ترین قسمت‌های دستگاه تنفسی است. اختلال در این قسمت می‌تواند موجب ترک خوردگی زبان، لب و یا قرمزی بیش از حد این نواحی شود. در این قسمت، به دلیل تنگ شدن مجرای بالایی، هوا دارای سرعت زیادی است؛ به همین دلیل بیشتر از بقیه قسمت‌ها در اثر بروز مشکل دچار آسیب می‌شود. شکل ۱۳ کانتور سرعت در حالت عادی (دبی ۳۰ لیتر بر دقیقه) را نشان می‌دهد.

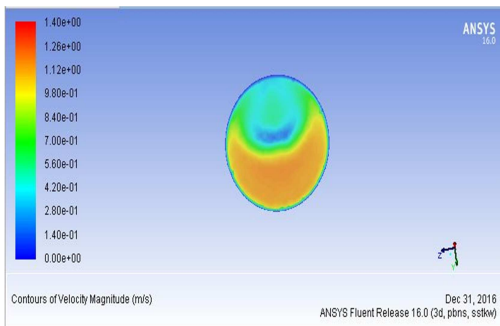


(ب)



(ج)

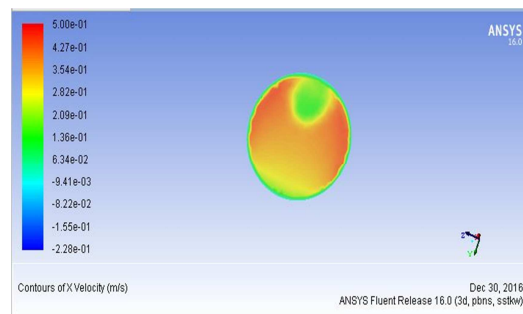
شکل ۱۵- کانتور سرعت حنجره: الف) دبی ۱۰، ب) ۳۰ و ج) ۱۲۰ لیتر بر دقیقه.



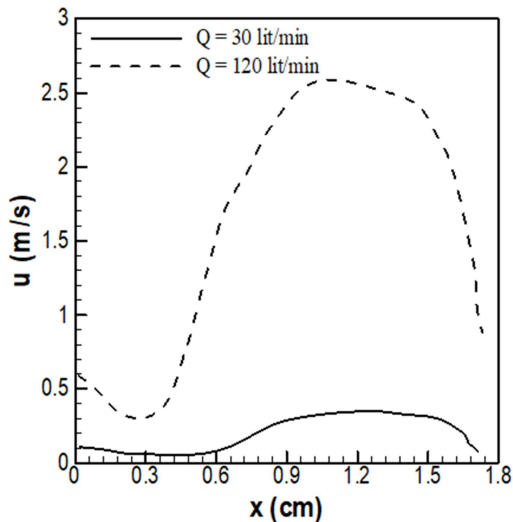
شکل ۱۶- کانتور سرعت در نای در دبی ۳۰ لیتر بر دقیقه.

دلیل تغییر زاویه مسیر حرکت سیال در هنگام رسیدن به حنجره، قسمتی که با حالت انحنا به رنگ سبز نمایش داده شده به وجود می-آید. بین این انحنا و مجرای اصلی حرکت باید فاصله استاندارد وجود داشته باشد که در قسمت پایین شکل ۱۵ به تصویر کشیده شده است. بخش انتهایی مجرای تنفسی نای است. این قسمت به همراه نایزه قسمت‌های انتهایی این سیستم و ورودی به ریه‌ها را تشکیل می‌دهند. این عضو حدود ۱۲ سانتی‌متر طول و ۲ سانتی‌متر قطر دارد. در طول نای ۱۶ تا ۲۰ قطعه غضروفی C شکل وجود دارد. نای وظیفه انتقال هوا به درون شش‌ها را بر عهده دارد و سطح داخلی آن به وسیله بافت کاذب منشوری مژدهار پوشیده شده است. همان‌گونه که در شکل ۱۶ نیز مشخص است مقادیر بیشینه سرعت، از قسمت جلویی نای می‌گذرد و میزان فشار در آن قسمت که بخش جلویی سیستم تنفسی است مقدار متعادلی را به خود اختصاص داده است. نمودار سرعت در مقطع ۱ در شکل ۱۷ نشان داده شده است. نکته قابل توجه در این بخش آن است که با این وجود این‌که برای هر سه دبی، مقدار سرعت متفاوت است، اما چون جریان از مقطع مشترکی عبور می‌کند، رفتار تقریباً مشابهی در هر سه سرعت مشاهده می‌شود. علاوه بر این، دبی رابطله‌ای مستقیم و منطقی با سرعت دارد.

با توجه به شکل ۱۷ با تقریب مناسبی می‌توان گفت که در هر سه دبی، تغییرات سرعت یکسان است. از طرفی برای تشخیص بهتر تغییرات در نقاط مختلف، اندازه مکان دو برابر شده است. همان‌طور که در شکل مشخص است روند تغییرات سرعت در این مقطع، که می‌توان به عنوان مقطع ورودی از آن یاد کرد، به صورت نوسانی است. سرعت از مقدار کمی شروع به افزایش می‌کند و در قسمت ورودی مجرا به مقدار نسبتاً ثابتی می‌رسد و پس از آن مجدداً کاهش پیدا می‌کند.

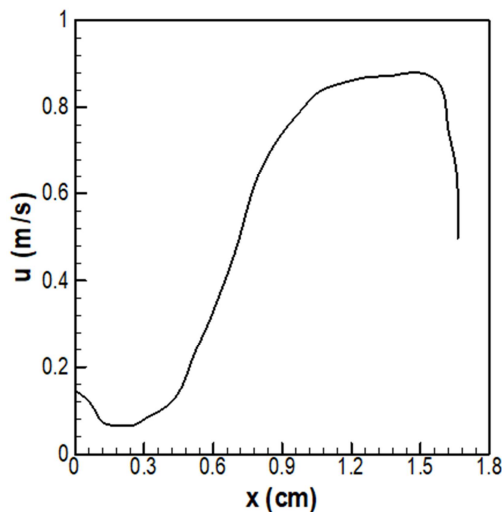


(الف)



شکل ۱۹- نمودار سرعت- مکان در مقطع ۵.

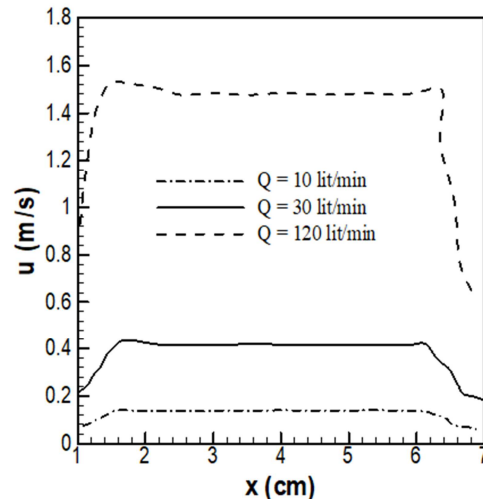
شکل ۲۰ تغییرات سرعت بر حسب مکان را در مقطع ۷ (نای) نشان می دهد. این شکل نشان می دهد که رفتار کلی جریان هوا مشابه مقاطع دیگر است، اما طول ناحیه دارای سرعت یکنواخت در این مقطع کوچکتر است.



شکل ۲۰- نحوه تغییرات سرعت بر حسب مکان در نای.

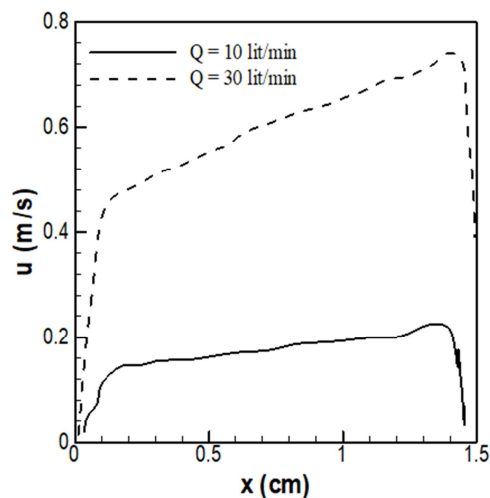
۵- نتیجه گیری

در پژوهش حاضر، شبیه سازی سیستم تنفسی از مجرای دهان انسان با استفاده از نرم افزار Ansys-Fluent انجام شد. معادلات حاکم بر جریان هوا با استفاده از روش حجم محدود فشار مینا حل شده و از مدل اغتشاشی SST $k-\omega$ جهت مدل کردن جریان مغشوش استفاده شد. دبی های مورد استفاده در شبیه سازی ها، ۱۰ (کمترین حالت ورود هوا)، ۳۰ (میزان استاندارد ورود هوا) و ۱۲۰ لیتر بر دقیقه (بیشترین میزان ورود هوا) بود. در این پژوهش، قسمت های اصلی سیستم تنفسی؛ یعنی، قسمت بالایی حلق، حلق، حنجره و نای، مورد مطالعه قرار گرفتند. نتایج نشان دادند که جریان عبوری از مجرای



شکل ۱۷- نمودار سرعت- مکان در مقطع ۱ با مقیاس ۲ به ۱.

مقطع بعدی، مقطع ۳ است که ورودی هوا به حلق دهانی است. در این مقطع به خاطر شباهت در نمودارها، فقط دو نمودار ارائه شده است (شکل ۱۸). نحوه توزیع سرعت در این مقطع به گونه ای است که سرعت ابتدا روندی افزایشی به خود گرفته و در هنگام نزدیک شدن به مقطع مقابل به دلیل شرط عدم لغزش، مجدداً افت می کند.



شکل ۱۸- نمودار سرعت- زمان در مقطع ۳.

پس از بررسی نتایج حاصل از مقطع اول و سوم، باید مقاطع پنجم (حلق) و هفتم (نای) مورد بررسی قرار گیرند. شکل ۱۹ سرعت در دبی های ۳۰ و ۱۲۰ لیتر بر دقیقه را در مقطع ۵ نشان می دهد. همان طور که در شکل مشاهده می شود، سرعت در ابتدا کاهش و بعد افزایش می یابد تا به بیشترین مقدار خود برسد. سپس، به دلیل نزدیک شدن به دیواره خارجی و مسیر اصلی حرکت سیال، مجدداً سرعت دچار افت می شود. نحوه تغییرات سرعت برای دبی های مختلف مشابه یکدیگر است اما طولی که در آن سرعت رفتار یکنواخت دارد، در دبی ۳۰ لیتر بر دقیقه بزرگتر است. مقطع این بخش برابر ۱/۸ سانتی متر است.

- [11] Kumar H., Spence C. J., Tawhai M. H., Modeling of pharyngeal pressure dur-ing adult nasal high flow therapy, *Respir Physiol Neurobiol*, 2015.
- [12] Carrigy N. B., Carey J. P., Martin A. R., Simulation of muscle and adipose tissue deformation in the passive human pharynx, *Comput Methods Bio-mech Biomed Engin*, pp. 1-9, 2015.
- [13] Hiramatsu H., Tokashiki R., Suzuki M., Usefulness of three-dimensional computed tomography of the larynx for evaluation of unilateral vocal fold paralysis before and after treatment: technique and clinical applications, *Eur Arch Otorhinolaryngol*, Vol. 265, pp. 725-730, 2008.
- [14] Vampola T., Horáček J., Klepáček I., Computer simulation of mucosal waves on vibrating human vocal folds, *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, Vol. 36, pp. 451-465, 2016.
- [15] Chen T., Chodara A. M., Sprecher A. J., Fang F., Song W., Tao C. H., A new method of reconstructing the human laryngeal architecture using micro-MRI, *J. Voice*, Vol. 26, pp. 55-62, 2012.
- [16] Zheng X., Mittal R., Xue Q., Bielamowicz S., Direct-numerical simulation of the glottal jet and vocal-fold dynamics in athree-dimensional laryngeal model, *J. Acoust. Soc. Am*, Vol.130, pp. 404-415, 2011.
- [17] Švec J. G., Schutte H. K., Kymographic imaging of laryngeal vibrations, *Curr. Opin. Otolaryngol Head Neck Surg*; Vol.20, pp. 458-465, 2012.
- [18] Zhang, Z. Neubauer, J. Berry, D. A., Aerodynamically and acoustically driven modes of vibration in a physical model of the vocal folds, *J Acoust Soc Am* , Vol.120, pp. 2841-2849, 2006.
- [19] Murray P. R., Thomson S. L., Vibratory responses of synthetic, self-oscillating vocal fold models, *J Acoust Soc Am*, Vol.132, pp. 3428-3438, 2012.
- [20] Yang, J. Wang, X. Krane, M. Lucy. Zhang T., Fully-Coupled Aeroelastic Simulation with Fluid Compressibility - for Application to Vocal Fold Vibration, *Comput. Methods. Appl. Mech. Engineering*, Vol. 315, pp. 584-606, 2016.
- [21] Gemci T., Ponyavin V., Chen Y., Chen H., Collins Computational model of airflow in upper 17 generations of human respiratory tract, *Journal of Biomechanics*, Vol.41, pp. 2047-2054, 2008.
- [22] Pollard, A. Secretain F. and Milne B., Air and blood fluid dynamics: at the interface between engineering and medicine, *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 530.
- [23] Lin C. L., Tawhai M. H., McLennan G. and Hoffman E. A., Characteristics of the turbulent laryngeal jet and its effect on airflow in the human intra-thoracic airways, *Respir Physiol Neurobiol*. Vol. 157, pp. 295-309, 2007.
- [24] Tena A. F., Francos J. F., Alvarez E., Casan P., A three dimensional in SILICO model for the simulation of inspiratory and expiratory airflow in humans, *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, Vol. 9, pp. 187-198, 2015.
- [25] Ruiz A. E., Aristizabel J. K., Three dimensional reconstruction and airflow simulation in a realistic model of the human respiratory airways, VII Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2016, Bucaramanga, Santander, Colombia, October 26th -28th, pp 533-536, 2016.
- [26] Sul B. S., Wallqvist A., Morris M. J., Reifman J., Pakesh V., A computational study of the respiratory airflow characteristics in normal and obstructed human airways, *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 52, pp. 130-143, 2014.
- [27] Martonen B., Zhang Z., Yu G., Musante C., Three-dimensional computer modeling of the human upper respiratory tract, *Cell Biochemistry and Biophysics*, Vol. 35(3), pp. 255-261, 2001.
- Tsega D., Katiyar V. K., A numerical simulation of inspiratory airflow in human during exercise at sea level and high attitude, *Journal of Applied and Computational Mechanics*, Vol. 5(1), pp. 70-76, 2019.

دهانی در حد فاصل ورودی دهان تا انتهای نای دارای نوسانات سرعت متعددی است. این نوسانات در قسمت حلق و نای بیشترین مقدار را به خود اختصاص می دهند. در حالت تنفس عادی، مقدار سرعت تا ۱/۴ متر بر ثانیه نیز می‌رسد. مقدار سرعت برای دبی ۱۰ لیتر بر دقیقه تا سرعت ۰/۴۸ کاهش و برای دبی ۱۲۰ تا ۵/۴ افزایش داشت. با افزایش مقدار نوسانات سرعت، شدت اغتشاش نیز افزایش می‌یابد. شدت اغتشاش به اندازه ۱۳ درصد در ناحیه حنجره افزایش می‌یابد. این اتفاق عامل اصلی ایجاد سرطان حنجره است. سرعت در راستای X یعنی سرعت حرکت به سمت پایین با تقریبی مناسب برابر با سرعت عبور جریان در حالت کلی است. این در حالی است که این میزان برای سرعت در راستای Y (سرعت در حالت افقی) دارای افت چشمگیری نسبت به حالت کلی است. به طوری که بیشترین مقدار سرعت قبل و بعد از حنجره است. رفتار کلی سیال در دبی‌های مختلف برای قطاع بالایی حلق تقریباً یکسان است، چرا که هیچ‌گونه انحنای یا انحرافی در آن وجود ندارد.

رفتار حلق دهانی به جز در حالت استاندارد که دبی ۳۰ لیتر بر دقیقه است، بی‌ثبات و متفاوت است. این بدان معنا است که در حالت کلی با افزایش دبی یا کاهش آن، رفتار جریان در دیواره‌های این قسمت دچار شدت و ضعف می‌شود. رفتار جریان در حنجره در حالت عادی بهتر از قسمت‌های دیگر است. نتایج نشان دادند که در قسمت نای، نوع عبور جریان در راستای افقی متفاوت است به طوری که قسمت جلویی (یعنی به سمت جلو بدن) دارای سرعت بیشتر و قسمت پشتی آن دارای سرعت کمتری است.

۶- مراجع

- [1] Ball C. G. Uddin, M. Pollard A., High resolution turbulence modelling of airflow in an idealized human extra-thoracic airway, *Computers & Fluids*, Vol. 37, pp. 943-964, 2008.
- [2] Heenan A. F., Matida E., Pollard A., Finlay W. H., Experimental measurements and computational modeling of the flow field in an idealized extra-thoracic airway, *Exp Fluids*, Vol. 35, pp. 70-84, 2003.
- [3] Kleinstreuer C., Zhang Z., Laminar-to-turbulent fluid-particle flows in a human airway model, *Int. J Multiphase Flow*, Vol. 29, pp. 271-89, 2003.
- [4] Zhang Z., Kleinstreuer C., Donohue J., Kim C., Comparison of micro-and nano-size particle depositions in a human upper airway model, *Aerosol Sci*, Vol. 36, pp. 211-33, 2005.
- [5] Zhang Z., Kleinstreuer C., Species heat and mass transfer in a human upper airway model, *Int. J. Heat Mass Transfer*, Vol. 45, pp. 55-68, 2003.
- [6] Matida E., Finlay W., Lange C., Grgic B., Improved numerical simulation of aerosol deposition in an idealized mouth-throat, *Aerosol Sci*, Vol.35, pp. 1-19, 2004.
- [7] Stapleton K. W., Guentsch E., Hoskinson M. K. and Finlay W. H., The suitability of k-turbulence modeling for aerosol deposition in the mouth and throat: acomparison with experiment, *J Aerosol Sci.*, Vol. 31, No. 6, pp. 739-49, 2000.
- [8] Taylan M., Can O., Cetincakmak M. G., Ozbay M., Effect of Airway Dynamics on the Development of Larynx Cancer, *Laryngoscope*, Vol. 126, 2016.
- [9] Kaushik V., Ghosh S., Das G., Das P. K., CFD simulation of core annular flow through sudden contraction and expansion, *J Petrol Sci Eng*.Vol.86, pp. 153-164, 2012.
- [10] Lin C. L., Tawhai M. H., McLennan G., Hoffman E. A., Characteristics of the turbulent laryngeal jet and its effect on airflow in the human intra-thoracic airways, *Respir Physiol Neurobiol*, Vol.157, pp. 295-309, 2007.