



شبیه‌سازی عددی جریان هوای آشفته در مجاری فوقانی دستگاه تنفسی انسان

علیرضا تهور^{1*}، پویا زرین‌چنگ²، شاهین حیدری²

1- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز، شیراز

2- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز، شیراز

* شیراز، صندوق پستی 71993-3، tahavvor@iaushiraz.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 12 مرداد 1393

پذیرش: 29 شهریور 1393

ارائه در سایت: 30 مهر 1393

کلید واژگان:

حفره بینی

دستگاه تنفسی

جریان آشفته

دینامیک سیالات محاسباتی

چکیده

بینی، حفره بینی و سینوس‌ها بخش‌هایی از سیستم تنفسی فوقانی می‌باشند. بینی انجام بسیاری از عملکردهای مهم فیزیولوژیکی، از جمله حرارت، رطوبت و فیلتر نمودن هوا و استنشاق بوی را بر عهده دارد. در گذشته، شبیه‌سازی جریان هوای آشفته در مجرای بینی، سینوس، گلو و نای انجام شده است. از سال 1990، با توسعه پرتونگاری کامپیوتری و دینامیک سیالات محاسباتی، مطالعات عددی بر روی جریان گاز در حفره واقعی بینی انجام شده است. همچنین، دینامیک سیالات محاسباتی برای تحقیق بر روی خواص جریان هوا در نرخ آرام درون مجرای بینی اعمال شده و پیش‌بینی آن منوط به ذات و هندسه پیچیده و غیرپایای جریان می‌باشد. بسیاری از مطالعات پیشگام در این زمینه تنها به بررسی حفره بینی بدون سینوس‌ها به خصوص سینوس فک بالا و یا به مطالعه جریان آرام در مجاری تنفسی پرداخته‌اند. بنابراین این تحقیق سعی دارد به مطالعه بر روی جریان هوا در تمام فضای سر انسان که هوای تنفسی در آن جریان می‌یابد، بپردازد. برای این منظور مطالعه براساس پرتونگاری کامپیوتری از سر، گردن و قفسه سینه یک زن 26 ساله بدون مشکل در سیستم تنفسی وی، در بیمارستان شهید چمران شیراز انجام پذیرفته است. نتایج نشان می‌دهد که در 2 تا 3 سانتیمتر ابتدایی جریان افت به مراتب کمتری (حدود 50 درصد) نسبت به سایر قسمت‌ها دارد و اکثر جریان در نزدیک ناحیه دیواره بین پره بینی مانده و فقط میزان کمی به ناحیه بویایی و مجرای گوش بیرونی گسترش می‌یابد.

Numerical simulation of turbulent airflow in a human upper respiratory system

Ali Reza Tahavvor^{1*}, Pouya Zarrinchang², Shahin Heidari²

1- Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University Shiraz Branch, Shiraz, Iran

2- Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University Shiraz Branch, Shiraz, Iran

* P.O.B. 71993-3 Shiraz, Iran, tahavvor@iaushiraz.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 03 August 2014
Accepted 20 September 2014
Available Online 22 October 2014

Keywords:
Nasal Cavity
Respiratory System
Turbulent Flow
Computational Fluid Dynamics

ABSTRACT

The nose and nasal cavity and sinuses are parts of the upper respiratory system and study of the air passage into the upper component of human airway is important to improve or cure deficiency in human respiration cycle. The nose performs many important physiological functions, including heating, humidifying and filtering inspired air, as well as sampling air to smell. Previously, numerical modeling of turbulent flow in nasal cavity, sinus, pharynx and larynx was rarely employed. Since the 1990s, with the development of computed tomography technology and computational fluid dynamics, a number of numerical studies on gas and particle flows in realistic nasal cavities have been conducted and provide precise data for deeper insight of the nature of nasal airflows. Also, most of the pioneering studies in this field have been developed to investigate only the nasal cavity without sinuses, especially maxillary sinus. So, this research attempts to study details of turbulent airflow through all spaces in human head that air can flow through. For this purpose, this study is based on computed tomography scans image of a 26-year old female head, neck and chest without problems in her respiratory system from Shahid Chamran hospital, Shiraz, Iran. It is found that, nasal resistance contributed up to half of the total airway resistance within the first 2-3 cm of the airway and the majority of the flow in this region remained close to the septum wall and only a small proportion reached the olfactory region.

1- مقدمه

می‌شوند جدا می‌سازد. مفاهیم پیشرفته‌تری در زمینه سم‌شناسی، پخش ذرات، اثر داروها، فیلتر نمودن ذرات معلق در اتمسفر از هوای تنفسی و برنامه ریزی برای اعمال جراحی با مطالعه بر روی مشخصات دینامیکی جریان هوا در مجرای بینی به دست می‌آید [1]. بنابراین مطالعه بر روی هوای گذرنده در قسمت بالایی دستگاه تنفسی انسان مانند بینی، مجرای بینی، سینوس‌ها

بینی، حفره بینی و سینوس‌ها بخش‌هایی از سیستم تنفسی فوقانی است. بینی انجام بسیاری از عملکردهای مهم فیزیولوژیکی، از جمله حرارت، رطوبت و فیلتر نمودن هوا و استنشاق بوی را برعهده دارد. همچنین بینی، هوا را از آلودگی و ذرات سمی که وارد مجرای آن

برای بهبود و یا درمان چرخه تنفسی انسان بسیار مهم می‌باشد. جریان هوا و نشست گردوغبار در مجرای بینی انسان هم به صورت آزمایشگاهی در بیرون بدن انسان¹ و در درون بدن انسان² و هم به صورت عددی توسط بسیاری از محققان از جمله هوفمن [2]، زمان خان [3]، شی [4]، خلی [5] و ژانگ [6] انجام پذیرفته است. مفهوم محاسبات در درون بدن آن است که میزان جریان هوا و یا ذرات گرد و غبار معلق در هوا قبل از ورود به مجرای بینی و پس از خروج از دهان اندازه‌گیری شود.

مطالعه بر روی جریان هوا و نشست ذرات گردوغبار در مجرای بینی انسان با رژیم هوای آرام توسط شروتور [7] و تیان [8] شبیه‌سازی شده است. هر چند برای نرخ تنفس بالاتر رژیم جریان تنفسی به صورت آشفته در آمده و همچنین باعث نشست ذرات به صورت آشفته می‌شود. در آزمایش‌های بیرون بدن انسان از مجرای بینی مصنوعی که شبیه به مجرای بینی و یا به فرم بینی می‌باشد استفاده می‌شود که بسیار مشکل و پرهزینه بوده و برای دهه‌های متمادی مطالعه در این بعد صورت پذیرفته است. در اوایل سال 1950، نشست ذرات و الگوهای جریان هوا در حفره بینی انسان توسط پروتر [9] به صورت تجربی و در داخل بدن به طور گسترده‌ای مورد بررسی و مشاهده قرار گرفت. با این حال، در شرایط درون بدن با توجه به آناتومی سه بعدی پیچیده و تنگی معابر بینی اندازه‌گیری دارای محدودیت‌های بسیاری است. برای حل این مشکل، هانگ [10] و چونگ [11] یک مدل آناتومی دقیق از قسمت فوقانی مجرای تنفسی انسان ارائه نمودند. از سال 1990، با توسعه تکنولوژی پرتونگاری کامپیوتری³ و دینامیک سیالات محاسباتی، تعدادی از مطالعات عددی از جمله کروس [12]، اینتاوگ [13]، لیو [14]، شی [15]، وانگ [16] بر روی جریان گاز و ذرات در حفره واقعی بینی انجام شده است. همچنین، دینامیک سیالات محاسباتی در زمینه بیومکانیک برای تحقیق بر روی سایر اعضای بدن مانند کلیه‌ها و مثانه نیز مورد استفاده قرار گرفته است [17]. پیش‌بینی دینامیک سیالات محاسباتی به معتبرسازی آزمایشگاهی نیازمند می‌باشد اما هر چند که شبیه‌سازی در بیرون بدن و در درون بدن انسان دارای محدودیت می‌باشد اما این عدم دسترسی به مجرای بینی با استفاده از پرتونگاری بر طرف شده و یک مدل مناسب در این زمینه به دست آمده است.

3- معادلات حاکم

برای بررسی ساختار جریان هوا در حالت پایدار، تراکم ناپذیر و رژیم جریان آرام به آشفته مسیر هوایی حاضر در نظر گرفته شده و نرخ استنشاق معمولی با مدل عدد رینولدز پایین⁵ $k-\omega$ ویلکاکس ویلکاکس در نظر گرفته و اعمال شده است [19].

ژانگ و کلنستر نشان دادند که جریان داخلی آرام به آشفته مناسب می‌باشد. بنابراین معادلات به دست آمده به صورت رابطه 1 تا 4 می‌باشد [20].

معادله پیوستگی

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

معادله مومنتم

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + v_T) \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right] \quad (2)$$

معادله انرژی جنبشی آشفته k

$$\frac{\partial k}{\partial t} + u_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = \tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \beta^* k \omega + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + \sigma_k v_T) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] \quad (3)$$

معادله شبه گردش⁶

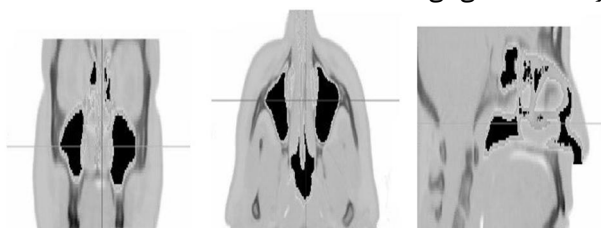
$$\frac{\partial \omega}{\partial t} + u_j \frac{\partial \omega}{\partial x_j} = \alpha \frac{\omega}{k} \tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \beta \omega^2 k \omega + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + \sigma_\omega v_T) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] \quad (4)$$

برای ساده‌تر شدن کار از نمادگذاری جمع $i, j = 1, 2, 3$ استفاده شده است که به ترتیب u_1 و u_2 و u_3 و x_1 و x_2 و x_3 مولفه‌های x, y, z بردار سرعت و بردار مختصات فضایی می‌باشد.

2- هندسه

این مطالعه براساس پرتونگاری کامپیوتری از سر، گردن و قفسه سینه یک زن 26 ساله با قد 165 سانتی‌متر، وزن 52 کیلوگرم و بدون مشکل در سیستم تنفسی وی در بیمارستان شهید چمران شیراز - ایران انجام پذیرفته است.

روش تصویربرداری به صورت ماریپچی و با استفاده از دستگاه اسکن کل بدن⁴ به همراه پارامترهای 0/625 میلی‌متر افزایش در هر لایه، 24/20

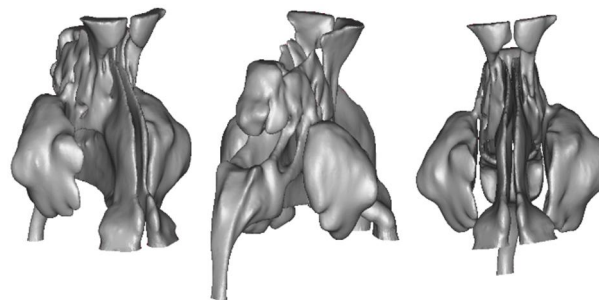


شکل 1 برش عرضی و کروئال از مجامه و محفظه بینی و مجاری فوقانی دستگاه تنفسی انسان

1- vitro
2- vivo
3- CT-Scan
4- CTI-GE8

5- L-R-N
6- Pseudo vortices

در سرعت $1/667$ متر بر ثانیه حل گردید. توپولوژی شبکه‌بندی محاسبه شده و شبکه‌بندی بهبود یافت تا عدم وابستگی حل به شبکه‌بندی به دست آید. سپس به کمک تکنیک‌های انطباق سلول به بهبود سلول‌های حجم بزرگ، سلول‌ها با گرادیان سرعت بالا و سلول‌های نزدیک دیواره مدل پرداخته شد که مدلی با تعداد سلول بالاتر نسبت به مدل قبلی پدید آمد. 6 شبکه‌بندی با 92000 ، 675000 ، 1154000 ، 1600000 ، 2042000 و 2296113 سلول تولید شد. پس از آزمایش وابستگی شبکه‌بندی مشخص شد که نتیجه سرعت میانگین و تنش برشی بر روی دیواره همگرا شده و شبکه‌بندی 2042000 سلولی انتخاب شد. برای به دست آوردن مصالح‌های میان دقت نتایج و حجم محاسبات، مدل با 2042000 در این مطالعه انتخاب شده است.



شکل 2 مدل سه‌بعدی مجرای بینی و قسمت‌های بالایی آن

5- شرایط مرزی

ایجاد هر مدل فیزیکی و یا محاسباتی در درجه اول نیازمند شناخت و تعریف مرزهای مجرای جریان هوا می‌باشد.

در عمل مرزهای مجرای تنفسی و نرخ جریان هوا با زمان تغییر کرده و اکثر قسمت‌های مجرا را یک لایه نازک مخاط پوشانده است. همچنین ساختار خارجی مجرای بینی به تنهایی بر روی دینامیک هوای درون آن تأثیر می‌گذارد. در طول تنفس، شکل بیرونی بینی بر روی هوای ورودی و در حین بازدم، هندسه درون نای جریان هوا را تحت تأثیر خود قرار می‌دهد. براساس اطلاعات نویسندگان هیچ مدلی تاکنون موفق نشده است که به طور کامل تمام این خصوصیات را به یکدیگر پیوند دهد. در کار حاضر مدل‌سازی شرایط فوق صورت پذیرفته و جریان با سه سرعت متفاوت $0/555$ ، $1/111$ و $1/667$ متر بر ثانیه [21] استفاده شده تا مدل‌سازی شرایط زمان نفس کشیدن در طول خوابیدن، استراحت کردن و شرایط آرام فرد انجام گردد.

در ورودی، سرعت هوای خالص تنظیم شده است. شرایط فشار در خروجی نیز تنظیم گردید. شرط عدم لغزش در دیواره‌های مجرای هوا فرض شده و از اثر جاذبه در مجرای هوا صرف نظر شده است. در ورودی، مقدار اولیه k و ω با استفاده از رابطه‌های تجربی 7 و 8 تعیین شده است [23].

$$k = 1.5(I \cdot u_{in}) \quad (7)$$

$$\omega = \frac{k^{0.5}}{0.3D_h} \quad (8)$$

D_h قطر هیدرولیکی می‌باشد که توسط چنگ و همکاران محاسبه گردیده [24] و I شدت آشفته‌گی از رابطه 9 به دست می‌آید [25].

$$I = 0.16Re^{-\frac{1}{8}} \quad (9)$$

6- بحث و نتیجه گیری

سه سرعت متفاوت هوا $0/555$ ، $1/111$ و $1/667$ متر بر ثانیه در رابطه با تنفس در زمان استراحت در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت. این سرعت‌ها استفاده گردیده تا گستره وسیعی از تنفس عادی انسان که در حالت استراحت و خواب اتفاق می‌افتد، پوشش داده شود. رژیم جریان به صورت آرام برای سرعت $0/555$ ، متر بر ثانیه و آشفته برای سایر سرعت‌ها در نظر گرفته شده است. همچنین شکل 3 نشان دهنده موقعیت صفحاتی می‌باشد که در نتایج حاضر مورد استفاده قرار گرفته است.

1-6- معتبر سازی مدل

برای معتبر ساختن مدل‌سازی، مقایسه انطباقی میان پروفیل سرعت سیال در

در معادلات بالا نمادهای ω و τ_{ij} ، n ، p ، ρ ، t به ترتیب زمان، چگالی، فشار، لزجت جنبش مولکولی، تانسور تنش رینولدز، انرژی جنبشی آشفته و انرژی جنبشی پراکندگی در واحد آشفته‌گی می‌باشند. v_r لزجت آشفته‌گی و فرمول آن در مرجع [21] آمده است. اشاره شد که در این مطالعه شرایط پایدار اعمال می‌گردد و از اثر جاذبه در مجرای هوا صرف نظر شده است. بنابراین از ترم‌های اول معادلات 2 تا 4 صرف نظر می‌کنیم.

4- روش عددی

حل عددی معادلات پیوستگی و مومنتم به کمک معادلات انتقال k - ω و کدهای محاسباتی براساس روش حجم محدود¹ انجام شده که به طور معمول بیش‌ترین کارایی را برای مدل‌سازی حرکت هوا درون مجرای بینی دارد. برای رسیدن به این هدف یک مدل سه بعدی دقیق از مجرای تنفسی سر انسان تهیه گردیده و به کمک کدهای دینامیک سیالات محاسباتی گسسته‌سازی شده است. روش حل عددی براساس اسکیم گسسته‌سازی چند بلوکی² با محورها مدل هماهنگ شده است. در مدل‌سازی حاضر الگوریتم پیرو³ به همراه زیر تخفیف برای حل معادلات جریان استفاده شده است. تمام مقادیر، شامل مؤلفه‌های سرعت، فشار و کمیت‌های آشفته‌گی در مرکز حجم کنترل اعمال گردیده است. روش بهبود یافته میان یابی رای-چو⁴ برای به دست آوردن مؤلفه‌های سرعت، فشار و مقادیر آشفته‌گی از صفحات حجم کنترل مراکز حجم کنترل محاسبه و استفاده شده و همچنین اسکیم تفاضل بادسو مرتبه بالا با دقت مرتبه دو در فضای مدل برای به دست آوردن ترم‌های معادلات انتقال استفاده شده است [22].

شبکه‌بندی محاسباتی در نزدیکی دیواره‌های مدل بسیار متراکم می‌باشد به خصوص ضخامت در نزدیکی دیواره‌ها طوری انتخاب شد تا تمام زیر لایه‌های لزج و تمام جنبه‌های هندسه را در نظر بگیرد. براساس نیاز مدل آشفته عدد رینولدز پایین اولین نقطه شبکه در بالای دیواره باید با $y^+ \leq 1$ مقدار داده شود که y^+ مقدار درونی و یا فاصله زیر لایه به کمک رابطه 5 و سرعت اصطکاکی u_τ به وسیله رابطه 6 به دست می‌آیند.

$$y^+ = u_\tau \frac{y}{\nu} \quad (5)$$

$$u_\tau = \left(\frac{\tau_w}{\rho} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (6)$$

این معیار برای تمام محاسبات اعمال شده است. در ابتدا شبکه‌بندی بدون سازمان با 92000 سلول چهار وجهی⁵ استفاده شد و برای جریان هوا

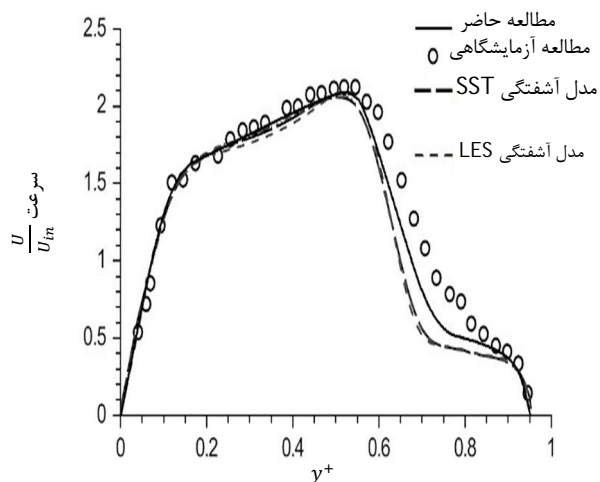
1- Finite volume method (F.V.M)

2- Multi-block discretization scheme

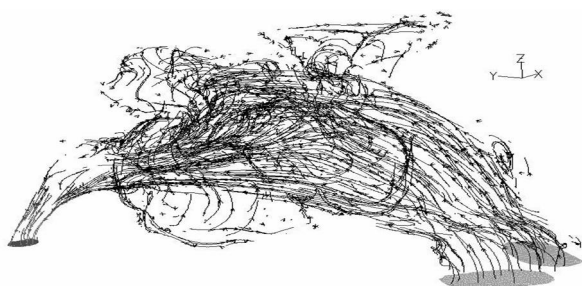
3- Pressure implicit splitting of operators (Piso)

4- Rhie-chow

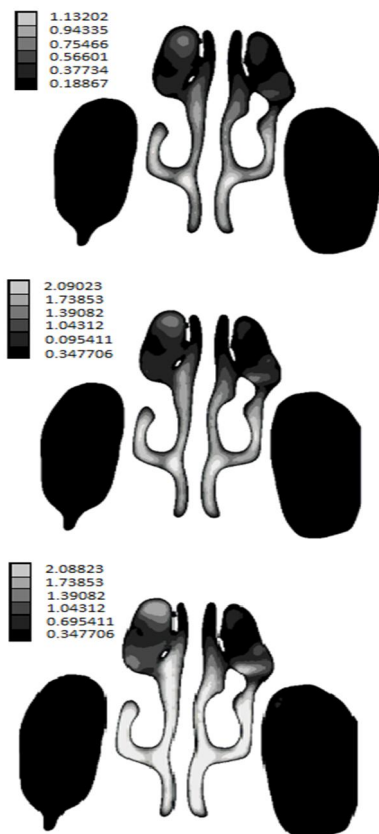
5- Tetrahedral



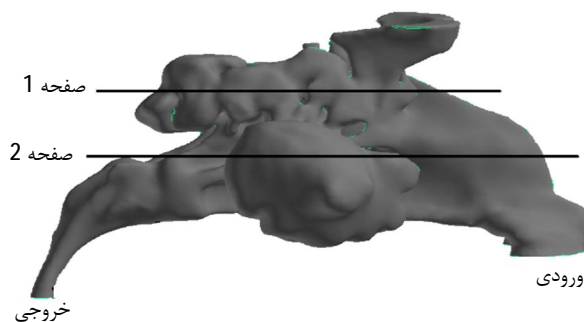
شکل 4 مقایسه مطالعه حاضر با مدل های آشفتگی انتقال تنش برشی و شبیه سازی گردابه های بزرگ و همچنین کار آزمایشگاهی



شکل 5 خط جریان هوا در قسمت بالایی مجرای تنفسی سر انسان در سرعت تنفسی 1/111 متر بر ثانیه



شکل 6 جریان هوا پس از برخورد به قسمت درپچه ای بینی در صفحه 1



شکل 3 موقعیت صفحات مورد استفاده در شبیه سازی

آزمایش و تئوری لازم می‌باشد. برخی اندازه‌گیری‌های آزمایشگاهی در دسترس برای حالت استراحت دبی ورودی 10 لیتر بر دقیقه [26] می‌باشد. همچنین برای این مورد، شبیه‌سازی عددی با دو مدل آشفتگی توسط ژانگ و کلنستر انجام شده است [27]. در شبیه‌سازی آن‌ها به دلیل پیچیدگی، برخی از جزئیات هندسه در نظر گرفته نشده است و شبیه‌سازی ساده می‌باشد. شکل 4 مقایسه پروفیل سرعت متوسط محاسباتی و اندازه‌گیری شده را در یک مدل مجرای هوای کلی رایج با دبی ورودی 10 لیتر بر دقیقه یا سرعت ورودی 1/111 متر بر ثانیه را فراهم می‌آورد. برای مقایسه بهتر نتیجه با سایر مطالعات در شکل 4، y^+ ، به عنوان $\frac{y}{\sqrt{\nu}}$ بی بعد و واحد شده است که در آن A سطح مقطع برش عرضی می‌باشد [27].

همان‌طور که در شکل 4 مشاهده می‌گردد نتایج کار حاضر مطابقت خوبی با مدل‌های آشفتگی انتقال تنش برشی¹ و شبیه‌سازی گردابه‌های بزرگ² و همچنین کار آزمایشگاهی دارد. اما نتیجه کار حاضر با مدل $k-\omega$ در مقایسه با سایر روش‌های ذکر شده دقت بهتری را از خود نشان می‌دهد. دلیل بهتر بودن این همگرایی، پیچیدگی و جزئیات بیش‌تر هندسه و بهینه‌سازی شبکه‌بندی می‌باشد. اما هر اختلاف میان شبیه‌سازی و اندازه‌گیری ممکن است به دلیل مطلوب نبودن موقعیت‌های اندازه‌گیری شده در شبیه‌سازی و موقعیت سیم داغ در آزمایش باشد که قادر نیست جریان بازگشتی را تشخیص دهد [28].

2-6- جریان هوا

شکل 5 تشریح خط جریان هوا در قسمت بالایی مجرای تنفسی سر انسان در سرعت تنفسی 1/111 متر بر ثانیه می‌باشد.

جریان هوا به صورت یکپارچه از حفره بینی وارد منطقه هشتی شکل بینی شده و سپس تقریباً 90 درجه می‌چرخد. در نتیجه نیروی گریز از مرکز بر خط جریان اثر کرده و جریان از میان قسمت بالایی مجرا که بسیار کوچک می‌باشد، عبور می‌کند.

با توجه به شکل 6 جریان هوا پس از برخورد به قسمت درپچه‌ای بینی، گسترش یافته و اکثراً از میان ناحیه روزنه گوش عبور می‌کند. یک قسمت کوچک از جریان هوا از میان روزنه گوش بالایی و قسمت بویایی عبور می‌کند. دورلی و همکاران نیز بر روی جزئیات ساختار هوا در محفظه بینی انسان [29] تحقیقاتی انجام داده‌اند. از آن‌جا که جریان هوا وارد نانو فارینکس شده و دوباره 90 درجه در جهت عمودی می‌چرخد، نیروی گریز از مرکز باعث افزایش هوای عبوری از قسمت بالایی نای و گسترش آن می‌شود. در پایان نانو فارینکس مساحت سطح مقطع آن کم‌ترین مقدار و سرعت جریان هوا به

1- Shear stress transport (SST)
2- Large eddy simulation (LES)

مقدار بیشترین مقدار خود می‌رسد. همچنین شکل 7 کانتور سرعت برای صفحه 2 می‌باشد.

7- بحث

برای درک بهتر فیزیولوژی بینی، الگوی جریان هوا و گسترش آن، تحقیق و مقایسه بر روی اطلاعات حاضر صورت پذیرفته است. مدل محاسباتی بر اساس سی تی اسکن از دستگاه تنفسی یک زن 26 ساله داوطلب با قد 165 سانتی‌متر، وزن 52 کیلوگرم و بدون مشکل در سیستم تنفسی وی می‌باشد.

- با توجه به میدان جریان مشاهده می‌شود در 2 تا 3 سانتی‌متر ابتدایی، هندسه مجرا به گونه‌ای است که جریان افت به مراتب کمتری (حدود 50 درصد) نسبت به سایر قسمت‌های مجرا دارد.
- فرم گردش در قسمت بویایی بالایی و فقط در قسمت عقبی دریاچه مجرای بینی در قسمتی که هندسه منبسط می‌گردد، به صورت دائمی مشاهده شده است.
- بنابراین با مطالعه بر روی قسمت دریاچه‌ای مجرای بینی، یک جریان محلی چندگانه دوم در قسمت ناحیه پایین و دور از توده جریان در نواحی وسط یافت می‌شود.
- اکثر جریان در نزدیک ناحیه دیواره بین پره بینی می‌ماند و فقط میزان کمی به ناحیه بویایی و مجرای گوش بیرونی گسترش می‌یابد که به وسیله قسمت مخروطی وارونه شکل بینی ایجاد می‌شود.

8- فهرست علائم

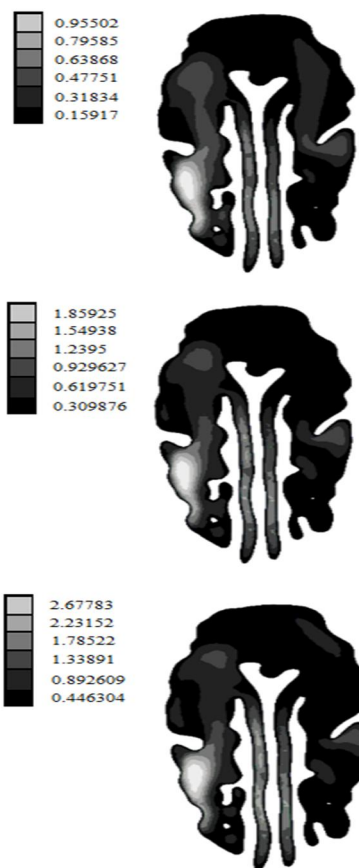
A	سطح مقطع برش عرضی (m^2)
D	قطر (m)
I	شدت آشفتگی
k	انرژی جنبشی آشفتگی (m^2s^{-2})
p	فشار ($kgm^{-1}s^{-2}$)
Re	عدد رینولدز
t	زمان (s)
u	سرعت (ms^{-1})
علائم یونانی	
ν	لزجت ($kgm^{-1}s^{-1}$)
ρ	چگالی (kgm^{-3})
τ	تانسور تنش رینولدز (m^2s^{-2})
ω	انرژی جنبشی پراکندگی در واحد آشفتگی (m^2s^{-2})
بالانویس‌ها	
+	زیر لایه لزوج
زیرنویس‌ها	
h	هیدرولیک
in	ورودی
T	آشفتگی

9- تقدیر و تشکر

نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند تا از آقای وحید گودرزی اردکانی برای کمک در پروسه تولید شبکه و از کارکنان محترم بیمارستان شهید چمران شیراز به خاطر کمک‌هایشان برای دستیابی به اطلاعات سی تی اسکن تشکر نمایند.

10- مراجع

- [1] R. P. Subramaniam, B. Asgharian, J. I. Freijer, F. J. Miller, S. S. Anjilvel, Analysis of lobar differences in particle deposition in the human lung. *Inhalation Toxicology: International Forum for Respiratory Research*, Vol.15, pp.1-21, 2003.
- [2] W. Hofmann, R. Golser, I. Balashazy, Inspiratory deposition efficiency of ultrafin particles in a human airway bifurcation model. *Aerosol Sci Tech* Vol. 37, pp. 988-994, 2003.
- [3] P. Zamankhan, G. Ahmadi, Z. C. Wang, P. K. Hopke, Y. S. Cheng, W. C. Su, Airflow and deposition of nano-particles in a human nasal cavity, *Aerosol Sci Tech*, Vol. 40, pp. 463-476, 2006.
- [4] H. Shi, C. Kleinstreuer, Z. Zhang, Laminar airflow and nanoparticle or vapor deposition in a human nasal cavity model, *J Biomech Eng-Trans ASME*, Vol. 128, pp. 697-706, 2006.
- [5] JX. Xi, P. W. Longest, Evaluation of a drift flux model for simulating sub micrometer aerosol dynamics in human upper tracheobronchial airways, *Annals Biomedical Eng*, Vol. 36, pp. 1714-1734, 2008.
- [6] Z. Zhang, C. Kleinstreuer, Kim, Airflow and nanoparticle deposition in a 16-generation tracheobronchial airway model, *Annals Biomedical Eng*, Vol. 36, pp. 2095-2110, 2008.
- [7] J. D. Schroeter, J. S. Kimbell, B. Asgharian, Analysis of particle deposition in the turbinate and olfactory regions using a human nasal computational fluid dynamics model, *J Aerosol Med*, Vol. 19, pp. 301-313, 2006.
- [8] Z. F. Tian, K. Inthavong, JY. Tu, Deposition of inhaled wood dust in the nasal cavity, *Inhal Toxicol*, Vol. 19, pp. 1155-65, 2007.
- [9] A. W. Proetz, Air currents in the upper respiratory tract and their clinical importance, *Annals Otolaryngology Laryngology*, Vol. 60, pp. 439-467, 1951.
- [10] I. Hahn, P. W. Scherer, M. M. Mozell, Velocity profiles measured for airflow through a large-scale model of the human nasal cavity, *J App Physiology*, Vol. 75, pp. 2273-2287, 1993.



شکل 7 کانتور سرعت برای صفحه 2

- [19] D. C. Wilcox, Turbulence Modeling for CFD, DCW Industries Inc, LA Canada, CA, 1993.
- [20] Z. Zhang, C. Kleinstreuer, Low Reynolds number turbulent flows in locally constricted conduits: a comparison study, *AIAA J*, Vol. 41, pp. 831-840, 2003.
- [21] Z. Zhang, C. Kleinstreuer, Airflow structures and nano-particle deposition in a human upper airway model, *J Comp Physics* Vol. 198, pp. 178-210, 2004.
- [22] R. I. Issa, Solution of the implicitly discretized fluid flow equations by operator splitting, *J. Compute*, Vol. 62, pp. 40-65, 1986.
- [23] AEA Technology, *CFX-4.4: Solver*, Oxfordshire, UK, Canonsburg, PA, 2001.
- [24] K. H. Cheng, Y. S. Cheng, H. C. Yeh, D. L. Swift, Measurements of Airway dimensions and calculation of mass transfer characteristics of the Human Oral Passage. *Biomechanical Engineering-Trans of the ASME*, Vol. 119, pp. 476-482, 1997.
- [25] S.H. Kang, R. Greif, Flow and heat transfer to a circular cylinder with a hot impinging air jet, *Int J Heat Mass Transfer*, Vol. 35, pp. 2173-2183, 1992.
- [26] A. Johnstone, M. Uddin, A. Pollard, A. Heenan, Finlay WH, The flow inside an idealized form of the human extra-thoracic airway, *Exp in Fluids*, Vol. 37, pp. 673-689, 2004.
- [27] Z. Zhang, C. kleinstreuer, Computational analysis of airflow and nanoparticle deposition in a combined nasal-oral-tracheobronchial airway model, *J Aerosol Sci*, Vol. 42, pp. 174-194, 2011.
- [28] C. G. Ball, M. Uddin, A. Pollard, High resolution turbulence modelling of airflow in an idealized human extra-thoracic airway, *Computers Fluids*, Vol. 37, pp. 943-964, 2008.
- [29] D. J. Doorly, D. J. Taylor, R. C. Schroter, Mechanics of airflow in the human nasal airways, *Respire. Physiol. Neurobiol*, Vol. 163, pp. 100-110, 2008.
- [11] S. K. Chung, S. K. Kim, Digital particle image velocimetry studies of nasal airflow. *Respire Physiol Neurobiol*, Vol. 163, pp. 111-120, 2008.
- [12] C. Croce, R. Fodil, M. Durand, G. Sbirlea-Apiou, G. Caillibotte, J. F. Papon, In vitro experiments and numerical simulations of airflow in realistic nasal airway geometry, *Annals Biomedical Eng*, Vol. 34, pp. 997-1007, 2006.
- [13] K. Inthavong, J. Wen, Z. F. Tian, JY. Tu, Numerical study of fiber deposition in a human nasal cavity, *J Aerosol Sci*, Vol. 39, pp. 253-265, 2008.
- [14] Y. Liu, E. A. Matida, M. R. Johnson, Experimental measurements and computational modeling of aerosol deposition in the Carleton-Civic standardized human nasal cavity, *J Aerosol Sci*, Vol. 41, pp. 569-586, 2010.
- [15] H. W. Shi, C. Kleinstreuer, Z. Zhang, Modeling of inertial particle transport and deposition in human nasal cavities with wall roughness, *J Aerosol Sci*, Vol. 38, pp. 398-419, 2007.
- [16] S. M. Wang, K. Inthavong, J. Wen, J. Y. Tu, C. L. Xue, Comparison of micron- and nanoparticle deposition patterns in a realistic human nasal cavity, *Respire Physiol Neurobiol*, Vol. 166, pp. 142-151, 2009.
- [17] B. Vahidi, N. Fatourae, A Nonlinear Analysis of Urine Bolus Peristaltic Transport from the Renal Pelvis into the Bladder Using Computational Method of Fluid-Structure Interaction, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 10, No. 4, pp. 55-74, 2011. (In Persian)
- [18] T. Koppe, C. Weigel, M. Baerenklau, W. Kaduk, T. Bayerlein, T. Gedrange, Maxillary sinus pneumatization of an adult skull with an untreated bilateral cleft palate, *J Cranio-Maxillofacial Surgery*, Vol. 34, pp. 91-95, 2006.