

Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 52(4) (2020) 243-246 DOI: 10.22060/mej.2018.14349.5851



Numerical Investigation of Flow Field around a Mannequin Model with Airway System in an Air Conditioned Room

M. Azhdari, M. M. Tavakol*

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

ABSTRACT: In this study, air flow around a mannequin equipped with a respiratory system at the center of ventilated room was studied numerically. In the first mode the air conditioner dampers were installed on the front wall and in the second modes they were installed on the right side wall. The inhalation rates of 15, 20 and 30 lit/min were simulated from the nostril inlet to the end of trachea. Flow field including the region around mannequin and airway, integrally, was evaluated by solving the Navier-Stokes and continuity equations in steady state condition by means of k- ω -SST transition turbulence model in the Ansys-Fluent software. Pressure distribution, turbulence intensity, shear stress and streamlines were evaluated inside the airway passage. Furthermore, the velocity distribution and streamlines near the mannequin face for two ventilation modes were analyzed. According to the results for the turbulence intensity distribution the turbulent flow was observed inside the respiratory system for all of the breathing rates and location of the air condition dampers did not affect the turbulence intensity distribution function for the second mode, the lower air velocity was obtained around the mannequin face and better comfort condition inside the room was maintained.

Review History:

Received: 6 May. 2018 Revised: 14 July 2018 Accepted: 7 Sep. 2018 Available Online: 11 Sep. 2018

Keywords: Mannequin Respiratory system Air conditioning Inhalation flow rate

1. Introduction

Air conditioning systems should provide occupancy comfort condition. The installation location of inlet and outlet air-conditioning dampers may have considerable influence on the flow field. The air flow velocity and occupancy comfort condition are very important in building design. In the past studies, researchers have investigated the separated human respiratory system. They reported laminar flow condition in the nasal cavity for inhalation rates of 7.5 to 12 lit/min per each nostril and turbulent flow condition for inhalation flow rates of 12 to 38 lit/min for physical activities [1]. Cheng et al. [2] measured the pressure drop of the airway model of a normal human adult male from the nose to larynx at constant inspiration flow rates between 4 to 60 liter/ minute by experimental study. Wen et al. [3] constructed the nasal cavity geometry from the Computerized Tomography Scan (CT Scan) image and evaluated the flow field inside the cavity. They compared their results for the right and left nasal cavity with available experimental and numerical data for the inspiration rates of 7.5 and 15 lit/min. Results showed that pressure drop in the right cavity is lower than the left one because of the larger cross-sectional area. Xi et al. [4] investigated the pressure drop of various models with different ages from nose inlet to larynx. They highlighted that for a specified activity the inspiration flow rate increases with

the age. They showed that in the same inspiration rates, the airway passage with higher hydraulic diameter corresponds to the lower pressure drop.

Some researchers have investigated the flow field of air in the room with or without mannequin. Rim and Novoselac [5] investigated the effect of the air conditioning system on the flow field inside a room experimentally and numerically. Se et al. [6] obtained the flow pattern in a room with a realistic human model and simulated the inspiration rates of 15 and 40 lit/min in the room. Zhang et al. [7] investigated the air flow in a room with inlet and outlet air-conditioning dampers and compared the results with experimental data.

Based on the above short review and available literature in this research airflow in an air-conditioned room in the presence of a standing mannequin was analyzed numerically.

2. Methodology

To construct the airway model a CT-Scan image was imported and processed in the Mimics. Resolution of CT-Scan image was 512×512 and the slice increment is 1 mm in axial, 0.823 mm in sagittal and coronal direction. The computational domain in the human respiratory system extends from the nostril to trachea and it is shown in Fig. 1.

The prepared airway model was connected to a standing mannequin which was constructed in 3DMax software and the whole model located in the center of the room. The external computational domain includes the region around

*Corresponding author's email: tavakol@iaushiraz.ac.ir





Fig. 1. Upper airway; components and dimensions

the mannequin in the room with dimensions shown in Fig. 2. Two different damper arrangements were considered; in the first mode air inlet and outlet dampers were located on the front wall and in the second mode they were located on the right side wall.

The constructed geometry was imported to the ANSYS– ICEM that is pre-processor software and unstructured tri/ quadrilateral volume was generated by using the Delaunay triangulation method. Three prismatic layers were created to model boundary layer development near the walls inside the model. The computational grid in the airway passage approximately contains 7.5 million cells. To find realistic boundary condition at the airway outlet, flow inside separated airway model was simulated by solving the Navier-Stokes and continuity equations and pressure drop was calculated for various breathing rates. Steady state inhalation inlet rates of 10, 15 and 20 lit/min which resemble rest breathing and 30 and 40 lit/min which resemble physical activity were considered. In order to solve for both laminar and turbulent flow conditions, the SST k- ω transition method was used.

Steady state simulation was performed for the integrated geometry by means of $k-\omega$ SST transition model for inhalation flow rates of 15, 20 and 30 lit/min. For the inlet damper, the inlet air velocity was assumed to be 3 m/s and for outlet



Fig. 2. Mannequin with integrated airway system in the room with dimensions.

damper and trachea in the airway passage, the pressure outlet boundary conditions were assumed.

3. Results and Discussion

A grid sensitivity test was accomplished with three computational domains with 6.5 million, 8.3 million and 11 million cells. For validation, the results of Xi et al. [4] for the airway system and the result of Zhang et al. [7] for air flow field in the room was used. Pressure drop in the current study is lower than previous studies due to the larger hydraulic diameter and cross-sectional area of the airway passage.



The maximum pressure drop is observed to occur in the glottis where hydraulic diameter suddenly decreases and the throttling process occurs. By increasing the inhalation flow rate, more pressure drop is observed in the airway passage. Fig. 3 shows the pressure distribution from nostril inlet to trachea at a flow rate of 30 lit/min for the first and second mode of dampers. Same pressure distribution can be distinguished for two modes inside the airway passage.

In Fig. 4, air velocities in the vicinity of the mannequin face are shown for three lines with 1cm distance from the mannequin face. This figure illustrates the lower air velocity near the mannequin face in the second mode of the damper which provides better comfort condition for the occupants [8].



Fig. 4. Air velocity distributions near the face in the first and second mode for Q=20 lit/min

4. Conclusion

In this study, the air flow field around a mannequin model with the attached respiratory system inside a room at various inhalation rates was investigated numerically. By increasing inhalation flow rate pressure drop in the airway passage increases. The maximum pressure drop along the airway is observed to occur near the glottis.

In addition, according to the results for velocity distribution, the second mode of air-conditioning dampers is preferable to provide better comfort for occupants.

References

- Y. Liu, E.A. Matida, J. Gu, M.R. Johnson, Numerical simulation of aerosol deposition in a 3-D human nasal cavity using RANS, RANS/EIM, and LES, Journal of aerosol science, 38(7) (2007) 683-700.
- [2] Y.-S. Cheng, Y. Yamada, H.-C. Yeh, D.L. Swift, Diffusional deposition of ultrafine aerosols in a human nasal cast, Journal of Aerosol Science, 19(6) (1988) 741-751.
- [3] J. Wen, K. Inthavong, J. Tu, S. Wang, Numerical simulations for detailed airflow dynamics in a human nasal cavity, Respiratory physiology & neurobiology, 161(2) (2008) 125-135.

- [4] J. Xi, A. Berlinski, Y. Zhou, B. Greenberg, X. Ou, Breathing resistance and ultrafine particle deposition in nasal–laryngeal airways of a newborn, an infant, a child, and an adult, Annals of biomedical engineering, 40(12) (2012) 2579-2595.
- [5] D. Rim, A. Novoselac, Transport of particulate and gaseous pollutants in the vicinity of a human body, Building and Environment, 44(9) (2009) 1840-1849.
- [6] C.M. King Se, K. Inthavong, J. Tu, Inhalability of micron particles through the nose and mouth, Inhalation toxicology, 22(4) (2010) 287-300.
- [7] T.T. Zhang, H. Li, S. Wang, Inversely tracking indoor airborne particles to locate their release sources, Atmospheric environment, 55 (2012) 328-338.
- [8] ASHRAE Standard, 55 (2010), Thermal environmental conditions for human occupancy, (2010).

This page intentionally left blank

نشريه مهندسي مكانيك اميركبير

۵۲۰ نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۲، شماره ۴، سال ۱۳۹۹، صفحات ۹۵۵ تا ۹۷۰ DOI: 10.22060/mej.2018.14349.5851

بررسی عددی میدان جریان هوا اطراف مدل مانکن به همراه سیستم تنفسی در یک اتاق با سیستم تهویه

مهرداد اژدری، محمد مهدی توکل*

گروه مهندسی مکانیک، واحد شیراز، دانشگاه آزاد اسلامی، شیراز، ایران.

خلاصه: در این مطالعه، میدان جریان اطراف مانکن به همراه دستگاه تنفس در مرکز اتاق دارای سیستم گردش هوا به صورت عددی مطالعه شده است. در حالت اول دریچه های تهویه هوا بر روی دیوار روبروی مانکن و در حالت دوم بر روی دیوار سمت راست قرار گرفته اند. تنفس مانکن در حالت دم با دبی های تنفس ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه از ورودی بینی تا انتهای نای شبیه سازی شده است. میدان جریان شامل هوای اطراف مانکن و درون دستگاه تنفس به صورت یکپارچه با حل معادلات پیوستگی و ناویر استوکس در حالت پایا به کمک مدل آشفتگی انتقال تنش برشی گذار در نرم افزار فلوئنت تحلیل شده است. توزیع فشار، شدت آشفتگی ، تنش برشی و خطوط جریان درون دستگاه تنفس بر سی شده است. همچنین توزیع سرعت و خطوط جریان هوا در فضای اتاق و نزدیک صورت در دو حالت مختلف نصب دریچه ها بررسی و مقایسه شده اند. نتایج حاصل برای توزیع شدت آشفتگی نشان می دهد، رژیم جریان داخل دستگاه تنفسی در هر سه دبی تنفسی آشفته می باشد و محل نصب دریچه ها تأثیری بر شدت آشفتگی درون دستگاه تنفس ندارد. همچنین در حالت مختلف می باشد و محل نصب دریچه ها تأثیری بر شدت آشفتگی درون دستگاه تنفس ندارد. همچنین در می تنفسی آشفته می باشد و محل نصب دریچه ها تأثیری بر شدت آشفتگی درون دستگاه تفس ندارد. همچنین در حالت دوم، سرعت هوا اطراف صورت کمتر بوده و شرایط مناسب تری را از نظر آسایش ایجاد می شود.

تاریخچه داوری: دریافت: ۱۳۹۷/۰۲/۱۶ بازنگری: ۱۳۹۷/۰۴/۲۳ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۶/۱۶ ارائه آنلاین: ۱۳۹۷/۰۶/۲۰

> **کلمات کلیدی:** مانکن دستگاه تنفس تهویه هوا دبی تنفسی

۱– مقدمه

استفاده از سیستم تهویه مطبوع مناسب که علاوه بر انجام سرمایش، گرمایش و تهویه اتاق، بتواند شرایط مورد نیاز برای راحتی افراد را تأمین کند، در صنعت ساختمانسازی بسیار مهم است. در طراحی سیستمهای تهویه مطبوع، دریچههای ورود و خروج هوا بر روی دیوارها در موقعیتهای مختلف و یا بر روی سقف قرار می گیرد. نصب دریچهها باید به گونهای باشد که بهترین عملکرد را در سرمایش، تصب دریچهها باید به گونهای باشد که بهترین عملکرد را در سرمایش، فشار و سرعت هوا بر روی راحتی و تنفس انسان در موقعیتهای فشار و سرعت هوا بر روی راحتی و تنفس انسان در موقعیتهای مختلف قرار گیری دریچهها، اهمیت ویژهای دارد که در این تحقیق دو حالت نصب دریچههای تهویه مطبوع ورود و خروج هوا، بررسی شده است.

پیشرفتهای نرمافزاری، بازسازی و ایجاد هندسه دقیق دستگاه تنفس و تحلیل میدان جریان درون آن را ممکن ساخته است. محققان با مدلسازی سیستم تنفسی انسان میزان دبی هوای استنشاقی را

* نویسنده عهدهدار مکاتبات: tavakol@iaushiraz.ac.ir

در طی فعالیتهای مختلف از روش تجربی به دست آوردهاند. برای سیستم تنفسی مجزا نتایج تحقیقات پیشین نشان میدهد که در حالت استراحت، دبی تنفسی ۱۵ تا ۲۴ لیتر بر دقیقه بوده، که در این حالت رژیم جریان نیز آرام است و در حالت فعالیت فیزیکی، دبی تنفسی ۲۴ تا ۷۶ لیتر بر دقیقه میباشد، که در این حالت رژیم جریان درون سیستم تنفسی به صورت آشفته در میآید [۱]. چنگ و همکاران [۲] مدل آزمایشگاهی سیستم تنفسی انسان از ورودی بینی تا انتهای نای را ساخته و اختلاف فشار در دبیهای تنفسی بین ۴ تا ۶۰ لیتر بر دقیقه را اندازه گیری نمودند. جنس مدل آزمایشگاهی آنها از رزین پلی استر بود که نتایج افت فشار در این مدل با دستگاه تنفس واقعی انسان، یکسان بود. چنگ و همکاران در تحقیقی دیگر [7]، افت فشار دم و بازدم دستگاه تنفس ۴ مرد با سنین بین ۳۶ تا ۵۷ ساله را اندازه گیری کردند و متوجه شدند که افت فشار، با افزایش دبی تنفسی، به صورت غیر خطی افزایش می یابد و مقدار آن در حالت بازدم از حالت دم بیشتر است. بال و همکاران [۴] مدلی را بر اساس دادههای عکس سی تی اسکن، از ابتدای بینی تا انتهای

Creative Commons License) حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) کی کی در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

أناتومي دستگاه تنفسي به بزرگتر بودن طول، قطر هيدروليکي، حجم و سطح دستگاه تنفس در افراد با سن بیشتر، دست یافتند. نتایج این تحقیق نشان داد که در دبیهای تنفسی یکسان با افزایش سن و درنتیجه آن افزایش قطر هیدرولیکی دستگاه تنفس، افت فشار کاهش می ابد. رحیمی گرجی و همکاران [۹] جریان هوا و نشست ذرات را در دستگاه تنفس انسان از ورودی نای تا انتهای نسل دوم در دبیهای تنفسی ۱۵، ۳۰ و ۶۰ لیتر بر دقیقه بررسی کردند. نتایج حل میدان جریان در تحقیق آنها نشان داد در دبی تنفسی ۶۰ لیتر بر دقیقه، تغییرات فشار از دو دبی تنفسی دیگر بیشتر است. همچنین به علت شکل نامنظم دستگاه تنفس، در بعضی از قسمتهای مسیر جریان، جریان های چرخشی ایجاد می شود که باعث افزایش شدت آشفتگی می گردد. رحیمی گرجی و همکاران [۱۰] در تحقیقی دیگر تنفس دهانی را تا نسل ششم درون ریه مدلسازی کرده و جریان هوا و نشست ذرات را بررسی کردند. نتایج آنها نشان داد که در تمام دبیهای تنفسی، بیشترین تغییر سرعت در حنجره اتفاق میافتد. همچنین با افزایش دبی تنفسی، جریان چرخشی افزایش مییابد. تعدادی از محققین تنفس مانکن را در اتاق بررسی کردهاند که در ادامه به تعدادی از آنها اشاره شده است. آنتونی و فلاین [۱۱] با استفاده از مدل k-ɛ، تنفس مانکن نیم تنه بدون دستگاه تنفس را در جریان تونل باد مطالعه کردند. آنها یک بار تنفس دهانی و باردیگر تنفس از راه بینی را با روشهای محاسباتی بررسی کرده و نتایج را با دادههای آزمایشگاهی مقایسه نمودند. آنها گزارش کردند که سرعت عمود بر جهت جریان هوا و به سمت جانبی در مقایسه با دو مؤلفه دیگر سرعت، بسیار کوچک و نزدیک به صفر میباشد. ریم و نواسلاک [۱۲] یک مانکن را در اتاقی قرار داده و تأثیر فن تهویه و تنفس مانکن را بر نقاط مختلف پیرامون مانکن، به روش آزمایشگاهی اندازه گیری و سپس به روش عددی شبیه سازی نموده و نتایج را با یکدیگر مقایسه کردند. نتایج این تحقیق نشان داد که تنفس بر روی میدان جریان در ناحیه جلوی بینی، تأثیر زیادی دارد اما در ناحیه بالای سر مانکن اثری ندارد. همچنین تنفس، تأثیر چندانی بر روی جابهجایی طبیعی ناشی از دمای بدن ندارد. نتایج این پژوهش نشان داد زمانی که فن تهویه خاموش است، سرعت هوا در نواحی دور از مانکن بسیار ناچیز است، در حالی که سرعت هوا در بالای سر مانکن، بسیار بیشتر از نواحی دور بوده، که به علت تأثیر حرارتی بدن، بر روی

نای، مدلسازی کرده و جریان هوای آشفته را با روشهای عددی در دبیهای تنفسی ۱۰، ۱۵ و ۳۰ لیتر بر دقیقه بررسی نمودند. آنها نتایج خود را با دادههای آزمایشگاهی که با اندازهگیری سیم داغ به دست آمده بود، مقایسه کردند و متوجه شدند که در نواحی مختلف دستگاه تنفس، جریانهای ثانویه ایجاد می شود. ون و همکاران [۵] به بررسی جریان هوا در حفرههای راست و چپ بینی پرداختند و نتایج را با دادههای آزمایشگاهی مقایسه نمودند. آنها جریان هوا با دبیهای ۷/۵ و ۱۵ لیتر بر دقیقه را در جریان آرام و دائمی بررسی کردند. نتيجه اين تحقيق نشان دهنده سرعت بالا در ناحيه منظم حفره بینی، جریان هوای زیاد در دیواره غشایی و تشکیل جریان گردابی در ناحیه بالای حفره بینی و ناحیه بویایی بود که با نتایج تحقیقات گذشته تطابق داشت. آنها تفاوت ساختاری حفرههای راست و چپ و تأثیر آن را بر روی میدان جریان بررسی کردند و نشان دادند که به علت بزرگتر بودن سطح مقطع حفره بینی راست، افت فشار در بینی راست کمتر از بینی چپ است. همچنین آنها نشان دادند، در ناحیه ورودی بینی تا انتهای دریچه بینی، تنش برشی دیواره افزایش یافته و پس از آن به علت افزایش سطح مقطع، تنش برشی کاهش مییابد. لی و همکاران [۶] با استفاده از عکس سی تی اسکن مدل هندسی دستگاه تنفس از ورودی بینی تا انتهای نای را تولید کردند. آنها افت فشار در دستگاه تنفس را در حالتهای دم و بازدم محاسبه کرده و با تحقيقات پيشين مقايسه نمودند. نتايج تحقيق آنها نشان داد كه تنش برشی وارد بر دیوارههای حلق بینی و حنجره از سایر قسمتها بیشتر است. نتایج، نشان دهنده وجود جریانهای پیچیده، شامل جریانهای چرخشی در ناحیه بویایی، در حالت دم و جریانهای ثانویه در ناحیه حلق بینی، در حالت بازدم بود. ژو و همکاران [۷] دستگاه تنفسی سه مرد چینی، هندی و قزاق را از ورودی بینی تا انتهای حفره بینی مدلسازی کردند. نتایج آنها نشان داد، هندسه و افت فشار دستگاه تنفسی افراد مختلف، متفاوت است. همچنین با افزایش زاویه بین دیوارههای بالایی دریچه بینی و حفره بینی، جریانهای چرخشی، بیشتر می شود. ژی و همکاران [۸] دستگاه تنفس افراد با سنین مختلف شامل نوزاد ده روزه، کودک هفت ماهه، کودک ۵ ساله و مرد ۵۳ ساله را از ورودی بینی تا انتهای حنجره بررسی کردند و دریافتند که برای یک فعالیت فیزیکی مشخص، دبی تنفسی در افراد مختلف، متفاوت بوده و با افزایش سن، زیاد می شود. آن ها با بررسی

جریان هوا می باشد. همچنین آن ها نشان دادند که با روشن شدن فن تهویه، توزیع سرعت در تمام نقاط اتاق، یکنواخت می شود. سی و همکاران [۱۳] در تحقیقی با بازسازی سر شخص به صورت مانکن بدون دستگاه تنفس، در دبی تنفسی ۱۵ و ۴۰ لیتر بر ثانیه و سرعت هوای ۲/۲ متر بر ثانیه، تنفس به وسیله دهان و بینی را شبیهسازی نمودند. آنها دیوار روبه روی مانکن را به عنوان ورودی هوا در نظر گرفتند. خطوط جریان نشان داد، در تنفس دهانی، انحراف خطوط جریان از هر دو سمت بالا و پایین اتفاق میافتد اما در تنفس از راه بینی، انحراف جریان، از سمت پایین به بالا میباشد. اختلاف دیگر تنفس دهانی و تنفس از راه بینی، بالاتر بودن محل ایجاد نقطه سکون در تنفس از راه بینی، نسبت به تنفس دهانی بود که نزدیک چانه اتفاق می افتد. ژانگ و همکاران [۱۴] جریان هوا را در اتاقی به ابعاد ۰/۴ × ۰/۸ × ۰/۴ متر که از یک دریچه وارد و از دریچه سمت دیگر خارج میشد، مدلسازی کرده و نتایج را با مقادیر تحقیق آزمایشگاهی مقایسه نمودند که مبنای اعتبار سنجی این پژوهش نیز میباشد. گلدسته و همکاران [۱۵] مانکن بدون دستگاه تنفس را در اتاقی قرار داده و دریچههای ورودی و خروجی هوا را درنقاط مختلف بر روی دیوارها و سقف قرار دادند و به بررسی سرعت حرکت هوا در اتاق و اطراف مانکن پرداختند. نتایج این تحقیق نشان داد سرعت در اطراف مانکن از نقاط دیگر اتاق بیشتر است. ناصری و همکاران [۱۶] میدان جریان و پخش و نشست ذرات معلق را در اطراف مدل مانکن به همراه سیستم تنفسی در هوای ساکن و بدون تهویه بررسی کردند. در این تحقیق راندمان موضعی نشست ذرات در بخشهای مختلف سیستم تنفسی گزارش شده و با نتایج مربوط به سیستم تنفسى مجزا مقايسه شدهاند. نتيجه كار آنها نشان دهنده افزايش سرعت در حنجره به دلیل کاهش سطح مقطع عبور جریان بود. تائو و همکاران [۱۷] یک استوانه و یک مانکن بدون دستگاه تنفس را به صورت جداگانه در یک اتاق قرار دادند و به بررسی جریان هوا در اتاق و اطراف مانکن و استوانه پرداختند. آنها رفتار جریان هوا در اطراف مانکن و استوانه را باهم مقایسه نمودند. نتایج تحلیل جریان، نشان دهنده جریان چرخشی در پشت سر مانکن، حرکت هوا به سمت بالا در جلوی قسمت بالای بدن مانکن و جریان یافتن هوا به سمت پایین در پشت مانکن با بیشترین سرعت جریان بود. همچنین آنها نشان دادند که درقسمت پایین مانکن، جریان دنباله تحت اثر جریانهای

بالاتر هوا به تدریج به حالت افقی درمیآید.

هدف از پژوهش حاضر، بررسی میدان جریان درون دستگاه تنفس انسان، در دبیهای تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه و همچنین مقایسه محل نصب دریچههای تهویه مطبوع در دوحالت، از نظر تأمین شرایط آسایش انسان، درون اتاق میباشد. بر خلاف تحقیقات پیشین، در تحقیق حاضر مانکن متصل به دستگاه تنفس، درون اتاق مجهز به دریچههای تهویه مطبوع قرار گرفته که در آن گردش هوا به صورت واقعی مدلسازی شده است. میدان جریان، شامل میدان جریان هوای اتاق و میدان جریان هوای درون دستگاه تنفسی انسان، از ورودی بینی تا انتهای نای، به صورت عددی و با روش transition (SST برسی شده است.

در این پژوهش تنفس مانکن در حالت دم به صورت دائم و پایدار در نظر گرفته شده و تأثیر میدان دما بر جریان بررسی نشده است.

۲- معادلات حاکم

معادلات حاکم بر میدان جریان آشفته تراکم ناپذیرو دائمی، معادلات میانگین گیری شده پیوستگی و مومنتوم میباشند. معادله پیوستگی به شکل رابطه (۱) میباشد:

$$\frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0 \tag{1}$$

معادله مومنتوم به شکل رابطه (۲) است: $\rho \overline{U}_{i} \frac{\partial \overline{U}_{i}}{\partial x_{j}} = -\frac{\partial \overline{P}}{\partial x_{i}} + \frac{\partial}{\partial x_{j}} [\mu(\frac{\partial \overline{U}_{i}}{\partial x_{j}} + \frac{\partial \overline{U}_{j}}{\partial x_{i}}) - \rho \overline{u_{i} u_{j}}]$ (۲)

 $-\overline{u_iu_j}$ در روابط (۱) و (۲)، \overline{D} و \overline{P} بیانگر سرعت و فشار متوسط، (۲) در روابط (۱) در روابط (۱) و \overline{D} به ترتیب لزجت و چگالی سیال میباشند.

به دلیل امکان وجود همزمان رژیمهای جریان آرام، گذرا و آشفته در قسمتهای مختلف میدان جریان، از مدل Transition SST به منظور مدلسازی آشفتگی استفاده شده است که برای جریانهای با سطح آشفتگی کم مناسب است. مدل Transition SST یک مدل چهار معادلهای میباشد که از ترکیب معادلات گذار جریان و مدل اصلاح شده آشفته SST ۵۰ برای گذار جریان حاصل شده است. معادلات حاکم بر گذار جریان، شامل معادلات انتقال تناوب و عدد رینولدز بر مبنای ضخامت مومنتوم، به شرح زیر است [۱۸]:

معادله انتقال پارامتر تناوب (γ به شکل رابطه (γ) است:

$$\rho \frac{\partial (u_j \gamma)}{\partial x_j} = P_{\gamma} - E_{\gamma} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_f} \right) \frac{\partial \gamma}{\partial x_j} \right] \tag{(7)}$$

در معادله (۳)، $P_{\gamma} \$ چشمه انتقال آشفته، $E_{\gamma} \$ چشمه انتقال به جریان آرام، $\mu_{\iota} \$ لزجت گردابی و $\sigma_{f} \$ مقداری ثابت [۱۸] میباشد. معادله انتقال برای عدد رینولدز بر اساس ضخامت مومنتوم گذرا $Re_{\theta_{\ell}} \$

$$\rho \frac{\partial (u_j \overline{Re_{\theta t}})}{\partial x_j} = P_{\theta t} + \frac{\partial}{\partial x_j} [(\mu + \mu_t) \frac{\partial \overline{Re_{\theta t}}}{\partial x_j}]$$
(*)

.در رابطه (۴)، $P_{ heta t}$ جمله چشمه معادله می باشد

دو معادله دیگر این مدل معادلات مربوط به انرژی جنبشی آشفته، k و w به صورت روابط (۵) و (۶) میباشند:

$$\rho \frac{\partial (u_j k)}{\partial x_j} = \widetilde{P}_k - \widetilde{D}_k + \frac{\partial}{\partial x_j} [(\mu + \sigma_k \mu_t) \frac{\partial k}{\partial x_j}]$$
 (Δ)

$$\rho \frac{\partial (u_j \omega)}{\partial x_j} = \alpha \frac{P_k}{v_t} - D_{\omega} + Cd_{\omega} + \frac{\partial}{\partial x_j} [(\mu + \sigma_{\omega} \mu_t) \frac{\partial \omega}{\partial x_j}]$$
(\$

در روابط (۵) و (۶)، ${}^{\widetilde{M}}_{e} {}_{a} {}^{\widetilde{M}}_{e}$ به ترتیب بیانگر تولید و اضمحلال انرژی جنبشی آشفته، σ_{k} و σ_{ω} ثابتهای مدل میباشند. در مدل سازی آشفتگی σ_{k} و نواحی نزدیک به دیواره شامل ناحیه زیرلایه لزج با روش ∞ -X و نواحی دور از دیواره با روش 3-X حل می گردند، از این رو لازم است در ناحیه نزدیک به دیواره از شبکه مناسب استفاده گردد. بدین روش میتوان از مزایای دو مدل در بخشهای مختلف میدان جریان استفاده نمود. با توجه به این نکته که رژیم جریان در داخل اتاق و سیستم تنفسی مشخص نمی باشد لازم است از مرزی از رژیم آرام را ات و سیستم تنفسی مشخص نمی باشد لازم است از مدلی استفاده شود رو اتاق و سیستم تنفسی مشخص نمی باشد لازم است از مدلی استفاده شود رو اتاق و سیستم تنفسی مشخص نمی باشد لازم است از مدلی استفاده شود رو اتاق و سیستم تنفسی مشخص نمی باشد لازم است از مدلی استفاده شود رو استفاده از می این کر می آرام به آرام این تبیه سازی جریان در حالت آشفته به آرام) را داشته باشد. از این رو این گرار را به آین که قابلیت شبیه سازی تحقیق مناسب نمی باشد.

۳- هندسه و شرایط مرزی برای ساخت هندسه سیستم تنفسی از عکس سی تی اسکن مربوط

1 Intermittency

به یک مرد ۵۵ ساله استفاده شده است. وضوح عکس ۵۱۲×۵۱۲ پیکسل و فواصل تصاویر ایجاد شده در نمای محوری یک میلیمتر، نمای عرضی ۸/۸۲۳ میلیمتر و نمای جانبی ۸/۸۲۳ میلیمتر بوده و پردازش عکس سی تی اسکن در نرم افزار میمیکس نسخه ۱۹ انجام شده است. نرم افزار میمیکس نرم افزاری است که کار پردازش تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی را انجام داده و تصاویر سه بعدی از بافتهای بدن ایجاد می کند. دستگاه سی تی اسکن از بافتهای بدن تصاویری اساس پرتوهای ایکس عبوری از بافتهای مختلف ایجاد می ضود که به خگالی بافتها وابسته است. در این تحقیق، مسیر تنفس از بینی مورد نظر بوده و تنفس دهانی در نظر گرفته نشده است، بنابراین مجرای نظر بوده و تنفس دهانی در نظر گرفته نشده است، بنابراین مجرای که در شکل ۱ نشان داده شدهاند.

ساخت مدل مانکن، در نرم افزار تری دی مکس انجام شده است. این مانکن به صورت ایستاده و ملبس بوده و با فرمت اس تی ال تولید شده است. مشخصات ابعادی مانکن شامل قد و عرض شانه در شکل ۲ مشاهده میشود. ابعاد اتاق مورد بررسی ۲/۷ × ۲/۵ × ۲/۷ متر و ابعاد دریچههای تهویه مطبوع ۳۰ ×۳۰ سانتیمتر میباشد. شکل ۲ ابعاد مانکن به همراه دستگاه تنفس و اتاق و همچنین نحوه قرار گیری مانکن در اتاق را نشان میدهد. هندسه تولید شده به نرم افزار Ansys-ICEM منتقل شده و در این نرم افزار، شبکه بندی انجام





شکل ۲. ابعاد مانکن و اتاق و نحوه استقرار مانکن در اتاق به همراه دریچههای تهویه مطبوع Fig.2. Mannequin and room dimensions and configuration of mannequin and dampers in the room

شده است. با توجه به پیچیدگی مجرای تنفسی و مدل مانکن، شبکه

ایجاد شده از نوع نامنظم بوده و هیبریدی میباشد. به منظور شبکه بندی در ابتدا شبکه بندی حجمی بر اساس درختواره هشت وجهی

انجام شده سیس شبکه تولید شده با مثلث بندی دلانی بهینه شده

است. برای شبکه بندی سطوح دیواره داخلی سیستم تنفسی، از سه

لایه شبکه منشوری استفاده شده است. شکل ۳ جزئیات شبکه تولید

به دست آوردن شرط مرزی در انتهای سیستم تنفسی که دبی

تنفس مورد نظر را مشابهسازی کند، پیچیده است. در این تحقیق پس

از بررسی شرایط مرزی مختلف، به منظور یافتن شرط مرزی فشار در

انتهای مجرای تنفسی برای دبیهای تنفسی مختلف، اختلاف فشار

شده را در اتاق، اطراف صورت مانکن و نای نشان میدهد.

محاسبه شده و سپس در حل عددی میدان جریان، شرط مرزی در خروجی نای، فشار متناظر با دبی تنفسی در نظر گرفته شده است. بدین منظور ابتدا دستگاه تنفسی به صورت مجزا با دبیهای تنفسی حالت استراحت ۱۰، ۱۵و ۲۰ لیتر بر دقیقه و دبی تنفسی برای فعالیت فیزیکی ۳۰ و ۴۰ لیتر بر دقیقه، مورد تحلیل عددی قرار گرفت و نتایج حاصل برای افت فشار جریان در عبور از دستگاه تنفسی در جدول ۱ ارائه شدهاند.

جدول ۱- اختلاف فشار در دبیهای تنفسی مختلف برای سیستم تنفسی مجزا Table.1. Pressure drop from the nostril inlet to the end of trachea at the different breathing rates for separate respiratory system

4.	٣٠	۲.	۱۵	١٠	دبی تنفسی(لیتر بر دقیقه)
40	20/81	۱۱/۹	٧/١٧	4/20	اختلاف فشار(پاسکال)



شکل ۳. نماهای مختلف از شبکه ایجاد شده(الف) شبکه ایجاد شده در اتاق، ب) شبکه اطراف سر مانکن و ج) نمایی از شبکه درون دستگاه تنفس در قسمت نای شامل شبکه لایه مرزی)

Fig. 3. Generated mesh a) inside the room, b) around the mannequin head and c) a sample view in trachea with boundary layer grids

شرایط مرزی مورد استفاده برای شبیه سازی عددی میدان جریان به صورت جدول ۲ ارائه شدهاند.

در این تحقیق به منظور تحلیل جریان از نرم افزارانسیس فلوئنت نسخه ۱۷/۲ استفاده شده و تنظیمات حل در نرم افزار در جدول ۳ ارائه شدهاند.

۴– نتایج ۴–۱– مطالعه شیکه

در این پژوهش برای مطالعه شبکه سه نوع شبکه بندی با تعداد سلولهای تقریبی۶/۵ میلیون (شبکه درشت)، ۸/۳ میلیون (شبکه مبنا) و ۱۱ میلیون (شبکه ریز) استفاده شده است. به منظور مطالعه شبکه، شبیهسازی عددی میدان جریان با استفاده از سه شبکه محاسباتی صورت گرفته و نمودار سرعت در جهت y در انتهای حفره بینی در شکل ۴ ترسیم شدهاند. با توجه به شکل ۴، افزایش تعداد سلولهای شبکه از ۸/۳ به ۱۱ میلیون تأثیری در نتیجه حل ندارد، از این رو در ادامه برای شبیه سازی های عددی از شبکه مبنا استفاده شده است. با استفاده از این شبکه فاصله بدون بعد از دیواره \mathcal{Y}^+ در بیش از ۹۰ درصد سلولهای داخل سیستم تنفسی کمتر از ۲ و روی دیواره مانکن در بیش از ۸۰ درصد سلولها y^+ کمتر از ۶ می باشد. $\mathrm{k} ext{-}\epsilon$ لازم به ذکر است که این مدل در نزدیک دیواره همانند مدل شامل محدودیت برای مقدار γ^+ نمی باشد. مشخصات سیستم مورد استفاده برای حل جریان در جدول ۴ ارائه شده است. با استفاده از این سیستم محاسباتی زمان اجرای هر شبیه سازی در حدود ۴۸ ساعت بود.



شکل ۴. توزیع سرعت در جهت y در انتهای حفره بینی در سه نوع شبکه بندی Fig.4. Variation of the y-velocity at the end of the main airway with three grids

جدول ۴. مشخصات سیستم مورد استفاده Table 4. Specifications of the computational resource

rable.4. Specifications of the computational resource					
پردازشگرگرافیکی	حافظه رم	پردازشگر			
GeForce GTX850M 4GB	16 GB DDR3	Intel core I7 4510U 2.7 GH			

۴-۲- اعتبار سنجی

با توجه به این که برای هندسه مورد استفاده در تحقیق حاضر نتایج اندازه گیری تجربی یا شبیه سازی عددی وجود ندارد، به منظور اعتبار سنجی حل عددی صورت گرفته از نتایج تحقیق ژی و همکاران [۸] در قسمت دستگاه تنفس و از نتیجه تحقیق ژانگ و همکاران [۱۴] در فضای اتاق استفاده شده است. بدین منظور نمودار قطر هیدرولیکی دستگاه تنفس تحقیق حاضر با تحقیق ژی و همکاران [۸] و نمودار افت فشار دستگاه تنفس مجزا در تحقیق حاضر با نتایج تحقیق ژی و همکاران [۸] مقایسه شدهاند. در شکل ۵ فاصله قسمتهای مختلف دستگاه تنفس از ورودی بینی بر حسب سانتیمتر

جدول ۲. شرایط مرزی Table.2. Boundary conditions

ديوارهاي اتاق	ديواره دستگاه تنفس	خروجی نای در دستگاه تنفس	دریچه هوای خروجی	دریچه هوای ورودی	ناحيه
شرط عدم لغزش	شرط عدم لغزش	فشار ثابت	خروجى	سرعت ورودى	شرط مرزی
-	_	مقادیر موجود در جدول ۱ (متناظر با دبی تنفسی)	_	۳ متر بر ثانیه	مقدار

جدول ۳. تنظیمات حل در نرم افزارانسیس فلوئنت Table.3. Solution setting in the Ansys-Fluent

SST`tra	nsition	Viscous	مدل
Ai	r	Fluid	مواد
گسستەسازى فشار	Standard	SIMPLE	روش حل
گسستەسازى مومنتوم	First order		



شکل ۵. فاصله قسمتهای مختلف دستگاه تنفس از ورودی بینی (سانتی متر) Fig.5. Distance of airway components from the nostril inlet (cm)

نشان داده شده است. در شکل ۶ قطر هیدرولیکی تحقیق حاضر و تحقیق [۸] مقایسه شدهاند و در جدول ۵ مشخصات ابعادی تحقیق حاضر و تحقیق [۸] با هم مقایسه شدهاند.

شکل ۷ نتایج افت فشار تحقیق حاضر را در مقایسه با نتایج عددی ژی و همکاران [۸] و کلی و همکاران، اقتباس شده از [۸]، را نشان میدهد. با توجه به نتایج مشخص است که روند افزایش افت فشار با افزایش دبی جریان در تحقیق حاضر با تحقیقات پیشین مطابقت دارد اما افت فشار تحقیق حاضر کمتر است. علت تفاوت در افت فشار تحقیق حاضر در مقایسه با تحقیقات پیشین، بزرگتر بودن مجرای عبور جریان در تحقیق حاضر میباشد که در شکل ۶ و جدول ۵ نشان داده شدهاند.

در شکل ۸ نمودار سرعت بدون بعد در جهت y بر حسب ارتفاع واحد اتاق در فاصله ۲۵ درصدی طول اتاق از محل نصب دریچه ورودی هوا رسم شده است. در این نمودار سرعت بدون بعد، بیانگر مؤلفه



قطر مؤثر در تحقیق [۸] (میلیمتر)	مساحت تحقيق [٨] (سانتيمتر مربع)	قطر مؤثر در تحقیق حاضر (میلیمتر)	مساحت در تحقیق حاضر (سانتیمتر مربع)	ناحيه
٩/١	۱/• ۱	۱۳/۵۲	١/٨٧	ورودی بینی راست
٩/١	۱/• ۱	۱۳/۷۳	۲/۰۲	ورودی بینی چپ
CIT	۳۵/۵۸	14/42	۱۲/۷۵	دھلیز بینی
///		۱۳/۰۶	17/98	دریچه بینی
۴/۵	۱۱۲/۵۹	٩/۶۶	۱۷۵/۰۸	حفره بينى
18	4./12	۲ ۱/۵۶	۲۳/۱۶	حلق بينى
۱۲/۳	40/10	۲۲/۵۹	۱۰۱/۸۳	حلق دھانی
١٢/٣	۲۱/۸۱	14/14	٣١/۶٨	حنجره
۱۳/۰۲	گزارش نشده است.	18/•4	48/7	نای





way from the nostril inlet to the end of main airway in present study with Xi et al. [8]





Fig.7. Comparison between the pressure drop in the airway from the nostril inlet to the end of larynx with previous studies [8]

سرعت در جهت *۲* نسبت به سرعت خروج هوا از دریچه هوای ورودی (۳ متر بر ثانیه) و نسبت ارتفاع، بیانگر ارتفاع هر نقطه نسبت به ارتفاع اتاق (۲/۷ متر) می باشد. این شکل نشان می دهد که نتایج تحقیق حاضر با تحقیق ژانگ و همکاران [۱۴] و همچنین اندازه گیری های



----RNG model:Zhang et al. [14] ----Experimental: Chen et al. [20] ---- present

شکل ۸. سرعت بدون بعد بر حسب ارتفاع اتاق در فاصله ۲۵ درصدی طول اتاق از محل نصب دریچه هوای ورودی تحقیق حاضر در مقایسه با تحقیقات پیشین [۲۴ و ۲۰] Fig. 8. Comparison between the dimensionless velocity along the vertical line located at the distance of 0.25L from the inlet damper with previous studies [14,20]

آزمایشگاهی چن و همکاران [۲۰] به جز ناحیه نزدیک کف اتاق تطابق خوبی دارد. حداکثر اختلاف در تحقیق حاضر نسبت به تحقیق ژانگ و همکاران [۱۴] حدود ۷ درصد و نسبت به اندازه گیریهای آزمایشگاهی چن و همکاران [۲۰] حدود ۱۷ درصد است. علت تفاوت نتایج در نزدیک دیواره کف اتاق مربوط به عدم قطعیت در اندازه گیری و فرضیات مورد استفاده در شبیه سازی عددی تحقیق حاضر می باشد.

۴–۳– نتایج حاصل از حل میدان جریان درون اتاق با حضور مانکن متصل به دستگاه تنفس

در این پژوهش در حالت اول دریچههای تهویه هوا بر روی دیوار روبروی مانکن و در حالت دوم دریچه بر روی دیوار سمت راست مانکن قرار گرفته و نتایج حاصل از حل میدان جریان باهم مقایسه شدهاند.

۴–۳–۱– فشار در ورودی بینی و درون دستگاه تنفس در دبی تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه

در شکل ۹ سه برش از قسمتهای مختلف دستگاه تنفس دیده میشود. در این شکل برش (a) مربوط به قسمت حفره بینی میباشد که نامتقارن بودن هندسه حفره راست و چپ بینی را نشان میدهد. تفاوت فشار در این دو ناحیه به علت تفاوت ابعاد هندسی مجاری

بینی میباشد. درقسمت (b) برشی از ناحیه گلوتیس واقع در حنجره نشان داده شده است. در گلوتیس سطح مقطع عبور جریان به طور ناگهانی کاهش مییابد. در شکل (c) برشی از ناحیه نای نشان داده شده است. در برشهای (d) و (c) جریانهای ثانویه در مقطع مجرای تنفسی قابل مشاهده است. طرح جریان برای دبیهای تنفسی مختلف در صفحات ترسیم شده، تقریباً مشابه میباشد و به دلیل افزایش افت فشار جریان در دبیهای تنفسی بالاتر، فشار متوسط در هر مقطع با افزایش دبی، کاهش مییابد.

شکل ۱۰ قطر هیدرولیکی بینی راست و چپ را از ابتدای بینی تا انتهای حفره بینی نشان میدهد. این نمودار نشان میدهد که قطر هیدرولیکی بینی راست نسبت به بینی چپ بزرگتر میباشد. در شکل ۱۱ توزیع نسبت اختلاف فشار با فشار مینیمم به فشار ماکزیمم در حفره بینی راست و چپ در دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه در حالت اول نشان داده شده است. همچنین برای مقایسه، نتایج تحقیق [۵] نیز در این شکل نشان داده شده است. بر اساس شکل ۱۱ مشاهده میشود بیشترین افت فشار از ورودی تا خروجی دهلیز بینی اتفاق میافتد که در این ناحیه قطر هیدرولیکی افزایش مییابد. علت تفاوت در فشار بین حفرههای راست و چپ، تفاوت در قطر هیدرولیکی آنها میباشد که در شکل ۱۰ نشان داده شده است. مقایسه تغییرات فشار در نقیق حاضر با تحقیق [۵] نشان میدهد که روند تغییر فشار در





شکل ۹: کانتور فشار و خطوط جریان در دبی تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه در حالت دوم در صفحات b ،a و c) Fig.9. Pressure contours with streamlines at breathing rates of 15, 20 and 30 lit/min in the second mode at planes a, b, c

حفرههای بینی مشابه است اما به دلیل تفاوت در هندسه، مقادیر فشار در مقاطع بینی متفاوت میباشند.

شکل ۱۲ تغییرات قطر هیدرولیکی دستگاه تنفس را از ورودی بینی تا انتهای نای نشان میدهد و با توجه به آن میتوان تغییرات فشار در مسیر عبور جریان را بررسی نمود. با توجه به این شکل مشخص است که تغییرات سطح مقطع جریان در مجرای تنفسی زیاد بوده و مسیر عبور جریان بسیار پیچیده میباشد. در شکل ۱۳ تغییرات فشار جریان در داخل سیستم تنفسی در دبیهای مختلف در حالت اول و دوم نشان داده شده است. با توجه به این نمودار بیشترین افت فشار جریان در قسمت گلوتیس در ناحیه حنجره مشاهده میشود.

کاهش ناگهانی فشار در این نقطه به علت ایجاد پدیده اختناق، در اثر کاهش ناگهانی قطر هیدرولیک است. در ناحیه گلوتیس سطح مقطع جریان و قطر هیدرولیک به شدت کاهش مییابد. ازآنجا که دبی هوا ثابت است، سرعت هوا با ورود به این نقطه در اثر کاهش سطح مقطع ثابت است، سرعت هوا با ورود به این نقطه در اثر کاهش سطح مقطع کاهش مییابد. با توجه شکل ۱۳-الف با افزایش دبی جریان، افت فشار جریان در مجرای تنفسی افزایش مییابد.

شکل ۱۳–ب نمودار تغییرات فشار در دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه در حالتهای اول و دوم را نشان میدهد. با توجه به این شکل در دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه، افت فشار جریان در سیستم تنفسی



شکل ۱۲. تغییرات قطر هیدرولیکی تحقیق حاضر از ورودی بینی تا انتهای نای Fig.12. Variation of the hydraulic diameter from the nostril to the end of trachea

تنفسی تاثیری ندارد. با توجه به نتایج، عدد رینولدز جریان در دریچه ورودی ۴۸۰۰۰، در ورودی بینی راست در محدوده ۴۶۵ تا ۱۰۱۰، در بینی چپ در محدوده ۵۴۴ تا ۱۱۴۴ و در خروجی نای در بازه ۹۳۲ تا ۱۹۳۷ تغییر میکند. همچنین میزان شدت آشفتگی در دریچه ورودی ۵ درصد، در ورودی بینی راست ۱/۲ تا ۲ درصد، در ورودی بینی چپ بین ۱/۲ تا ۱/۹ درصد و در خروجی نای در بازه ۵ تا ۱۰ درصد می باشد.

شکل ۱۵ مقدار تنش برشی متوسط را در نواحی مختلف دستگاه تنفس نشان میدهد. تنش برشی متوسط با سرعت، نسبت مستقیم و با بردار نرمال دیواره نسبت عکس دارد. با افزایش قطر هیدرولیکی به علت بزرگتر شدن بردار نرمال و کاهش تغییرات سرعت، تنش برشی دیواره کاهش مییابد. در انتهای حفره بینی، حفرههای راست و چپ به هم متصل میشوند. بنابرین به علت بزرگ شدن مجرا، سرعت کاهش



Fig.10. Variation of the hydraulic diameter of the left and right nasal passages

نسبت به دبیهای دیگر بسیار بیشتر است. در این دبی تنفسی به دلیل قرار گیری مانکن در برابر جریان هوا در حالت اول فشار در ورودی بینی ۰/۷ پاسکال بیشتر از حالت دوم است.

شکل ۱۴ تغییرات شدت آشفتگی، U_{Ref} $\sqrt{u''}$ جریان را در سیستم تنفسی برای دبیهای مختلف تنفسی نشان میدهد. این شکل نشان میدهد که بیشترین میزان شدت آشفتگی در نزدیکی گلوتیس روی میدهد و مقدار شدت آشفتگی بیشینه با افزایش دبی تنفس، افزایش مییابد. با توجه به این شکل و بر خلاف نتایج تحقیقات پیشین [۱]، جریان در تمام نقاط مجرای تنفسی برای تمام دبیهای شبیه سازی شده، آشفته میباشد. با توجه به شکل ۱۴ میتوان گفت که شدت آشفتگی تا ناحیه گلوتیس (به جز حفره بینی) افزایش مییابد و پس از آن کاهش مییابد. همچنین محل قرار گیری دریچههای تهویه مطبوع بر روی شدت آشفتگی در مجرای



شکل ۱۱. تغییرات فشاربدون بعد از ورودی بینی تا انتهای حفره بینی در دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه Fig.11. Variation of the dimensionless pressure from the nostril to the end of the main airway at the breathing rate of 15 lit/min



شکل ۱۳. تغییرات فشار متوسط جریان در سیستم تنفسی، الف) دبی تنفسی ۱۵ و ۲۰ لیتر بر دقیقه، ب) دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه Fig.13. Variation of the mean pressure in airway, a) breathing flow rate of 15 and 20 lit/min and b) breathing flow rate of 30 lit/min

تنفسی ۲۰ لیتر بر دقیقه نشان میدهد. در حالت اول، جریان چرخشی در نزدیک دیوار پشت سر مانکن و نزدیک به کف اتاق مشاهده می شود و در حالت دوم یک گردابه بزرگ در جلو صورت مانکن و دوگردابه دیگر با فاصله بیشتر در جلو و پشت سر مانکن مشاهده می شود. با توجه به این شکل در حالت اول که دریچه تهویه مطبوع روبروی مانکن قرار گرفته است، جریان هوا در صفحه تقارن، نسبت به حالت دوم یکنواخت تر می باشد. در این حالت در بخش بالایی مانکن به دلیل خروج جت سیال از دریچه تهویه مطبوع، سرعت جریان زیاد می باشد و به تدریج با پخش شدن جریان در اتاق، سرعت کاهش می یابد. در ادامه با حرکت جریان در داخل اتاق یک گردابه بزرگ در پشت مانکن تشکیل می شود و سپس جریان در جلوی مانکن به مییابد اما جهت جریان هوا با عبور از این ناحیه و ورود به ناحیه حلق بینی از حالت افقی به عمودی تغییر مییابد که باعث افزایش تنش برشی دیواره حلق بینی نسبت به حفره بینی می گردد. در ناحیه حنجره به علت انقباض ناگهانی مسیر عبور جریان در گلوتیس، تنش برشی بزرگی به این ناحیه اعمال می شود که بیشترین تنش برشی در دستگاه تنفس می باشد. با افزایش دبی تنفسی، تنش برشی در نواحی مختلف، افزایش مییابد که به علت افزایش گرادیان سرعت است.

۴-۳-۲ بررسی خطوط جریان در فضای اتاق

شکل ۱۶کانتور مؤلفه سرعت در جهت y و خطوط جریان در صفحه تقارن *y-z* را در فضای اتاق در دو حالت اول و دوم در دبی



شکل ۱۵. تغییرات تنش برشی متوسط روی دیواره در نواحی مختلف دستگاه تنفس Fig.15. Variation of the mean wall shear stress at various parts in the airway

تنفس و درون دستگاه تنفس از ورودی بینی تا انتهای حلق دهانی، در دوحالت نصب دریچه برای دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه در شکل ۱۷ و برای دبی تنفسی ۲۰ لیتر بر دقیقه در شکل ۱۸ نشان داده شدهاند. همانطور که در شکل ۱۷ و ۱۸ مشخص است، در هر دو حالت به دلیل گردش هوا توسط سیستم تهویه مطبوع، ورود هوا به بینی در صفحه تقارن صورت مانکن از پایین میباشد. در تمام مقادیر دبی تنفسی، در حلق دهانی یک گردابه بزرگ مشاهده میشود. یکی از شاخصههایی که در آسایش حرارتی ساکنان اتاق اهمیت زیادی دارد، سرعت هوا در محل استقرار ساکنین میباشد. طبق استاندارد ASHRAE [۲۱] به منظور آسایش حرارتی، سرعت هوا در محل استقرار ساکنین در فصل



Fig.14. Variation of turbulence intensity in airway at breathing flow rates of 15, 20 and 30 lit/min

دو بخش تقسیم می شود که بخش اول به سمت بالا حرکت می کند و بخش دوم از دریچه خروجی خارج می شود. در حالت دوم به دلیل قرارگیری دریچه ها در دیوارهای جانبی مانکن، گردش جریان هوا در داخل اتاق پیچیده تر است، به گونه ای که گردابه های بیشتری در اتاق مشاهده می شوند. قسمت های با سرعت مثبت و منفی جریان در بالا و پایین مانکن به ترتیب مربوط به محل قرارگیری دریچه های ورودی و خروجی تهویه می با شند.

۴-۳-۳- بررسی سرعت و خطوط جریان در فضای روبروی صورت و ورودی هوا به دستگاه تنفسی



مؤلفه سرعت در جهت y و خطوط جریان در ورودی به دستگاه

شکل ۱۶. کانتور سرعت در جهت y و خطوط جریان بر روی صفحه تقارن اتاق برای دبی تنفسی ۲۰ لیتر بر دقیقه : الف) حالت اول ب) حالت دوم Fig.16. Contour of y-velocity with streamlines at the z-y symmetry plane of the room under breathing flow rate of 20 lit/min, a) first mode, b) second mode



شکل ۱۷ : کانتور مؤلفه سرعت در جهت y و خطوط جریان روبروی صورت در دبی ۱۵ لیتر بر دقیقه الف) حالت اول، ب) حالت دوم ig.17. Contour of y-velocity with streamlines in front of the mannequin face at breathing flow rate of 15 lit/min, a) first mode, b) second mode

زمستان نباید بیشتر از ۲/۱۵ متر بر ثانیه و در فصل تابستان بیشتر از ۲/۲۵ متر بر ثانیه باشد. از این رو در ادامه، سرعت جریان اطراف مانکن و در نزدیک مانکن در دو حالت قرار گیری دریچههای تهویه مطبوع بررسی شدهاند. در شکل ۱۹ سرعت برخورد هوا به صورت مانکن در دبی تنفسی ۲۰ لیتر بر دقیقه در حالت اول و دوم نشان داده شده است. در این نمودار، مؤلفه سرعت در جهت y بر روی سه خط به فاصله یک سانتیمتری صورت و بینی در امتداد محور z در مقابل چشم راست، چشم چپ و بینی ترسیم شدهاند.

بر اساس این شکل نمودارهای توزیع سرعت، نشان میدهند که در حالت اول، هوا با سرعت بیشتری به صورت مانکن برخورد میکند. بنابراین در حالت دوم، از نظر سرعت جریان هوا شرایط آسایش مناسب تری وجود دارد. با توجه به محل قرار گیری دریچههای تهویه

مطبوع در دیواره روبرویی و جانبی واقع در سمت راست مانکن، بیشترین اختلاف سرعت در خط ۳ مشاهده می شود. همچنین در هر دو حالت در خط ۳ سرعت جریان ناچیز می باشد.

شکل ۲۰ سرعت برخورد هوا به دو طرف صورت را برای خطوط ۴ و ۵ در دو حالت نصب دریچه نشان می دهد. در امتداد خط ۴ وجود سرعت مثبت در جهت x (سرعت جانبی) نشان دهنده برخورد هوا به صورت و وجود سرعت منفی نشان دهنده دور شدن جریان هوا از صورت است. با توجه به شکل ۲۰ در حالت دوم جریان هوا به صورت مانکن برخورد نمی کند اما در حالت اول شاهد برخورد هوا به نیمه بالایی صورت هستیم. بنابراین در امتداد خط ۴ حالت دوم از نظر تأمین شرایط آسایش مناسبتر است. در امتداد خط ۵ مثبت بودن مؤلفه جانبی سرعت نشان دهنده دور شدن جریان هوا از صورت و



شکل ۱۸ : کانتور مؤلفه سرعت در جهت y و خطوط جریان روبروی صورت در دبی ۲۰ لیتر بر دقیقه الف) حالت اول، ب) حالت دوم Fig.18. Contour of y-velocity with streamlines in front of the mannequin face at the breathing flow rate of 20 lit/min, a) first mode, b) second mode

شکل ۱۹. نمودار سرعت برخورد هوا به صورت مانکن در امتداد خطوط مقابل چشم راست ، چشم چپ و بینی در دبی ۲۰ لیتر بر دقیقه Fig.19. Air velocity magnitude toward the mannequin face along the lines in front of the right eye, left eye and nose at the breathing flow rate of 20lit/min

منفی بودن سرعت نشان دهنده برخورد جریان هوا به صورت است. بر اساس شکل ۲۰ در حالت اول جریان هوا از صورت دور می شود اما در حالت دوم جریان هوا به دو سوم پایینی صورت در امتداد خط ۵ برخورد می کند. بنابراین در امتداد خط ۵ حالت اول از نظر تأمین شرایط آسایش مناسب تر است. با توجه به این موارد برخورد هوا به طرفین صورت در هر دو حالت اول و دوم شرایط تقریباً یکسانی دارند. جمع بندی نتایج حاصل از شکلهای ۱۹ و ۲۰ نشان دهنده ارجحیت حالت دوم نسبت به حالت اول از نظر تأمین شرایط آسایش می باشد.

نتيجه گيري

در این پژوهش، میدان جریان هوا اطراف مدل یک مانکن و داخل سیستم تنفسی متصل به آن از بینی تا انتهای نای به صورت عددی بررسی شده است. مانکن در مرکز یک اتاق مجهز به دریچههای تهویه مطبوع قرار داده شده که در حالت اول دریچههای تهویه مطبوع بر روی دیوار روبروی مانکن و در حالت دوم بر روی دیوار سمت راست مانکن، تعبیه شده است. نتایج حل عددی میدان جریان، شامل اطراف مانکن و درون دستگاه تنفس، در دبیهای تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه ارائه شدهاند. با توجه به نتایج حاصل می توان گفت:

Fig.20. Air velocity magnitude toward the right and left sides of mannequin face at the breathing rate of 20 lit/min

مراجع

- Y. Liu, E.A. Matida, J. Gu, M.R. Johnson, Numerical simulation of aerosol deposition in a 3-D human nasal cavity using RANS, RANS/ EIM, and LES, Journal of Aerosol Science, 38(7) (2007) 683-700.
- [2] Y.-S. Cheng, Y. Yamada, H.-C. Yeh, D.L. Swift, Diffusional deposition of ultrafine aerosols in a human nasal cast, Journal of Aerosol Science, 19(6) (1988) 741-751.
- [3] Y. Cheng, H. Yeh, R. Guilmette, S. Simpson, K. Cheng, D. Swift, Nasal deposition of ultrafine particles in human volunteers and its relationship to airway geometry, Aerosol Science and Technology, 25(3) (1996) 274-291.
- [4] C. Ball, M. Uddin, A. Pollard, High resolution turbulence modelling of airflow in an idealised human extra-thoracic airway, Computers & Fluids, 37(8) (2008) 943-964.
- [5] J. Wen, K. Inthavong, J. Tu, S. Wang, Numerical simulations for detailed airflow dynamics in a human nasal cavity, Respiratory Physiology & Neurobiology, 161(2) (2008) 125-135.
- [6] J.-H. Lee, Y. Na, S.-K. Kim, S.-K. Chung, Unsteady flow characteristics through a human nasal airway, Respiratory Physiology & Neurobiology, 172(3) (2010) 136-146.
- [7] J.H. Zhu, H.P. Lee, K.M. Lim, S.J. Lee, D.Y. Wang, Evaluation and comparison of nasal airway flow patterns among three subjects from Caucasian, Chinese and Indian ethnic groups using computational fluid dynamics simulation, Respiratory Physiology & Neurobiology, 175(1) (2011) 62-69.
- [8] J. Xi, A. Berlinski, Y. Zhou, B. Greenberg, X. Ou, Breathing resistance and ultrafine particle deposition in nasal–laryngeal airways of a newborn, an infant, a child, and an adult, Annals of Biomedical Engineering, 40(12) (2012) 2579-2595.
- [9] M. Rahimi-Gorji, O. Pourmehran, M. Gorji-

 ۱ – در ناحیه حفره بینی به علت نامتقارن بودن هندسه حفرههای راست و چپ، توزیع فشار، متفاوت است. کوچکتر بودن قطر هیدرولیکی بینی چپ، باعث بالاتر بودن افت فشار در این ناحیه شده است.

۲ - توزیع فشار داخل سیستم تنفسی نشان میدهد در قسمت گلوتیس، به علت کاهش ناگهانی سطح مقطع عبور جریان و قطر هیدرولیک، سرعت افزایش یافته و طبق رابطه برنولی این افزایش سرعت، باعث کاهش فشار می گردد.

۳ - تنش برشی متوسط وارد بر دیواره دستگاه تنفس، در گلوتیس به صورت ناگهانی افزایش مییابد که به علت افزایش گرادیان سرعت در این ناحیه است. همچنین در حلق بینی، تنش برشی متوسط از ناحیه حفره بینی و حلق دهانی بیشتر است که ناشی از تغییر جهت جریان در این ناحیه میباشد.

۴ – طبق نتایج تحقیقات پیشین [۱]، جریان داخل سیستم تنفسی برای دبیهای تنفسی کمتر از ۲۴ لیتر بر دقیقه آرام میباشد، اما نتیجه این تحقیق نشانگر آشفته بودن رژیم جریان در دبیهای تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه میباشد.

۵ – افزایش دبی تنفسی، باعث افزایش تنش برشی وارد بر دیواره
دستگاه تنفس و همچنین افزایش شدت آشفتگی درون دستگاه
تنفس می شود.

۶ - محل نصب دریچههای تهویه مطبوع، تأثیر چندانی بر میزان شدت آشفتگی درون دستگاه تنفس ندارد.

۷ – به علت قرار گرفتن بدن در برابر جریان هوا، فشار بر روی صورت و ورودی بینی، در حالت اول از حالت دوم کمی بیشتر است.

۸ – در حالت اول نصب دریچه، هوا با سرعت بیشتری نسبت به حالت دوم، به صورت برخورد میکند. بنابراین حالت دوم، شرایط آسایش مناسبتری را فراهم میکند.

نتایج تحقیق حاضر را میتوان برای طراحی محل دریچههای تهویه مطبوع در اتاق و یا نحوه قرار گیری افراد در داخل اتاق جهت ایجاد آسایش بهتر استفاده نمود. بررسی و تأثیر محل قرار گیری مانکن در اتاق، بررسی پخش و نشست ذرات معلق ورودی از سیستم تهویه و یا هر منبع دیگر در داخل اتاق و سیستم تنفسی از جمله مواردی است که در ادامه تحقیق حاضر قابل بررسی است. 2012 Heat Transfer Summer Conference and the ASME 2012 10th International Conference on Nanochannels, Microchannels, and Minichannels, American Society of Mechanical Engineers, 2012, pp. 267-272.

- [16] J. Tu, K. Inthavong, G. Ahmadi, Computational fluid and particle dynamics in the human respiratory system, Springer Science & Business Media, 2012.
- [17] Y. Tao, K. Inthavong, J. Tu, Computational fluid dynamics study of human-induced wake and particle dispersion in indoor environment, Indoor and Built Environment, 26(2) (2017) 185-198.
- [18] F. Menter, R. Langtry, S. Völker, Transition modelling for general purpose CFD codes, Flow, Turbulence and Combustion, 77(1-4) (2006) 277-303.
- [19] J. Wheatley, T. Amis, L. Engel, Nasal and oral airway pressure-flow relationships, Journal of Applied Physiology, 71(6) (1991) 2317-2324.
- [20] F. Chen, C. Simon, A.C. Lai, Modeling particle distribution and deposition in indoor environments with a new drift-flux model, Atmospheric Environment, 40(2) (2006) 357-367.
- [21] A. Standard, Standard 55-2010, Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy. Atlanta: American Society of Heating, Refrigerating, and Air-Conditioning Engineers, in, Inc, 2004.

Bandpy, T. Gorji, CFD simulation of airflow behavior and particle transport and deposition in different breathing conditions through the realistic model of human airways, Journal of Molecular Liquids, 209 (2015) 121-133.

- [10] M. Rahimi-Gorji, T.B. Gorji, M. Gorji-Bandpy, Details of regional particle deposition and airflow structures in a realistic model of human tracheobronchial airways: two-phase flow simulation, Computers in Biology and Medicine, 74 (2016) 1-17.
- [11] T.R. Anthony, M.R. Flynn, CFD model for a 3-D inhaling mannequin: verification and validation, Annals of Occupational Hygiene, 50(2) (2005) 157-173.
- [12] D. Rim, A. Novoselac, Transport of particulate and gaseous pollutants in the vicinity of a human body, Building and Environment, 44(9) (2009) 1840-1849.
- [13] C.M. King Se, K. Inthavong, J. Tu, Inhalability of micron particles through the nose and mouth, Inhalation Toxicology, 22(4) (2010) 287-300.
- [14] T.T. Zhang, H. Li, S. Wang, Inversely tracking indoor airborne particles to locate their release sources, Atmospheric Environment, 55 (2012) 328-338.
- [15] I. Goldasteh, G. Ahmadi, A. Ferro, CFD simulation of particle transport and dispersion in indoor environment by human walking, in: ASME 2012 Fluids Engineering Division Summer Meeting collocated with the ASME