



Numerical Simulation of Particle Dispersion around Respiratory System of a Standing and Sleeping Mannequin inside a Room

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Parsa Mofrad N.¹ MSc,
Tavakol M.M.*¹ PhD

How to cite this article

Parsa Mofrad N, Tavakol M.M. Numerical Simulation of Particle Dispersion around Respiratory System of a Standing and Sleeping Mannequin inside a Room. Modares Mechanical Engineering. 2019;19(4):877-885.

ABSTRACT

In this paper, the effect of a mannequin location with an integrated respiratory system in a ventilated room on the flow field and particle dispersion was evaluated, using numerical simulations. Dispersion and deposition of particles inside the respiratory system and inside the room have been investigated, using a Lagrangian approach. The respiratory system contains the nasal airway, nasopharynx, oropharynx, and larynx, trachea, which has been generated from CT scan images and installed on a 3D mannequin model. The evaluation conditions varied as standing and sleeping mannequins form in a room that includes 2 input dampers and 4 output dampers. For simulation of the flow field, the ANSYS FLUENT software- version 17.2 with the 4-equation SST transition turbulence model have been used. Simulations have been performed for 3 different respiration flow rates and 4 different particle diameters. Results indicate higher deposition on the sleeping model rather than standing model due to gravitational effect. The total aspiration of particles inside the respiratory system was less than 0.4%. In addition, the nasal cavity captures large particles, while for small particles, higher deposition occurs in the lower parts of the respiratory tract.

Keywords Standing and Sleeping Mannequins; Particulate Matter; Respiratory System; CFD

¹Mechanical Engineering Department, Engineering Faculty, Shiraz Branch, Islamic Azad University, Shiraz, Iran

*Correspondence

Address: Department of Mechanical Engineering, Engineering Faculty, Shiraz Branch, Islamic Azad University, Shiraz, Iran. Postal Code: 7473171987

Phone: +98 (71) 36191679

Fax: +98 (71) 36191679

tavakol@iaushiraz.ac.ir

Article History

Received: June 22, 2018

Accepted: November 17, 2018

ePublished: April 06, 2019

CITATION LINKS

[1] The National human activity pattern survey (NHAPS): A resource for assessing exposure to environmental pollutants [2] Modeling particle deposition and distribution in a chamber with a two-equation Reynolds-averaged Navier-Stokes model [3] Spectrum of pulmonary diseases associated with the acquired immune deficiency syndrome [4] Modelling inhaled particle deposition in the human lung-A review [5] Impact of manikin motion on particle transport in the breathing zone [6] Numerical analysis of micro-and nano-particle deposition in a realistic human upper airway [7] Numerical investigation of regional particle deposition in the upper airway of a standing male mannequin in calm air surroundings [8] Details of regional particle deposition and airflow structures in a realistic model of human tracheobronchial airways: Two-phase flow simulation [9] Computational modeling of time resolved exposure level analysis of a heated breathing manikin with rotation in a room [10] Simulation of aerosol particle deposition in the upper human tracheobronchial tract [11] Fifty years of CFD for room air distribution [12] A correlation-based transition model using local variables-part I: Model formulation [13] A time-correlated stochastic model for particle dispersion in anisotropic turbulence [14] Transport equations in turbulence [15] Multiphase flow handbook [16] Can the history force be neglected for the motion of particles at high subcritical Reynolds number range? [17] Particle deposition in human nasal airway replicas manufactured by different methods [18] In vitro deposition measurement of inhaled micrometer-sized particles in extrathoracic airways of children and adolescents during nose breathing [19] The deposition of aerosol particles in the nasopharyngeal region of the human respiratory tract

شبیه‌سازی عددی پخش ذرات اطراف سیستم تنفسی یک مانکن در حالت ایستاده و خوابیده در داخل اتاق

نیما پارسامفرد MSc

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

محمد مهدی توکل PhD

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

چکیده

در این مقاله تاثیر موقعیت مانکن به همراه سیستم تنفسی در اتاق دارای سیستم تهویه بر میدان جریان و پخش ذرات به صورت عددی بررسی شده است. میزان جذب و نشست ذرات درون سیستم تنفسی و اتاق از دیدگاه لاگرانژی مورد مطالعه قرار گرفته است. سیستم تنفسی مورد بررسی شامل بینی، حلق فوقانی، حلق تحتانی، حنجره و نای بوده که توسط عکس‌های سی‌تی اسکن تولید و روی مانکنی سه‌بعدی سوار شده است. مانکن درون اتاقی دارای ۴ دریچه خروجی و ۲ دریچه ورودی در حالت ایستاده و در حالت خوابیده مورد ارزیابی قرار گرفته است. برای شبیه‌سازی میدان جریان از نرم‌افزار آنسیس فلونت ۱۷/۲ و برای مدل‌سازی آشفته‌گی از مدل آشفته چهارمعدله‌ای انتقال تنش برشی گذار استفاده شده است. شبیه‌سازی‌ها در ۳ مقدار متفاوت دبی تنفسی در حالت دم و برای ذراتی در ۴ قطر متفاوت انجام شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد که میزان نشست ذرات روی سطوح مانکن خوابیده به‌علت نیروی گرانش بیشتر از مانکن ایستاده است. میزان ورود ذرات به سیستم تنفسی مانکن کمتر از ۰/۴٪ کل ذرات ورودی است. همچنین بینی ذرات بزرگ را جذب می‌کند، در حالی که با کاهش قطر ذرات، میزان بیشتری از ذرات در قسمت‌های پایین‌تر سیستم تنفسی رسوب می‌کنند.

کلیدواژه‌ها: مانکن ایستاده و خوابیده، ذرات معلق، سیستم تنفسی، دینامیک سیالات محاسباتی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۰۴/۰۱

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۸/۲۶

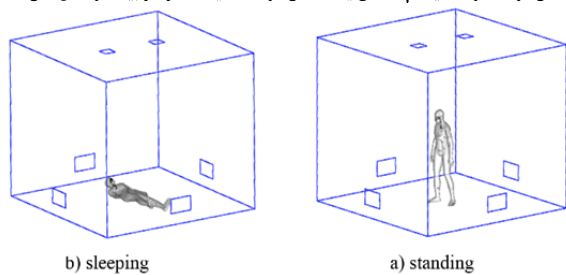
*نویسنده مسئول: tavakol@iaushiraz.ac.ir

۱- مقدمه

تنفس یکی از مهم‌ترین فعالیت‌های زندگی انسان بوده که توسط سیستم تنفسی صورت می‌گیرد و اساسی‌ترین عملکرد تنفس مبادله گازها، حرارت و رطوبت است. از دیگر وظایف آن، تصفیه هوا و جلوگیری از ورود بعضی از ذرات به درون سیستم تنفسی و همچنین گرمایش و مرطوب‌سازی هوای ورودی به دستگاه تنفسی است. قسمت‌های مختلف دستگاه تنفسی شامل بینی، حلق، حنجره، نای، دوشاخه و ریه هستند. بینی، حلق، حنجره و نای، راه هوای بالایی را تشکیل می‌دهند که مهم‌ترین وظیفه آن انتقال هوای اطراف بدن به درون سیستم تنفسی است. از عمده مشکلاتی که امروزه بشر با آن روبه‌رو بوده، آلودگی محیط زیست است که آلودگی هوا نیز بخش مهمی از آن به شمار می‌رود. آلودگی هوا به دو بخش آلودگی هوای خارجی و آلودگی هوای داخلی تقسیم می‌شود. کلیپس و همکاران^[۱] برای درک اهمیت آلودگی هوای داخلی در تحقیقی نشان دادند که آمریکایی‌ها ۸۸٪ وقت خود را در ساختمان، ۸٪ را در وسایل نقلیه و تنها ۷٪ را در فضای باز سپری می‌کنند. از عمومی‌ترین آلودگی‌هایی که بر کیفیت هوا اثرگذارند، می‌توان به آلودگی زیستی، آلودگی شیمیایی و ذرات معلق اشاره کرد. ذرات معلق ممکن است در قسمت‌های مختلف جابه‌جا شوند یا در یک ناحیه معلق بمانند. همچنین این ذرات می‌توانند به‌عنوان حمل‌کننده ویروس‌ها مورد استنشاق چندباره قرار گیرند و در مجرای تنفسی فرد وارد، ته‌نشین و موجب بروز بیماری شوند^[۲].

پارامترهای مختلفی بر میزان نشست ذرات در دستگاه تنفسی انسان دخیل هستند که از آن جمله می‌توان به شدت جریان تنفسی، قطر ریزگردها و شکل ریزگردها اشاره کرد^[۳]. اندازه این ذرات با توانایی آنها در آسیب‌رسانی به سلامت انسان ارتباط مستقیمی دارد و با افزایش قطر ذرات، درصد رسوب آنها افزایش می‌یابد و بالعکس. برای دبی تنفسی کم، ذرات بزرگ‌تر در نواحی ابتدایی ریه رسوب می‌کنند، این در حالی است که ذرات کوچک‌تر در دبی تنفسی بالا به بخش‌های پایین‌تر ریه و نواحی عمیق‌تر حرکت می‌کنند^[۴]. اسپیتزر و همکاران^[۵] در پژوهشی به‌منظور تعیین تاثیر حرکت مانکن بر جابه‌جایی ذرات، به مطالعه تاثیر اندازه و غلظت ذرات در ناحیه تنفسی مانکن نشست‌ه همراه با حرکت ساده نوسانی پرداختند. نتیجه این تحقیق روشن ساخت که جابه‌جایی ذرات در محیط داخلی، تحت تاثیر توده حرارتی انسان است. قلاتی و همکاران در یک پژوهش^[۶] به بررسی نشست ذرات در راه‌های هوایی بالایی سیستم تنفسی انسان پرداختند. نتایج آنها نشان داد که ذرات با قطر بزرگ‌تر رسوب پیدا می‌کنند و در رسوب محلی، حفره بینی نقش بسزایی در نشست ذرات بزرگ و نانوذرات ایفا می‌کند. ذرات آلوده در فضای داخل به سطوح بدن انسان رسوب می‌کنند و ممکن است باعث ابتلا به بیماری شوند. ناصری و همکاران^[۷] در پژوهشی به شبیه‌سازی مدل محاسباتی واقعی سیستم تنفسی انسان متصل به مدل یک مانکن مرد ایستاده پرداختند. دامنه حل در پژوهش آنها شامل ناحیه اطراف مانکن و راه‌های هوایی درون سیستم تنفسی مانکن بود و دبی تنفسی برای فعالیت‌های کم در نظر گرفته شده بود. در پژوهش آنها ابتدا جریان هوای درون سیستم تنفسی مجزا مورد بررسی قرار گرفته و سپس ذرات در دامنه اطراف مانکن رها شده و میزان جذب ذرات از رویکرد لاگرانژی محاسبه شده است. نتایج برای زمانی که راه‌های هوایی به مانکن متصل است، نشان داد که جذب محلی ذرات به‌طور عمده به مسیر و هندسه مجرای راه‌های هوایی ارتباط دارد. رحیمی‌گرچی و همکاران^[۸] طی پژوهشی با استفاده از مدل دوفازی جریان هوا، جابه‌جایی و رسوب میکروذرات را در هندسه واقعی راه‌های هوایی در شرایط تنفسی متفاوت بررسی کردند. نتایج این تحقیق نشان‌دهنده این است که در طول تمامی الگوهای تنفسی، حداکثر سرعت در منطقه ورودی حلق رخ می‌دهد. آنها با شبیه‌سازی هندسه واقعی خم‌ها نشان دادند که در نرخ تنفس بالا، این نقاط در معرض ریزگردها قرار دارند و ذرات را به دام می‌اندازند. کشاورز و همکاران^[۹] در پژوهشی به بررسی تاثیر توده‌های حرارتی، تنفسی و حرکتی بدن بر کیفیت هوای درونی اتاق توسط مدل‌های محاسباتی پرداختند. نتایج شبیه‌سازی آنها نشان می‌دهد که چرخش مانکن به‌صورت قابل توجهی، توده حرارتی بدن و جابه‌جایی ذرات وابسته را از بین می‌برد. علاوه بر این، چرخش باعث کاهش تمرکز ذرات در محدوده تنفسی مانکن می‌شود. لیتنرمن و شرودر^[۱۰] رسوب ذرات گرد و غبار و ذرات چوب را در ریه انسان مورد بررسی قرار دادند. آنها نشان دادند که ذرات کوچک و سبک می‌توانند به‌همراه جریان تا نسل ششم ریه نفوذ کنند و باعث ایجاد التهاب نای، سرفه و آلرژی در سیستم تنفسی و حتی سرطان ریه شوند.

با توجه به مشکلاتی که ذرات ورودی به بخش‌های پایینی سیستم تنفسی برای سلامت انسان ایجاد می‌کنند، مطالعه پخش ذرات در اتاق و تنفس ذرات اهمیت قابل توجهی دارد. با توجه به پژوهش‌های پیشین که به تعدادی از آنها اشاره شد، اکثر پژوهش‌ها به بررسی نشست ذرات معلق در سیستم تنفسی مجزا پرداخته‌اند و تاکنون پخش و نشست ذرات اطراف مدل مانکن



شکل ۳) مانکن ایستاده و خوابیده درون اتاق

۳- معادلات حاکم

در این تحقیق برای مدل‌سازی آشفته‌گی جریان اطراف مدل مانکن خوابیده و ایستاده از مدل انتقال تنش برشی گذار استفاده شده است [12]. معادلات حاکم در مدل انتقال تنش برشی گذار، معادله‌های ۴-۱ هستند.

$$\frac{\partial(\rho u_j k)}{\partial x_j} = P_k - D_k + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \sigma_k \mu_t) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho u_j \omega)}{\partial x_j} = P_\omega - D_\omega + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \sigma_\omega \mu_t) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] \\ + 2(1 - F_1) \frac{\rho \sigma_{\omega 2}}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \end{aligned} \quad (2)$$

$$\frac{\partial(\rho u_j \gamma)}{\partial x_j} = P_\gamma - E_\gamma + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_f} \right) \frac{\partial \gamma}{\partial x_j} \right] \quad (3)$$

$$\frac{\partial(\rho u_j Re_{\theta t})}{\partial x_j} = P_{\theta t} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\sigma_{\theta t} (\mu + \mu_t) \frac{\partial Re_{\theta t}}{\partial x_j} \right] \quad (4)$$

این مدل آشفته‌گی به نام $\gamma - Re_\theta$ نیز شناخته می‌شود [12]. برای مدل‌سازی پخش آشفته ذرات از مدل گام تصادفی مجزا استفاده شده است. در این مدل، اثر متقابل ذرات با توالی ادی‌های گسسته آشفته شبیه‌سازی می‌شوند. هر ادی توسط یک توزیع نوسانات تصادفی سرعت و مقیاس زمانی توصیف می‌شود که نوسانات سرعت در جهت i طبق رابطه ۵ تعریف می‌شود.

$$u'_i = \zeta \sqrt{u_i'^2} \quad (5)$$

در این رابطه، ζ یک متغیر تصادفی با توزیع نرمال بوده و مقادیر متوسط مربعی نوسانات سرعت براساس انرژی جنبشی آشفته طبق رابطه ۶ تعریف می‌شود [13].

$$\sqrt{u'^2} = \sqrt{v'^2} = \sqrt{\omega'^2} = \sqrt{\frac{2k}{3}} \quad (6)$$

طول عمر ادی طبق رابطه ۷ تعریف می‌شود.

$$\tau_e = 2T_L \quad (7)$$

و T_L طبق رابطه ۸ تعریف می‌شود [14].

$$T_L = C_L \frac{k}{\varepsilon} \quad (8)$$

همچنین در این مدل τ_e را می‌توان طبق رابطه ۹ تعریف کرد.

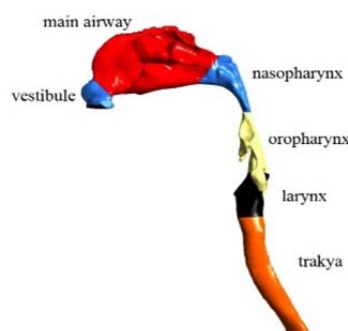
$$\tau_e = -T_L \log(r) \quad (9)$$

که r یک عدد تصادفی یکسان بین صفر و یک است.

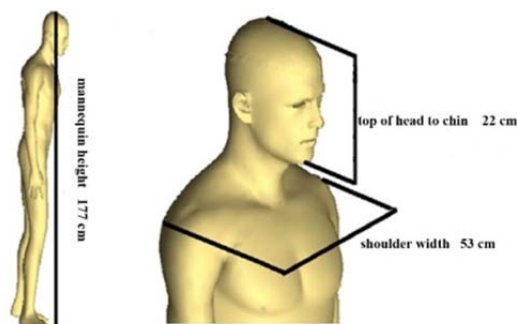
خوابیده به همراه سیستم تنفسی متصل به آن در یک اتاق با در نظرگیری دریچه تهویه مطبوع مورد بررسی قرار نگرفته است. از این رو هدف از تحقیق حاضر، بررسی پخش و نشست ذرات اطراف مدل مانکن متصل به سیستم تنفسی در حالت خوابیده و مقایسه نتایج نشست ذرات در داخل سیستم تنفسی برای جریان دم در حالت دائمی با حالت ایستاده است. بر این اساس در تحقیق حاضر، در ابتدا میدان جریان اطراف مدل مانکن خوابیده، بررسی و نتایج حاصل با مانکن ایستاده مقایسه شده‌اند. سپس نتایج مربوط به پخش و نشست ذرات اطراف مدل مانکن خوابیده با مانکن ایستاده مقایسه شده‌اند.

۲- هندسه مساله

در شکل ۱، هندسه سیستم تنفسی تحقیق حاضر نشان داده شده که شامل راه‌های هوایی بالایی است. این سیستم تنفسی اولین بار توسط قلاتی و همکاران [6] تولید شده است. مانکن مورد استفاده، مدل یک مرد سالم است که ارتفاع آن ۱۷۷ سانتی‌متر و عرض شانه آن ۵۳ سانتی‌متر بوده و در شکل ۲ نشان داده شده است. این مانکن یک بار به طور ایستاده و یک بار به طور خوابیده تقریباً در وسط اتاق قرار گرفته است. مانکن مورد استفاده در این پژوهش مشابه تحقیق ناصری و همکاران [7] است. طبق استانداردهای موجود [11]، برای عملکرد بهتر سیستم تهویه، مکان مناسب دریچه هوارسان ورودی در سقف و دریچه خروجی هوا در نزدیکی کف اتاق است، از این رو موقعیت دریچه‌ها بر این اساس انتخاب شده‌اند. هندسه اطراف مانکن شامل اتاقی به ابعاد ۳ متر طول، ۳ متر عرض و ۲/۷ متر ارتفاع است. این اتاق دارای دو دریچه ورودی مربعی شکل با سطح ۴۰۰ سانتی‌متر مربع است که از خط مرکزی اتاق در سقف می‌گذرد. همچنین دارای ۴ دریچه خروجی مستطیلی شکل بوده که مساحت هر یک از آنها ۱۰۰۰ سانتی‌متر مربع است. روی هر کدام از دیوارها، یک دریچه خروجی در ارتفاع ۴۵ سانتی‌متری از کف قرار گرفته که در شکل ۳ نشان داده شده است.

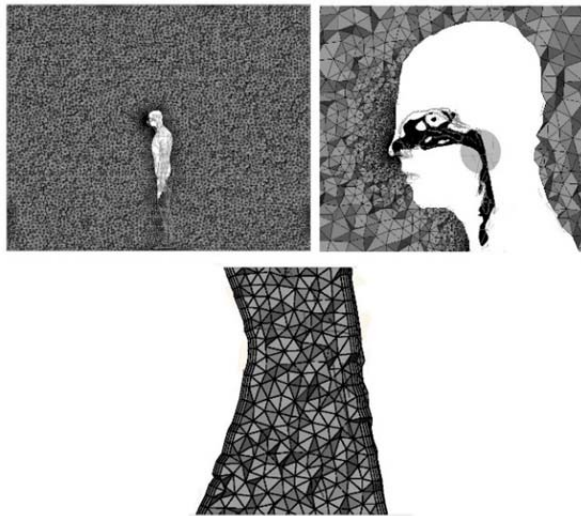


شکل ۱) اجزای سیستم تنفسی



شکل ۲) ابعاد مانکن مورد مطالعه [7]

رو از مدل ۴ معادله‌ای آشفته انتقال تنش برشی گذار برای حل مساله استفاده شده است.



شکل ۴) شبکه محاسباتی شامل اتاق و سیستم تنفسی

سیال عامل هوا به صورت تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته شده است. شرایط مرزی در دریچه ورودی اتاق، سرعت ورودی با سرعت یک‌متر بر ثانیه و در دریچه خروجی، فشار خروجی با فشار نسبی صفر همراه با درصد شدت آشفته‌گی و قطر هیدرولیک و در خروجی سیستم تنفسی از شرط مرزی فشار خروجی با فشار حاصل از حل عددی سیستم تنفسی مجزا (جدول ۱) همراه با قطر هیدرولیک و درصد شدت آشفته‌گی استفاده شده است. در رابطه ۱۳، درصد شدت آشفته‌گی تعریف شده است [11].

$$I_{turb} = 0.16(Re)^{-1/8} \quad (13)$$

در این رابطه، عدد رینولدز براساس قطر هیدرولیک و سرعت متوسط هوا در ورودی محاسبه می‌شود.

شرایط مرزی و مقادیر پارامترها در مرزهای مساله در جدول ۱ نشان داده شده است. برای بررسی و مدل‌سازی حرکت ذرات از روش لاگرانژی و حلگر مدل فاز مجزا در نرم‌افزار انسیس فلوئنت نسخه ۱۷/۲ استفاده شده است. در هر شبیه‌سازی، ذرات در یک مرحله در دو صفحه مجزا در ورودی با حدود ۱۵۰ هزار ذره در هر صفحه و مجموع ۳۰۰ هزار ذره در هر مرحله با سرعت متوسط سیال در اتاق تزریق شده‌اند. ذرات ورودی به دامنه محاسباتی به صورت کروی با قطر و چگالی ثابت در نظر گرفته شده‌اند. سیستم محاسباتی مورد استفاده دارای پردازنده ۵ هسته‌ای و حافظه ۱۲ گیگابایتی و مدت‌زمان اجرا برای هر کدام از شبیه‌سازی‌ها تقریباً ۷۲ ساعت بوده است.

۵- نتایج

۵-۱- استقلال از شبکه

برای اطمینان از استقلال حل از شبکه، سه شبکه با تعداد ۴ میلیون، ۶/۱ میلیون و ۸ میلیون سلول برای حالت خوابیده و شبکه‌های ۴ میلیون، ۶/۷ میلیون و ۸ میلیون سلول برای حالت ایستاده در دبی تنفسی ۱۰ لیتر بر دقیقه مورد استفاده قرار گرفته‌اند. نمودار سرعت برای یک خط درون سیستم تنفسی برای هر یک از شبکه‌ها رسم و مقایسه شده که در نمودارهای ۱ و ۲ نشان داده شده است.

مهم‌ترین عواملی که بر پخش و نشست ذرات تاثیر می‌گذارند عبارت از نیروهای هیدرودینامیک و وزن ذرات، برخورد ذرات با مرز جامد و اثر آشفته‌گی جریان بر حرکت و پراکندگی ذرات هستند [15]. نیروهای وارد بر ذرات شامل وزن و نیروی درگ (پسا) هستند که برای ذرات کروی از رابطه‌های ۱۰ و ۱۱ محاسبه می‌شوند.

$$W = m_p g = (\rho_p - \rho_f) \left(\frac{\pi d_p^3}{6} \right) g \quad (10)$$

$$\vec{F}_D = C_D \cdot \frac{1}{2} \rho_f (u_f - u_p) |u_f - u_p| \frac{\pi d_p^2}{4} \quad (11)$$

ضریب درگ نیز از رابطه ۱۲ محاسبه می‌شود [16].

$$C_D = \frac{24}{Re_p} [(1 + 0.15 Re_p^{0.687})] \quad (12)$$

۴- شرایط مرزی و تنظیمات حلگر

برای شبکه‌بندی هندسه مورد نظر از ابزار تولید شبکه نرم‌افزار انسیس نسخه ۱۷/۲ (ICEM) استفاده شده است. سیستم تنفسی در ابتدا به کمک روش درختواره‌های هشت‌وجهی و منشوری به صورت همزمان، شبکه‌بندی و ۳ لایه شبکه لایه مرزی در نظر گرفته شده است. سپس خطاهای موجود در شبکه، رفع و شبکه هموارسازی شده است تا کیفیت المان‌های شبکه افزایش پیدا کند. به منظور هموارسازی بیشتر شبکه و کاهش تعداد المان‌ها از روش دلانی برای شبکه‌بندی، استفاده و مراحل خطایابی و هموارسازی برای آن تکرار شد.

به منظور محاسبه مقدار فشار در انتهای سیستم تنفسی، ابتدا شبیه‌سازی عددی برای سیستم تنفسی مجزا انجام شده است. برای این منظور در ورودی بینی، دبی جرمی ورودی با مقادیر مشخص (طبق جدول ۱) و در انتهای سیستم تنفسی، فشار خروجی معادل صفر در نظر گرفته شده است.

جدول ۱) شرایط مرزی

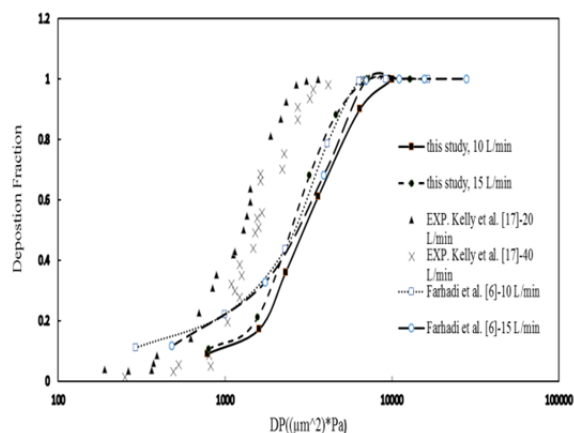
دبی تنفسی (l/min)			
۱۰	۱۵	۳۰	
۰/۰۰۰۲۰۴	۰/۰۰۰۳۰۶	۰/۰۰۰۴۰۸	شار جرمی ورودی به بینی (g/s)
۶/۱	۵/۹	۵/۱	درصد شدت آشفته‌گی در انتهای سیستم تنفسی
-۲۳	-۴۵	-۱۵۵	فشار در انتهای سیستم تنفسی (Pa)

روش گسسته‌سازی فشار از مرتبه دوم بوده و برای معادله مومنتوم از گسسته‌سازی مرتبه دوم بالادست استفاده شده است. برای ایجاد شبکه با تراکم بیشتر در سیستم تنفسی از چگالی شبکه با اندازه ۲% ماکزیمم ابعاد المان تولیدشده در اتاق استفاده شده و شبکه نهایی مورد استفاده برای مدل مانکن ایستاده دارای ۶/۷ میلیون المان بوده که از این تعداد حدود ۸۰۰ هزار المان مربوط به شبکه لایه مرزی و حدود ۲/۵ میلیون المان درون سیستم تنفسی است. شکل ۴، شبکه محاسباتی تولیدشده در این پژوهش و همچنین شبکه تولیدشده درون سیستم تنفسی را نشان می‌دهد. کیفیت شبکه تولیدشده حدود ۰/۸ است.

برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده با توجه به هندسه و شرایط مساله ممکن است در بعضی از نقاط، دامنه حل، جریان سیال آرام و در برخی از مناطق دامنه حل، جریان سیال آشفته باشد. بنابراین برای حل بهتر مساله باید مدلی انتخاب شود که توانایی مدل‌سازی گذار سیال از حالت آرام به آشفته و برعکس را داشته باشد. از این

در رابطه ۱۴، اختلاف فشار بر حسب پاسکال و قطر ذرات بر حسب میکرومتر است. به‌منظور مقایسه نتایج از بازدهی نشست بر پایه افت فشار (DP) به‌جای پارامتر برخورد بر حسب دبی تنفسی (IP) استفاده شده است. گلساهی و همکاران^[18] براساس پیشنهاد هونام و همکاران^[19] نموداری شامل پارامتر افت فشار در طول راه هوایی سیستم تنفسی رسم کردند که پراکندگی داده‌ها را کاهش و نتایجی بهتر از پارامتر برخورد ارایه می‌کند^[6]. علت پراکندگی کمتر داده‌ها در نظرگیری اثر اختلاف شکل و سطح جریان عبوری در مجرای تنفسی است.

نمودار ۳، کسر نشست ذرات را در سیستم تنفسی مجزا برای دبی‌های تنفسی ۱۰ و ۱۵ لیتر بر دقیقه در مقایسه با نتایج پیشین نشان می‌دهد. با توجه به نمودار ۳، با افزایش DP (افزایش دبی تنفسی یا افزایش قطر ذرات)، میزان نشست ذرات افزایش پیدا می‌کند. نتایج به‌دست‌آمده در این پژوهش به‌جز در مقادیر کم DP تطابق قابل قبولی با نتایج قلاتی و همکاران^[6] دارد. علت اختلاف کسر نشست ذرات حاصل از تحقیق حاضر با نتایج^[17] در بازه DP، ۱۰۰۰ تا ۱۰۰۰۰ تفاوت در میزان همواری سطح و زبری موجود در مدل هندسه تحقیق^[17] است که سبب افزایش قابل توجه نشست ذرات می‌شود. همچنین علت اختلاف کسر نشست ذرات در مقادیر کم DP با نتایج^[6]، مربوط به تفاوت شبکه‌بندی و مدل آشفنگی مورد استفاده در تحقیق حاضر است.



نمودار ۳) مقایسه کسر نشست ذرات محاسبه‌شده با نتایج قلاتی و همکاران^[6] و نتایج تجربی کلی و همکاران^[17]

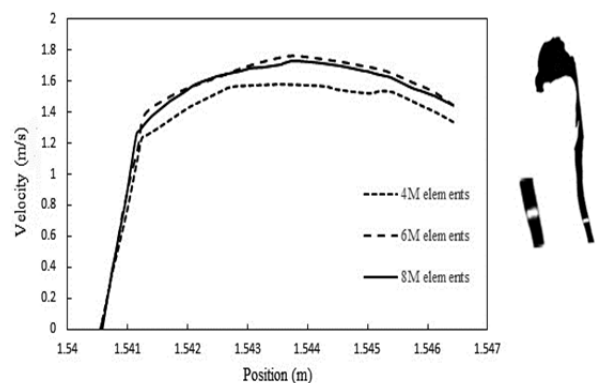
۵-۳- جریان سیال درون سیستم تنفسی

در شکل ۵، کانتورهای سرعت در سه دبی تنفسی ۱۰، ۱۵ و ۳۰ لیتر بر دقیقه برای مدل مانکن ایستاده نشان داده شده است. عمده تغییرات سرعت، درون سیستم تنفسی مانکن رخ می‌دهد. سرعت بیشینه در هر سه دبی تنفسی در حلق فوقانی رخ می‌دهد که کمترین سطح مقطع را دارد و با افزایش دبی تنفسی، بیشینه سرعت نیز افزایش پیدا می‌کند.

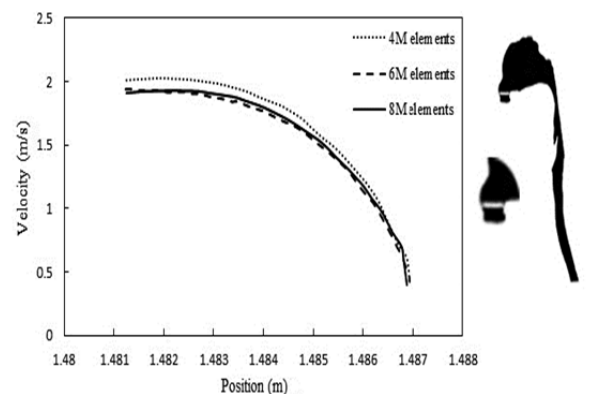
در شکل ۶ کانتورهای سرعت برای مدل مانکن خوابیده شده است. همانند مدل مانکن ایستاده، عمده تغییرات سرعت درون سیستم تنفسی رخ می‌دهد. سرعت در بدو ورود به سیستم تنفسی نسبتاً زیاد است و سپس تا حلق فوقانی کاهش می‌یابد. جریان در حلق به بیشینه سرعت خود می‌رسد و در ادامه با سرعت نسبتاً بالایی به مسیر خود ادامه می‌دهد. عمده دلیل تغییرات سرعت در سیستم تنفسی به هندسه مجرای عبوری سیال ارتباط پیدا می‌کند.

نتایج مطالعه شبکه برای مدل مانکن خوابیده در نمودار ۱ نشان داده شده است. با توجه به این نمودار مشاهده می‌شود که توزیع سرعت حاصل از شبکه‌های ۶/۱ میلیون و ۸ میلیون سلولی تقریباً بر هم منطبق هستند. از این رو می‌توان گفت که حل مستقل از شبکه محاسباتی به دست آمده است.

در نمودار ۲، سرعت درون سیستم تنفسی مدل مانکن ایستاده با استفاده از سه شبکه بررسی شده است. در نمودار ۲ مشاهده می‌شود که اختلاف سرعت برای شبکه با ۶ میلیون و شبکه ۸ میلیون سلول بسیار ناچیز است، از این رو در ادامه برای روند حل از شبکه با ۶ میلیون سلول محاسباتی استفاده شده است.



نمودار ۱) مقایسه سرعت درون سیستم تنفسی برای مدل مانکن خوابیده



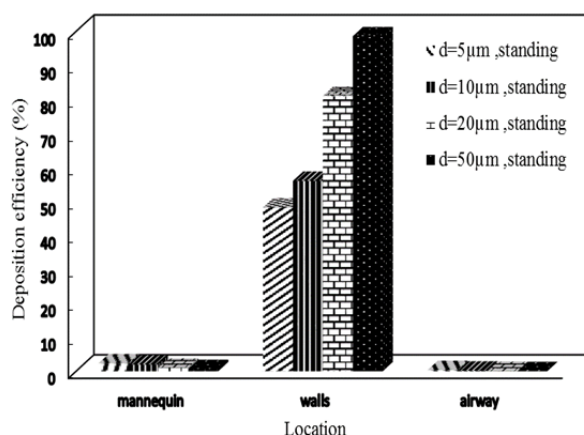
نمودار ۲) مقایسه توزیع سرعت درون سیستم تنفسی برای مدل مانکن ایستاده

۵-۲- اعتبارسنجی

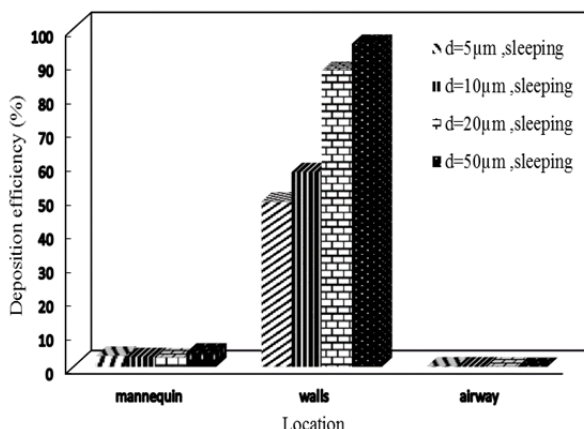
با توجه به عدم وجود نتایج تجربی و عددی برای هندسه و شرایط جریان در تحقیق حاضر برای اعتبارسنجی نتایج از تحقیق قلاتی و همکاران^[6] و نتایج تجربی کلی و همکاران^[17] استفاده شده است. در پژوهش قلاتی و همکاران^[6] نتایج نشست میکروذرات درشت، ریز و بسیار ریز برای دبی‌های تنفسی ۱۰ و ۱۵ لیتر بر دقیقه با داده‌های تجربی^[17] در دبی‌های تنفسی ۲۰ و ۴۰ لیتر بر دقیقه مقایسه شده‌اند. نتایج پژوهش حاضر برای دبی‌های تنفسی ۱۰ و ۱۵ لیتر بر دقیقه حاصل با نتایج^[6] و داده‌های تجربی^[17] مقایسه شده‌اند. کسر نشست (DF) بیان‌کننده نسبت تعداد ذراتی است که در سیستم تنفسی رسوب کرده و به تعداد ذراتی که در سیستم تنفسی وارد شده‌اند. پارامتر نشست بر پایه افت فشار تعریف شده از رابطه ۱۴ محاسبه می‌شود.

$$DP = d_p^2 \Delta P \quad (14)$$

۴-۵- مقایسه راندمان کلی نشست ذرات



نمودار (۴) مقایسه راندمان کلی نشست ذرات برای مدل مانکن ایستاده



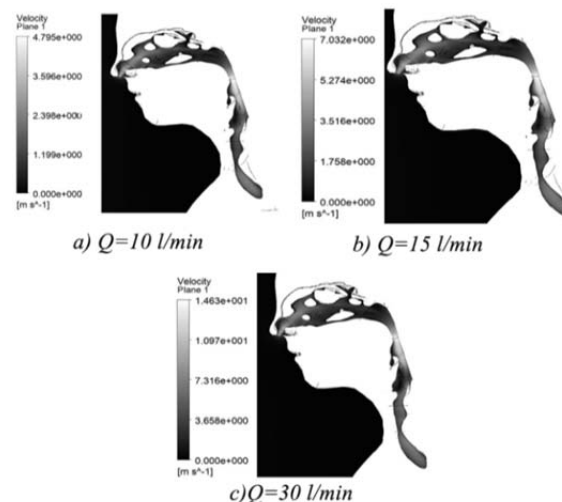
نمودار (۵) مقایسه راندمان کلی نشست ذرات برای مدل مانکن خوابیده

۵-۵- درصد ورود ذرات به سیستم تنفسی

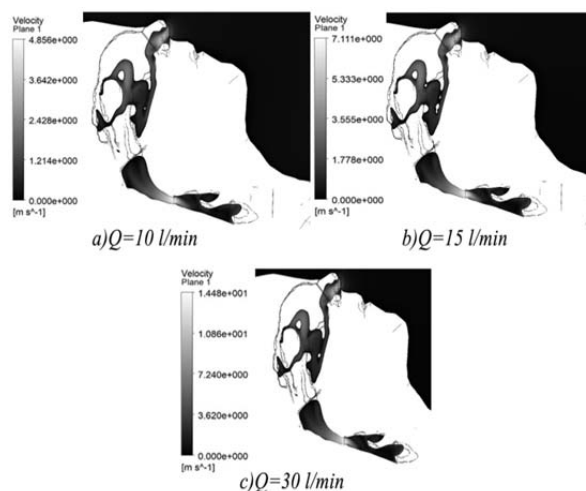
برای اطمینان از صحت نتایج مربوط به استنشاق ذرات در سیستم تنفسی، تعداد کل ذرات ورودی به دامن محاسباتی در چند مرحله افزایش یافته است و نتایج در نمودار ۶ نشان داده شده‌اند. بر این اساس، تعداد ذرات برای دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه تا حدود یک میلیون ذره برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده افزایش یافته‌اند. با توجه به نمودار ۶ مشاهده می‌شود که با افزایش تعداد ذرات ورودی به دامن محاسباتی، میزان ذرات ورودی به سیستم تنفسی تغییر چندانی نمی‌کند. از این رو می‌توان گفت که نتایج ارائه شده مستقل از تعداد ذرات ورودی بوده‌اند و از نظر آماری قابل قبول هستند.

در نمودار ۷، میزان ورود ذرات به سیستم تنفسی برای دو مدل مانکن ایستاده و خوابیده مقایسه شده‌اند. در مدل مانکن ایستاده، میزان ورود ذرات کوچک‌تر از ۱۰ میکرومتر کمی بیشتر از مدل مانکن خوابیده بوده، اما برای ذرات ۲۰ میکرومتری و بزرگ‌تر، درصد ورود ذرات در مدل مانکن خوابیده بیشتر از مدل مانکن ایستاده است. درصد ورود ذرات در سیستم تنفسی مدل مانکن خوابیده با قطر ۵۰ میکرومتر حدود ۰/۰۸٪ بوده، در حالی که این مقدار در مدل مانکن ایستاده تقریباً صفر است. بیشینه میزان ذرات وارد شده به سیستم تنفسی تقریباً کمتر از ۰/۴٪ بوده که نشان‌دهنده مناسب بودن کارایی سیستم تهویه اتاق است. دلیل ورود بیشتر ذرات با قطر زیاد در حالت خوابیده نسبت به حالت ایستاده، تراکم بیشتر ذرات در نزدیکی کف اتاق و مانکن با توجه به وزن بیشتر این ذرات است.

در این بخش نتایج مربوط به نشست ذرات در داخل اتاق و روی مدل مانکن خوابیده و ایستاده ارائه شده است. نمودارهای ۴ و ۵، راندمان نشست ذرات را برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده در بخش‌های مختلف دامن محاسباتی نشان می‌دهند. راندمان نشست تعداد ذرات ته‌نشین شده روی سطح مورد نظر به تعداد کل ذرات تزریق شده در هر شبیه‌سازی را نشان می‌دهد. محور افقی نمودار، محل نشست ذرات و محور عمودی، راندمان نشست ذرات را نشان می‌دهد. با توجه به نمودارهای ۴ و ۵، محل نشست ذرات در مدل مانکن خوابیده و ایستاده تقریباً مشابه بوده و تفاوت عمده در مدل مانکن خوابیده و مدل مانکن ایستاده در نشست ذرات روی مدل مانکن است. نشست ذرات روی مدل مانکن خوابیده به دلیل افزایش اثر جاذبه، نسبت به مدل مانکن ایستاده بیشتر است. با توجه به این نکته که با افزایش قطر، وزن ذرات افزایش می‌یابد، ذرات بیشتری به سمت کف اتاق حرکت کرده و درصد بیشتری از ذرات در کف اتاق نشست می‌کنند. همچنین با افزایش قطر ذرات نشست ذرات روی سطوح مانکن در مدل مانکن خوابیده به جز قطر ۵۰ میکرومتر کاهش پیدا می‌کند.



شکل (۵) کانتورهای سرعت در مدل مانکن ایستاده؛ الف) دبی تنفسی ۱۰ لیتر بر دقیقه، ب) دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه، ج) دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه



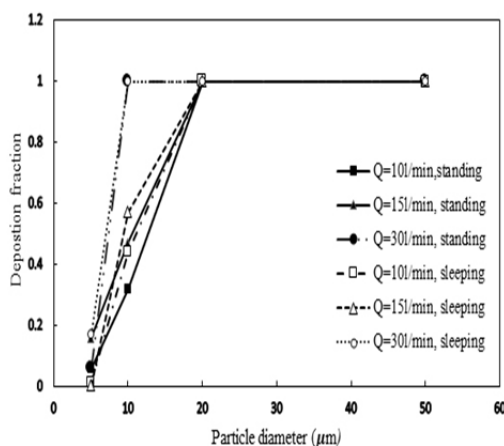
شکل (۶) کانتورهای سرعت در مدل مانکن خوابیده؛ الف) دبی تنفسی ۱۰ لیتر بر دقیقه، ب) دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه، ج) دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه

برای ذرات ۵ میکرومتر با حدود ۰/۰۳ برای مدل مانکن خوابیده در دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه مشاهده می‌شود و با افزایش قطر ذرات، کسر نشست ذرات کاهش پیدا می‌کند. همچنین با توجه به نمودار ۹ مشاهده می‌شود که به دلیل جدا شدن ذرات بزرگ در بینی از جریان کسر نشست ذرات ۲۰ میکرومتری و بزرگ‌تر در حلق فوقانی صفر است. در نمودار ۱۰، کسر نشست ذرات در قسمت حلق تحتانی برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده مقایسه شده‌اند. در حلق تحتانی نیز کسر نشست ذرات در مدل مانکن خوابیده به علت افزایش اثر گرانش بر نشست ذرات نسبت به مانکن ایستاده بیشتر است. بیشترین کسر نشست در شدت تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه معادل ۰/۰۳۴ برای مدل مانکن خوابیده برای ذرات ۱۰ میکرومتری مشاهده می‌شود.

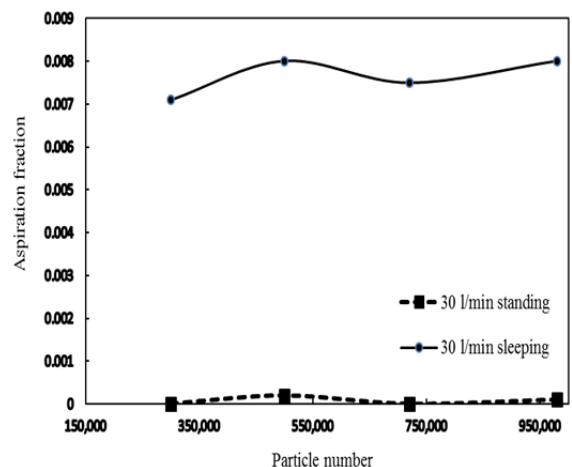
نمودار ۱۱، کسر نشست ذرات را در قسمت حنجره سیستم تنفسی برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده نشان می‌دهد. کسر نشست ذرات در حنجره نسبت به حلق و نای بیشتر است. این نسبت با افزایش قطر ذرات افزایش می‌یابد، اما با افزایش دبی تنفسی، درصد نشست ذرات بزرگ‌تر از ۵ میکرومتر در این قسمت از سیستم تنفسی کاهش می‌یابد. بیشترین کسر نشست ذرات معادل ۰/۱۲ در بخش حنجره از مدل مانکن خوابیده، در دبی تنفسی ۱۰ لیتر بر دقیقه برای ذرات ۱۰ میکرومتری مشاهده می‌شود.

نمودار ۱۲، کسر نشست ذرات را درون نای برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده نشان می‌دهد. با توجه به این نمودار، با افزایش قطر ذرات، کسر نشست ذرات در نای برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده کاهش می‌یابد. علت کاهش نشست ذرات در نای، نشست اکثر ذرات در بخش‌های بالایی سیستم تنفسی است. بیشترین میزان کسر نشست ذرات در نای برای ذرات ۵ میکرومتری در دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه برای مانکن خوابیده به میزان ۰/۰۳۷ به دست آمده است.

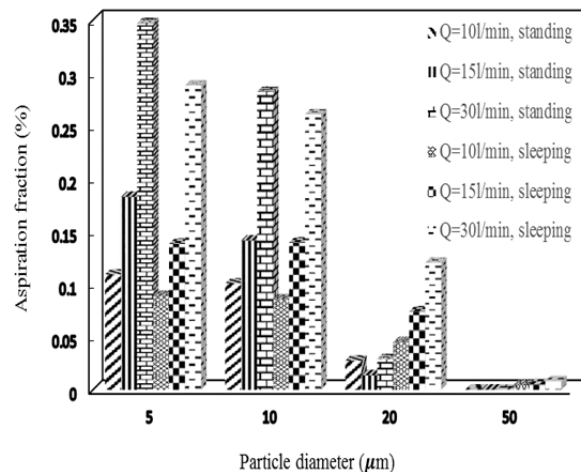
کسر نشست در قسمت حلق فوقانی، حلق تحتانی و حنجره در مدل مانکن خوابیده نسبت به مدل مانکن ایستاده بیشتر است که دلیل آن را می‌توان تاثیر بیشتر نیروی گرانش روی نشست ذرات ذکر کرد. در قسمت نای برای ذرات ۵ میکرومتری، کسر نشست ذرات در مدل مانکن خوابیده بیشتر بوده، اما برای ذرات ۵ میکرومتری در دبی تنفسی ۱۰ لیتر بر دقیقه، کسر نشست ذرات در مدل مانکن ایستاده بیشتر است.



نمودار ۸) مقایسه کسر نشست ذرات در دهلیز و مسیر اصلی بینی در سیستم تنفسی



نمودار ۶) راندمان ورود ذرات به سیستم تنفسی در مدل مانکن ایستاده و خوابیده برای دبی ۳۰ لیتر بر دقیقه با تعداد ذرات مختلف



نمودار ۷) درصد ورود ذرات به سیستم تنفسی در قطرهای متفاوت

۵-۶- مقایسه نشست ذرات

در این بخش، نتایج کسر نشست بر حسب قطر ذرات برای هر یک از قسمت‌های سیستم تنفسی ارایه و مقایسه شده‌اند. نمودار ۸، کسر نشست ذرات را بر حسب قطر ذرات ورودی در دهلیز بینی و راه هوایی اصلی بینی نشان می‌دهد. با توجه به این نمودار، با افزایش دبی تنفسی و همچنین افزایش قطر ذرات، کسر نشست در بینی افزایش می‌یابد. در دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه، تمامی ذرات ۲۰ میکرومتری و بزرگ‌تر در بینی مدل مانکن ایستاده و خوابیده رسوب می‌کنند. بر این اساس، به دلیل نشست ناشی از برخورد اینرسی و گرانش، بینی تمام ذرات بزرگ را در دبی تنفسی بالا از جریان جدا می‌کند.

کسر نشست ذرات در هر دو مدل مانکن خوابیده و ایستاده در بینی تقریباً یکسان است. افزایش دبی تنفسی باعث به دام افتادن ذرات و نشست آنها روی سطوح سیستم تنفسی می‌شود.

در نمودار ۹، رسوب ذرات در قسمت حلق فوقانی مانکن خوابیده و ایستاده مقایسه شده‌اند. در این بخش از سیستم تنفسی، نشست ذرات در مدل مانکن خوابیده به علت افزایش تاثیر گرانش نسبت به مدل مانکن ایستاده افزایش می‌یابد و بیشترین میزان کسر نشست

۶- جمع بندی و نتیجه گیری

در این پژوهش، میزان رسوب ذرات درون اتاق و سیستم تنفسی انسان با بهره‌گیری از دینامیک سیالاتی محاسباتی بررسی شده است. برای این منظور، مدل مانکن مرد که سیستم تنفسی به آن متصل بوده به حالت ایستاده و خوابیده درون اتاق دارای دریچه تهویه قرار داده شده است. برای هر دو حالت، میدان جریان سیال برای سه دبی تنفسی ۱۰، ۱۵ و ۳۰ لیتر بر دقیقه، شبیه‌سازی و سپس میزان نشست ذرات کروی با قطرهای مختلف در درون اتاق و سیستم تنفسی محاسبه شده است.

نتایج حاصل نشان می‌دهد که کمترین میزان نشست ذرات در اتاق روی دیوارها برای ذرات ۵ میکرومتری با ۴۸٪ کل ذرات ورودی رخ داده است و این میزان با افزایش قطر ذرات افزوده می‌شود، به‌گونه‌ای که برای ذرات ۵۰ میکرومتری بیش از ۹۵٪ ذرات روی دیوارهای اتاق رسوب می‌کنند. میزان نشست ذرات روی سطوح مدل مانکن ایستاده برای تمامی قطرهای کمتر از مدل مانکن خوابیده است. با افزایش قطر ذرات، میزان نشست ذرات به‌جز برای ذرات ۵۰ میکرومتری روی سطوح مانکن کاهش می‌یابد.

میزان ذرات ورودی از درون اتاق به سیستم تنفسی کمتر از ۰/۴٪ بوده که نشان‌دهنده عملکرد مناسب سیستم تهویه در اتاق است. بیشترین میزان ورود ذرات در مدل مانکن ایستاده در دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه و در قطر ۵ میکرون با ۰/۳۶٪ مشاهده می‌شود و با کاهش قطر ذرات و افزایش دبی تنفسی، میزان نشست ذرات افزایش پیدا می‌کند. کمترین میزان ورود ذرات به درون سیستم تنفسی برای ذرات ۵۰ میکرومتری در شدت تنفسی ۱۰ لیتر بر دقیقه، حدود ۰/۰۰۴٪ است.

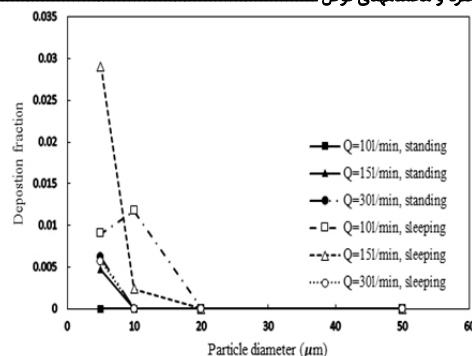
نتایج حاصل برای نشست ذرات در داخل سیستم تنفسی نشان می‌دهد که در هر دو حالت ایستاده و خوابیده، بینی تمام ذرات با قطر ۲۰ میکرومتر و بزرگ‌تر را از میدان جریان جدا می‌کند. در حلق فوقانی و تحتانی، کسر نشست ذرات برای مانکن خوابیده از مانکن ایستاده بیشتر است. بیشترین میزان کسر نشست ذرات در حلق فوقانی مربوط به مانکن خوابیده در دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه و برای ذرات ۵ میکرومتری حدود ۰/۰۳ به دست آمده است. برای حلق تحتانی، بیشترین میزان کسر نشست ذرات در دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه و برای ذرات ۱۰ میکرومتری حدود ۰/۰۳۴ به دست آمده است. در حنجره، بیشترین کسر نشست ذرات به میزان ۰/۱۲ در دبی تنفسی ۱۰ لیتر بر دقیقه برای ذرات ۱۰ میکرومتری برای مانکن خوابیده به دست آمده است. در نای برای هر دو حالت ایستاده و خوابیده، با توجه به نشست اکثر ذرات بزرگ در بخش‌های بالایی سیستم تنفسی، کسر نشست ذرات با افزایش قطر ذرات کاهش می‌یابد.

تشکر و قدردانی: نویسندگان بر خود لازم می‌دانند از جناب آقای دکتر/بوعلی بابت به‌دلیل دراختیار قراردادن هندسه مانکن قدردانی نمایند.

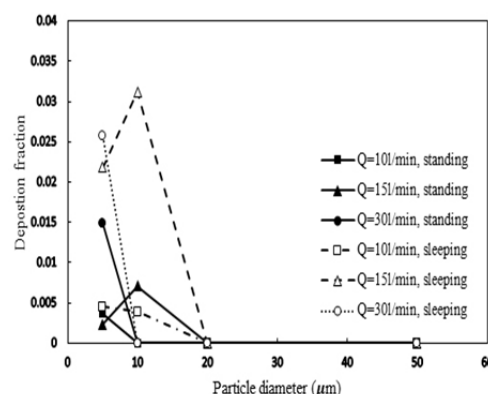
تاییدیه اخلاقی: این مقاله تاکنون در نشریه دیگری (به‌طور کامل یا بخشی از آن) به چاپ نرسیده است. همچنین برای بررسی یا چاپ به نشریه دیگری ارسال نشده است. ضمناً محتویات علمی مقاله حاصل فعالیت علمی نویسندگان بوده است.

تعارض منافع: مقاله حاضر هیچگونه تعارض منافعی با سازمان‌ها و اشخاص دیگر ندارد.

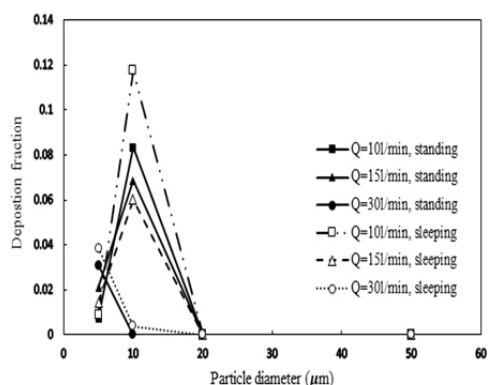
سهم نویسندگان: نیما پارسامفرد (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۵۰٪)؛ محمد مهدی توکل



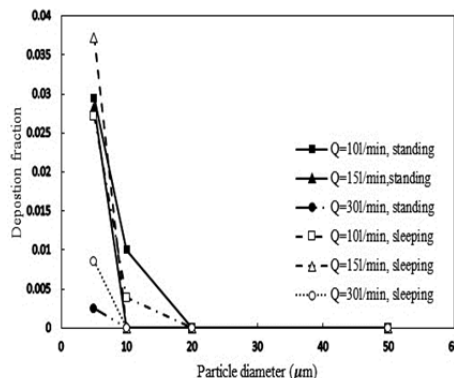
نمودار ۹) مقایسه کسر نشست ذرات در قسمت حلق فوقانی برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده



نمودار ۱۰) مقایسه کسر نشست ذرات در قسمت حلق تحتانی برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده



نمودار ۱۱) مقایسه راندمان نشست ذرات در قسمت حنجره برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده



نمودار ۱۲) مقایسه کسر نشست ذرات در قسمت نای برای مدل مانکن ایستاده و خوابیده

particle deposition in a realistic human upper airway. Computers in Biology and Medicine. 2012;42(1):39-49.

7- Naseri A, Abouali O, Ghalati PF, Ahmadi G. Numerical investigation of regional particle deposition in the upper airway of a standing male mannequin in calm air surroundings. Computers in Biology and Medicine. 2014;52:73-81.

8- Rahimi-Gorji M, Gorji TB, Gorji-Bandpy M. 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. 2016;74:1-17.

9- Keshavarz SA, Salmanzadeh M, Ahmadi G. Computational modeling of time resolved exposure level analysis of a heated breathing manikin with rotation in a room. Journal of Aerosol Science. 2017;103:117-131.

10- Lintermann A, Schröder W. Simulation of aerosol particle deposition in the upper human tracheobronchial tract. European Journal of Mechanics B Fluids. 2017;63:73-89.

11- Nielsen PV. Fifty years of CFD for room air distribution. Building and Environment. 2015;91:78-90.

12- Menter FR, Langtry RB, Likki SR, Suzen YB, Huang PG, Völker S. A correlation-based transition model using local variables-part I: Model formulation. Journal of Turbomachinery. 2006;128(3):413-422.

13- Zhou Q, Leschziner MA. A time-correlated stochastic model for particle dispersion in anisotropic turbulence. 8th Symposium on Turbulent Shear Flows, 9-11 September, 1991, Munich, Federal Republic of Germany. PA: Pennsylvania State University; 1991.

14- Daly BJ, Harlow FH. Transport equations in turbulence. The Physics of Fluids. 1970;13(11):2634-2649.

15- Crowe CT, editor. Multiphase flow handbook. 1st Edition. Boca Raton: CRC Press; 2006.

16- Rostami M, Ardeshtir A, Ahmadi G, Thomas PJ. Can the history force be neglected for the motion of particles at high subcritical Reynolds number range?. International Journal of Engineering Transactions B Applications. 2006;19(1):23-34.

17- Kelly JT, Asgharian B, Kimbell JS, Wong BA. Particle deposition in human nasal airway replicas manufactured by different methods. Part I: Inertial regime particles. Aerosol Science and Technology. 2004;38(11):1063-1071.

18- Golshahi L, Noga ML, Thompson RB, Finlay WH. In vitro deposition measurement of inhaled micrometer-sized particles in extrathoracic airways of children and adolescents during nose breathing. Journal of Aerosol Science. 2011;42(7):474-488.

19- Hounam RF, Black A, Walsh M. The deposition of aerosol particles in the nasopharyngeal region of the human respiratory tract. Journal of Aerosol Science. 1971;2(1):47-61.

(نویسنده دوم)، روش‌شناس/پژوهشگر اصلی/تحلیلگر آماری (%۵۰)

منابع مالی: منابع مالی خاصی برای انجام این تحقیق استفاده نشده است.

۷- پی‌نوشت

C_D	ضریب درگ
d	قطر ذره (μm)
DP	بازدهی نشست بر حسب افت فشار ($\mu m^3 Pa$)
F_D	نیروی درگ (N)
IP	پارامتر برخورد بر حسب شدت تنفسی ($\mu m^2 cm^3/s$)
I_{turb}	درصد آشفتگی
m	جرم (kg)
P	فشار ($kgm^{-1}s^{-2}$)
Re	عدد رینولدز
u_i	سرعت (ms^{-1})
u'	نوسانات سرعت (ms^{-1})
W	نیروی وزن ($kgms^{-2}$)

علامه یونانی

ρ	چگالی (kgm^{-3})
τ_e	مقیاس زمانی (s)
μ	لزجت دینامیکی ($kgm^{-1}s^{-1}$)
ζ	توزیع طبیعی عدد تصادفی
ω	نرخ اتلاف انرژی

زیرنویس‌ها

f	سیال
p	ذره

منابع

1- Klepeis NE, Nelson WC, Ott WR, Robinson JP, Tsang AM, Switzer P, et al. The National human activity pattern survey (NHAPS): A resource for assessing exposure to environmental pollutants. Journal of Exposure Science and Environmental Epidemiology. 2001;11(3):231-235.

2- Lai ACK, Chen F. Modeling particle deposition and distribution in a chamber with a two-equation Reynolds-averaged Navier-Stokes model. Journal of Aerosol Science. 2006;37(12):1770-1780.

3- Stover DE, White DA, Romano PA, Gellene RA, Robeson WA. Spectrum of pulmonary diseases associated with the acquired immune deficiency syndrome. The American Journal of Medicine. 1985;78(3):429-437.

4- Hofmann W. Modelling inhaled particle deposition in the human lung-A review. Journal of Aerosol Science. 2011;42(10):693-724.

5- Spitzer IM, Marr DR, Glauser MN. Impact of manikin motion on particle transport in the breathing zone. Journal of Aerosol Science. 2010;41(4):373-383.

6- Ghalati PF, Keshavarzian E, Abouali O, Faramarzi A, Tu J, Shakibafard A. Numerical analysis of micro-and nano-