

Computational Simulation of Airflow with Aerosols in Distal Parts of a Human Respiratory System: Investigating the Effects of Gravity

Ahmadi Alashti, Mohammad¹ / Vahidi, Bahman^{2*} / Ebad, Mahtab³

¹ - M.Sc. in Aerospace Engineering-Aerodynamics, Faculty of New Sciences and Technologies (FNST), University of Tehran, Tehran, Iran

² - Associate Professor, Biomedical Engineering Department, Faculty of New Sciences and Technologies (FNST), University of Tehran, Tehran, Iran

³ - M.Sc. Student of Biomedical Engineering-Biomechanics, Faculty of New Sciences and Technologies (FNST), University of Tehran, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2019.74703.1289

Received: 12 November 2017

Revised: 24/10/2018-12/12/2018-10/4/2019

Accepted: 10 April 2019

KEYWORDS

CFPD
 Particles Deposition in
 Acinar Region
 Alveolated Duct with
 Moving Wall
 Distal Parts of Respiratory
 System
 Micro-Gravity

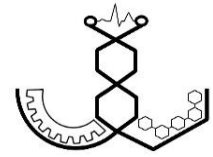
ABSTRACT

The large surface area of the lung with its thin air-blood barrier is exposed to particles in the inhaled air. In this condition, if the inhaled pollutant aerosols are toxic, the particle-lung interaction may cause serious hazards and injuries on human's health. On the otherhand, these interactions are also used for drug delivery to human's body. In either case, an accurate estimation of dose and sites of deposition in the respiratory tract is fundamental for understanding mechanobiology of these diseases. Obtaining in vivo data of particle transportation in the human lung experimentally is often difficult. But, computational fluid-particle dynamics (CFPD) has provided the possibility to gain aerosol transportation data in realistic airway geometries. Aerosols deposition in the human lung mainly occurs due to combination of inertial impaction, gravitational sedimentation and diffusion. For particles with aerodynamic size of 0.5 to 5 micron and in inhalation state of lung, the main mechanisms of particle deposition in distal parts of human's respiratory system are sedimentation, due to gravity and convective transfer due to wall movement. In this study, deposition of particles in distal part of human respiratory system, specifically 18th generation, has been modeled for two gravity conditions, normal and absent gravity, by assuming isotropic displacements on the walls and with the rate of 1 (mg/sec) for particle input. By analyzing the results, it was determined that the amount of particle deposition in distal airways reduces a great amount by omitting the effect of gravitational force because, particles smaller than 5 micron can penetrate into that airways. Particles with the diameter of 5 micron deposit under the effect of inertial impact, whereas this mechanism occurs mostly in airways with large and medium diameters and also, by sedimentation which occurs in the distal lung.

*Corresponding Author

Address	Department of New Sciences and Technologies (FNST), University of Tehran, Tehran, Iran		
Postal Code	14395-1561	Tel	+98-21-61118407
E-Mail	bahman.vahidi@ut.ac.ir	Fax	+98-21-88617087





شبیه‌سازی محاسباتی جریان هوا و ذرات معلق در ریه‌ی انسان: بررسی اثر گرانش

احمدی آلاشتی، محمد^۱ / وحیدی، بهمن^{۲*} / عباد، مهتاب^۳

- ^۱ - کارشناسی ارشد مهندسی هوا فضا-آیرودینامیک، دانشکده‌ی علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران
^۲ - دانشیار، بخش مهندسی پزشکی، گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده‌ی علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران
^۳ - دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی-بیومکانیک، دانشکده‌ی علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2019.74703.1289

پذیرش: ۲۱ فروردین ۱۳۹۸

بازنگری: ۱۳۹۷/۸/۲-۱۳۹۷/۹/۲۱-۱۳۹۸/۱/۲۱

ثبت در سامانه: ۱۲ آبان ۱۳۹۶

چکیده	واژه‌های کلیدی
<p>سطح وسیع ریه با حصارهای هوایی-خونی خود، در معرض ذرات معلق هوای ورودی قرار دارد. در این شرایط، در صورت آلوده بودن این ذرات، اثر متقابل ذرات-ریه روی هم می‌تواند خطرات و صدمات قابل توجهی را برای سلامتی انسان به همراه داشته باشد. از طرفی، از این واکنش‌ها برای دارورسانی به بدن انسان نیز استفاده می‌شود. در هر دو حالت، تخمین دقیق مقدار و محل نشست ذرات در مجاری تنفسی، به عنوان مبنای درک مکانیولیژیکی این بیماری‌ها به شمار می‌رود. گردآوری تجربی داده‌ها از انتقال ذرات در ریه‌ی انسان فرایند بسیار دشواری می‌باشد. اما روش دینامیک سیالات-ذرات محاسباتی، امکان شبیه‌سازی داده‌های انتقال ذرات در مدل‌های واقعی را فراهم ساخته است. نشست ذرات آیروسول در ریه‌ی انسان، از طریق ترکیب برخورد در اثر اینرسی، رسوب در اثر گرانش و انتشار روی می‌دهد. مکانیسم اصلی نشست ذرات در مجاری پایین دست، برای ذراتی با قطر آیرودینامیکی ۰/۵ تا ۵ میکرومتر و در حالت انبساط ریه (در حالت دم)، رسوب ناشی از نیروی گرانش و انتقال هم‌رفتی ناشی از حرکت دیواره‌ها می‌باشد. در این پژوهش، جریان سیال-ذره در نسل ۱۸-م از مجاری تنفسی مدل‌سازی شده و میزان نشست ذرات در مجاری تنفسی برای دو حالت گرانش ناچیز و نرمال، با فرض تغییر مکان ایزوتروپیک در دیواره‌ها و میزان دبی ورودی ۱ mg/s، مورد بررسی قرار گرفته است. بررسی نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که به دلیل توانایی نفوذ ذرات با قطر آیرودینامیکی کم‌تر از ۵ میکرومتر به نواحی عمیق مجاری تنفسی، با ناچیز کردن اثر نیروی گرانش، میزان نشست ذرات در مجاری پایین‌دست سیستم تنفسی تا حد بسیار زیادی کاهش می‌یابد. ذرات با قطر ۵ میکرومتر، تحت تاثیر برخورد اینرسی (که بیش‌تر در مجاری با قطر بزرگ و متوسط روی می‌دهد) و هم‌چنین در اثر رسوب (که بیش‌تر در مجاری پایین‌دست عمل می‌کند)، دچار نشست می‌شوند.</p>	<p>دینامیک سیالات-ذرات محاسباتی نشست ذرات در ناحیه‌ی آکینار مجاری آلوئولی با دیواره‌ی متحرک نواحی پایین‌دست سیستم تنفسی گرانش ناچیز</p>

*نویسنده‌ی مسئول

بخش مهندسی پزشکی، گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده‌ی علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران

تلفن ۹۸-۲۱-۶۱۱۱۸۴۰۷

۱۴۳۹۵-۱۵۶۱

دورنگار ۹۸-۲۱-۸۸۶۱۷۰۸۷

bahman.vahidi@ut.ac.ir



۱- مقدمه

استنشاق ذرات معلق در هوا معمولاً مشکلات ناخوشایندی را برای سلامتی انسان به همراه دارد. افزایش سطح آلودگی هوا ناشی از توسعه‌ی شهرسازی، تولیدات جانبی ضایعات صنعتی و کیفیت پایین هوا در خانه و محل کار از عوامل تاثیرگذار بر بیماری‌های تنفسی به شمار می‌روند. این عوامل می‌توانند باعث ایجاد بیماری‌هایی از قبیل آلرژی، سینوزیت، آسم، آمفیوزم ریوی، آلوئولیت و سرطان ریه شوند. اخیراً شکایت‌های زیادی از سوی کارگران در رابطه با وجود مزوتلیوما^۱ و آزیستوسیز^۲ در محیط‌های کاری صنایع ساختمانی و معادن گزارش شده است. برای مثال، از آن‌جا که علایم بیماری‌های مرتبط با پنبه‌ی نسوز^۳ به کندی ظاهر شده و ممکن است حتی ۲۰ سال پس از تاثیر اولیه پدیدار شود، ارزیابی خطرات احتمالی این محیط‌ها برای سیستم تنفس انسان، از اهمیت بسیار زیادی برخوردار خواهد بود [۱-۵].

ممکن است افراد در محل کار یا زندگی خود در معرض محیط آلوده به پنبه‌ی نسوز قرار گیرند. اگر محصولات حاوی پنبه‌ی نسوز مخدوش شوند، الیاف نازک پنبه‌ی نسوز در هوا منتشر می‌شود. هنگام تنفس، این الیاف وارد ریه‌ها شده، مدتی طولانی در آن‌جا باقی مانده، با گذشت زمان روی هم انباشته شده و منجر به زخم شدن یا التهاب نواحی درونی ریه می‌شوند. این حالت هم‌چنین روی تنفس افراد تاثیر منفی گذاشته و مشکلاتی جدی را برای سلامت آن‌ها ایجاد می‌کند [۶]. سازمان خدمات انسانی و سلامت^۴ و آژانس بین‌المللی تحقیقات سرطان، پنبه‌ی نسوز را به عنوان یکی از مواد سرطان‌زا در انسان اعلام کرده‌اند [۷]. مطالعات انجام شده نشان می‌دهند که قرار گرفتن در محیط آغشته به پنبه‌ی نسوز، خطر ابتلا به سرطان ریه و مزوتلیوما (سرطان غشای نازکی که قفسه‌ی سینه و شکم را پوشش می‌دهد) را افزایش می‌دهد [۷]. هرچند مزوتلیوما سرطان بسیار نادری بوده، اما رایج‌ترین سرطانی است که به دلیل قرار گرفتن در معرض پنبه‌ی نسوز ایجاد می‌شود. علاوه بر سرطان ریه و مزوتلیوما، برخی از مطالعات نشان داده‌اند که رابطه‌ی معناداری میان قرار گرفتن در محیط آلوده به پنبه‌ی نسوز و ابتلا به سرطان‌های روده‌ی بزرگ، راست‌روده و دستگاه گوارش وجود داشته و هم‌چنین بر اساس این مطالعات، قرار گرفتن در معرض این ماده می‌تواند خطر ابتلا به سرطان‌های حلق، کلیه، مری و کیسه‌ی صفر را افزایش دهد (هرچند شواهد به دست آمده کاملاً قطعی نیستند) [۱]. علاوه بر این، قرار

گرفتن در معرض پنبه‌ی نسوز می‌تواند خطر ابتلا به آزیستوسیز (التهاب ریه‌ها که ممکن است منجر به تنگی نفس، سرفه و آسیب دائم ریه شود) و سایر اختلالات غیر بدخیم مربوط به پرده‌ی جنب و ریه، از جمله پلاک پرده‌ی جنب (تغییر در غشای احاطه کننده‌ی ریه)، افزایش ضخامت پرده‌ی جنب و افیوژن (نشست) جنبی خوش‌خیم (تجمع غیرعادی مایعات در بین لایه‌های نازک بافت پوشاننده‌ی ریه‌ها و دیواره‌ی قفسه‌ی سینه) را افزایش دهد. هرچند وجود پلاک‌های پرده‌ی جنب نشان دهنده‌ی تشکیل سرطان ریه نیست، اما شواهد نشان می‌دهد کسانی که در محیط‌های آلوده به پنبه‌ی نسوز قرار دارند، به بیماری‌های مرتبط با دیافراگم مبتلا شده و بیش‌تر از دیگران در معرض خطر ابتلا به سرطان ریه قرار دارند [۸].

فرایند مطالعه در زمینه‌ی استنشاق ذرات معلق در هوا، به منظور ارزیابی خطرات احتمالی برای سیستم تنفسی، غالباً از طریق پیش‌بینی نشست ذرات به کمک روش دینامیک سیالات-ذرات محاسباتی (CFPD) انجام می‌شود. شروع مطالعات CFPD روی مجاری تنفسی انسان را می‌توان به ویبل [۹] و هرسفیلد [۱۰] نسبت داد که به ترتیب در سال‌های ۱۹۶۳ و ۱۹۷۱ در مدل‌هایی جداگانه به تحقیق در این زمینه پرداختند. این دو مدل به عنوان سنگ بنای بسیاری از مطالعات در زمینه-ی نشست ذرات در مجاری تنفسی از طریق روش‌های محاسباتی و تجربی به شمار می‌آیند. هم‌چنین محل‌های نشست ذرات، نقشی اساسی در سنجش سلامت و پیش‌بینی پیش‌رفت سرطان ریه داشته که این مساله در نتایج کارهای اسکلسنجر (۱۹۷۸) [۱۱] و بیلاشازی و هم‌کارانش (۲۰۰۳) [۱۲] مشخص شده است. استفاده از CFPD در مطالعات حفره‌ی بینی، دیرتر از مجاری تنفسی و با کار الاد (۱۹۹۳) [۱۳] آغاز شد که از یک مدل ساده در تحقیقات خود استفاده نمود و پس از او، کیهانی (۱۹۹۵) [۱۴] از یک مدل واقعی‌تر استفاده کرد. علاوه بر این، تحقیقات بسیاری مانند پژوهش هافمن (۲۰۰۳) [۱۵]، ژانگ (۲۰۰۵) [۱۶] و لانگست (۲۰۰۷) [۱۷]، با توجه بیش‌تر به نشست ذرات بسیار ریز در مجاری تنفسی انسان صورت گرفت. ابردورستر (۲۰۰۵) در تحقیقات خود دریافت که بسیاری از ذرات استنشاقی دارای ابعاد کوچکی (کم‌تر از $0.1 \mu\text{m}$) بوده که از ذرات درشت‌تر از جنس همان ماده، سمی‌تر هستند [۱۸]. وانگ (۲۰۰۹) [۱۹] و زمان‌خان (۲۰۰۶) [۲۰] نیز در پژوهش‌های خود به مدل‌سازی نشست ذرات بسیار ریز (در ابعاد نانو) پرداختند. در تحقیقات کومار

^۳ Asbestos^۴ EPA^۱ Mesothelioma^۲ Asbestosis



اگرچه آلوئول‌ها معمولاً به صورت کره یا نیم‌کره‌ی کوچکی که به انتهای یک مجرای هوایی متصل شده ترسیم می‌شوند، اما در مطالعات پیشین، به صورت چندوجهی توخالی مدل‌سازی شده‌اند [۲۴، ۳۳]. ارتبراگن و هم‌کارانش (۲۰۰۸) جریان درون یک مدل خمیده‌ی دارای سلول^۴ را شبیه‌سازی کردند. یافته‌های آن‌ها نشان داد که وجود مخزن‌های آلوئولار تاثیر بسیار ناچیزی روی جریان اصلی در مجرای میانی دارد [۳۴]. زنیتمن (۲۰۰۸) یک هندسه‌ی سه‌بعدی از بخش‌های کامل یک آکینوس ریوی را برای بررسی همرفتی جریان تنفسی مدل‌سازی نمود. نتایج کار وی نیز نشان دهنده‌ی وجود یک الگوی چرخش در راستای جریان شعاعی بود [۳۵]. کومار و هم‌کارانش (۲۰۰۹) از یک هندسه‌ی چندوجهی لانه‌زنبوری با دیواره‌های انعطاف‌پذیر برای سنجش جریان سیال تحت تنفس ریتمیک استفاده نمودند [۳۶]. این نتایج نشان داد که ساختار جریان شدیداً تحت تاثیر حضور یک ناحیه‌ی چرخش پیش‌رونده با قابلیت گسترش تا نسل سوم آکینار می‌باشد. پژوهش حاضر از آن جهت دارای اهمیت است که به شناخت تاثیر نشست یکی از ذرات موجود در هوا (به ویژه در محیط‌های صنعتی) پرداخته که در آن‌ها پنبه‌ی نسوز دارای غلظتی بیش از حد نرمال و در محدوده‌ی خطر آفرین برای سلامت انسان می‌باشد. هدف از انجام این پژوهش مشخص کردن میزان نشست این ذرات در مجاری پایین‌دست سیستم تنفسی و بررسی اثر گرانش بر میزان این نشست می‌باشد. مطالعه روی این مدل در شتاب گرانش ناچیز با فرض تغییر مکان ایزوتروپیک در دیواره‌ها، برای ذرات با اندازه‌های مختلف صورت گرفت. یکی از دست‌آوردهای این پژوهش آن است که می‌تواند نواحی نشست ذرات و میزان آن را مشخص کرده و در تولید دارو و به ویژه در دارورسانی استنشاقی به صورت هدفمند مورد استفاده قرار گیرد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- هندسه‌ی استفاده شده در این پژوهش

مشخصه‌های در نظر گرفته شده برای هندسه‌ی مدل مورد استفاده در این پژوهش، از مطالعه‌ی دارکوئن (۲۰۰۹) [۳۷] گرفته شده و به دلیل محدودیت سیستم کامپیوتری در شبیه‌سازی هندسه‌های پیچیده، برخی ساده‌سازی‌ها روی آن اعمال شده است. این مشخصات، ابعاد واقعی یک مجرای آلوئول در نسل ۱۸-م مجاری تنفسی بوده و با داده‌های مورفومتریک

(۲۰۱۱) مشاهده شد که حرکت دیواره، منجر به ایجاد یک ناحیه‌ی گردش خون در برونشیول تنفسی و مسیر هوایی شده اما هیچ گردش خونی در آلوئول انتهایی وجود ندارد [۲۱]. با تلاش‌های خواجه حسینی دالاسم (۲۰۱۵) همبستگی رسوب ذرات با هندسه‌ی کیسه‌های آلوئولی توسعه یافت [۲۲]. مطالعات خالد (۲۰۱۷) نشان داد که رسوب آلوئولار به قطر ذرات، جهت‌گیری آلوئولار و فرکانس تنفس حساس بوده اما به عمق تنفس حساسیتی ندارد [۲۳].

لازم به ذکر است که بسیاری از پیشرفت‌های حاصل در زمینه‌ی مدل‌سازی نشست ذرات، با توسعه‌ی تجهیزات پزشکی و روش‌های پردازش تصویر به وقوع پیوسته است [۲۴-۲۸]. به طوری که تصاویر با کیفیت بالا به وسیله‌ی سی‌تی^۱ و ام‌آر‌آی^۲ استخراج شده و در مدل‌سازی‌ها مورد استفاده قرار گرفته است. علاوه بر این، سنجش خطرات سلامت در مواردی مانند شیوع بیماری‌های عفونی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. به عنوان مثال، هجوم و اپیدمی حاد انواع آنفلوآنزا، نظیر پرنندگان، سارس و به ویژه خوک، اخیراً گسترش یافته است. با افزایش سفرهای هوایی نسبت به گذشته، عوامل بیماری‌زا نیز با سرعت بیش‌تری به مناطق دورتر منتشر شده و افراد بیش‌تری را تحت تاثیر قرار می‌دهند. خان (۲۰۰۹) [۲۹] در تحقیقات خود نشان داد که مسافران خطوط هوایی طی ماه‌های مارچ تا آوریل ۲۰۰۹، نادانسته و بی‌روسی آنفلوآنزای خوک را به شهرهای مختلف جهان انتقال داده‌اند. ژانگ (۲۰۰۹) [۳۰] در پژوهش‌های خود با استفاده از روش‌های CFPD دریافت که ذرات منتشر شده از عطسه‌های افراد درون یک هواپیما که به وسیله‌ی چرخش هوای درون هواپیما و حرکت خدمه‌ی پرواز منتقل می‌شود، روی کدام یک از مسافران تاثیر می‌گذارد. تحقیقات وی با مشخص کردن مسافران در معرض خطر و قرنطینه کردن آن‌ها، از خطرات احتمالی شیوع عوامل بیماری‌زای جلوگیری نمود.

ارزیابی تجربی و آزمایشگاهی تبادل گاز حین تنفس غالباً بسیار دشوار است. تنفس و عمل دم و بازدم در نواحی پایین‌دست ریه (مجاری آکینار^۳) رخ می‌دهد [۳۱]. تبادل گاز در این ناحیه به صورت آلوئولی انجام می‌شود. به لحاظ آناتومیک، هوا در انتهای مسیر نایژه‌های تنفسی وارد مجرای آلوئول شده و در نهایت وارد کیسه‌های آلوئول می‌شود [۳۲]. با توجه به خطرات احتمالی ناشی از ورود ذرات به مجاری تنفسی و انتقال آن‌ها به نواحی آلوئولار (از طریق تنفس یا استفاده از داروهای استنشاقی)، بررسی تاثیر این ذرات بسیار حائز اهمیت می‌باشد.

^۱ Acinar Airways

^۲ Alveolated

^۱ CT

^۲ MRI

در این روابط، u ، v و w به ترتیب سرعت در راستاهای x ، y و z ، چگالی، ϑ لزجت سینماتیک و F_B نیروی حجمی می‌باشند. با توجه به این که در این پژوهش، جریان و ذرات با هم جفت شده هستند، برای مدل‌سازی میدان از یک جریان لایه‌ای تراکم‌ناپذیر در حالت پایا با پروفیل سرعت سهموی استفاده شده است (رابطه‌ی ۴).

$$U_{inlet} = 2 \left(1 - \frac{x^2 + z^2}{ra^2} \right) (u_{mean}) \quad (4)$$

که در آن F_a بیان‌گر شعاع مقطع ورودی است. جریان آرام با رینولدز ۱ (مطابق با کار دارکوئن [۳۷]) برای مدل (نسل ۱۸-ام از مجاری تنفسی) در نظر گرفته شده است. تغییر حجم سلولی به صورت ایزوتروپیک بوده و در هر مرحله از محاسبات، هر حجم سلولی در a (فاکتور ثابت مربوط به افزایش حجم بین مراحل زمانی)، ضرب شده است [۳۷]. در نتیجه برای شرایط مرزی دیواره‌ها، افزایش حجمی با نرخ ثابت در نظر گرفته شده که در پایان شبیه‌سازی (۲ ثانیه)، این افزایش حجم در مجموع برابر با ۳۳٪ از حجم کل باشد (بر اساس حالت معمول در یک تنفس). در خروجی، شرط $P_0=0$ مورد استفاده قرار گرفته که فرض درستی در حل این مسائل می‌باشد. گرادیان تمام متغیرها در طول جهت جریان در خروجی مدل، برابر با صفر تنظیم شده است [۳۷].

۲-۳- ویژگی ذرات به کار رفته

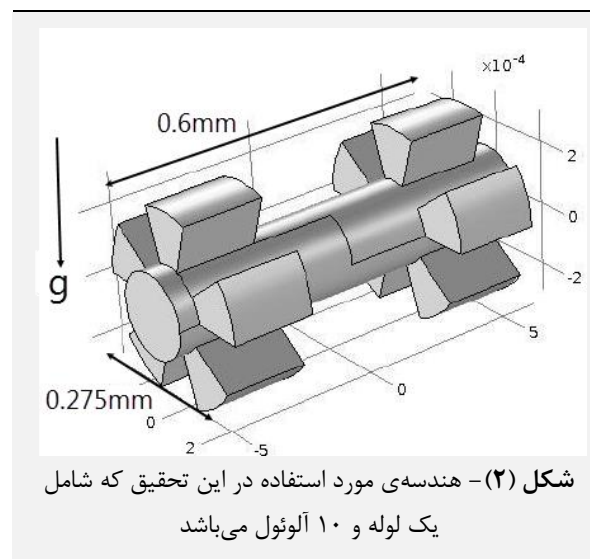
معادله‌ی حرکت هر ذره به صورت زیر تعریف می‌شود [۳۹]:

$$\rho^p V_p \frac{du_p}{dt} = \sum F_n \quad (5)$$

در این رابطه u_p سرعت لحظه‌ای ذره بوده و جرم آن از حاصل ضرب چگالی ρ_p در حجم ذره V_p محاسبه می‌گردد. در سمت راست معادله، برآیند نیروهای وارد بر ذره (شامل پس‌ران، برآ، شناوری، گرادیان فشار، ترموفورتیک و نیروهای انتشار) وجود دارد. در اغلب مسائل مهندسی، مهم‌ترین نیرو، نیروی پس‌رانی می‌باشد که از طرف سیال پیرامون به ذره وارد می‌شود. همچنین انتشار براونی نادیده گرفته می‌شود زیرا اثر آن برای ذرات بزرگ‌تر از $0.5 \mu\text{m}$ ناچیز است [۴۰]. با توجه به اهمیت ارزیابی عوامل تهدید کننده‌ی سلامت انسان و به دلیل آن که قطر آیرودینامیکی ذرات پنبه‌ی نسوز که در محیط‌های کارگاهی وجود دارد کم‌تر از $5 \mu\text{m}$ است در این پژوهش از الگو و درصد نشست این ذرات استفاده شده است. ذرات دارای این

کار ویبل و هافلی-بلوئر (۱۹۸۸) [۳۸] مطابقت دارد. اگر چه اغلب تصور می‌شود که ریه دارای ساختاری است که در آن هر نسل یک کپی کوچک‌تر از نسل قبل است (مانند فراکتال) اما به محض رسیدن به منطقه‌ی آکینار، اندازه‌ی ساختار، بسیار بیش‌تر از آنچه در مدل ارائه شده در این پژوهش منعکس شده، ثابت می‌شود. هندسه‌ی مدل دارکوئن [۳۷] به صورت یک مجرای استوانه‌ای در نظر گرفته شده که در میان آلئول‌ها احاطه شده است. قطر داخلی استوانه $267 \mu\text{m}$ ، قطر خارجی آن $606 \mu\text{m}$ و طول مجرا $600 \mu\text{m}$ می‌باشد. این مدل دارای شبکه‌ای از آلئول‌ها (۴ عدد در راستای محوری و ۱۰ عدد در راستای شعاعی) می‌باشد.

در پژوهش حاضر، با در نظر گرفتن ابعاد مدل دارکوئن و اعمال ساده‌سازی‌هایی روی آن، در نهایت مدلی طراحی شد که دارای ۵۴ مرز، ۱۳۳ لبه و ۸۶ راس می‌باشد.



۲-۲- مدل میدان جریان

معادلات حاکم بر جریان، معادلات بقای جرم و مومنتوم بوده که به صورت رابطه‌های (۱) و (۲) بیان می‌شوند [۳۷]:

بقای جرم:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

بقای مومنتوم در راستای x :

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} = \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \vartheta \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) + \rho \sum F_B \quad (2)$$

بقای مومنتوم در راستای y :

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} = \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \vartheta \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) + \rho \sum F_B \quad (3)$$

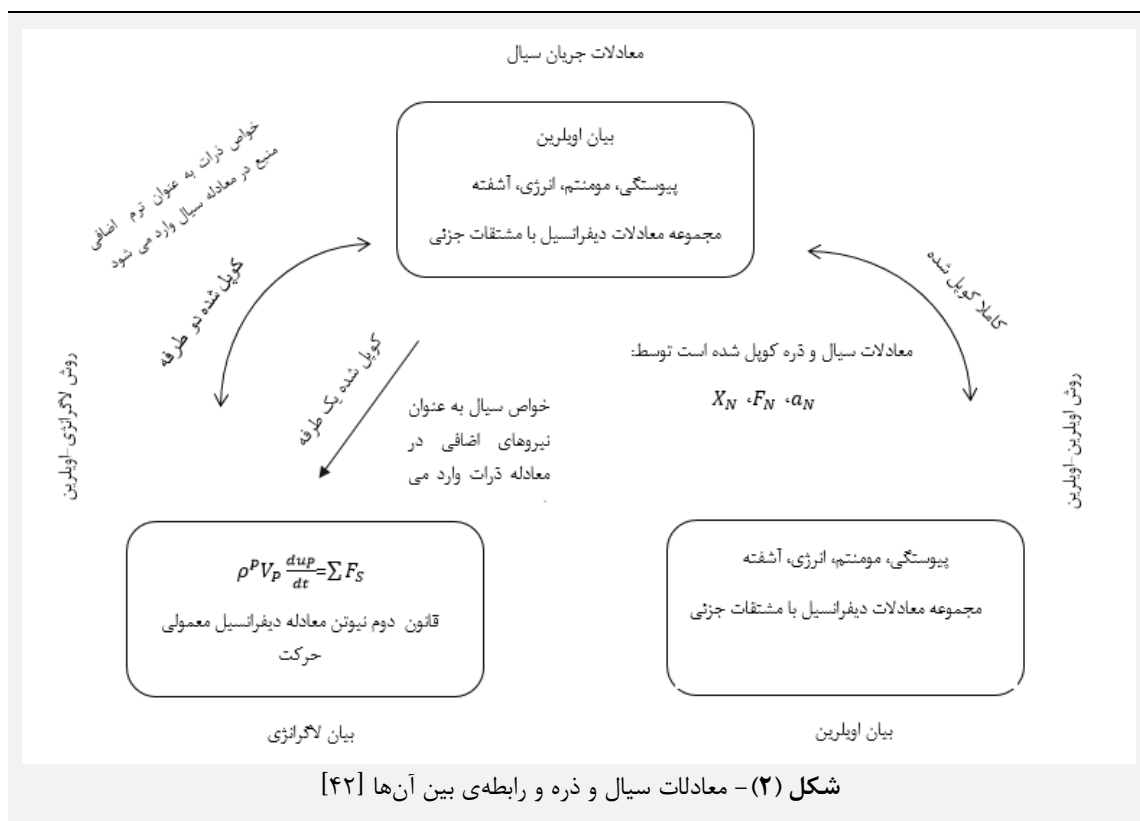


گرانش نرمال زمین (9.8 m/s^2) و شتاب گرانش نزدیک به صفر (میکرو) برای کل دامنه و اعمال آن روی تمامی ذرات در نظر گرفته شده است [۴۱]. نیروی پسا نیز برای تمامی حالات روی ذرات اعمال شده است که به صورت زیر تعریف می‌شود [۳۹]:

$$F_D = 3\pi\theta(u^f - u^p)d \quad (۶)$$

که در آن قطر ذره، θ لزجت سینماتیکی و u سرعت ذره یا سیال بوده و f و p نمادهای سیال و ذره هستند. به دلیل رقیق بودن ذرات در میدان سیال، از فعل و انفعال یک‌طرفه‌ی سیال ذره^۱ استفاده شده است [۳۹]. در شکل (۲) فلوچارت تبیین‌کننده‌ی رابطه‌ی بین معادلات فازهای سیال و ذره به اختصار نشان داده شده است [۴۲].

ابعاد امکان رسیدن به نواحی پایین دست مجاری تنفسی را دارند. چگالی این ذرات معمولاً در دماهای مختلف بین 2000 تا 2800 kg/m^3 است که از این بازه چگالی 2200 انتخاب شده است. دبی ورودی ذرات برابر با 1 mg/s در نظر گرفته شده و تعداد 520 ذره منطبق بر نقاط شبکه در لحظه‌ی صفر برای 2 ثانیه (زمان معمول در فاز دم) در یک میدان سیال شبیه‌سازی شده است. شرط چسبندگی به عنوان شرایط مرزی در دیواره‌ها اعمال شده، به طوری که هرگاه ذره‌ای به دیواره برخورد کند، در همان نقطه‌ی برخورد ثابت باقی مانده و آن نقطه به عنوان محل نشست ذره در نظر گرفته می‌شود. در خروجی نیز برای نمایش ذرات در پایان شبیه‌سازی، فرض ثابت ماندن اعمال شده است به طوری که ذرات در آن نقطه آخرین سرعتی که داشتند را نشان داده اما ثابت هستند. نیروی گرانش با دو حالت شتاب



ذرات، حرکت ذره را دنبال می‌کند. لازم به ذکر است که از حل گر پارادیسو^۶ در محاسبات در محیط نرم‌افزار کامسول استفاده شده است. گام زمانی حل مساله (با توجه به عدد کورانت مطابق با فیزیک مساله باید کوچک‌تر از 0.03 باشد) در شبیه‌سازی برابر با 0.01 ثانیه در نظر گرفته شده است.

۲-۴- روش حل محاسباتی

معادلات حاکم در این پژوهش با روش اجزای محدود^۲ گسسته‌سازی^۳ شده که قابلیت مدل‌سازی و شبکه‌بندی هندسه‌های پیچیده را دارد [۴۳]. در این تحقیق از نرم‌افزار کامسول نسخه‌ی ۵/۱ و ماژول‌های جریان آرام^۴ و ردیابی ذرات^۵ به صورت جفت و هم‌زمان استفاده شده که موتور حل ردیابی

^۱Laminar Flow

^۵Particle Tracing

^۶PARDISO

^۱ One-Way Fluid-Particle Interaction

^۲ Finite Element

^۳ Discretize

دارکوتن (۲۰۰۹) [۳۷] تعداد ۱۳۵۰۰۰ المان شش گوشه مورد استفاده قرار گرفته است. جزئیات بیش‌تر در مورد مبانی مورد استفاده در ایجاد شبکه، در منابع [۴۴-۴۷] قابل مشاهده می‌باشد. کیفیت و تعداد المان‌ها برای هر بخش از مدل و مشخصات شبکه‌ی مورد استفاده، به ترتیب در جدول‌های (۱) و (۲) ارائه شده است.

جدول (۱) - مشخصات شبکه در حالت اول، دوم و سوم

حالت سوم	حالت دوم	حالت اول	
۰/۰۲۳۰۱	۰/۰۲۴۰۷	۰/۰۲۴۳۱	کیفیت المان ماکزیمم
۰/۶۵۷۲	۰/۶۳۰۳	۰/۶۰۴۹	کیفیت المان متوسط
۵۴۵۲۴۲	۲۲۷۵۶۸	۱۲۳۰۴۱	المان تراهدرال
۴۳۰۲	۳۴۰۶	۲۴۸۸	المان پیرامید
۶۵۸۰۲	۳۵۵۳۰	۲۴۰۰۲	المان پریزم
۳۷۵۴۰	۲۱۱۸۲	۱۴۶۹۶	المان مثلثی
۲۱۴	۱۶۸	۱۳۸	المان چهارضلعی
۲۰۹۰	۱۵۳۸	۱۲۶۳	المان ادج
۸۶	۸۶	۸۶	المان ورتکس
	کالیبره	کالیبره	دینامیک سیالات
	کالیبره	کالیبره	سایز المان ماکزیمم
	کالیبره	کالیبره	سایز المان مینیمم
	فاکتور انحنا	فاکتور انحنا	فاکتور انحنا
	وضوح مناطق باریک	وضوح مناطق باریک	حداکثر سرعت رشدالمان

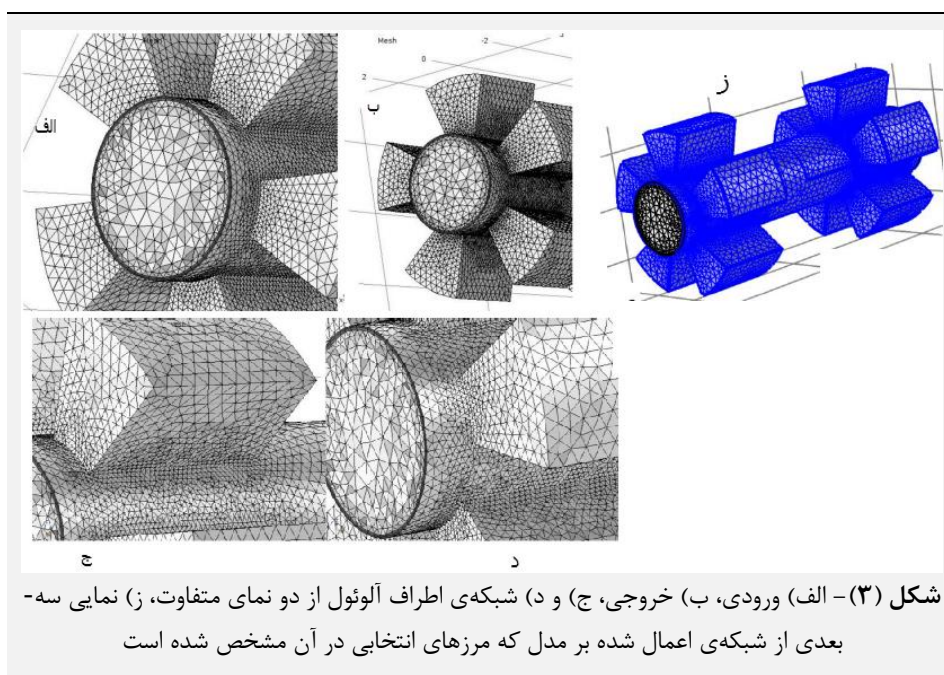
جدول (۲) - مشخصات شبکه‌ی در حالت اول، دوم و سوم برای مرزهای مشخص شده در شکل (۳-ز)

حالت سوم	حالت دوم	حالت اول	
کالیبره	کالیبره	کالیبره	دینامیک سیالات
$2/21 \times 10^{-5}$	$3/17 \times 10^{-5}$	$4/01 \times 10^{-5}$	سایز المان ماکزیمم
$2/39 \times 10^{-5}$	$5/99 \times 10^{-5}$	$2/1 \times 10^{-5}$	سایز المان مینیمم
۰/۴	۰/۵	۰/۶	فاکتور انحنا
۰/۹	۰/۸	۰/۷	وضوح مناطق باریک

در شکل (۳) شبکه‌ی مورد استفاده در ورودی و خروجی (به صورت شماتیک)، شبکه‌ی اطراف آئوئول و نیز نمایی سه‌بعدی از شبکه‌ی مورد استفاده در مدل نشان داده شده است.

۲-۴-۱- شبکه‌ی مورد استفاده در این پژوهش

مشخصات شبکه که در جدول (۲) ارائه شده است با توجه به پارامترهای کنترل شبکه‌بندی، قابل قبول می‌باشد (در تحقیق



شکل (۳) - (الف) ورودی، (ب) خروجی، (ج) و (د) شبکه‌ی اطراف آئوئول از دو نمای متفاوت، (ز) نمایی سه‌بعدی از شبکه‌ی اعمال شده بر مدل که مرزهای انتخابی در آن مشخص شده است

و (۲) نیز شبیه‌سازی شده است. مشخصات شبکه در حالت‌های اول، دوم و سوم در جداول (۱) و (۲) نشان داده شده است. با توجه به مقادیر مشخص شده برای سه حالت شبکه و شبکه‌ی اصلی مورد استفاده، میزان نشست ذرات با قطر ۱ μm در جدول (۳) ارائه شده و همان‌طور که مشاهده می‌شود، حل از شبکه‌بندی مستقل می‌باشد.

۲-۴-۲- استقلال حل از شبکه‌ی محاسباتی

با توجه به اهمیت استفاده از شبکه‌ی محاسباتی مناسب برای حل مسائل شبیه‌سازی عددی و در عین حال عدم وابستگی پاسخ‌ها به تعداد و پارامترهای به کار رفته در المان‌های شبکه‌ی محاسباتی، مساله‌ی مطرح شده در این پژوهش با استفاده از شبکه‌های محاسباتی با مشخصات ذکر شده در جدول‌های (۱)



و همچنین در عمق آلوئول‌ها، اندازه‌ی سرعت به صفر می‌رسد. این مشخصات ناشی از توسعه‌یافتگی جریان سیال بوده که مطابق با حالت طبیعی جریان هوا در مجاری تنفسی انسان می‌باشد.

در نمای صفحه‌ی zy در شکل (۴) مشاهده می‌شود که جریان هنگام رسیدن به ناحیه‌ی آلوئولار، توسعه‌یافته است که این امر در فرضیات مساله لحاظ شده و در خروجی نیز شرط عدم وجود جریان بازگشتی اعمال شده است.

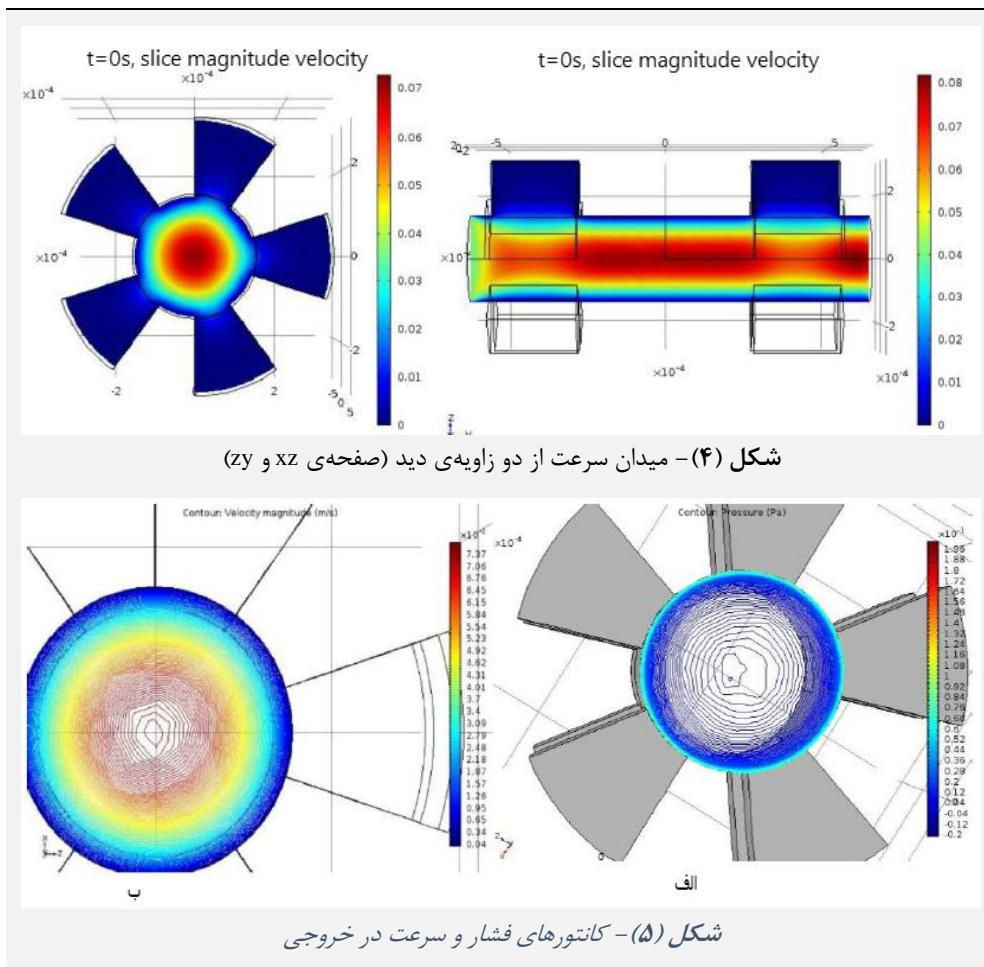
کانتور فشار و سرعت در خروجی در شکل (۵) نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود که بیش‌ترین مقدار سرعت در مرکز لوله و برابر با $7/37$ m/s بوده و فشار بیشینه در کناره‌ی دیواره و برابر با $0/76$ Pa می‌باشد. پروفیل سرعت در فاصله‌ی طولی بین آلوئول‌ها کاملا توسعه یافته است. در جریان توسعه یافته، حداکثر سرعت در مرکز مجرا بوده، در دیواره‌ها به صفر رسیده و بعد از آن پروفیل سرعت دچار تغییر نمی‌شود [۴۸]. اما پروفیل سرعت در نزدیکی آلوئول‌ها به دلیل وجود جریان ورودی در آن‌ها دچار تغییر می‌شود.

جدول (۳) - تفاوت میزان نشست با شبکه‌بندی‌های مختلف

شبکه‌بندی	درصد میزان نشست ذرات $1 \mu\text{m}$	درصد خطا
حالت اول	۳,۵۶	-
حالت دوم	۳,۵۶	-
حالت سوم	۳,۵۶	-
مش اصلی	۳,۵۶	-

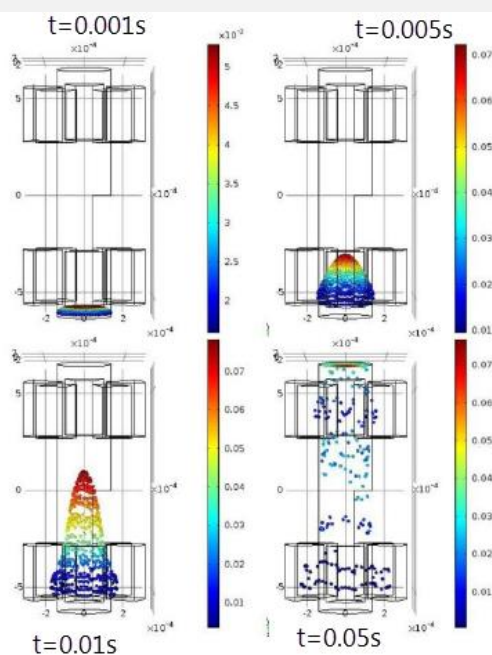
۳- نتایج و بحث

در این بخش، نتایج به دست آمده از مدل‌سازی حرکت ذرات در یک میدان سرعت پایا به صورت زیر ارائه شده است. میدان سرعت در شکل (۴) نشان داده شده است. در زاویه‌ی دید از صفحه‌ی zy، از آن‌جا که در آلوئول‌های پایین مقطعی برای نشان دادن میدان سرعت رسم نشده، میدان در آن ناحیه نمایش داده نشده و شکل آن مطابق شکل ناحیه‌ی آلوئول (قسمت بالایی شکل ۴) می‌باشد. طبق انتظار، بیش‌ترین سرعت در مرکز لوله و مقدار آن در صفحه‌ی xz برابر با $0/07$ و در صفحه‌ی zy برابر با $0/08$ m/s بوده و در نواحی نزدیک به دیواره

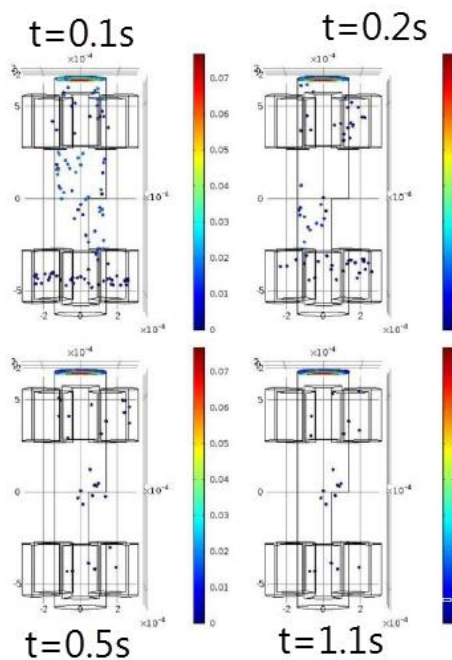


همان‌طور که در شکل‌های (۶) و (۷) مشاهده می‌شود، ذرات ابتدا به دلیل تقارن محوری مجرای اصلی، در تمامی جهت‌ها به

حرکت ذرات با قطر آئرودینامیکی $1 \mu\text{m}$ و در شتاب گرانش نرمال زمین در شکل‌های (۶) تا (۱۳) نشان داده شده است.



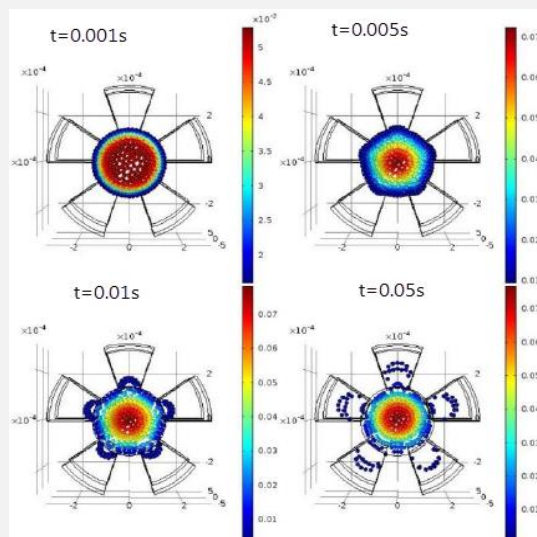
شکل (۸) - حرکت ذرات از زاویه‌ی دید صفحه‌ی yx در لحظات اولیه‌ی فاز دم



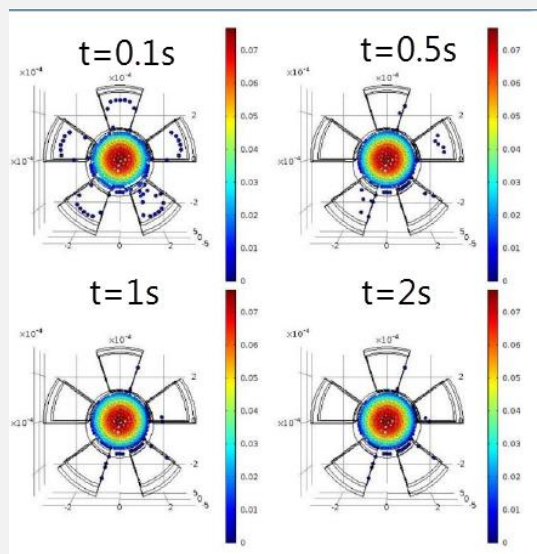
شکل (۹) - حرکت ذرات از زاویه‌ی دید صفحه‌ی yx در لحظات پایانی فاز

در شکل‌های (۱۰) و (۱۱) حرکت ذرات در شتاب گرانش ناچیز (میکرو) نشان داده شده است. در این شرایط نیز مانند حالت قبل مشاهده می‌شود که ذرات در لحظه‌ی اول حرکت تحت تاثیر میدان سرعت بوده و پس از آن نیروی پسا اثر خود را اعمال می‌کند، اما به دلیل عدم وجود نیروی گرانش، الگوی انتشار و همچنین میزان نشست ذرات با حالت قبل متفاوت

صورت یک‌نواخت و یک‌سان حرکت کرده، وارد آلئول‌ها شده و پس از مدتی، تحت تاثیر نیروی پسا و گرانش، دچار نشست می‌شوند. با توجه به نتایج به دست آمده، نفوذ ذرات در آلئول‌ها در لحظه‌ی ۰/۰۰۵ ثانیه شروع شده، نشست آن‌ها در ۰/۵ ثانیه آغاز شده و این نشست در انتهای فاز دم به حداکثر مقدار خود می‌رسد.



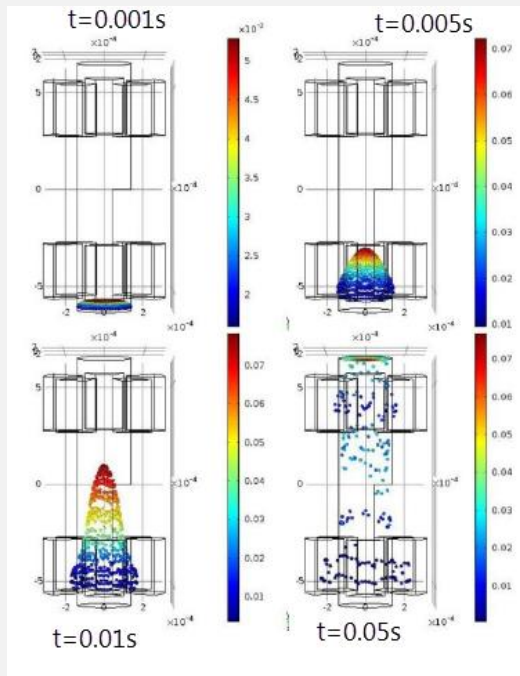
شکل (۶) - حرکت ذرات از زاویه‌ی دید صفحه‌ی xz



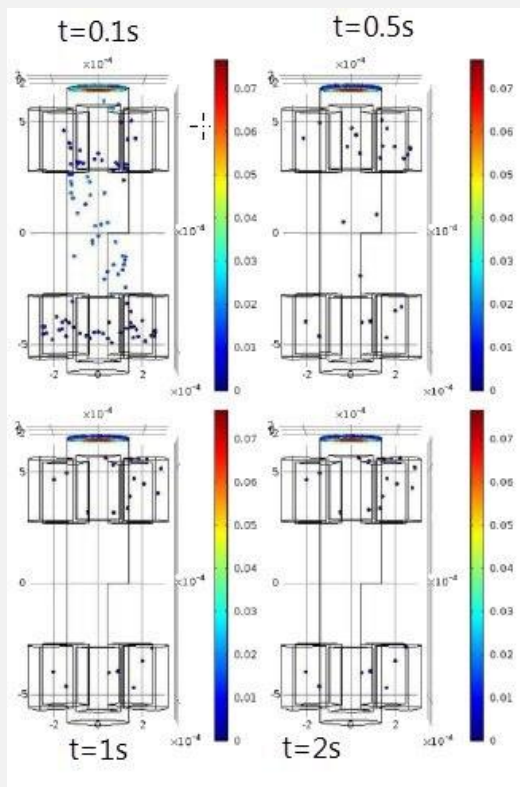
شکل (۷) - حرکت ذرات از زاویه‌ی دید صفحه‌ی xz

حرکت ذرات از زاویه‌ی دید صفحه‌ی yx در شکل‌های (۸) و (۹) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مدل انتشار ذرات در لحظه‌ی اول، کاملاً تحت تاثیر توسعه یافتگی میدان سیال بوده و ذرات طبق همان الگو پخش می‌شوند. سپس مدل انتشار ذرات تحت تاثیر نیروی پسا و گرانش قرار گرفته و با تغییر در مسیر حرکت، بعضی از ذرات دچار نشست می‌شوند.

عدم حضور نیروی گرانش با حالت قبل متفاوت است. به طوری که این ذرات در گرانش نرمال بیشتر در مرکز و در گرانش ناچیز بیشتر در کناره‌ها حضور داشته که با نتایج پژوهش دارکوئن مطابقت دارد [۴۱]. بیش‌ترین حضور ذرات در تمام نقاط و لحظات انتهایی دم برابر با ۰/۰۷ در مرکز مجرا می‌باشد.

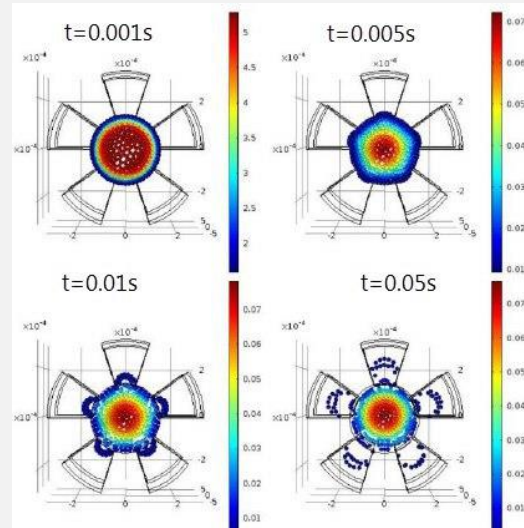


شکل (۱۲) - حرکت ذرات از زاویه‌ی دید صفحه‌ی yx در لحظات ابتدایی فاز دم

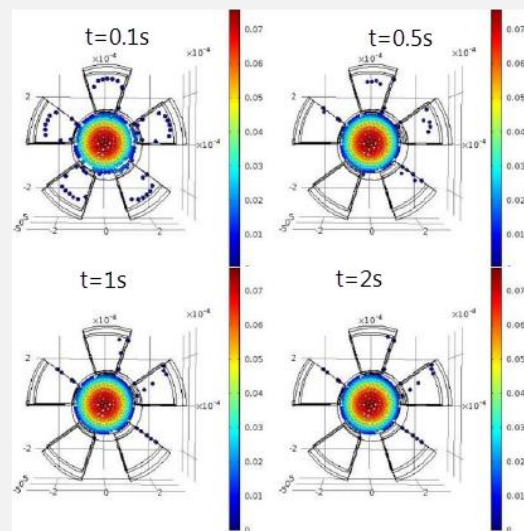


شکل (۱۳) - حرکت ذرات از زاویه‌ی دید صفحه‌ی yx در لحظات انتهایی فاز دم

است. با مقایسه‌ی شکل‌های (۷) و (۱۱) که به ترتیب مربوط به گرانش نرمال و ناچیز هستند، مشاهده می‌شود که نفوذ ذرات به درون آلوئول‌ها در هر دو حالت وجود دارد اما در حالت گرانش نرمال، ذرات به دلیل تاثیرگذاری نیروی گرانش نشست کرده، به دیواره می‌چسبند و در کانتور مسیر حرکت مشاهده نمی‌شوند. در حالی که در شرایط گرانش ناچیز در انتهای فاز دم، تعداد ذراتی که دچار نشست نشده‌اند، بیش‌تر است (کانتور مسیر حرکت برای این ذرات در آلوئول‌ها قابل مشاهده است).



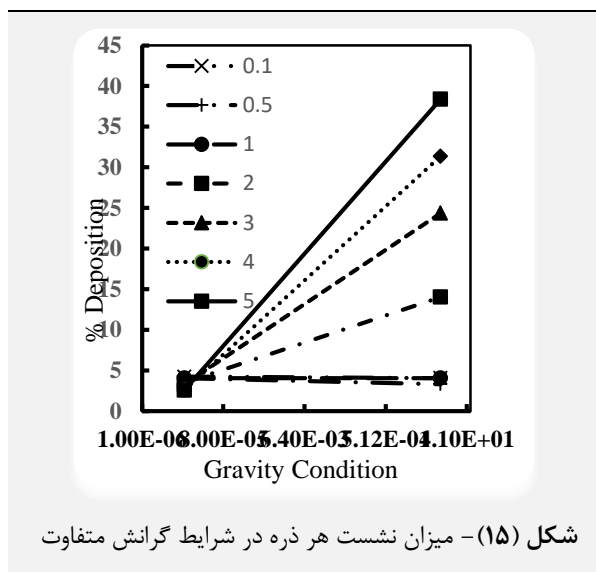
شکل (۱۰) - حرکت ذرات از زاویه‌ی دید صفحه‌ی xz در لحظات ابتدایی فاز دم



شکل (۱۱) - حرکت ذرات از زاویه‌ی دید صفحه‌ی xz در لحظات انتهایی فاز دم

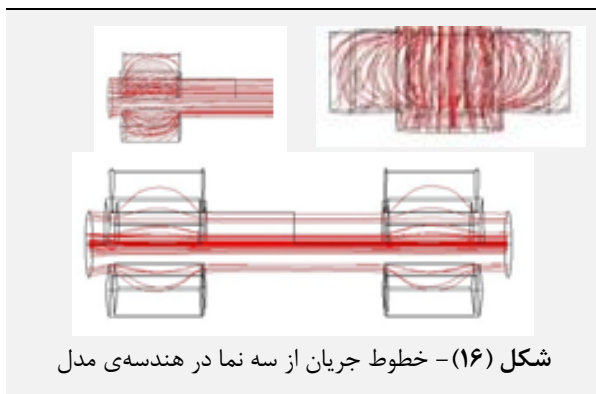
در شکل‌های (۱۲) و (۱۳) حرکت ذرات در حالت گرانش ناچیز و از زاویه‌ی دید صفحه‌ی yx نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود که به دلیل توسعه یافته بودن جریان و سهموی بودن پروفیل سرعت در ورودی، ذرات دارای سرعت یکسان در ورودی نبوده و الگوی انتشار آن‌ها در ادامه‌ی مسیر نیز به دلیل

بزرگ‌تر از مقیاس نانو) نداشته و عوامل دیگری مانند نیروی براونی باعث نشست این ذرات می‌شوند.



شکل (۱۵) - میزان نشست هر ذره در شرایط گرانس متفاوت

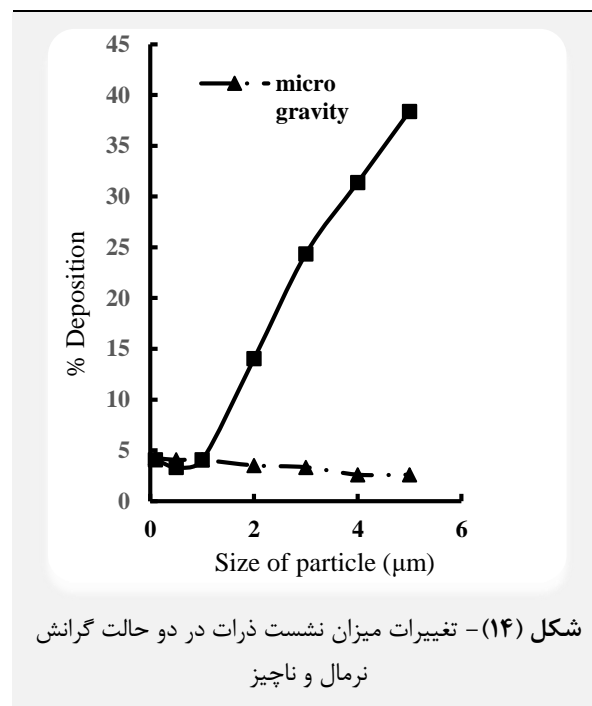
در شکل (۱۶) خطوط جریان قابل مشاهده بوده که این خطوط، پروفیل جریان آرام را مطابق با واقعیت نشان می‌دهند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، به دلیل وجود قابلیت نفوذ در دیواره‌های آلئول‌ها، در این نواحی تعدادی از خطوط جریان به سمت خارج از دیواره‌ها می‌روند.



شکل (۱۶) - خطوط جریان از سه نما در هندسه‌ی مدل

در شکل (۱۷) کانتور سرعت در سه مقطع از مدل نمایش داده شده است. می‌توان مشاهده کرد که اندازه‌ی سرعت و توزیع آن مطابق با جریان توسعه یافته صورت گرفته است. در شکل (۱۸) میدان سرعت حاصل از جریان در نزدیکی مرزهای دیواره‌ها نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، سرعت در فواصل نزدیک به دیواره بسیار اندک و نزدیک به صفر است که این موضوع مطابق با رفتار واقعی جریان بوده و درستی شبیه‌سازی را نیز نشان می‌دهد.

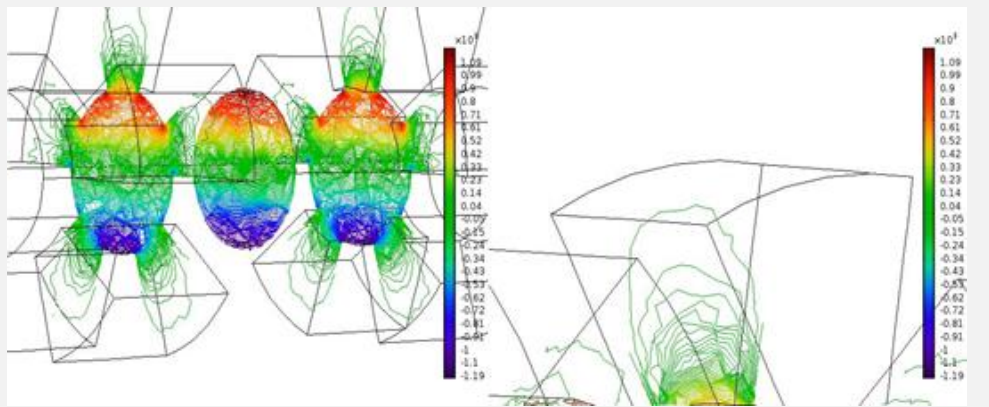
در شکل (۱۴) دو منحنی رسم شده است که یکی از آن‌ها بیان‌گر درصد نشست ذرات در شرایط گرانس نرمال بوده و دیگری درصد نشست ذرات در گرانس ناچیز را نشان می‌دهد.



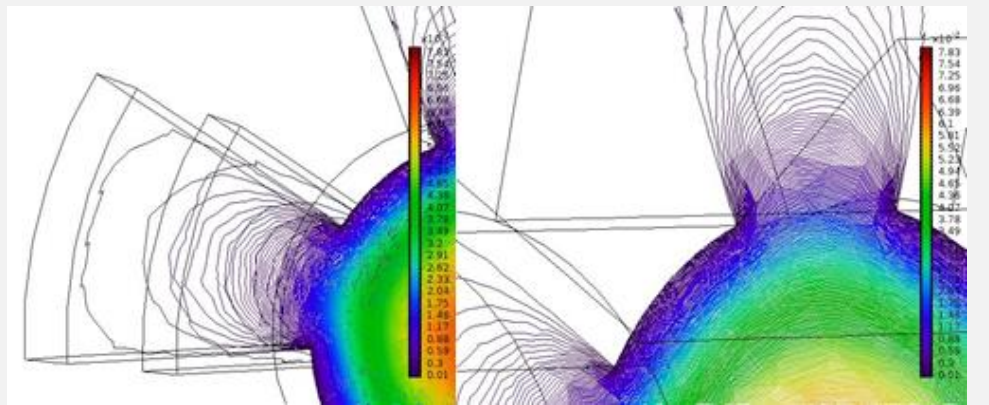
شکل (۱۴) - تغییرات میزان نشست ذرات در دو حالت گرانس نرمال و ناچیز

توجه به این نکته نیز ضروری است که میزان نشست در حالت گرانس ناچیز کم‌تر از ۵ درصد بوده که در مقایسه با حالت گرانس نرمال مقدار نسبتاً اندکی است. همچنین باید اشاره کرد که با افزایش قطر ذرات در گرانس نرمال، میزان نشست ذرات به صورت خطی افزایش یافته، در حالی که با افزایش قطر ذرات در گرانس ناچیز، میزان نشست ذرات کاهش می‌یابد (به دلیل افزایش سطح و تاثیر آن بر نیروی پسا) که این پدیده با نتایج پژوهش دارکوتن در بررسی نشست ذرات با قطر ۰/۵-۳ μm مطابقت دارد [۴۹].

در شکل (۱۵) هفت منحنی ارائه شده است. نقطه‌ی ابتدایی هر کدام از این خطوط، بیان‌گر میزان نشست ذرات در حالت عدم وجود گرانس بوده و نقطه‌ی انتهایی خطوط، درصد نشست ذرات در گرانس زمین را مشخص می‌کند. بیان چند نکته‌ی مهم در مورد این شکل ضروری است. نخست آن‌که هر چه قطر آیرودینامیکی ذرات بیشتر باشد، شیب نمودار رسم شده برای آن‌ها نیز بیشتر می‌شود که این نکته وابستگی درصد نشست به قطر آیرودینامیکی ذرات را نشان می‌دهد. از طرفی، نمودارهای ذرات با قطر ۰/۱، ۰/۵، و ۱ μm تقریباً روی یک‌دیگر منطبق هستند. این نکته نشان می‌دهد که نیروی گرانس تاثیر چندانی روی میزان نشست ذرات ریز (قطر کم‌تر از ۱ μm و

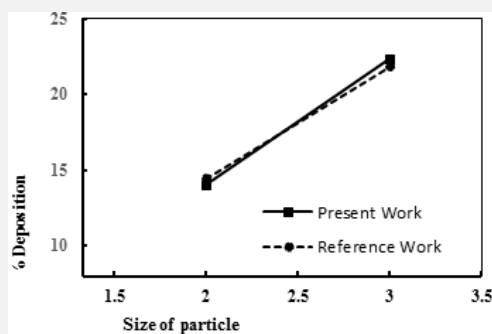


شکل (۱۷) - کانتور سرعت در سه مقطع متفاوت در هندسه‌ی مدل



شکل (۱۸) - میدان سرعت در نواحی نزدیک به دیواره‌ها

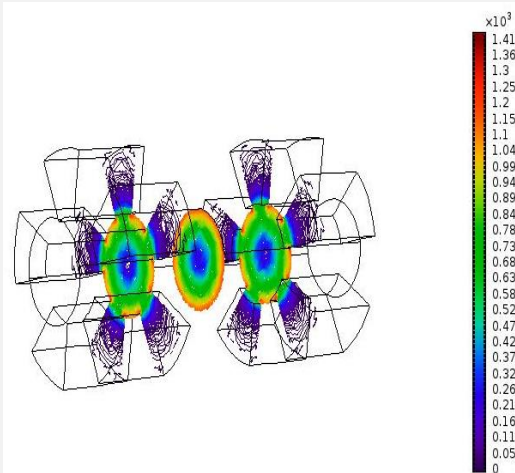
با توجه به نمودارهای شکل (۲۰)، نتایج این تحقیق با نتایج تحقیق دارکوئن [۳۷] (روی یک مدل با هندسه و فرضیات مشابه برای ذرات با قطر ۲ و ۳ μm) مطابقت قابل قبولی دارد (اختلاف نتایج این دو تحقیق کم‌تر از ۳ درصد است).



شکل (۲۰) - تفاوت موجود میان میزان نشست ذرات با ابعاد مختلف در نتایج این تحقیق و نتایج تحقیق دارکوئن [۳۷]

بررسی و ارزیابی عوامل خطر آفرین برای سیستم تنفسی انسان، از اهمیت زیادی در سلامت و ادامه‌ی حیات هر فرد برخوردار است. در سال‌های اخیر در تحقیق‌های متعددی به منظور مطالعه‌ی انتقال آيروسول‌ها و نشست آن‌ها در مجاری تنفسی انسان، از روش دینامیک سیالات-ذرات محاسباتی بهره گرفته شده است [۱۴-۱۷، ۳۰، ۳۴، ۳۶، ۴۲، ۵۱-۵۵]. اما تنها در

در شکل (۱۹) تنش برشی در سه صفحه از مقاطع مختلف هندسه‌ی مدل نشان داده شده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که میزان تنش برشی درون آئول‌ها و در محور مرکزی مجرا بسیار پایین بوده اما در نواحی اتصال آئول‌ها به مجرای اصلی و حد فاصل دو آئول به بیش‌ترین مقدار خود می‌رسد که این میزان از تنش برشی در سطح آسیب‌رسان به سلول‌های لایه‌ی اپیتلیوم آئول‌ها می‌باشد [۵۰].



شکل (۱۹) - میزان تنش برشی در سه صفحه از مقاطع مختلف هندسه‌ی مدل در شرایط گرانش ناچیز (پاسکال)

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش به منظور شناسایی ذرات و بررسی تاثیر نشست آن‌ها در قسمت پایین دست مجاری تنفسی روی سلامت انسان، نسل ۱۸-ام از مجاری تنفسی در شرایط گرانث ناچیز مدل‌سازی شده است. در این راستا، اثر قطر ذرات روی نشست در گرانث نرمال و ناچیز مورد بررسی قرار گرفته که می‌تواند در تفکیک اثر ذرات موجود در آلاینده‌ها با قطرهای متفاوت روی ریه‌ی انسان مفید باشد. لازم به ذکر است که در تحقیقات پیشین، جریان و حرکت ذرات درون میدان جریان، تنها در شتاب گرانث نرمال مدل‌سازی شده است. همچنین، اهمیت تحقیق حاضر از آن جهت است که مساله‌ی نشست ذرات، در حالت عدم حضور اثر گرانث در شرایط ایزوتروپیک دیواره‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج به دست آمده نشان داد که با افزایش اندازه‌ی ذرات، علاوه بر گرانث، میزان نشست آن‌ها نیز افزایش می‌یابد (به دلیل وجود اثرات اینرسی و انتشار). در حالت گرانث ناچیز، محل اتصال آلوئول‌ها به مجرای اصلی دارای بیش‌ترین تنش برشی ($1/41 \times 10^3$ Pa) بوده که آگاهی از این نکته در بررسی مکانوبیولوژی بیماری‌های ریوی حائز اهمیت می‌باشد. این موضوع به طور خاص در میزان نشست ذرات با ابعاد $5 \mu\text{m}$ مشاهده شد. از طرفی، در ذرات با ابعادی در بازه‌ی $0.5-5 \mu\text{m}$ فرایند رسوب عامل اصلی نشست ذرات به شمار رفته که آن نیز ناشی از وجود نیروی گرانث می‌باشد. در نتیجه، با اعمال فرض ناچیز بودن نیروی گرانث، کاهش شدیدی در میزان نشست ذرات مشاهده می‌شود. طبق یافته‌های پژوهش حاضر مشخص شد که در ذرات با قطر کم‌تر از $1 \mu\text{m}$ ، میزان نشست ذرات در شرایط گرانث ناچیز نسبت به حالت گرانث نرمال افزایش یافته که این افزایش به دلیل تاثیر سیستم پاک‌سازی موکوسیلاری^۳ رخ می‌دهد. همچنین، به دلیل درصد بالای نشست ذرات با ابعاد $3 \mu\text{m}$ و استفاده از ذرات پنبه‌ی نسوز در این تحقیق، خطرات قرار گرفتن در معرض انتشار این ذرات نیز مورد بررسی قرار گرفت.

نشست ذرات در آکینار از آن جهت حائز اهمیت است که می‌توان با مشخص کردن آن، اثرات منفی و خطرناک قرار گرفتن در معرض ذرات (به ویژه ذرات کوچک) را مورد بررسی قرار داد. از طرفی، این کار موجب افزایش اثربخشی درمان از طریق دارورسانی با آيروسول‌ها خواهد شد. در پژوهش حاضر برای شبیه‌سازی با روش CFPD، از شرط مرزی دیواره‌های متحرک در شرایط گرانث نرمال و ناچیز استفاده شد. در پژوهش‌های

تعداد اندکی از این مطالعات روی ناحیه‌ی آلوئولار ریه تمرکز شده است [۳۴، ۵۱، ۵۴، ۵۵]. در این مطالعات، ابتدا از یک مدل دوبعدی و دارای تقارن محوری با دیواره‌های صلب در بازه-ای از لوله با یک آلوئول و یک لوله که سرتاسر آن از آلوئول پوشیده شده، استفاده شده است. پس از آن در مطالعات اخیر از دیواره‌های متحرک استفاده شده است [۳۷]. با وجود پایین بودن عدد رینولدز در ناحیه‌ی آلوئولار (کم‌تر از ۱)، این مطالعات نشان دادند که به دلیل هندسه‌ی وابسته به زمان و منحصر به فرد ناحیه‌ی آکینوس، جریان در ناحیه‌ی آلوئولار بسیار پیچیده است. انتقال آيروسول‌ها و نشست آن‌ها تحت تاثیر مشخصه‌های هندسی (به ویژه در سطح دیافراگم آلوئولی) بوده و ناهم‌گونی-های زیادی در الگوهای نشست ذرات در ناحیه‌ی آکینار وجود دارد. گنجاندن سیتوم آلوئولی، موجب افزایش سطح در دسترس برای نشست ذرات و در نتیجه اصلاح تمرکز نشست ذرات در واحد سطح می‌شود. در نظر گرفتن مرزهای دیواره‌ی متحرک، تبادل همرفتی بین لومن^۱ و مخازن آلوئولی اطرافش را افزایش می‌دهد. به همین دلیل در شبیه‌سازی از دیواره‌های متحرک استفاده شده است. در مجموع، نتایج به دست آمده از این تحقیق نشان می‌دهد که نیروی گرانث به عنوان مکانیزم غالب در نشست ذرات در مجاری تنفسی پایین دست به شمار رفته (به دلیل اندازه و غلظت ذرات) و همچنین اینرسی ذرات در نواحی پایین دست (به ویژه در گرانث ناچیز) موجب نشست ذرات می‌شود. پژوهش حاضر نشان می‌دهد که در حالت گرانث ناچیز، میزان نشست ذرات به شدت کاهش می‌یابد (به ویژه با افزایش قطر آیرودینامیکی ذرات).

می‌توان از چالش‌هایی مانند استفاده از فرضیات اثر متقابل سیال-سازه^۲ و ایجاد جریان نوسانی به عنوان موضوع‌هایی برای انجام تحقیقات بیشتر و گسترش پژوهش حاضر اشاره کرد. علاوه بر آن، در صورت وجود امکانات سخت‌افزاری مناسب، می‌توان ریه را به صورت یک هندسه‌ی دارای دوشاخگی مدل‌سازی کرده و نتایج حاصل را با نتایج این تحقیق مورد مقایسه قرار داد. همچنین می‌توان با تغییر مقادیر دبی جریان ورودی، فرایند شبیه‌سازی را برای تنفس در حالت‌های مختلف (مانند خوابیدن یا ورزش کردن) انجام داده، با تغییر اندازه‌ی قطر لوله‌های مدل، سایر نسل‌های مجاری تنفسی را نیز مورد مطالعه قرار داده، میزان نشست ذرات در شرایط مختلف و اثرات آن بر سلامت انسان را بررسی کرده و از نتایج آن در راستای پیشرفت علوم داروسازی و دارورسانی استنشاقی بهره گرفت.

^۳ Mucociliary Clearance System

^۱ Lumen

^۲ Fluid-Structure Interaction

- [14] K. Keyhani, P. Scherer, and M. Mozell, "Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 117, pp. 429-441, 1995.
- [15] W. Hofmann, R. Golser, and I. Balashazy, "Inspiratory deposition efficiency of ultrafine particles in a human airway bifurcation model," *Aerosol Science & Technology*, vol. 37, pp. 988-994, 2003.
- [16] Z. Zhang, C. Kleinstreuer, J. Donohue, and C. Kim, "Comparison of micro-and nano-size particle depositions in a human upper airway model," *Journal of aerosol science*, vol. 36, pp. 211-233, 2005.
- [17] P. W. Longest and J. Xi, "Computational investigation of particle inertia effects on submicron aerosol deposition in the respiratory tract," *Journal of Aerosol Science*, vol. 38, pp. 111-130, 2007.
- [18] G. Oberdörster, E. Oberdörster, and J. Oberdörster, "Nanotoxicology: an emerging discipline evolving from studies of ultrafine particles," *Environmental health perspectives*, pp. 823-839, 2005.
- [19] S. Wang, K. Inthavong, J. Wen, J. Tu, and C. Xue, "Comparison of micron-and nanoparticle deposition patterns in a realistic human nasal cavity," *Respiratory physiology & neurobiology*, vol. 166, pp. 142-151, 2009.
- [20] P. Zamankhan, G. Ahmadi, Z. Wang, P. K. Hopke, Y.-S. Cheng, W. C. Su, *et al.*, "Airflow and deposition of nano-particles in a human nasal cavity," *Aerosol science and technology*, vol. 40, pp. 463-476, 2006.
- [21] H. Kumar, M. H. Tawhai, E. A. Hoffman, and C.-L. Lin, "Steady streaming: A key mixing mechanism in low-Reynolds-number acinar flows," *Physics of Fluids*, vol. 23, p. 041902, 2011.
- [22] N. Khajeh-Hosseini-Dalasm and P. W. Longest, "Deposition of particles in the alveolar airways: inhalation and breath-hold with pharmaceutical aerosols," *Journal of aerosol science*, vol. 79, pp. 15-30, 2015.
- [23] K. Talaat and J. Xi, "Computational modeling of aerosol transport, dispersion, and deposition in rhythmically expanding and contracting terminal alveoli," *Journal of Aerosol Science*, vol. 112, pp. 19-33, 2017.
- [24] Y. Fung, "A model of the lung structure and its validation," *Journal of Applied Physiology*, vol. 64, pp. 2132-2141, 1988.
- [25] C. Richmond, "Sir Godfrey Hounsfield," ed: BMJ Publishing Group, 2004.
- [26] W. A. Kalender, H. Fichte, W. Bautz, and M. Skalej, "Semiautomatic evaluation procedures for quantitative CT of the lung," *Journal of computer assisted tomography*, vol. 15, pp. 248-255, 1991.
- [27] M. Cannie, J. Jani, F. De Keyzer, F. Van Kerkhove, J. Meersschaert, L. Lewi, *et al.*, "Magnetic resonance imaging of the fetal lung:

آینده، با بهبود روش مدل‌سازی و نیز بالا بردن دقت اندازه‌گیری‌های آزمایشگاهی، می‌توان شاهد اثربخشی قابل توجه این حوزه در ارتباط با سلامت انسان بود.

۵- مراجع

- [1] R. Ullrich, "Etiology of cancer: Physical factors," *Cancer: principles and practice of oncology*, vol. 1, pp. 597-618, 2001.
- [2] F. Laden, M. J. Stampfer, and A. M. Walker, "Lung cancer and mesothelioma among male automobile mechanics: a review," *Reviews on environmental health*, vol. 19, pp. 39-62, 2004.
- [3] M. Goodman, M. J. Teta, P. A. Hessel, D. H. Garabrant, V. A. Craven, C. G. Scrafford, *et al.*, "Mesothelioma and lung cancer among motor vehicle mechanics: a meta-analysis," *Annals of Occupational Hygiene*, vol. 48, pp. 309-326, 2004.
- [4] P. J. Landrigan, P. J. Liroy, G. Thurston, G. Berkowitz, L. Chen, S. N. Chillrud, *et al.*, "Health and environmental consequences of the world trade center disaster," *Environmental health perspectives*, vol. 112, p. 731, 2004.
- [5] R. Herbert, J. Moline, G. Skloot, K. Metzger, S. Baron, B. Luft, *et al.*, "The World Trade Center disaster and the health of workers: five-year assessment of a unique medical screening program," *Environmental health perspectives*, vol. 114, p. 1853, 2006.
- [6] U. D. o. Health and H. Services, "Agency for Toxic Substances and Disease Registry," *Toxicological Profile for Chromium*, 1993.
- [7] A. f. T. Substances and D. Registry, "Toxicological profile for asbestos," ed: US Department of Health and Human Services, Public Health Service Atlanta, GA, 2001.
- [8] K. M. O'REILLY, A. M. Mclaughlin, W. S. Beckett, and P. J. Sime, "Asbestos-related lung disease," *Chest*, vol. 100, p. 2, 2007.
- [9] E. R. Weibel, *Geometry and dimensions of airways of conductive and transitory zones*: Springer, 1963.
- [10] K. Horsfield, G. Dart, D. E. Olson, G. F. Filley, and G. Cumming, "Models of the human bronchial tree," *Journal of applied physiology*, vol. 31, pp. 207-217, 1971.
- [11] R. B. Schlesinger and M. Lippmann, "Selective particle deposition and bronchogenic carcinoma," *Environmental Research*, vol. 15, pp. 424-431, 1978.
- [12] I. Balásházy, W. Hofmann, and T. Heistracher, "Local particle deposition patterns may play a key role in the development of lung cancer," *Journal of Applied Physiology*, vol. 94, pp. 1719-1725, 2003.
- [13] D. Elad, R. Liebenthal, B. Wenig, and S. Einav, "Analysis of air flow patterns in the human nose," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 31, pp. 585-592, 1993.



- the human respiratory system*: Springer Science & Business Media, 2012.
- [43] O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, and J. Z. Zhu, "The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals: Its Basis and Fundamentals," *Butterworth-Heinemann*, vol. 132, pp. 1987-1993, 2005.
- [44] O.-P. Jacquotte and G. Coussement, "Structured mesh adaption: space accuracy and interpolation methods," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 101, pp. 397-432, 1992.
- [45] P. G. Tucker and A. Mosquera, "Introduction to grid and mesh generation for CFD," 2001.
- [46] Y. Kallinderis, A. Khawaja, and H. McMorris, "Hybrid prismatic/tetrahedral grid generation for viscous flows around complex geometries," *AIAA journal*, vol. 34, pp. 291-298, 1996.
- [47] X. Gu, H. Schock, T. Shih, E. Hernandez, and D. Chu, "Grid-quality measures for structured and unstructured meshes," in *39th Aerospace Sciences Meeting and Exhibit*, 2001, p. 652.
- [48] T. L. Bergman, F. P. Incropera, D. P. DeWitt, and A. S. Lavine, *Fundamentals of heat and mass transfer*: John Wiley & Sons, 2011.
- [49] C. Darquenne, M. Paiva, J. B. West, and G. K. Prisk, "Effect of microgravity and hypergravity on deposition of 0.5- to 3- μ m-diameter aerosol in the human lung," *Journal of Applied Physiology*, vol. 83, pp. 2029-2036, 1997.
- [50] C. G. Caro, T. Pedley, and R. Schroter, *The mechanics of the circulation*: Cambridge University Press, 2012.
- [51] S. Haber, J. Butler, H. Brenner, I. Emanuel, and A. Tsuda, "Shear flow over a self-similar expanding pulmonary alveolus during rhythmical breathing," *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 405, pp. 243-268, 2000.
- [52] J. Sandeau, I. Katz, R. Fodil, B. Louis, G. Apiou-Sbirlea, G. Caillibotte, *et al.*, "CFD simulation of particle deposition in a reconstructed human oral extrathoracic airway for air and helium-oxygen mixtures," *Journal of aerosol science*, vol. 41, pp. 281-294, 2010.
- [53] E. R. Weibel, "Geometry and dimensions of airways of conductive and transitory zones," in *Morphometry of the human lung*, ed: Springer, 1963, pp. 110-135.
- [54] A. Tsuda, F. S. Henry, and J. P. Butler, "Chaotic mixing of alveolated duct flow in rhythmically expanding pulmonary acinus," *Journal of Applied Physiology*, vol. 79, pp. 1055-1063, 1995.
- [55] F. S. Henry, J. P. Butler, and A. Tsuda, "Kinematically irreversible acinar flow: a departure from classical dispersive aerosol transport theories," *Journal of Applied Physiology*, vol. 92, pp. 835-845, 2002.
- a pictorial essay," *European radiology*, vol. 18, pp. 1364-1374, 2008.
- [28] A. Tsuda, N. Filipovic, D. Haberthur, R. Dickie, Y. Matsui, M. Stampanoni, *et al.*, "Finite element 3D reconstruction of the pulmonary acinus imaged by synchrotron X-ray tomography," *Journal of Applied Physiology*, vol. 105, pp. 964-976, 2008.
- [29] K. Khan, J. Arino, W. Hu, P. Raposo, J. Sears, F. Calderon, *et al.*, "Spread of a novel influenza A (H1N1) virus via global airline transportation," *New England journal of medicine*, vol. 361, pp. 212-214, 2009.
- [30] W. Yan, Y. Zhang, Y. Sun, and D. Li, "Experimental and CFD study of unsteady airborne pollutant transport within an aircraft cabin mock-up," *Building and Environment*, vol. 44, pp. 34-43, 2009.
- [31] J. B. West and A. Luks, *West's respiratory physiology: the essentials*: Wolters Kluwer, 2016.
- [32] L. Waite and J. M. Fine, "Applied biofluid mechanics," 2007.
- [33] J. Mead, T. Takishima, and D. Leith, "Stress distribution in lungs: a model of pulmonary elasticity," *Journal of Applied Physiology*, vol. 28, pp. 596-608, 1970.
- [34] C. Van Ertbruggen, P. Corieri, R. Theunissen, M. Riethmuller, and C. Darquenne, "Validation of CFD predictions of flow in a 3D alveolated bend with experimental data," *Journal of biomechanics*, vol. 41, pp. 399-405, 2008.
- [35] J. Sznitman, "Respiratory flows in the pulmonary acinus and insights on the control of alveolar flows," ETH, 2008.
- [36] H. Kumar, M. H. Tawhai, E. A. Hoffman, and C.-L. Lin, "The effects of geometry on airflow in the acinar region of the human lung," *Journal of biomechanics*, vol. 42, pp. 1635-1642, 2009.
- [37] C. Darquenne, L. Harrington, and G. Prisk, "Alveolar duct expansion greatly enhances aerosol deposition: a three-dimensional computational fluid dynamics study," *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 367, pp. 2333-2346, 2009.
- [38] B. Haefeli-Bleuer and E. R. Weibel, "Morphometry of the human pulmonary acinus," *The Anatomical Record*, vol. 220, pp. 401-414, 1988.
- [39] M. M. R. Williams and S. K. Loyalka, "Aerosol science: Theory and practice," 1991.
- [40] J. D. Brain and P. A. Valberg, "Deposition of aerosol in the respiratory tract," *American Review of Respiratory Disease*, vol. 120, pp. 1325-1373, 1979.
- [41] C. Darquenne, "Aerosol deposition in the human lung in reduced gravity," *Journal of aerosol medicine and pulmonary drug delivery*, vol. 27, pp. 170-177, 2014.
- [42] J. Tu, K. Inthavong, and G. Ahmadi, *Computational fluid and particle dynamics in*