

تحلیل عددی اثر تغییرات شتاب گرانشی بر نشست ذرات معلق در مسیرهای هوایی نای-برونشی انسان: شبیه‌سازی محاسباتی سه‌بعدی

یوسف بیناباجی^۱، بهمن وحیدی^{۲*}

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰۹/۱۳	<p>برای پیش‌بینی ایجاد برخی بیماری‌های تنفسی و آثار آن‌ها در مجاری یا پیش‌بینی دوز و اثر داروهای تنفسی جهت کنترل یا درمان این بیماری‌ها، بحث رسوب آئروسول‌های دارویی و ذرات بیماری‌زا مطرح می‌شود. از جمله عوامل مؤثر بر رسوب ذرات در مجاری تنفسی، می‌توان به الگوی تنفس و جریان در مجاری، اندازه و چگالی ذرات، هندسه مجاری و نیروی گرانش وارد بر این ذرات اشاره کرد. در این مطالعه، به بررسی اصلاح و تغییر الگوی جریان در مجاری تنفسی با اعمال شروط مرزی متفاوت در خروجی و تأثیر این الگوهای مختلف جریان بر روی رسوب ذرات آهن پرداخته شد. با حفظ برخی از این الگوها، به‌طور هم‌زمان تأثیر جهت اعمال و مقدار نیروی گرانش (از شرایط گرانش ناچیز تا حالت معمول روی سطح زمین) بر این ذرات، بررسی شد. از دو سرعت ورودی جریان ۲ و ۴ متر بر ثانیه به‌منظور تغییر در ماهیت جریان سیال از آرام به آشفته استفاده شد و دو اندازه ذره ۴ و ۸ میکرونی برای ذرات آهن فرض شد. نتایج، افزایش رسوب ذرات با افزایش مقدار نیروی گرانش و تأثیر تغییر جهت این نیرو از حالت هم‌راستا با جریان ورودی (جهت X) به حالت عمود بر جریان ورودی (جهت Y) را به‌عنوان عامل مؤثر در تشدید این افزایش نشان داد. الگوی جریان اصلاح‌شده در مجاری که عاری از جریان‌های بازگشتی و جریان‌های ثانویه است، مقادیر این رسوب را کاهش داد و عکس این نتیجه را با افزایش اندازه ذرات آهن به همراه داشت.</p>
پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۰۹/۲۳	
واژگان کلیدی: آئروسول، مسیرهای هوایی نای-برونشی، سیالات زیستی، دینامیک سیالات محاسباتی.	

۱- مقدمه

به‌دلیل پیچیدگی سازوکارهای بدن انسان، از جمله مجاری تنفسی و اهمیت سیستم تنفسی بر سلامت جسمی و روحی او، مطالعه این مجاری چه در رابطه با آلاینده‌های محیط‌زیست و چه از منظر داروهای استنشاقی، بسیار حائز اهمیت است. نقش آلاینده‌ها و عوامل بیماری‌زا در سیستم تنفسی، بسیار مهم است؛ زیرا نه تنها باعث بروز بیماری‌هایی خواهد شد که در موارد حاد، مرگ را به دنبال دارند، بلکه در نسل‌های بعدی، از طریق در معرض آلاینده‌گی قرار

گرفتن زنان باردار نیز تأثیر خواهد داشت. نشست ذرات در سیستم تنفسی برای چند دهه بسیار مورد توجه محققان بوده است. بیشتر مطالعات گذشته در این موضوع بر روی یک، دو و سه شاخه از مدل ویبل یا دوشاخه‌شدگی واقعی فیزیولوژیکی^۲ (PRB) صورت گرفته است. مدل PRB به مدل‌هایی گفته می‌شود که براساس مدل ویبل و با اصلاحات کمی تولید شده باشند. ویلکم و دریز در سال ۱۹۹۷ [۱] و ژائو [۲] در همان سال، به مطالعه عددی بر روی مدلی شامل سه و دو نسل از مجاری بدون در نظر

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: bahman.vahidi@ut.ac.ir

۱. کارشناسی ارشد هوافضا، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران
۲. دانشیار بیومکانیک، بخش مهندسی پزشکی، گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران

^۱ physiologically realistic bifurcation

خصوص در مجاری میان‌دستی تغییر نخواهد کرد. تأثیر بادار کردن ذرات در نشست ذرات کوچکتر بسیار مؤثر است و تأثیر شدت جریان برای ذرات باردار را در بازه ذرات کوچکتر از ۱ میکرون می‌توان نادیده گرفت. این در حالی است که برای ذرات با قطر بزرگتر از ۲/۵ میکرون، اثر شدت جریان، غالب بر اثر بار الکتروستاتیک ذرات است.

لانگست در سال ۲۰۱۲ [۱۳] از روش اینسلیکو یا درون رایانه‌ای بر روی هدایت داروهای تنفسی و نشست آن‌ها در مجاری استفاده کرد و با اعمال نیروهای مغناطیسی به شبیه سازی نشست این داروها بر روی مدل یک بعدی و سه بعدی در نقطه هدف در مجاری پرداخت. نتیجه پژوهش این بود که این روش بسیار مؤثر خواهد بود. در همان سال لانگست [۱۴] به بررسی اثر دو نوع مختلف از دستگاه‌های دارورسان تنفسی، یعنی دوز استنشاقی سنجدیه (MDI) و پودر خشک استنشاقی (DPI) پرداخت و به این نتیجه رسید که در دستگاه نوع MDI داروها به بخش‌های میانی و پایین‌تر دستگاه تنفسی هدایت می‌شود، به خصوص ناحیه موسوم به TB و کیسه‌های هوایی. با این حال، این نشست در دستگاه نوع DPI انجام نمی‌شود و بیشترین نشست در ناحیه دهانی موسوم به MT صورت می‌پذیرد.

همین‌طور که فردی پیر می‌شود، تغییرات آناتومیکی دستگاه تنفسی کسر رسوب را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد [۱۵]. در صورت ثابت نگه داشتن شرایط تهویه‌ای، تغییرات وابسته به سن در مورفولوژی ریه منجر به کاهش حجم رسوب با افزایش سن می‌شود. برای هر فرد، کاهش حجم ریه نه تنها کسر رسوب را افزایش می‌دهد، بلکه باعث می‌شود مکان اصلی رسوب ذرات در راه‌های هوایی از اطراف ریه به راه‌های هوایی مرکزی‌تر تغییر پیدا کند [۱۶]. در حجم‌های ریوی کم، با یک سرعت جریان مشخص راه‌های هوایی سطح مقطع کوچک‌تر، سرعت خطی بالاتر و در نتیجه رسوب ناشی از برخورد بیشتر در راه‌های هوایی مرکزی دارند. کودکان زیر هشت سال که در شرایط استراحت تنفس می‌کنند، نسبت به بزرگسالان کسر کلی رسوب بالاتر در ناحیه خارج قفسه سینه^۴ و ناحیه نای-برونشی^۵ و کسر رسوب آلوئولی پایین‌تری دارند [۱۷-۲۰]. مطالعات صورت گرفته توسط کیم و همکاران [۲۱] برای جوانان و سالمندان

گرفتن نشست، یعنی تنها با مشاهده رفتار سیال هوا به بررسی پروفایل سرعت پرداختند. بالاشازی در سال ۲۰۰۲ [۳] مطالعه خود را بر روی نشست ذرات در یک مدل با ۲ نسل از مجاری براساس دوشاخگی واقعی فیزیولوژیکی (PRB)^۱ برای ذراتی با اندازه ۱، ۰/۱ و ۱۰ میکرومتر انجام داد. اولدهام در سال ۲۰۰۲ [۴] کار خود را بر روی یک مدل PRB با سه نسل از مجاری و نشست ذراتی با اندازه ۱ و ۱۰ میکرومتر صورت داد. اصغریان و انجیلول در سال ۱۹۹۴ [۵] مطالعه‌ای مشابه روی یک مدل ایدئال با سطح مقطع دایروی و ذراتی با اندازه ۲۰ و ۳۰ میکرون انجام دادند. ژانگ و کلاینزترویپر در سال ۲۰۰۱ [۶] یک مدل ایدئال شامل چهار نسل از مجاری را بر روی نشست ذرات در محدوده عدد استوکس بین ۰/۰۲ تا ۰/۱۲ مورد مطالعه قرار دادند.

ژانگ در سال ۱۹۹۷ [۷] با استفاده از نرم‌افزار فایدپ^۲ شبیه‌سازی خود را بر روی چهار نسل از مجاری یک مدل PRB برای محدوده عدد استوکس بین ۰/۰۰۱ تا ۰/۱ انجام داد. بالاشازی در سال ۱۹۹۶ [۸] مقایسه‌ای بین یک مدل ایدئال و PRB برای مدل کردن ذرات با قطر ۰/۱ و ۱۰ میکرومتر در دو نسل از مجاری صورت داد. یو در سال ۱۹۹۶ [۹] شبیه‌سازی خود را برای دو نسل اول مجاری بر روی ذرات با قطر ۵ و ۵۰ میکرون با استفاده از فونیکز^۳ در محدوده سه عدد رینولدز ۱۰۰۰، ۲۱۰۰ و ۳۰۰۰ انجام داد. لی در سال ۱۹۹۶ [۱۰] با مطالعه دو نسل از مجاری، یک مدل ایدئال برای عددهای استوکس ۰/۰۴ و ۰/۲۹ معرفی کرد و ذراتی با قطر ۳، ۵ و ۷ میکرومتر توسط کامر در سال ۲۰۰۰ [۱۱] در سه نسل از یک مدل ایدئال مورد بررسی قرار گرفت.

کولاپیس و همکاران در سال ۲۰۱۵ [۱۲] به بررسی دو پارامتر مؤثر بر نشست ذرات در مجاری پرداختند. تغییرات شدت جریان (دبی) ورودی و باردار کردن ذرات، پارامترهای مورد مطالعه در این پژوهش بود. آن‌ها به این نتیجه دست یافتند که افزایش شدت جریان ورودی باعث افزایش نشست ذرات در قطرهای ۲/۵ و ۵ میکرون می‌شود و غالباً به صورت برخورد خواهد بود؛ اما برای ذرات با قطر ۱، ۰/۵ و ۰/۱ میکرون، کسر نشست ذرات با افزایش شدت جریان به

^۴ Extrathoracic (ET)

^۵ tracheobronchial region (TB)

^۱ physiologically realistic bifurcation

^۲ FIDAP

^۳ PHOENICS

میکرومتر در اعماق ریه رسوب کرده، در حالی که ذرات بسیار ریز^۲ و درشت (< ۵ میکرومتر) معمولاً در ناحیه خارج قفسه سینه رسوب می‌کنند [۲۶-۲۹].

به دلیل مشکلات اخلاقی و محدودیت‌های ابزاری و آزمایشگاهی در مدل کردن مجاری تنفسی، اهمیت روزافزون مدل‌سازی‌های رایانه‌ای آشکار است. عوامل بسیاری بر مقدار رسوب ذرات و نقطه اثر آن‌ها تأثیرگذار است. در این مطالعه، با استفاده از روش‌های محاسباتی به بررسی این عوامل و پارامترها برای ذرات آهن پرداخته خواهد شد. ذرات آهن به این دلیل انتخاب شده که جزء آئروسول‌های بیماری‌زا محسوب شده، در معادن آهن به‌وفور یافت می‌شود و مورد استنشاق افراد قرار می‌گیرد. این ذرات، نه تنها هوای معدن، بلکه محیط وسیعی از اطراف آن را نیز که ممکن است فضای شهری یا روستایی باشد، تحت تأثیر قرار می‌دهد؛ اما عوامل مؤثر بر رسوب این ذرات، مانند شتاب جاذبه، سرعت ورودی ذرات به مجاری (که متناسب با نرخ تنفس انسان است)، الگوی جریان در مجاری و اندازه ذرات، برخی از پارامترها و عواملی هستند که در این مطالعه، تأثیر آن‌ها به‌صورت هم‌زمان با هم و با تغییر نسبت به یکدیگر، مورد بررسی قرار می‌گیرد. در این مطالعه، از روش‌های محاسباتی بهره گرفته می‌شود که در بسیاری از مسائل مهندسی زیستی و پزشکی استفاده شده است [۳۰-۳۲].

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل هندسی و ایجاد شبکه محاسباتی

هندسه‌ای که در این شبیه‌سازی استفاده شده، موسوم به نای-برونشی است. این هندسه شامل چهار نسل از مجاری تنفسی انسان است (G_0, G_1, G_2 و G_3) که جزئی از مجاری بالادستی به حساب می‌آید. به مجاری نای، اولین مجرای تشکیل‌دهنده مدل، نسل صفرم اطلاق می‌شود. هر نسل به دو شاخه دیگر تقسیم می‌شود که به آن‌ها شاخه‌های دختر گفته شده، شاخه اولیه، شاخه مادر نامیده می‌شود. این هندسه در شکل (۱) نشان داده شده است که از گروه تحقیقاتی دینامیک تنفسی و آئروسول دانشگاه مشترک‌المنافع ویرجینیای ایالات متحده آمریکا [۳۳] به دست آمد. برای ترمیم هندسه مدل، از نرم‌افزار دینامیک

نشان می‌دهد که افراد مسن سالم نسبت به جوان‌ترها در معرض رسوب ریوی ذرات بسیار ریز بیشتری قرار ندارند.

تفاوت‌های مربوط به جنسیت در هندسه حنجره و راه هوایی ممکن است باعث شود زنان در راه‌های هوایی فوقانی، رسوب بیشتری در مقایسه با مردان داشته باشند [۲۲]، با این حال، در مطالعات کیم و همکارانش [۲۳] در نواحی عمیق ریه، مقادیر کمتر یا مشابهی رسوب در زنان نسبت به مردان یافت شد. رسوب کلی ریه برای ذرات ریز (0.1 تا $2/5$ میکرومتر) بین زنان و مردان یکسان بود؛ اما برای ذرات درشت (< $2/5$ میکرومتر) صرف‌نظر از سرعت‌های جریان مورد استفاده، این رسوب به‌طور پیوسته در زنان بیشتر از مردان بود. این مقدار در بازه ۹ تا ۳۰ درصد قرار دارد و احتمالاً مربوط به ابعاد کوچک‌تر راه‌های هوایی فوقانی آن‌ها و به دنبال آن افزایش برخورد ناشی از اینرسی است.

سرعت جریان شاخصی برای نشان دادن شدت تنفس تهویه ریوی انسان است؛ یعنی حجم هوای دم یا بازدم در واحد زمان. کسر رسوب ذرات ریز استنشاق‌شده به میزان قابل‌توجهی تحت تأثیر این سرعت جریان قرار دارد که با توجه به سطح فعالیت و سن فرد متغیر است. ICRP^۱ با توجه به شرایط فعالیت انسان، چهار حالت مختلف تنفسی و سرعت‌های جریان مربوط به آن‌ها، یعنی الگوهای تنفسی در حالت خواب، نشستن، ورزش سبک و ورزش سنگین به ترتیب با نرخ جریان ۱۵، ۱۸، ۵۰ و ۱۰۰ لیتر بر دقیقه تعیین کرده است. سرعت جریان، آثار متفاوتی بر رسوب ذرات ریز (> 0.2 میکرومتر) و درشت (< 0.4 میکرومتر) می‌گذارد. کسر رسوب در هر دو حالت تنفسی دهانی و بینی با افزایش سرعت جریان برای ذرات ریز، کاهش و برای ذرات درشت، افزایش می‌یابد [۲۴].

مطالعات انجام‌شده توسط نیومن و چان، ذرات با اندازه ۳ میکرومتر را به‌عنوان حد بالایی برای رسوب مربوط به اعماق ریه پیشنهاد می‌کند [۲۵]، در حالی که رسوب ذرات کوچک‌تر در راه‌های هوایی کوچک‌تر (ناحیه اطراف ریه) اتفاق می‌افتد. کسر کلی رسوب (TDF) برای ذرات بزرگ (< 0.4 میکرومتر) و ذرات کوچک (> 0.2 میکرومتر) در یک الگوی تنفسی مشخص افزایش می‌یابد. متداول‌ترین نتیجه‌ای که در پژوهش‌های پیشین مربوط به رسوب یافت می‌شود آن است که ذرات با اندازه در محدوده ۱-۵

^۲ Ultrafine particles (UF)

^۱ International Commission on Radiological Protection

های مختلف مدل، نیاز به یک تقسیم‌بندی در هندسه است که در شکل (۳) در محیط نرم‌افزار انسیس-فلوئنت^۳ به آن اشاره شده است. طول لوله‌های افزایش‌یافته نیز از بخش اصلی هندسه جدا در نظر گرفته شده‌اند تا شرط مرزی مربوط به آن‌ها از دیواره اصلی مجزا باشد؛ زیرا براساس پژوهش ارتبروگن [۳۴]، برای تحلیل صحیح جریان باید طول لوله‌ها را افزایش داد تا جریان توسعه‌یافته شود. پس از اعمال این تغییرات و بخش‌بندی‌ها روی هندسه مدل، تعریف پارامترهای شبکه‌بندی صورت گرفت. به دلیل حساسیت در سنجش لایه مرزی، از شبکه هیبرید استفاده شده است. ترکیبی از سلول‌های چهاروجهی در نواحی مرکزی و دور از دیواره‌ها و سلول‌های گوه‌ای شکل در نواحی نزدیک به دیواره، مناسب‌ترین شبکه برای این تحلیل محسوب می‌شود. پارامترهای شبکه‌بندی در جدول ۱ بیان شده است.

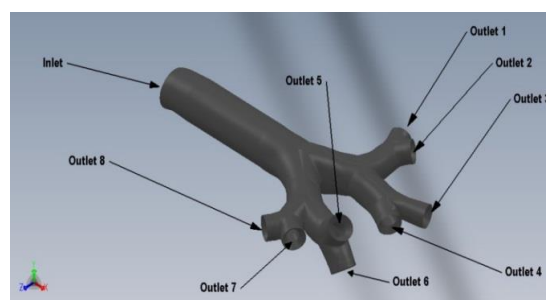
جدول ۱- پارامترهای شبکه‌بندی در مدل مورد استفاده

پارامترهای کلی شبکه	
ضریب مقیاس	۱
بیشینه فاصله گره‌ها	۰/۰۰۲ (متر)
کمینه فاصله گره‌ها	۰/۰۰۰۵ (متر)
عدد ریزتر کردن شبکه ^۴	۴
سلول در درز	۲
(مش پوسته‌ای ^۵)	
نوع شبکه	مثلثی
روش ایجاد شبکه	مستقل از صفحات و مرزها ^۶
(مش حجمی)	
نوع شبکه	چهاروجهی/ترکیبی ^۷
روش ایجاد شبکه	دلونی ^۸

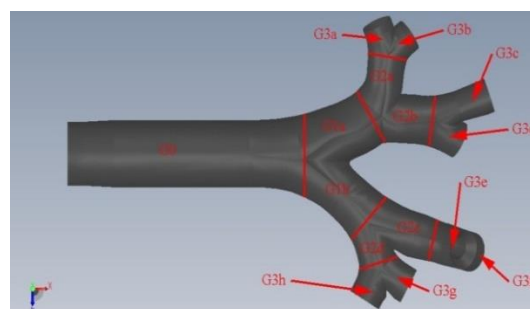
پیش از آنکه شبکه مرزی تشکیل شود، ابتدا کیفیت نقاط دیگر با استفاده از نوار ابزار افزایش کیفیت کلی شبکه^۹ تنظیم می‌شود. با بالا بردن معیاری از کیفیت سلول‌ها که مختص به این نرم‌افزار است به نام کیفیت^{۱۰}، این عمل چند بار انجام می‌شود تا در نمایش هیستوگرام سلول‌ها تغییری مشاهده نشود. معیار مرغوبیت سلول‌ها در آن است که

سیالات محاسباتی آی-سی-ام^۱ استفاده شد که برای تولید شبکه نیز از آن بهره خواهیم برد. به این منظور، از قسمت ساخت توپولوژی^۲، تمامی خطوط و صفحه‌های تشکیل‌دهنده مدل مشخص شد و با معیار حد خطای مورد نظر خود که بستگی به اندازه شبکه و ذراتی دارد که قرار است آن‌ها را مدل کنیم، تمام سوراخ‌ها، فواصل و شکستگی‌ها آشکار گردید (شکل ۲). گزینه ساخت توپولوژی در آی-سی-ام مجموعه‌ای از منحنی‌ها و نقاط را از خطوط سطح و گوشه‌ها می‌سازد که به نزدیکی خطوط سطح به هم وابسته است. اگر منحنی‌ها در یک تلورانس هندسی مشخص باشند، با هم بصورت واحد ادغام می‌شوند. هرچه این تلورانس، بزرگ‌تر باشد، موجب می‌شود خطوط و سوراخ‌های بیشتری در مدل نمایان گردد؛ اما زمان اجرا را در این مسئله، طولانی‌تر می‌کند و هزینه محاسباتی پردازنده بالاتر می‌رود. از این رو، باید دید کالی و مناسبی از شبیه‌سازی مورد نظر خود در این بخش داشت.

(الف)



(ب)

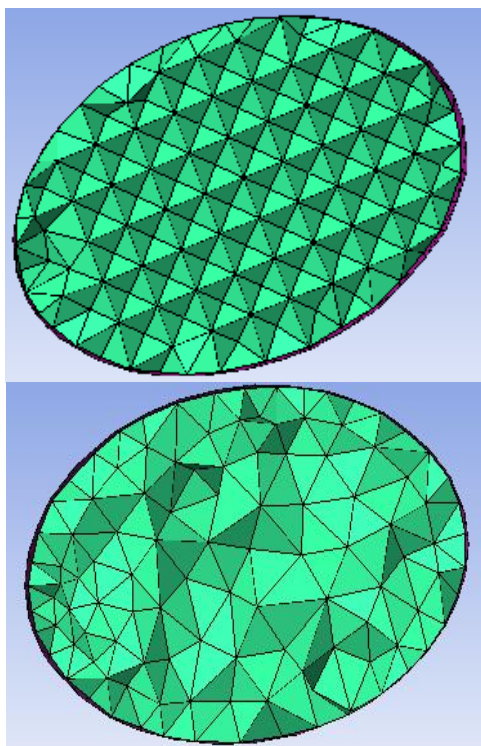


شکل ۱- هندسه مدل؛ الف) نمایش ورودی و خروجی جریان در مدل خام مجاری تنفسی، ب) نمایش تقسیم‌بندی نسل‌ها در مدل خام مجاری تنفسی

در ابتدا، به منظور اعمال شرایط مرزی متفاوت در قسمت

⁶ Patch Independent⁷ Tetra/mixed⁸ Delaunay⁹ Smooth Mesh Globally¹⁰ Quality¹ CFD ICEM² build topology³ ANSYS Fluent Software⁴ Refinement number⁵ Shell mesh

مدل اکتری^۱ را نیز می‌توان به‌عنوان شبکه‌ای خوب در نظر گرفت؛ ولی بعضی از روش‌های حل، با این سبک شبکه دچار مشکل می‌شوند. شبکه اکتری نیاز به هموارسازی و رشد سلول‌ها ندارد و پیوسته سلول‌های هر می آن با قرارگیری در کنار هم یک سلول شش‌وجهی به وجود می‌آورند و حتی قابل تبدیل به یکدیگر هم هستند. شبکه‌بندی اکتری صرف‌نظر از اینکه ممکن است روش حل را دچار مشکل کند، این اشکال را هم دارد که تعداد سلول‌های شبکه در آن نسبت به حالت سنتی‌تر آن، یعنی دلونی، بسیار بیشتر است؛ اما راه رسیدن به شبکه دلونی، گذشتن از اکتری است؛ یعنی ابتدا شبکه اکتری تشکیل داده می‌شود، سپس مورد آزمون قرار می‌گیرد و آن‌گاه به تشکیل هموارسازی شبکه دلونی پرداخته می‌شود. تفاوت این دو شیوه در این پژوهش در شکل (۴) نمایان است.

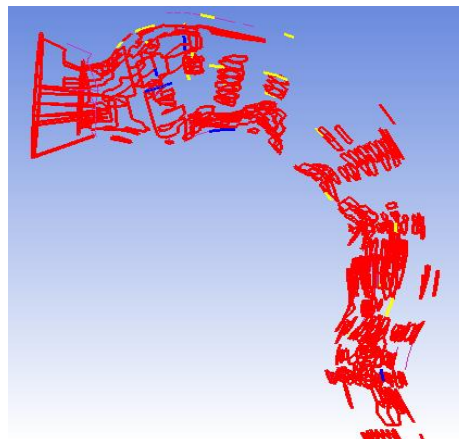


شکل ۴- تصاویر مقطعی از شبکه برای دو مدل اکتری و دلونی (از بالا به پایین)

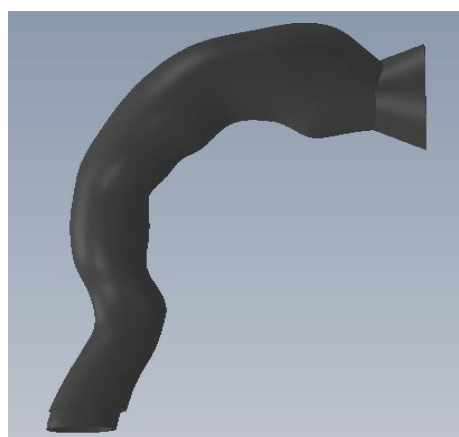
سپس نوبت به تشکیل شبکه لایه مرزی می‌رسد که از نوار ابزار مربوط به آن، پارامترها برای تولید این بخش مشخص می‌شوند. بخش‌هایی از هندسه نیز که باید دارای این شبکه‌بندی باشد، مشخص می‌شود. پارامترهای تنظیم‌شده در این بخش، در جدول ۲ آمده است. پس از تولید این بخش از شبکه، شبکه کلی باید کمی مورد بهبود کیفیت قرار بگیرد و امتحان و بازرسی شود تا

سلول‌ها مقداری بالاتر از 0.30 را در معیار کیفیت دارا باشند. در این میان، تولید شبکه اصلی، به دو مدل کلی محدود می‌شود که شامل مقاوم (درخت هشت‌تایی) و سریع (دلونی) است.

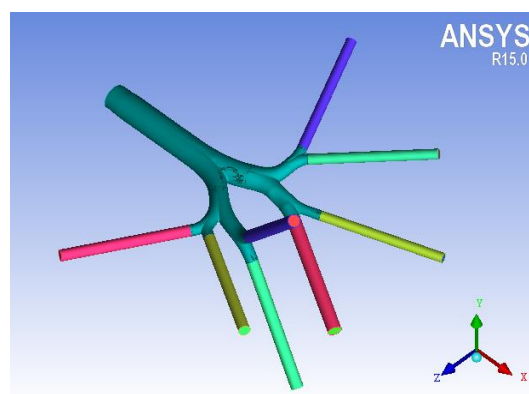
(الف)



(ب)



شکل ۲- نمایش مدل مجاری بالادستی هنگام آشکارسازی خطوط تشکیل‌دهنده آن به وسیله بخش ساخت توپولوژی: الف) مدل اولیه، ب) مدل نهایی



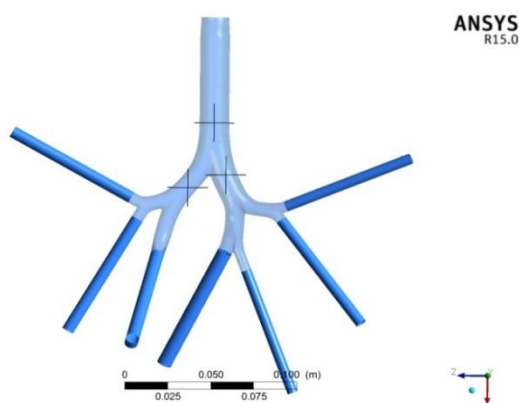
شکل ۳- افزایش طول مجاری خروجی مدل مورد مطالعه از مجرای همراه با جداسازی از ناحیه اصلی

^۱ Octree

میانگین گیری بین این خطاهای نسبی است که به صورت رابطه ۲ محاسبه می شود [۳۵]:

$$\varepsilon_{21,rms} = \left(\frac{\sum_{i=1}^3 \varepsilon_i^2}{3} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

با ریزتر کردن شبکه و بررسی پارامتر سرعت در نقاط نشان داده شده در شکل (۶)، شبکه با ۳۰۸۸۱۱۶ سلول انتخاب شد که میزان خطا کمتر از ۵ درصد است و هزینه محاسباتی قابل قبولی دارد.



شکل ۶- نمایش انتخاب سه نقطه در میدان فیزیکی برای سنجش استقلال حل از شبکه محاسباتی

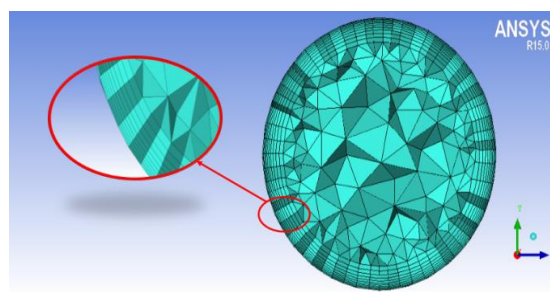
۲-۲- فرضیات جریان و شرایط مرزی

برای مدل کردن جریان و ذرات در آن، ابتدا نیاز به مدل کردن جریان بدون ذرات است. هنگامی که از صحت جواب جریان در مجاری اطمینان حاصل شود، می توان به مدل کردن ذرات پرداخت [۳۶]. روند کلی انتخاب شرایط مرزی به این نحوه است که برای شرایط ورودی، از شروط ورودی سرعت، ورودی فشار و جرم جریان می توان استفاده کرد. دلیل اشتراک این سه شرط به دلیل ماهیت جریانی است که با آن سروکار داریم؛ یعنی جریانی تراکم ناپذیر که باعث می شود هر سه شرط فوق، قابل تبدیل به یکدیگر باشند [۳۷]. از این رو، در این تحقیق، شرط ورودی، سرعت انتخاب شد؛ زیرا تغییرات آن در کل شبیه سازی، بسیار کمتر از فشار و قابل کنترل تر است. در قسمت شرایط مرزی خروجی نیز شروطی از قبیل خروجی سرعت، خروجی فشار و جریان خروجی، گزینه های مورد استفاده در این شبیه سازی هستند. برخلاف شرط ورودی، تغییر شروط خروجی، تأثیر ثابتی بر جریان ندارد و اعمال هر حالت

عاری از هرگونه ایرادی مبنی بر عدم اتصال اضلاع هر سلول باشد.

جدول ۲- جدول پارامترهای شبکه بندی لایه مرزی در مدل مورد استفاده

شبکه منشوری	
نمایی	شیوه رشد ^۱
۵-۷۷۷e	ارتفاع اولیه
۱٫۲	نسبت ارتفاع ^۲
۱۰	تعداد لایه
۰٫۰۰۱۵ (متر)	ارتفاع نهایی



شکل ۵- تصاویر مقطعی در جهت X شبکه نهایی به همراه نمایش شبکه لایه مرزی

شبکه نهایی تولید شده، در شکل (۵) نشان داده شده است. معیاری که برای ارزش هم گرایی شبکه از آن استفاده می شود، موسوم به اندازه خطای نسبی برای اندازه سرعت است. این معیار را بین دو شبکه در نقاطی ثابت (که همان i باشند) اندازه می گیرند؛ مثلاً اگر شبکه بزرگ تر و با کیفیت تر را با زیروند ۱ و شبکه کوچک تر را با زیروند ۲ نشان دهیم، خواهیم داشت:

$$\varepsilon_{21,i} = \left| \frac{V_{i,2} - V_{i,1}}{V_{i,1}} \right| \quad (1)$$

که در این رابطه، V پارامتر مورد بررسی در جریان است. برای احراز استقلال حل از شبکه محاسباتی، خطا برای سه نقطه از میدان محاسباتی که دارای بیشترین حساسیت در ماهیت جریان هستند، محاسبه شد. این نقاط در شکل (۶) مشخص شده است. این معیار به صورت نقطه ای است و باید با استفاده از معیاری موسوم به RMS^3 که مربوط به کل شبکه است، به شبکه ارتباط داده شود. RMS نوعی

³ Root mean square

¹ Growth law

² Height ratio

۲. آزمایش (ب): شرایط خروجی ده برابر میانگین وزنی سطح (محاسبه شده از آزمایش (الف)) برای فشار هر چهار مجرای خروجی در دو سمت دوشاخگی‌های اصلی و اعمال فشار مربوط به اعضای هر کدام از این گروه‌ها با استفاده از شرط فشار خروجی^۵.

لازم به توضیح است که هر چهار خروجی در یک گروه (گروه ۱: خروجی ۱، ۲، ۳، ۴ و گروه ۲: خروجی ۵، ۶، ۷، ۸) مطابق شکل (۱-الف) در نظر گرفته شد.

در سیستم تنفسی، نواحی بسیاری وجود دارد که به‌طور برجسته، جریان در آن‌ها دارای ماهیت آرام است. حل جریان آرام در یک شبیه‌سازی، باعث افزایش سرعت محاسبه و کاهش پیچیدگی‌های مدل‌سازی در مسئله می‌شود [۴۰]. فرضیات جریان آرام در لوله‌ها یا مجاری تنفسی که عدد رینولدز پایینی را شامل می‌شوند، در گذشته به‌صورت مفصل مورد مطالعه قرار گرفته است [۴۱، ۴۳-۴۱]. براساس نرخ تنفسی برای شش‌ها و قطر ورودی هوا به مدل، عدد رینولدز می‌تواند بسیار متغیر باشد؛ یعنی از چندصد به چند هزار تغییر کند. این در حالی است که استاپلتون در سال ۲۰۰۰ [۴۴] در مطالعات خود نشان داد که جریان در مجاری حنجره و نای معمولاً به‌صورت آشفته یا در بعضی از موارد به‌صورت گذار است؛ بنابراین باید هنگام استفاده از فرض جریان آرام در این نواحی، بسیار محتاطانه عمل کرد.

۲-۳- مدل‌سازی حرکت ذرات

ذرات مورد استفاده برای ردیابی رسوب در این طرح پژوهشی، ذرات آهن هستند. این انتخاب به دو دلیل صورت گرفته است؛ اول آنکه، رسوب این ذرات در مجاری تنفسی باعث بروز بیماری سیدروز می‌شود که نوعی مسمومیت حاصل از افزایش مقادیر آهن در بدن انسان است که نشان‌دهنده اهمیت بررسی این ذرات از منظر بالینی در بدن انسان است. دوم اینکه، این ذرات دارای چگالی بالایی هستند که می‌تواند تفاوت قابل مشاهده خوبی در رسوب را هنگام تغییر نیروی گرانش که یکی از اهداف مورد بررسی در این طرح پژوهشی است، آشکار سازد [۴۵].

مسمومیت سیدروز بعد از رسوب ذرات آهن در مجاری تنفسی، به این صورت رخ می‌دهد که این ذرات توسط

نسبت به حالت‌های دیگر، جریان را به‌شدت تغییر می‌دهد. روند اعمال شرط خروجی بدین ترتیب است که ابتدا باید مقدار شدت جریان مورد نظر برای هر شاخه تنظیم شود. این امر، نیازمند استفاده از شرط جریان خروجی^۱ است. برای استفاده از این شرط، نیاز به توسعه‌یافته شدن جریان در شاخه‌های خروجی داریم [۳۸]. این مسئله، دلیلی دیگر بر اجبار افزایش طول لوله‌های خروجی است. پس از اتمام شبیه‌سازی، باید به محاسبه فشار در خروجی‌ها پرداخته شود و فشارهای به‌دست‌آمده در خروجی برای شرط مرزی در نظر گرفته شود. به عبارت دیگر، دوباره شبیه‌سازی با شرط خروجی فشار انجام گردد و فشار در خروجی‌ها آن‌قدر تغییر داده شود تا نتیجه مطلوب، چه از منظر خطوط جریان و چه مقدار شدت جریان و هر پارامتر موردنظر دیگر، به دست آید [۳۹]. برای حالت شبیه‌سازی ذرات، شرط گریز^۲ در خروجی‌ها نیز به حالت‌های قبلی اضافه خواهد شد.

معادلات پیوستگی و ناویر-استوکس به‌عنوان معادلات حاکم بر جریان، فرض شد. برای شرط دیواره در حالت اولیه که جریان بدون ذرات مدل می‌شود، از شرط مرزی دیواره و در حالت عدم لغزش بهره می‌بریم؛ اما برای مدل کردن ذرات، با حفظ شرط عدم لغزش برای تمام دیواره‌ها از شروط دیگری در دیواره اصلی و لوله‌های اضافی استفاده شد که در قسمت پایانی مجاری اضافه شده‌اند. شرط دام^۳ برای دیواره اصلی و شرط گریز برای لوله‌های اضافی، مورد استفاده قرار گرفت. علت انتخاب این شروط آن است که ذرات نباید در قسمت‌های اضافی که صرفاً برای توسعه‌یافته شدن جریان به کار رفته‌اند، ته‌نشین شوند [۳۴].

از دو سرعت ورودی جریان ۲ و ۴ متر بر ثانیه با اعداد رینولدز ورودی به ترتیب ۲۰۶۴ و ۴۱۲۹، به‌منظور تغییر در ماهیت جریان سیال از آرام به آشفته استفاده شد. برای مدل کردن جریان ۴ متر بر ثانیه که جریان، حالتی آشفته به خود می‌گیرد، مدل SST LRN^۴ K- ω به‌منظور تشخیص ویژگی‌های جریان در بازه‌ای نزدیک به حالت گذار، مورد استفاده قرار گرفت. دو آزمایش زیر با شرایط خروجی متفاوت در نظر گرفته شد:

۱. آزمایش (الف): شرایط خروجی شدت جریان برابر برای هر مجرای خروجی؛

^۴ Shear Stress Transport-Low Reynolds Number

^۵ Pressure outlet

^۱ outflow

^۲ escape

^۳ trap

$$C_D = a_1 + \frac{a_2}{Re} + \frac{a_3}{Re^2} \quad (۶)$$

که در آن، a_1 ، a_2 و a_3 ثوابتی هستند که برای ذرات کروی صاف در بازه‌ای خاص از عدد رینولدز اعمال شده‌اند. همچنین، ضریب پسا را می‌توان به نحوی دیگر در نظر گرفت:

$$C_D = \frac{24}{Re} (1 + b_1 Re^{b_2}) + \frac{b_3 Re}{b_4 + Re} \quad (۷)$$

که در آن

$$\begin{aligned} b_1 &= \exp(2.3288 - 6.4581\Phi + 2.4486\Phi^2) \\ b_2 &= 0.0964 + 0.5565\Phi \\ b_3 &= \exp(4.905 - 13.8944\Phi + 18.4222\Phi^2 - 10.2599\Phi^3) \\ b_4 &= \exp(1.4681 + 12.2584\Phi - 20.7322\Phi^2 + 15.2599\Phi^3) \end{aligned} \quad (۸)$$

در نظر گرفته می‌شود. پارامتر Φ که ضریب یا فاکتور شکل نام دارد، به صورت رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$\Phi = \frac{s}{S} \quad (۹)$$

در معادله فوق، s مساحت کره‌ای است که دارای حجم مشابه با یک ذره بوده، S مساحت حقیقی یک ذره است [۳۶].

۲-۳-۲-آشفتگی در انتشار ذرات

پیش‌بینی مسیر حرکت فاز پراکنده در حالت جریان آشفته و اعمال آشفتگی بر حرکت این ذرات از این نظر حائز اهمیت است که شبیه‌سازی را به واقعیت نزدیک‌تر می‌کند و باعث افزایش ثبات از طریق از بین بردن تجمع ذرات در فاز پیوسته می‌شود. این پراکندگی ذرات در فاز پراکنده، در نرم‌افزار فلونت به دو صورت تصادفی و مدل ابر^۲ شبیه‌سازی می‌شود. در روش مسیریابی تصادفی که در این پژوهش به کار گرفته شده است، از مسیریابی در حالت آشفته، برای پیش‌بینی مسیر حرکت، فاز پراکنده با استفاده از انتگرال‌گیری معادله مسیر حرکت برای هر ذره به صورت مجزا که ترم سرعت در آن متشکل از ترم میانگین سرعت و سرعت نوسانی لحظه‌ای (یعنی $\bar{u} + \hat{u}(t)$) است، به دست می‌آید. با استفاده از این شیوه و در نظر گرفتن تعداد کافی از معرف‌ها برای هر ذره (که در جدول ۳ به آن‌ها اشاره شده است)، مسیر احتمالی حرکت یک ذره با وجود آشفتگی

سلول‌های درشت‌خوار یا همان ماکروفاژها به‌عنوان یک جسم خارجی بلعیده و به داخل بدن هدایت می‌شوند. به‌دلیل ناتوانی ماکروفاژها در از بین بردن این عنصر، میزان دوز این ماده در بدن افزایش می‌یابد و به دنبال آن، مسمومیت ایجاد خواهد شد. مقادیر خصوصیات ذرات آهن مورد استفاده در مدل‌سازی برای نقطه ذوب، نقطه جوش و چگالی، به ترتیب ۱۸۱۱ K ، ۳۱۳۴ K و $۷/۸۷۴ \text{ g/cm}^3$ در نظر گرفته شد [۴۵]. همچنین قطر ذرات ۴ و ۸ میکرومتر فرض گردید.

برای مدل کردن جریان چندفازی در این مطالعه، مدل فاز گسسته^۱ به دلیل برتری در سرعت بالای محاسبات، قابلیت ردیابی هر ذره به صورت جداگانه، مناسب بودن برای کسر حجمی زیر ۱۰ درصد نسبت به سیال فاز اصلی و... در مقایسه با دیگر روش‌های موجود، انتخاب گردید [۳۶]. در این مطالعه مجموعاً ۱۰۰۰۰۰ ذره [۳۴] تعقیب شد.

۲-۳-۱- محاسبه مسیر حرکت ذرات

پیش‌بینی مسیر حرکت ذرات در نرم‌افزار فلونت به‌وسیله انتگرال‌گیری بر معادله تعادل نیرویی که غالباً مرجع لاگرانژی است، انجام می‌شود که به‌عنوان مثال در راستای x در دستگاه کارترین به صورت رابطه زیر است [۳۶]:

$$\frac{du_p}{dt} = F_D(u - u_p) + \frac{g_x(\rho_p - \rho)}{\rho_p} + F_x \quad (۳)$$

که ترم $F_D(u - u_p)$ در رابطه فوق، میزان پسا بر واحد جرم ذره است و همچنین:

$$F_D = \frac{18\mu}{\rho_p d_p^2} \frac{C_D Re}{24} \quad (۴)$$

در اینجا u سرعت فاز پیوسته، u_p سرعت ذره، μ ویسکوزیته مولکولی سیال، ρ چگالی سیال، ρ_p چگالی ذره و d_p قطر هر ذره است. Re عدد رینولدز نسبی است که با رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$Re \equiv \frac{\rho d_p |u_p - u|}{\mu} \quad (۵)$$

ضریب پسا یا همان C_D را نیز می‌توان به صورت زیر در نظر گرفت:

² Cloud

¹ Discrete Phase Model (DPM)

جریان‌های مختلف در جدول ۴ به نمایش درآمده است. از داده‌های کمی این جدول، دقت آزمایش (ب) نسبت به آزمایش (الف) در انطباق بیشتر با نتایج ارتبروگن [۳۴] برآورده می‌شود.

جدول ۳- گزینش ثابت‌ها و روش‌های مورد استفاده در نرم‌افزار

گزینه‌های تعقیب ذرات	
پارامترهای تعقیب ذرات	
بیشینه‌ی تعداد گام‌ها	۵۰۰۰
مقیاس طول (متر)	۱e-۶
مدل‌های فیزیکی	فشار تغییرات نیرو ^۵
ویژگی‌های تزریق ^۶	
نوع تزریق	سطحی
شیوه رهایش	ورودی
نوع ذره	ساکن ^۷
ماده	آهن
توزیع قطری	یکنواخت
ویژگی‌های نقطه	
قطر	۸e-۶ و ۴e-۶ (متر)
سرعت	۲ m/s (برای جریان آرام) ۴ m/s (برای جریان آشفته)
قانون درگ	کروی
توصیف آشفته‌گی	
تعقیب تصادفی ذره	
گام تصادفی گسسته	•
طول عمر تصادفی گردابه ^۸	•
تعداد تکرارها	۱۵ و ۵
ثابت مقیاس زمانی	۰٫۱۵

مقادیر ثابت‌ها و روش‌های مورد استفاده در نرم‌افزار جهت تعقیب ذرات در جدول ۳ آورده شده است.

۳- نتایج و بحث

در این مطالعه، به تأثیر الگوهای جریانی مورد مطالعه، بر نشست ذرات خواهیم پرداخت؛ زیرا در استفاده از روش DPM برای تعیین سرنوشت ذرات، این الگوی جریانی باعث تغییر سرنوشت ذرات خواهد شد که در ادامه، به آن

تعیین می‌شود. در نرم‌افزار فلوئنت، روش گام تصادفی گسسته^۱ (DRW) برای تحقق این نوع مسیریابی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این روش، اجزای نوسانی سرعت به‌طور یکسان به‌صورت تابعی از زمان، گسسته‌سازی شده، ارزش اتفاقی هر یک به‌صورت ثابتی براساس فاصله زمانی عمر گردابه‌ها نگهداری می‌شود [۳۶]. معمولاً روش DRW برای میدان‌هایی از جریان که دارای ناهمگنی زیادی در انتشار میدان باشند، کاربرد ندارد و مسیر حرکت را غیرطبیعی پیش‌بینی می‌کند؛ اما برای میدان‌هایی که دارای آشفته‌گی پایین جریان هستند، این کار را به نحو مطلوب انجام می‌دهد.

۲-۴- اعتبارسنجی مدل عددی

به‌منظور اعتبارسنجی مدل عددی مورد استفاده، شدت جریان ورودی، اندازه و چگالی ذرات، با پژوهش عددی ارتبروگن [۳۴] یکسان‌سازی شد. پژوهش انتخاب‌شده برای مقایسه با نتایج و صحت روش مورد استفاده این پژوهش، از یک هندسه آناتومیکی سه‌بعدی براساس داده‌های ریخت‌شناسی هورسفیلد و تصویربرداری سی‌تی‌اسکن^۲، با ساده‌سازی در مجاری به‌صورت منحنی‌شکل به دست آمد. جریان شبیه‌سازی‌شده در این پژوهش، از ۱۰۰ ml/s تا ۵۰۰ ml/s متغیر است. اندازه ذرات شامل ۳ و ۵ میکرون و با چگالی ۱ g/cm^۳ است. شرایط مرزی مورد استفاده، شامل ورودی سرعت و خروجی‌های شدت جریان مشخص شده است که بدین منظور، مجاری خروجی بلندتر در نظر گرفته شد که جریان توسعه‌یافته و شرط استفاده از خروجی شدت جریان برای شرایط مرزی را ارضا کند. تنها تفاوت موجود، در هندسه مورد مطالعه است، با این توجیه که نبود هندسه کاملاً مشابه، این امر را تحمیل می‌کند که از مشابه‌ترین هندسه ممکن برای اعتبارسنجی استفاده شود. نمودار مربوط به مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی این پژوهش و پژوهش ارتبروگن در شکل (۷) قابل مشاهده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نتایج قابل قبولی به دست آمده که این نتایج برای آزمایش (ب) که آزمایش هدف ما محسوب می‌شود، هم‌پوشانی بهتری با نتایج پژوهش مورد مقایسه دارد. به‌منظور آنالیز دقیق‌تر و میزان خطای نسبی^۳، اختلاف نسبی^۴ و ϵ_{rms} برای هر یک از اندازه ذرات در شدت

^۵ Gradient Force

^۶ Injection

^۷ Inert

^۸ Random Eddy Lifetime

^۱ Discrete Random Walking

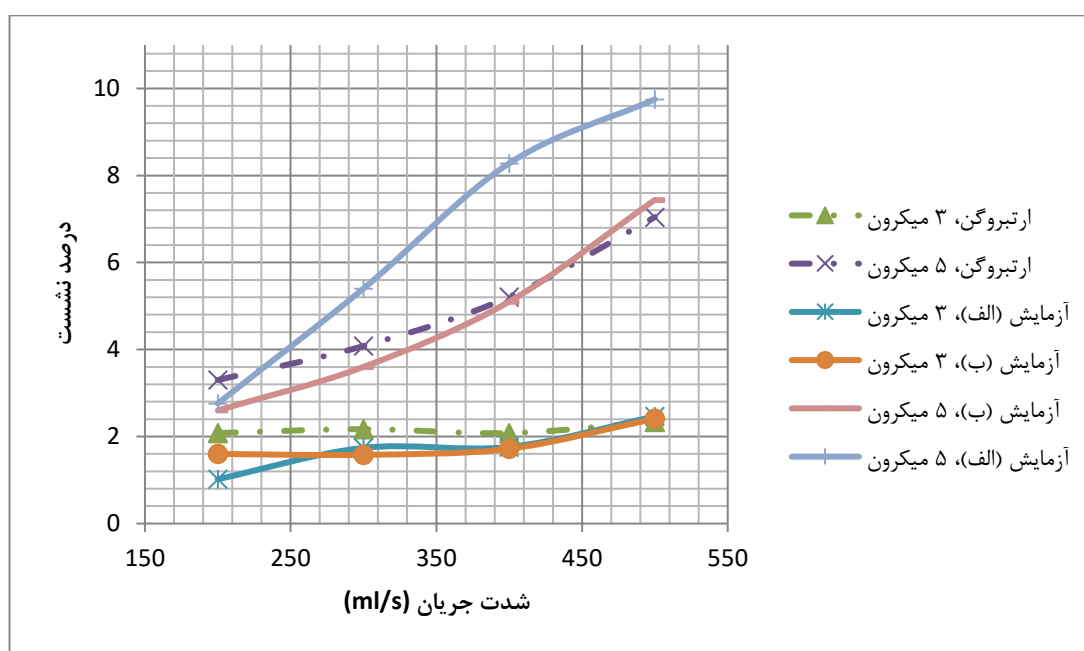
^۲ CT scan

^۳ Relative error

^۴ Relative difference

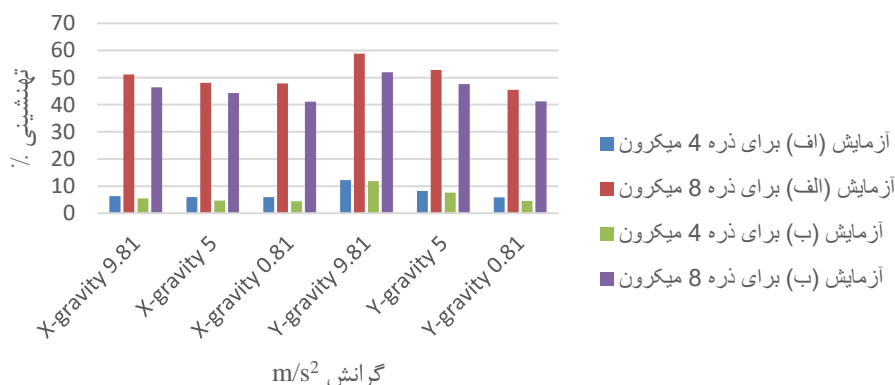
۹-ب نشان داده شده است)، نشست ذرات در هر حالتی از آن، از حالت نظیر خود در آزمایش (ب) بیشتر است. این مسئله، نشان‌دهنده تأثیر الگوی جریان بر نشست ذرات است که آن را با خطا همراه می‌سازد. از سوی دیگر، مطالعه تأثیر اندازه ذرات بر نشست نشان می‌دهد هنگامی که ذرات چگالی یکسان اما اندازه‌هایی متفاوت داشته باشند، این عامل در میزان نشست، چقدر تأثیر دارد. همچنین در حالتی که نیروی گرانش، عمود بر بدن انسان (که در شکل ۸ منظور همان جهت Y است) وارد می‌شود، در میزان نشست ذرات به‌طور قابل توجهی اثر می‌گذارد.

می‌پردازیم. از طرفی، هم‌زمان نیروی گرانش در جهات و اندازه‌های مختلف اعمال می‌کنیم تا اثر محیطی گرانش ناچیز را بر روی نشست ذرات مورد مطالعه قرار دهیم. نمودار ستونی نتایج حاصل از شبیه‌سازی ذرات آهن ۴ و ۸ میکرونی در شرایط مختلف گرانشی از نظر اندازه و جهت برای هر دو آزمایش جریان آرام در شکل (۸) نشان داده شده است. همان‌طور که در این نمودار مشخص است، در آزمایش (الف) که دارای الگوی جریانی نامناسبی است (به دلیل ایجاد جریانی ثانویه در یکی از دوشاخگی‌های اصلی که از منظر دینامیک جریان غیرمعمول است و در شکل ۹-الف) به‌همراه تصحیح این خطا در آزمایش (ب) در شکل



شکل ۷- مقایسه درصد نشست ذرات ۳ و ۵ میکرون در شدت جریان‌های ۱۰۰، ۲۰۰، ۳۰۰ و ۵۰۰ میلی‌لیتر بر ثانیه در مطالعه ارتبروگن [۳۴] و آزمایش‌های (الف) و (ب)

اثر گرانش بر اندازه ذرات

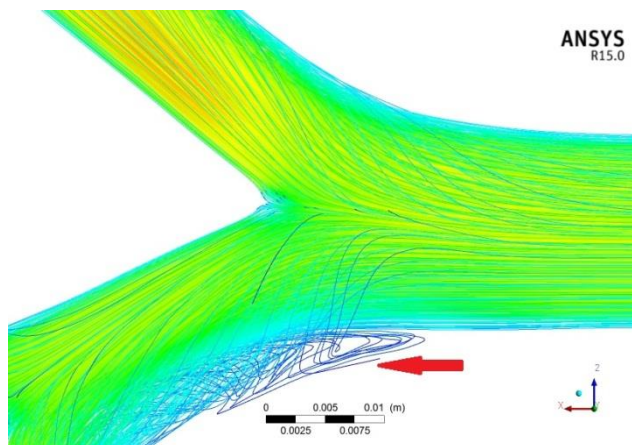


شکل ۸- درصد نشست ذرات ۴ و ۸ میکرون هنگام تغییر اندازه و راستای گرانش برای آزمایش (الف) و (ب)

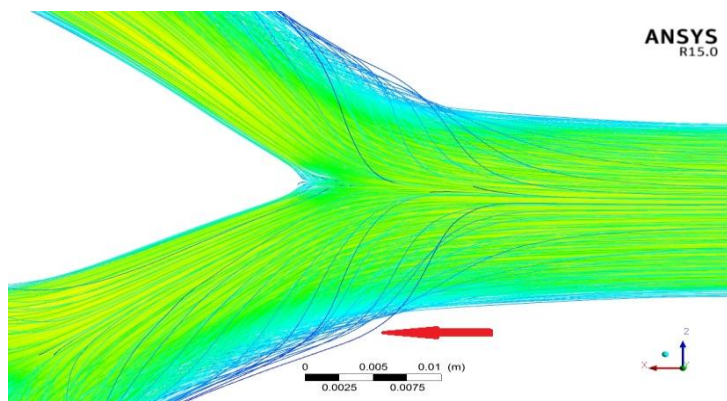
جدول ۴- تحلیل خطاهای نسبی، اختلاف نسبی و ϵ_{RMS} در مقایسه با پژوهش ارتبروگن [۳۴]

اندازه ذرات	شدت جریان (ml/s)	خطای نسبی (%)	اختلاف نسبی (%)	ϵ_{RMS}
۳ میکرون، آزمایش (الف)	۲۰۰	۵۰	۶۸	۰٫۲۸
	۳۰۰	۱۹	۲۱	
	۴۰۰	۱۵	۱۶	
	۵۰۰	۵	۵	
۳ میکرون، آزمایش (ب)	۲۰۰	۲۳	۲۶	۰٫۱۹
	۳۰۰	۲۷	۳۱	
	۴۰۰	۱۷	۱۸	
	۵۰۰	۲	۲	
۵ میکرون، آزمایش (الف)	۲۰۰	۱۶	۱۷	۰٫۳۹
	۳۰۰	۳۲	۲۷	
	۴۰۰	۵۸	۴۵	
	۵۰۰	۳۸	۳۲	
۵ میکرون، آزمایش (ب)	۲۰۰	۲۱	۲۳	۰٫۱۲
	۳۰۰	۱۱	۱۲	
	۴۰۰	۲	۲	
	۵۰۰	۵	۵	

(الف)



(ب)

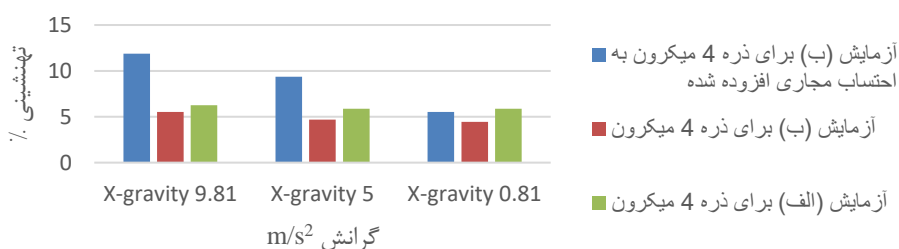


شکل ۹- نمایش خطوط جریان برای آزمایش (الف) و (ب)

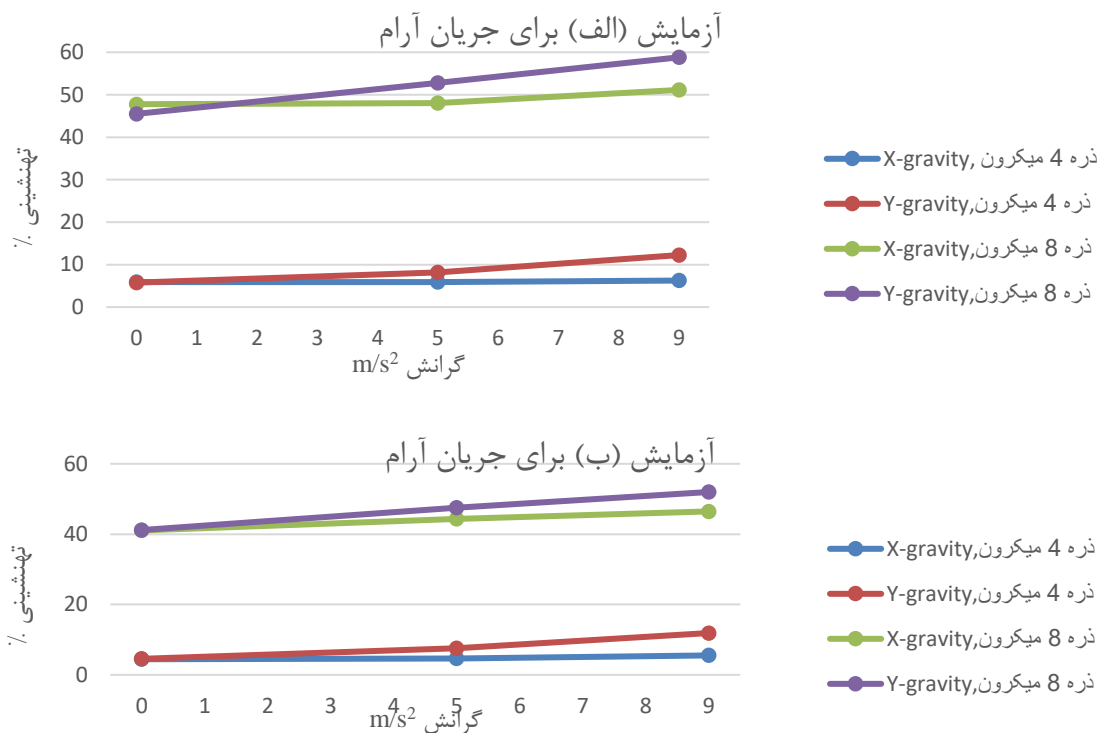
نمودارها مشاهده می‌شود، با افزایش نیروی گرانش تقریباً شیب خطوط، به‌خصوص در ذرات ۴ میکرونی در هر دو آزمایش برابر است. این امر نشان می‌دهد الگوی رفتاری جریان به میزان نسبتاً ثابتی در نشست ذرات اثر داشته و تغییر نیروی گرانش نیز بر این میزان تأثیری نداشته است، بلکه اثر خود را به‌صورت مجزا بر نشست اعمال می‌کند. از طرفی، هرچه ذرات بزرگ‌تر باشند، شیب نمودار نشست نیز بیشتر می‌شود که اوج این اثر θ در جهت Y بروز پیدا می‌کند. از سوی دیگر، الگوی نامناسب جریان در آزمایش (الف) هنگامی که نیروی گرانش کاهش یابد، تأثیر خود را بیشتر در ذرات بزرگ نشان می‌دهد، تا جایی که نشست در جهت X با گرانش ناچیز از جهت Y بیشتر می‌شود. به‌منظور مطالعه مستقیم تأثیر جهات مختلف نیروی گرانش بر اندازه و الگوی جریان، دو نمودار در شکل (۱۲) برای هر دو آزمایش (الف) و (ب) ارائه می‌شود. نتایج هر دو آزمایش برای ذره ۴ میکرونی در راستای X تقریباً با تغییر نیروی گرانش ثابت و شیب نمودار برای هر دو حالت بسیار نزدیک به یکدیگر است. این امر، نشان می‌دهد که تغییر نیروی گرانش در جهت X برای ذرات کوچک‌تر، تأثیر زیادی در نشست ذرات ندارد و هرچه ذرات بزرگ‌تر شوند، تأثیر این نیرو بر نشست بیشتر می‌شود. از طرفی، افزایش نیروی گرانش در جهت X به‌نوعی پوشاننده الگوی نامناسب جریان است و اختلاف خطای حل با افزایش گرانش در این جهت برای هر دو اندازه ذره کاهش می‌یابد؛ اما در جهت Y این موضوع تنها برای ذرات کوچک‌تر صدق می‌کند و با افزایش اندازه و افزایش گرانش در این جهت، خطای حل افزایش می‌یابد. از نتایج دیگر در این نمودارها این است که نشست با افزایش گرانش در جهت Y شیب تندتری دارد. به عبارت دیگر، افزایش گرانش در راستای Y تأثیر بیشتری نسبت به افزایش گرانش در راستای X بر نشست ذرات دارد.

در بررسی‌های بعدی، تأثیر طول افزوده‌شده در مجاری خروجی هنگامی که دارای شرط نشست می‌شوند، بررسی می‌گردد. به‌عبارت‌دیگر، در صورتی که این مجاری افزوده‌شده به مدل، جزئی از خود مدل بودند، چه میزان در نشست ذرات اثر داشتند. نتایج حاصل از این آزمایش در شکل (۱۰) مشاهده می‌شود. همان‌طور که ملاحظه می‌گردد، احتساب طول‌های افزوده‌شده در نشست ذرات هنگامی که نیروی گرانش بیشتری به مدل وارد می‌شود، مؤثرتر است و با کاهش نیروی گرانش، این اثر به‌شدت کاهش می‌یابد، تا جایی که تأثیر آن از الگوی نادرست جریان در آزمایش (الف) نیز کمتر است (با مقایسه آزمایش الف بدون مجاری افزوده‌شده و ب با احتساب مجاری افزوده‌شده در شرایط گرانش ناچیز در شکل ۱۰). این امر نشان می‌دهد که در این بازه، نشست ذرات، بیشتر به حالت رسوب کردن رخ می‌دهد که نیاز به سطح و نیروی گرانش بیشتری برای نشست دارد. همچنین نتایج نشان می‌دهد در حالت گرانش ناچیز برای ذرات ۴ میکرون حتی اعمال افزایش طول با شرط نشست، جوابی بهتر از حالتی که الگوی نامناسب جریان حاکم است (آزمایش الف)، به دست می‌آید. این نکته از این جهت حائز اهمیت است که در گزارش ارتبروگن و همکاران [۳۴] به این نکته اشاره شده که در نشست ذرات نمی‌توان طول مجاری را برای توسعه یافتن جریان افزود؛ زیرا بر نشست، اثری نامطلوب می‌گذارد (به این دلیل که سطوح افزوده‌شده که در واقع جزئی از مدل محسوب نمی‌شوند، باعث نشست برخی ذرات در خود می‌گردند و این امر سبب بروز خطا در نتایج مربوط به درصد نشست می‌شود). اما به‌منظور مقایسه دقیق‌تر دو آزمایش (الف) و (ب) برای حالت آرام جریان که الگوی جریانی متفاوت‌تری از خود بروز می‌دهند، دو نمودار از نتایج حاصل در شکل (۱۱) آمده است. همان‌طور که در این

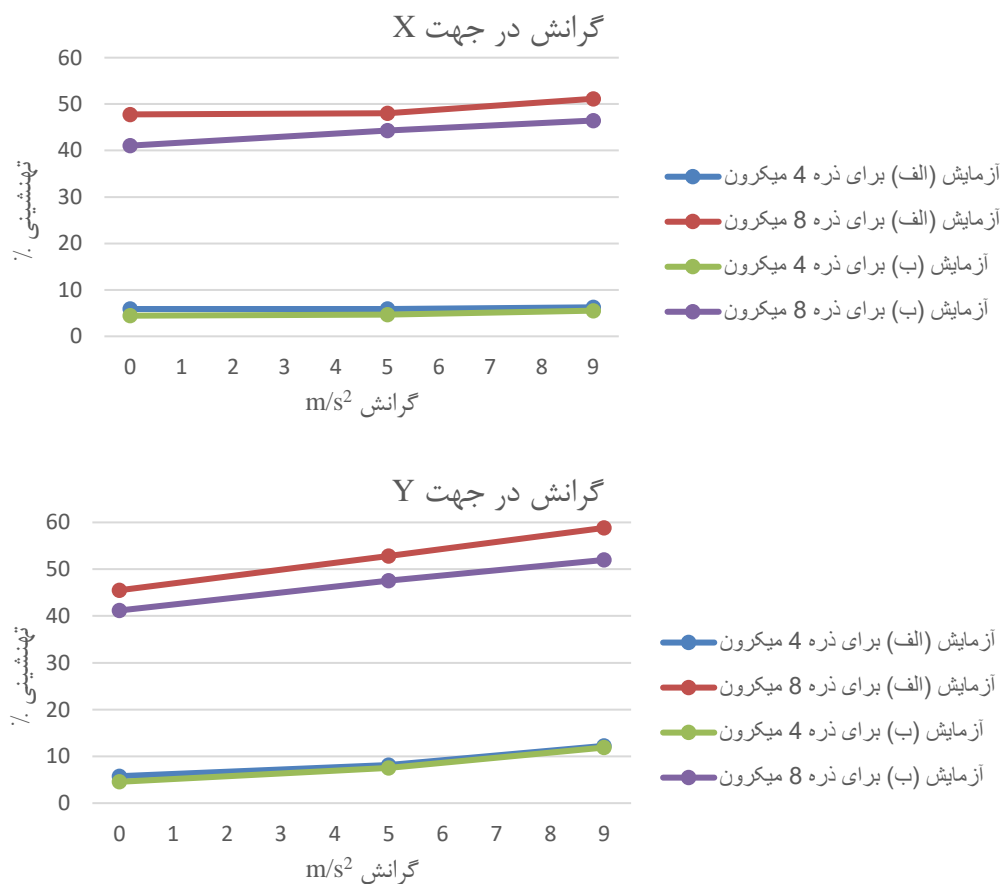
اثر احتساب افزایش طول مجاری در ته‌نشینی



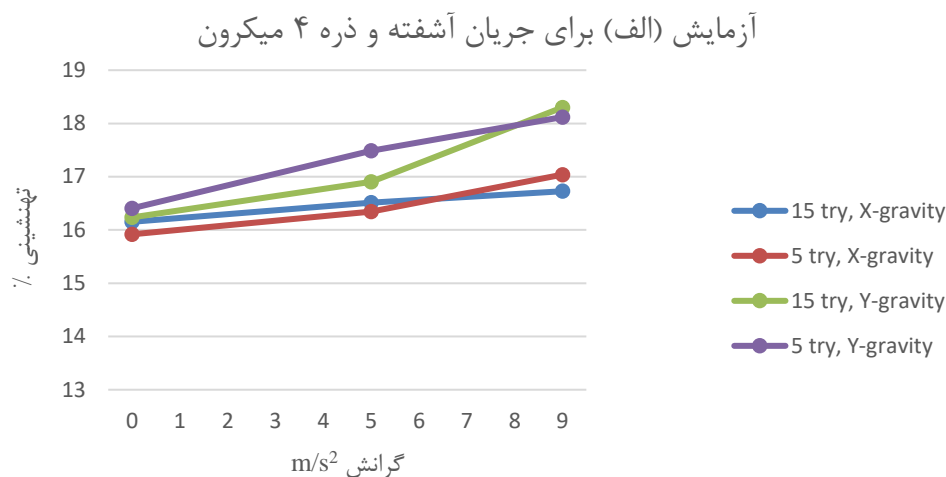
شکل ۱۰- درصد نشست ذرات ۴ میکرون با احتساب شرکت طول افزوده‌شده در مجاری خروجی در نشست در مقایسه با دیگر حالت‌ها



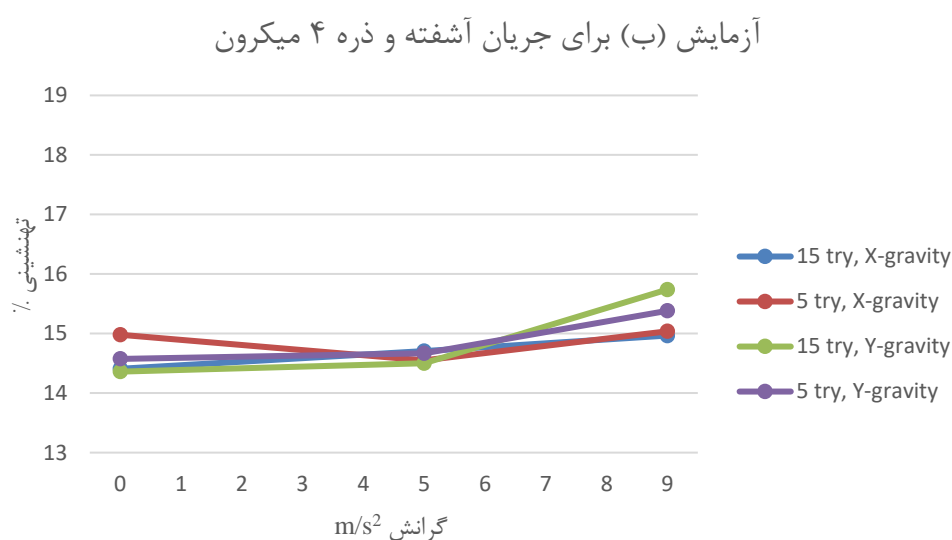
شکل ۱۱- درصد نشست ذرات ۴ و ۸ میکرونی در جهات مختلف گرانش، بالا: برای آزمایش (الف) و پایین: برای آزمایش (ب)



شکل ۱۲- درصد نشست ذرات ۴ و ۸ میکرونی در آزمایش (الف) و آزمایش (ب) برای (بالا) گرانش در جهت X و (پایین) گرانش در جهت Y



شکل ۱۳- درصد نشست ذرات ۴ میکرون در جریان آشفته هنگام استفاده از ۵ و ۱۵ تکرار در آزمایش (الف)



شکل ۱۴- درصد نشست ذرات ۴ میکرون در جریان آشفته هنگام استفاده از ۵ و ۱۵ تکرار در آزمایش (ب)

تعیین اینکه در حالت ۵ آزمایش یا ۱۵ آزمایش، مقدار نشست چگونه تغییر می‌کند، ناممکن می‌نماید؛ اما به صورت تقریبی می‌توان مشاهده کرد هنگامی که نیروی گرانش در جهت Y وارد می‌شود، میزان نشست نسبت به حالت گرانش جهت X بیشتر است. نمودارهای نشست در جهت‌های X و Y به صورت جداگانه در شکل‌های (۱۵) و (۱۶) آمده است. همان طور که در این نمودارها مشاهده می‌شود، شیب نشست در آزمایش (الف) در هر دو جهت گرانش، بسیار تندتر از آزمایش (ب) است. به عبارت دیگر، با افزایش گرانش، نشست با شدت بیشتری افزایش می‌آید. همچنین با افزایش نیروی گرانش در جهت Y مقدار نشست بیشتر

در بحث جریان آشفته به علت استفاده از مدل تصادفی^۱، نیاز به کار آماری بر روی داده‌ها وجود دارد؛ زیرا در هر بار انجام شبیه‌سازی، جواب برای نشست ذرات، متفاوت است. برای به دست آوردن داده‌ها در هر یک از حالت‌ها، سه مرتبه شبیه‌سازی، تکرار و سپس بر روی مقادیر حاصل میانگین‌گیری انجام شده است. همچنین در هر شبیه‌سازی از دو حالت ۵ تکرار^۲ و ۱۵ آزمایش نیز برای هر ذره استفاده شده است تا نتایج دقیق‌تر شود. این نتایج در شکل‌های (۱۳) و (۱۴) آمده است. همان طور که مشاهده می‌شود، پراکندگی داده‌ها برای این نوع حل ذرات در جریان آشفته وجود دارد.

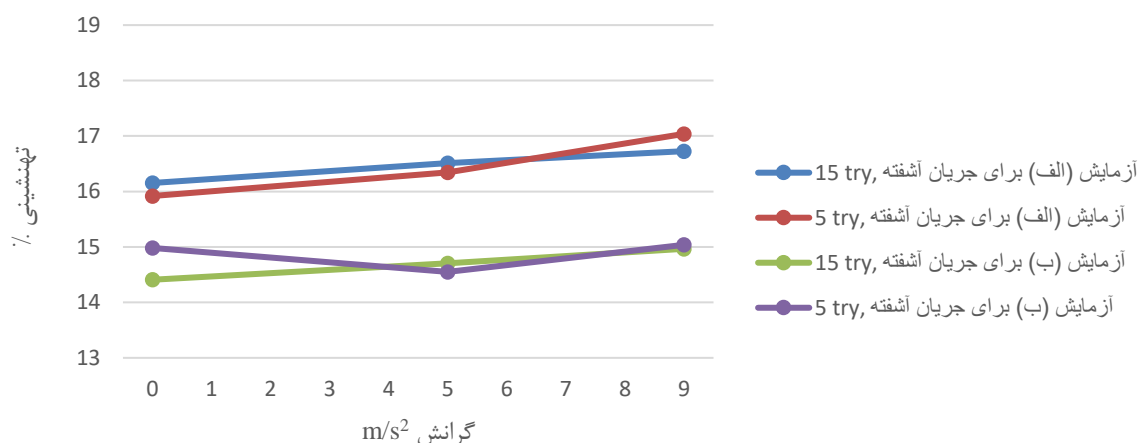
^۲ try

^۱ stochastic

بین ۵ آزمایش و ۱۵ آزمایش میانگین گرفته شده است. همان طور که پیداست، میزان نشست ذرات در هر دو جهت X و Y و در هر اندازه‌ای از نیروی گرانش در حالت آشفته، بیشتر از میزان نشست در حالت آرام است. این امر نشان می‌دهد که تأثیر سرعت و ماهیت جریان بر نشست (البته برای ذرات ۴ میکرون) بیشتر از نیروی گرانش است. اختلاف شیب نمودار برای جریان آشفته در حالت X و Y به مراتب کمتر از حالت آرام است. بنابراین می‌توان در نظر گرفت که میزان نشست ذرات در جریان آشفته با تغییر جهت در نیروی گرانش نسبت به جریان آرام به میزان قابل توجهی تأثیرگذار نبوده است.

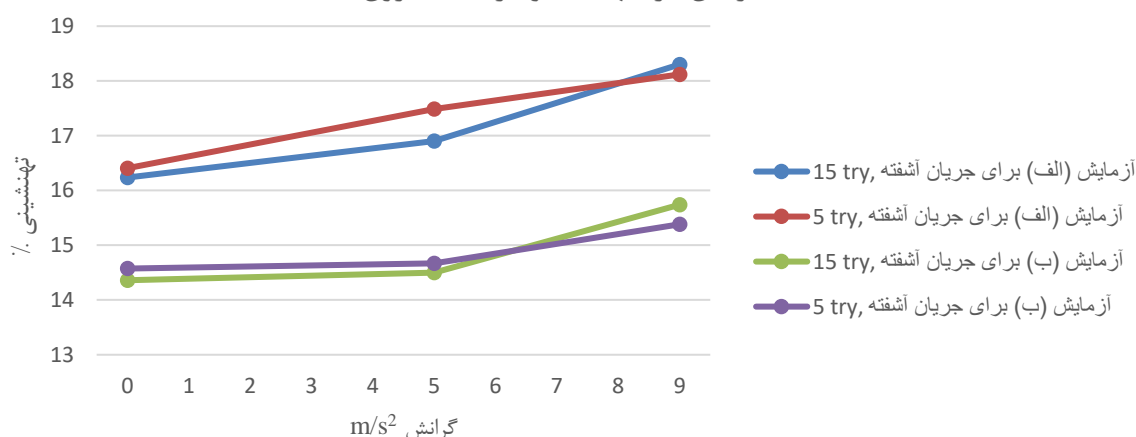
از حالت این نیرو در جهت X است. اگر مقدار نشست ذرات در آزمایش (ب) با اندازه ۴ میکرون با گرانش در جهت Y با الگوی جریان آشفته با ۱۵ بار تکرار (۱۵/۷۳ درصد) را با مقدار نشست ذرات در آزمایش (ب) با اندازه ۴ میکرون با گرانش در جهت Y با الگوی جریان آرام (۱۱/۸۸ درصد) مقایسه کنیم، اختلاف این اعداد (۳/۸۵ درصد) می‌شود که عدد قابل ملاحظه‌ای نیست و نشان‌دهنده پاسخ‌های نزدیک مدل‌های آرام و آشفته است. در نمودار نشان داده شده در شکل (۱۷) مقایسه کلی بین نتایج حاصل در جریان آرام و آشفته صورت گرفته است. آزمایش (ب) نشان‌دهنده جریان آرام در این نمودار است. همچنین برای حالت‌های آشفته

گرانش در جهت X و ذره ۴ میکرون



شکل ۱۵- درصد نشست ذرات ۴ میکرون در جریان آشفته هنگام استفاده از ۵ و ۱۵ تکرار در آزمایش (الف) و (ب) تنها در راستای X گرانش

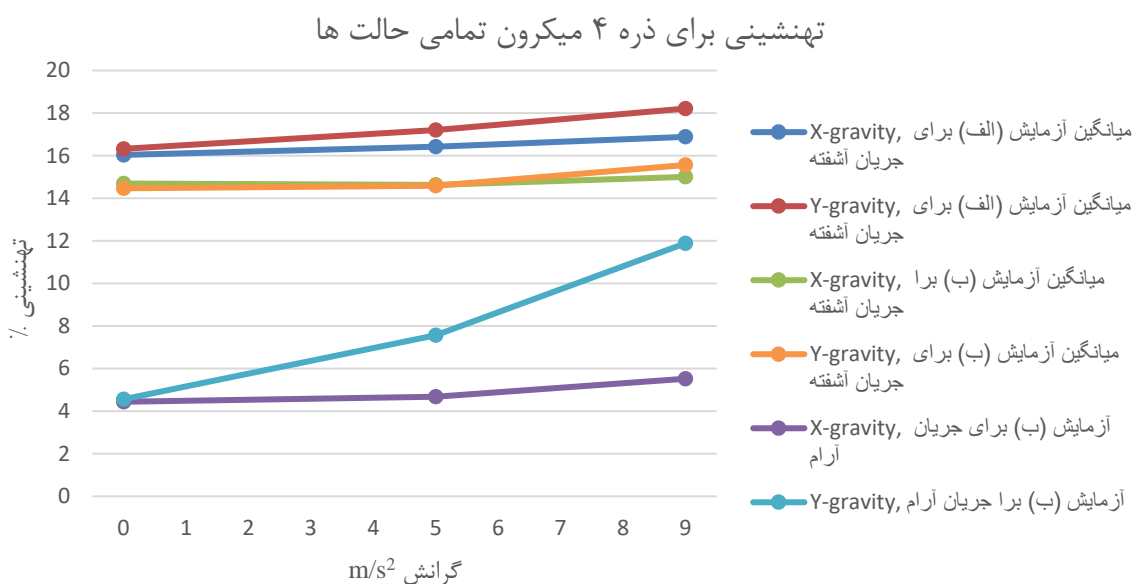
گرانش در جهت Y و ذره ۴ میکرون



شکل ۱۶- درصد نشست ذرات ۴ میکرون در جریان آشفته هنگام استفاده از ۵ و ۱۵ تکرار در آزمایش (الف) و (ب) تنها در راستای Y گرانش

مقایسه‌ای میان نتایج حاصل از این تحقیق و برخی از کارهای آزمایشگاهی صورت گرفته در این زمینه برای کل مجاری تنفسی [۴۶-۴۹] و نیز یک نمونه شبیه‌سازی عددی [۵۰] برای یک مدل PRB که به هندسه مورد استفاده در این تحقیق نزدیک است، با این تفاوت که برای ۱۶ نسل از مجاری تنفسی که به صورت دنباله‌داری از تکرار ۵ بار از ۳ نسل از مجاری در خروجی هر شاخه به دست آمده است، انجام شد. نتایج این مقایسه در شکل (۱۸) نشان داده شده است.

به دلیل اینکه هندسه مورد استفاده در این طرح پژوهشی، جدید است، تا امروز کارهای عددی و آزمایشگاهی، روی آن انجام نشده است. با این حال، بهتر است از لحاظ اعتبارسنجی مدل، آزمایش‌هایی صورت گیرد تا دقت و صحت مدل مورد استفاده ارزیابی شود. به منظور اثبات این امر که نتایج حاصل در این پژوهش دور از واقعیت نیست و قابل استناد در بحث‌های بعدی است، می‌توان این نتایج را در محدوده نتایج حاصل از شبیه‌سازی و آزمایش‌های انجام شده توسط محققان دیگر سنجید. بدین منظور،



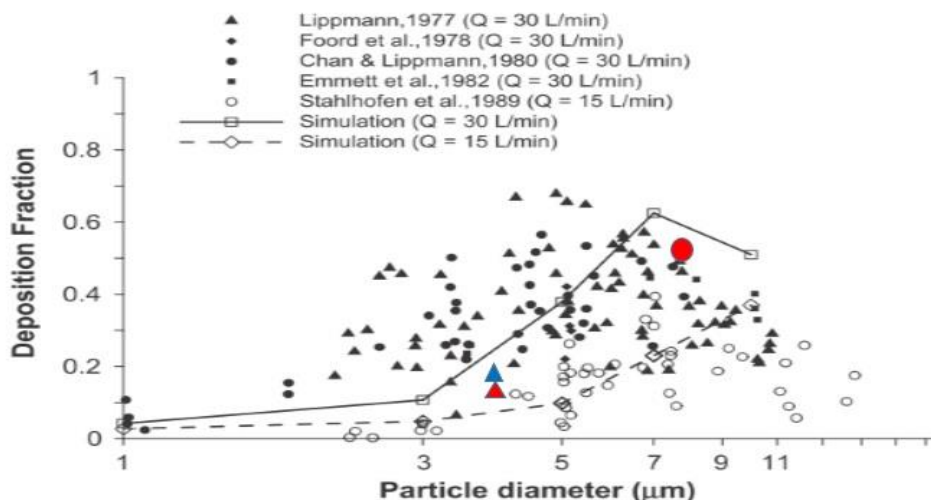
شکل ۱۷- درصد نشست برای کلیه حالت‌های آشفته و حالت اصلی آرام برای ذرات ۴ میکرون

گرفته است. ورودی ۲۳ لیتر بر دقیقه، کمی بالاتر از نتایج ۱۵ لیتر بر دقیقه و پایین‌تر از ۳۰ لیتر بر دقیقه قرار دارد. نتایج حاصل از شدت جریان ورودی ۴۶ لیتر بر دقیقه نیز با وجود توضیحاتی که در بخش‌های قبل ارائه شد، مبنی بر اینکه تأثیر سرعت سیال فاز حاکم در رسوب این ذرات نسبت به شدت جریان پایین‌تر مؤثرتر خواهد بود و اینکه مدل‌هایی که در اینجا مورد مقایسه قرار گرفته‌اند، دارای تعداد نسل‌های بیشتری نسبت به این تحقیق هستند، قابل توجیه است. به عبارت دیگر، با این تصور که مدل مورد استفاده، شدت جریان بالاتری نسبت به بالاترین شدت جریان در مطالعات دیگران دارد و به صورت معمول باید بالاتر از دیگر نتایج در نمودار قرار بگیرد، اما با توجه به اینکه تعداد نسل‌های کمتری در این مدل شبیه‌سازی شده است، مقادیری کمتر ولی نزدیک‌تر به شدت جریان حجمی ۳۰ لیتر بر دقیقه را داراست. این تفسیر که در داده‌های عددی

مطالعات آزمایشگاهی در [۴۶-۴۹] در شرایطی که افراد روی تخت آزمایش خوابیده‌اند، صورت گرفته است. همچنین شبیه‌سازی عددی در پژوهش ژانگ و همکاران [۵۰] به منظور اعتبارسنجی نتایج خود با نتایج قبلی، محور نیروی گرانش را عمود بر سطوح دیواره مدل در نظر گرفته است. از این رو، تنها نتایج حاصل از گرانش در جهت (Y) و با مقدار $9/81 m/s^2$ را می‌توانیم با نتایج حاصل از این مطالعات اعتبارسنجی کنیم. همان‌طور که در شکل (۱۷) مشاهده می‌شود، نقاط قرمز رنگ برای ورودی سیال ۲۳ لیتر بر دقیقه و نقطه آبی رنگ نیز برای ورودی سیال ۴۶ لیتر بر دقیقه است (نماد دایره همان‌طور که به وضوح دیده می‌شود، برای ذرات ۸ میکرون و نماد مثلث برای ذرات ۴ میکرون استفاده شده است). به خوبی می‌توان دید که نتایج حاصل از این پژوهش با توجه به اختلاف ورودی جریان موجود در شبیه‌سازی، دقیقاً در میان نتایج دیگران قرار

به تعداد نسل‌های کل سیستم تنفسی، اختلافی مشابه با اختلاف نتایج این تحقیق نسبت به نتایج آزمایشگاهی دارد.

[۵۰] نیز دیده می‌شود، نسل‌های زیادی را در شبیه‌سازی دخالت داده است؛ اما به علت کمتر بودن این نسل‌ها نسبت



شکل ۱۸- مقایسه کسر رسوب نسبت به اندازه ذرات در نتایج حاصل از پژوهش جاری با پژوهش‌های پیشین به صورت آزمایشگاهی و شبیه‌سازی عددی در شدت جریان‌های متفاوت سیال ورودی به مجاری تنفسی [۵۰] (داده‌های پژوهش جاری شامل نقاط قرمز رنگ برای ورودی سیال ۲۳ لیتر بر دقیقه و نقطه آبی رنگ نیز برای ورودی سیال ۴۶ لیتر بر دقیقه و نماد دایره برای ذرات ۸ میکرون و نماد مثلث برای ذرات ۴ میکرون است)

بسته به مقدار نیروی گرانش، حدود ۴ تا ۱۰ برابر افزایش می‌یابد. افزایش میزان نیروی گرانش، صرف‌نظر از جهت اعمال آن، الگوی جریان، اندازه ذرات (۴ و ۸ میکرون) و ماهیت جریان، باعث افزایش مقدار نشست ذرات می‌شود. در کل، اعمال نیروی گرانش در جهت Y صرف‌نظر از بحث ماهیت جریان و الگوی جریان، باعث نشست بیشتر ذرات می‌گردد. افزایش میزان نیروی گرانش در جهت Y تأثیر بیشتری بر نشست ذرات در جریان آرام نسبت به جریان آشفته دارد؛ زیرا انرژی سیال و سرعت آن مقدار بزرگ‌تری در معادله حرکت ذرات خواهد داشت و تأثیر نیروی گرانش را در تغییر مسیر ذرات و نشست، کم‌رنگ‌تر خواهد کرد.

یکی از محدودیت‌های اصلی این پژوهش، استفاده از مدلی ساده‌شده از هندسه واقعی مجاری تنفسی است. مجاری تنفسی در بدن انسان، پیچیدگی‌های هندسی بسیاری دارد و نیز در ساختار دیواره این مجاری بافت‌ها و مواد تشکیل دهنده‌ای مانند مژک‌ها و مخاط وجود دارد که تا حدودی باعث ایجاد خطا در جواب و اختلاف نتایج با جواب قطعی می‌شود، اگرچه این خطا در قیاس با منابع دیگر خطای عددی، بسیار کم و قابل صرف‌نظر است. از دیگر محدودیت‌های هندسی، تغییر اندازه مجاری در هر تنفس است که در این مطالعه و دیگر مطالعات، معمولاً ثابت فرض

۴- نتیجه‌گیری

در این تحقیق، با استفاده از روش حجم محدود، تأثیر الگوهای جریان بر پدیده نشست ذرات که تا پیش از این انجام نشده بود، بررسی گردید و ترکیبی از جهات اعمال نیروی گرانش و گرانش ناچیز، مورد مطالعه قرار گرفت که از نوآوری‌های این پژوهش است. نشان داده شد که الگوی نامناسب جریان که دارای جریان بازگشتی، جریان ثانویه و گرادیان‌های شدید فشار و سرعت در برخی از نواحی مجاری است، باعث تغییر در میزان نشست می‌شود. این تأثیر همراه با افزایش نشست ذرات در این الگوی نامناسب، بیشتر خود را نشان می‌دهد. تأثیر افزایش میزان نشست برای الگوی نامناسب جریان با افزایش در اندازه ذرات، بیشتر بروز کرده، خطای بیشتری در تخمین، تولید می‌کند. همچنین این تأثیر در هر دو ماهیت جریان وجود دارد و صرف‌نظر از عدد رینولدز و جهت نیروی گرانش وارد بر جریان، تأثیر خود را بر نشست ذرات می‌گذارد. افزایش اندازه ذرات، بیشترین تأثیر را در میزان نشست دارد. با افزایش اندازه ذرات، میزان نشست به شدت افزایش می‌یابد و تأثیر این پارامتر بیشتر از تأثیر تغییر اندازه و جهت نیروی گرانش، الگوی جریان و ماهیت جریان است. برای درک بیشتر این اثر، نشان داده شد که تقریباً با دو برابر کردن اندازه ذرات، میزان نشست،

ارائه شده، چه از نظر بازه تغییر عددی مقادیر در خروجی و چه از نظر نوع این خروجی‌ها؛

- افزایش طول مجرای ورودی برای رؤیت تأثیر در الگوی جریان در مجاری؛
- اعمال مدل‌های مختلف دیگر و جدیدتر جریان آشفته مانند $K-\epsilon$ ، SST، گذرا^۱ و گذرا $K-k-\omega$ برای مقایسه نتیجه حاصل از این مدل‌ها برای تشخیص ویژگی‌های جریان در مجاری تنفسی برای جریان‌ها آشفته و نزدیک به حالت گذار؛
- اعمال تعداد بیشتر یا کمتر ذرات ورودی و تأثیر این تعداد بر نشست؛
- اعمال بازه وسیع‌تری از ذرات از نظر اندازه و چگالی این ذرات و مشاهده تأثیر تغییر این پارامترها در نشست ذرات؛
- مشاهده میزان نشست ذرات در هر ناحیه از این مدل به منظور کمک به تشخیص بیشتر نقطه اثر این ذرات برای داروها یا بیماری‌ها؛
- اعمال گرفتگی و تومور در هندسه مجاری این مدل به منظور تشخیص تأثیر این ناهنجاری‌های هندسی در میزان نشست و الگوی جریان در مجاری.

می‌شوند؛ زیرا این تغییر در اندازه، فقط حدود ۲ درصد اندازه اولیه مجاری است [۵۱]. محدودیت دیگر مربوط به ماهیت و الگوی واقعی جریان در مجاری تنفسی است. فرایند تنفس شامل دو عمل دم و بازدم است؛ یعنی الگوی واقعی جریان در آن، یک الگوی ناپایا بوده که در این مطالعه به صورت پایا در نظر گرفته شده است. البته در بیشتر چنین مطالعاتی، از این فرض به منظور ساده‌سازی استفاده می‌شود؛ زیرا تحلیل ماهیت جریان را درگیر پیچیدگی‌های محاسباتی بسیاری می‌کند. اما در دسترس نبودن و عدم امکان استفاده از نتایج مربوط به شبیه‌سازی آزمایشگاهی و کمبود ابزار مناسب، به خصوص برای تعیین میزان رسوب ذرات و نقطه اثر آن در این مدل، از دیگر محدودیت‌هایی است که بر این پژوهش سایه افکنده است و ابزاری برای مقایسه نتایج حاصل از این مطالعه را در اختیار قرار نمی‌دهد.

پیشنهادهای قابل ارائه برای ادامه این طرح پژوهشی در زمینه افزایش دقت و نوآوری، به شرح زیر است:

- اعمال جریان ناپایای دم و بازدم و شرایط مرزی متناسب آن در ورودی و خروجی؛
- تغییر بیشتر شروط خروجی برای دستیابی به الگوی مناسب‌تری از جریان حاکم بر مدل

مراجع

- [1] F. Wilquem and G. Degrez, "Numerical modeling of steady inspiratory airflow through a three-generation model of the human central airways", *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 119, No. 1, 1997, pp. 59-65.
- [2] Y. Zhao, C.T. Brunskill and B.B. Lieber, "Inspiratory and expiratory steady flow analysis in a model symmetrically bifurcating airway", *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 119, No. 1, 1997, pp. 52-58.
- [3] I. Balásházy, W. Hofmann and Á. Farkas, "Numerical Modeling of Deposition of Inhaled Particles in Central Human Airways", *Annals of Occupational Hygiene*, Vol. 46 (suppl 1), 2002, pp. 353-357.
- [4] M.J. Oldham, "Computational fluid dynamic predictions and experimental results for particle deposition in an airway model", *Aerosol Science & Technology*, Vol. 32, No. 1, 2000, pp. 61-71.
- [5] B. Asgharian and S. Anjilvel, "Inertial and gravitational deposition of particles in a square cross section bifurcating airway", *Aerosol Science and Technology*, Vol. 20, No. 2, 1994, pp. 177-193.
- [6] Z. Zhang and C. Kleinstreuer, "Effect of particle inlet distributions on deposition in a triple bifurcation lung airway model", *Journal of Aerosol Medicine*, Vol. 14, No. 1, 2001, pp. 13-29.
- [7] L. Zhang, B. Asgharian and S. Anjilvel, "Inertial deposition of particles in the human upper airway bifurcations", *Aerosol Science and Technology*, Vol. 26, No. 2, 1997, pp. 97-110.
- [8] I. Balashazy, T. Heistracher and W. Hofmann, "Air flow and particle deposition patterns in bronchial airway bifurcations: the effect of different CFD models and bifurcation geometries", *Journal of Aerosol Medicine*, Vol. 9, No. 3, 1996, pp. 287-301.

¹ Transition

- [9] G. Yu, Z. Zhang and R. Lessmann, "Computer simulation of the flow field and particle deposition by diffusion in a 3-D human airway bifurcation", *Aerosol Science and Technology*, Vol. 25, No. 3, 1996, pp. 338-352.
- [10] J.W. Lee, J.H. Goo and M.K. Chung, "Characteristics of inertial deposition in a double bifurcation", *Journal of Aerosol Science*, Vol. 27, No. 1, 1996, pp. 119-138.
- [11] J.K. Comer, C. Kleinstreuer, S. Hyun and C.S. Kim, "Aerosol transport and deposition in sequentially bifurcating airways", *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 122, No. 2, 2000, pp. 152-158.
- [12] P.G. Koullapis, S.C. Kassinos, M. Bivolarova and A.K. Melikov, "Particle deposition in a realistic geometry of the human conducting airways: effects of inlet velocity profile, inhalation flowrate and electrostatic charge", *Journal of Biomechanics*, Vol. 49, No. 11, 2016, pp. 2201-2212.
- [13] P.W. Longest and L.T. Holbrook, "In silico models of aerosol delivery to the respiratory tract-development and applications", *Advanced drug delivery reviews*, Vol. 64, No. 4, 2012, pp. 296-311.
- [14] P.W. Longest, G. Tian, R.L. Walenga and M. Hindle, "Comparing MDI and DPI aerosol deposition using in vitro experiments and a new stochastic individual path (SIP) model of the conducting airways", *Pharmaceutical research*, Vol. 29, No. 6, 2012, pp. 1670-1688.
- [15] J.E. Agnew, "Physical properties and mechanisms of deposition of aerosols", *Aerosols and the lung: clinical and experimental aspects*, 1984, pp. 49-70.
- [16] R.F. Phalen, M.J. Oldham and G.M. Schum, "Growth and ageing of the bronchial tree: implications for particle deposition calculations", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 38, No. 1-3, 1991, pp. 15-21.
- [17] M.H. Becquemin, C.P. Yu, M. Roy and A. Bouchikhi, "Total deposition of inhaled particles related to age: comparison with age-dependent model calculations", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 38, No. 1-3, 1991, pp. 23-28.
- [18] W.T.B.R.C. Hofmann, T.B. Martonen and R.C. Graham, "Predicted deposition of nonhygroscopic aerosols in the human lung as a function of subject age", *Journal of Aerosol Medicine*, Vol. 2, No. 1, 1989, pp. 49-68.
- [19] G.B. Xu and C.P. Yu, "Effects of age on deposition of inhaled aerosols in the human lung", *Aerosol science and Technology*, Vol. 5, No. 3, 1986, pp. 349-357.
- [20] C.P. Yu and G.B. Xu, "Deposition of hygroscopic aerosol particles in growing human lungs", In *deposition and clearance of aerosols in the human respiratory tract*. W. Hofmann (ed.). Vienna, Austria: Facultas, 1987, pp. 111-117.
- [21] C.S. Kim and P.A. Jaques, "Total lung deposition of ultrafine particles in elderly subjects during controlled breathing", *Inhalation toxicology*, Vol. 17, No. 7-8, 2005, pp. 387-399.
- [22] J.N. Pritchard, S.J. Jefferies and A. Black, "Sex differences in the regional deposition of inhaled particles in the 2.5-7.5 μm size range", *Journal of Aerosol Science*, Vol. 17, No. 3, 1986, pp. 385-389.
- [23] C.S. Kim and S.C. Hu, "Regional deposition of inhaled particles in human lungs: comparison between men and women", *Journal of Applied Physiology*, Vol. 84, No. 6, 1998, pp. 1834-1844.
- [24] K.K. Isaacs and T.B. Martonen, "Particle deposition in children's lungs: theory and experiment", *Journal of aerosol medicine*, Vol. 18, No.3, 2005, pp. 337-353.
- [25] S.P. Newman and H.K. Chan, "In vitro/in vivo comparisons in pulmonary drug delivery", *Journal of aerosol medicine and pulmonary drug delivery*, Vol. 21, No. 1, 2008, pp. 77-84.
- [26] A.H. Chow, H.H. Tong, P. Chattopadhyay, B.Y. Shekunov, "Particle engineering for pulmonary drug delivery", *Pharmaceutical Research*, 2007, Vol. 24, pp. 411-437.
- [27] J. Haughney, D. Price, N.C. Barnes, J.C. Virchow, N. Roche and H. Chrystyn, "Choosing inhaler devices for people with asthma: current knowledge and outstanding research needs", *Respiratory Medicine CME*, Vol. 3, No. 3, 2010, pp. 125-131.
- [28] R.J. Malcolmson and J.K. Embleton, "Dry powder formulations for pulmonary delivery", *Pharmaceutical Science & Technology Today*, Vol. 1, No. 9, 1998, 394-398.
- [29] O.S. Usmani, "Delivery of drugs to the airways", *Lung Biol Health Dis*, 2009, pp. 143-161.

[۳۰] محمدرضا سلطانی صدرآبادی، بهمن وحیدی و روزبه ریاضی، «تحلیل جریان خون در حلقه ویلیس مغزی با استفاده از تصاویر سی تی اسکن و روش برهم کنش سیال-سازه»، *مجله مدل سازی در مهندسی*، دوره ۱۷، شماره ۵۷، تابستان ۱۳۹۸.

[۳۱] مائده رحیم‌نژاد، بهمن وحیدی، بهمن ابراهیمی حسین‌زاده و فاطمه یزدیان، «شبیه‌سازی دینامیک مولکولی برهم‌کنش داروی ضد سرطان پاکلیتاکسل با غشای سلولی: بررسی تغییرات انرژی و اندروالسی و فاصله مرکز جرم»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۱۷، شماره ۵۷، تابستان ۱۳۹۸، صفحه ۱۵-۲۵.

[۳۲] اسماعیل رحیم‌پور، بهمن وحیدی و زهرا ملاحسینی، «بررسی عددی رفتار کرنش سختی سلول‌های بنیادی مزنشیمال بر روی بسترهای الاستیک»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۱۶، شماره ۵۵، زمستان ۱۳۹۷، صفحه ۳۵۱-۳۵۹.

[33] Respiratory Drug Delivery Online, 2015, Networks [Online], Available: <http://www.rddonline.com/resources/tools/models.php>

[34] C. Van Ertbruggen, C. Hirsch and M. Paiva, "Anatomically based three-dimensional model of airways to simulate flow and particle transport using computational fluid dynamics", Journal of Applied Physiology, Vol. 98, No. 3, 2005, pp. 970-980.

[35] P. Roache, Computational Fluid Dynamics, Albuquerque, N.M., Hermosa Publishers [c1972].

[36] Fluent, Fluent 6.0 User's Guide, chap 19, FLUENT Inc, 2001.

[37] Fluent, A. N. S. Y. S. Fluent 15.0 User's Guide, ANSYS FLUENT Inc, 2013.

[38] Fluent, Fluent 6.0 User's Guide, chap 6, FLUENT Inc, 2001.

[39] J. W. De Backer, W.G. Vos, C.D. Gorle, P. Germonpré, B. Partoens, F.L. Wuyts and W. De Backer, "Flow analyses in the lower airways: patient-specific model and boundary conditions", Medical engineering & physics, Vol. 30, No. 7, 2008, pp. 872-879.

[40] W.H.K. Van Deun, "Simulation of airflow in a realistic CT-scan derived lung geometry", M.S. thesis, Dept. Aero. Eng, Delf. Univ., Delft., Abbrev., 2011.

[41] Z. Li, C. Kleinstreuer and Z. Zhang, "Simulation of airflow fields and microparticle deposition in realistic human lung airway models. Part I: Airflow patterns", European Journal of Mechanics-B/Fluids, Vol. 26, No. 5, 2007, pp. 632-649.

[42] C. Kleinstreuer, Z. Zhang and C. S. Kim, "Combined inertial and gravitational deposition of microparticles in small model airways of a human respiratory system", Journal of Aerosol Science, Vol. 38, No. 10, 2007, pp. 1047-1061.

[43] W. Hofmann, and I. Balásházy, "Particle deposition patterns within airway bifurcations-solution of the 3D Navier-Stokes equation", Radiation Protection Dosimetry, Vol. 38, No. 1-3, 1991, pp. 57-63.

[44] K.W. Stapleton, E. Guentsch, M.K. Hoskinson and W.H. Finlay, "On the suitability of $k-\epsilon$ turbulence modeling for aerosol deposition in the mouth and throat: a comparison with experiment", Journal of Aerosol Science, Vol. 31, No. 6, 2000, pp. 739-749.

[45] Canadian Center for Occupational Health and Safty. (2012, October 1). Networks [Online]. Available: http://www.ccohs.ca/oshanswers/chemicals/lungs_dust.html

[46] T.L. Chan and M. Lippmann, "Experimental measurements and empirical modelling of the regional deposition of inhaled particles in humans", The American Industrial Hygiene Association Journal, Vol. 41, No. 6, 1980, pp. 399-409.

[47] P.C. Emmett, R.J. Aitken and W.J. Hannan, "Measurements of the total and regional deposition of inhaled particles in the human respiratory tract", Journal of Aerosol Science, Vol. 13, No. 6, 1982, pp. 549-560.

[48] N. Foord, A. Black and M. Walsh, "Regional deposition of 2.5–7.5 μm diameter inhaled particles in healthy male non-smokers", Journal of Aerosol Science, Vol. 9, No. 4, 1978, pp. 343-357.

[49] M. Lippmann, "Regional deposition of particles in the human respiratory tract", Comprehensive Physiology, Supplement 26: Handbook of Physiology, Reactions to Environmental Agents, 1977.

[50] Z. Zhang, C. Kleinstreuer and C.S. Kim, "Comparison of analytical and CFD models with regard to micron particle deposition in a human 16-generation tracheobronchial airway model", Journal of Aerosol Science, Vol. 40, No. 1, 2009, pp. 16-28.

[51] A. Comerford, S. Rausch, L. Wiechert, M.W. Gee and W. A. Wall, "Computational modelling of the respiratory system for improvement of mechanical ventilation strategies", In High Performance Computing in Science and Engineering, Garching/Munich 2009 (pp. 267-277). Springer Berlin Heidelberg, 2010.