

بِسْمِ اللّٰهِ الرَّحْمٰنِ الرَّحِیْمِ



دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده مهندسی مکانیک

بررسی الگوی جریان هوا و جذب ذرات در بخش درختی دستگاه تنفسی انسان

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک - تبدیل انرژی

مرتضی یوسفی قلعه رودخانی

استاد راهنما

دکتر محمد سعید سعیدی



دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده مهندسی مکانیک

پایان نامه کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکانیک - تبدیل انرژی آقای مرتضی یوسفی

تحت عنوان

بررسی الگوی جریان هوا و جذب ذرات در بخش درختی دستگاه تنفسی انسان

در تاریخ ۱۳۸۶/۱۲/۲۲ توسط کمیته تخصصی زیر مورد بررسی و تصویب نهایی قرار گرفت.

دکتر محمد سعید سعیدی

۱- استاد راهنمای پایان نامه

دکتر محسن دوازده امامی

۲- استاد مشاور پایان نامه

دکتر احمد رضا پیشه ور

۳- استاد داور

دکتر احمد صداقت

۴- استاد داور

دکتر محمود اشرفی زاده

سرپرست تحصیلات تکمیلی دانشکده

از استاد فرزانه و اندیشمند جناب آقای پروفور سعیدی که در طول انجام این پروژه نه تنها از لحاظ علمی بلکه اخلاق علمی نیز
کجک شایانی بر بنده نموده اند، تشکر و قدردانی می نمایم. همچنین از دوستان عزیزم، مهندس سید سعید خلفوند و مهندس سعید
صادقی که در طول این مدت یاور بنده بوده اند سپاسگزارم.

کلیه حقوق مادی مترتب بر نتایج مطالعات،
ابتکارات و نوآوریهای ناشی از تحقیق موضوع
این پایان نامه (رساله) متعلق به دانشگاه صنعتی
اصفهان است.

تقدیم به

اسطوره‌های عشق و ایثار زندگی‌م

پدر و مادرم

فهرست مطالب

<u>صفحه</u>	<u>عنوان</u>
هشت	فهرست مطالب.....
یازده	فهرست اشکال.....
سیزده	فهرست جداول.....
۱	چکیده.....
فصل اول: مقدمه	
۲	۱-۱- پیش زمینه.....
۳	۲-۱- هدف پروژه.....
۳	۳-۱- مروری بر کار های انجام شده.....
۴	۴-۱- تعریف پروژه.....
۴	۵-۱- خطوط کلی پروژه.....
فصل دوم: مقدمه ای بر ائروسل	
۶	۱-۲- مقدمه.....
۶	۱-۱-۲- اندازه و شکل ذره.....
۷	۲-۲- حرکت یکنواخت ذره.....
۷	۱-۲-۲- نیروی مقاوم نیوتنی.....
۸	۲-۲-۲- قانون استوکس.....
۱۰	۳-۲-۲- سرعت ته نشینی و تحرک مکانیکی ذره.....
۱۱	۴-۲-۲- ضریب تصحیح لغزش.....
۱۳	۳-۲- حرکت منحنی الخط ذره.....
۱۳	۱-۳-۲- زمان آسایش ذره.....
۱۴	۲-۳-۲- شتاب منحنی الخط ذرات.....
فصل سوم: دستگاه تنفسی	
۱۶	۱-۳- مقدمه.....
۲۰	۲-۳- مکانیزم های جذب ذرات.....
فصل چهارم: ساختار های ریوی	
۲۳	۱-۴- مقدمه.....
۲۴	۲-۴- ساختار های متقارن.....
۲۴	۱-۲-۴- مدل وایبل.....

۲۵ ۲-۲-۴ مدل رایبی.....
۳۳ ۳-۴ ساختار های نامتقارن.....
۳۳ ۱-۳-۴ مدل هورسفیلد.....
۳۵ ۴-۴ ساختار هندسی مجاری هوایی در کار حاضر.....
۳۵ ۵-۴ تولید هندسه ی ساختارهای ریوی.....

فصل پنجم: ردیابی ذرات

۳۹ ۱-۵ مقدمه.....
۳۹ ۲-۵ بررسی جریان های چند فازی با توجه به تعامل فازها.....
۳۹ ۱-۲-۵ روش تعامل یکطرفه.....
۴۰ ۲-۲-۵ روش تعامل دو طرفه.....
۴۰ ۳-۲-۵ روش تعامل چهار طرفه.....
۴۰ ۳-۵ بررسی جریان های چند فازی با توجه به دیدگاه و نگرش حل مسئله.....
۴۰ ۱-۳-۵ روش اویلری-اویلری.....
۴۰ ۲-۳-۵ روش اویلری-لاگرانژی.....
۳۹ ۴-۵ دیدگاه لاگرانژی برای انتقال ذره.....
۴۱ ۱-۴-۵ نیروی درگ.....
۴۱ ۲-۴-۵ نیروی سافمن.....
۴۲ ۳-۴-۵ نیروی براونی.....
۴۳ ۵-۵ بررسی عملکرد نیروهای وارد بر ذره در یک کانال دو بعدی.....
۴۴ ۱-۵-۵ نیروی براونی.....
۴۷ ۲-۵-۵ نیروی ثقل.....
۴۸ ۳-۵-۵ نیروی سافمن.....
۵۰ ۶-۵ کنترل گام زمانی در ردیابی ذرات.....
۵۰ ۱-۶-۵ مقیاس طولی.....
۵۰ ۲-۶-۵ ضریب طول گام.....
۵۰ ۷-۵ تعیین گام زمانی.....

فصل ششم: روش های محاسباتی و فرضیات حاکم بر مسئله

۵۳ ۱-۶ مقدمه.....
۵۴ ۲-۶ حل عددی معادلات حاکم بر جریان.....
۵۶ ۳-۶ مطالعه شبکه محاسباتی.....
۵۹ ۴-۶ فرضیات و شرایط مرزی.....
۵۹ ۱-۴-۶ شرط مرزی ورودی.....
۶۱ ۲-۴-۶ شرط مرزی خروجی.....

۶۱۳-۴-۶- شرط مرزی بر روی دیوارها.
۶۱۴-۴-۶- توزیع ذرات در ورودی.
۶۳۵-۶- اعتبار سنجی.

فصل هفتم: تحلیل نتایج

۶۵۱-۷- بررسی ساختار جریان در مجاری.
۷۰۲-۷- نحوه حرکت ذرات در مجاری.
۷۲۳-۷- نحوه جذب ذرات در دیواره ها.
۷۵۴-۷- بررسی میزان اثر گذرای نیروهای مختلف بر روی راندمان جذب.
۷۷۵-۷- بررسی تاثیر پروفیل سرعت ورودی بر جذب ذرات.
۸۲۶-۷- مقایسه جذب ذرات در مدل های وایبل، صفحه ای و بیرون صفحه ای.
۸۳۷-۷- بررسی اثر چرخش جریان در ورودی بر روی جذب ذرات.
۸۷۸-۷- بررسی پراکندگی ذرات در شاخه های خروجی مدل.
۸۸۹-۷- مقایسه با کارهای سایر محققین.

فصل هشتم: نتیجه گیری، جنبه های جدید و پیشنهاد برای ادامه کار

۸۹۱-۸- محدودیت ها.
۹۰۲-۸- نتایج.
۹۱۳-۸- جنبه های جدید کار.
۹۱۴-۸- پیشنهاد برای ادامه کار.

فهرست اشکال

۲	شکل (۱-۱) شکل شماتیک ورود و خروج ذرات معلق به سیستم تنفسی
۸	شکل (۱-۲) تغییرات ضریب درگ بر حسب عدد رینولدز برای یک ذره کروی
۱۶	شکل (۱-۳) تقسیم بندی مجاری تنفسی انسان
۱۸	شکل (۲-۳) شکل شماتیک تقسیمات یک برونکیول انتهایی
۱۸	شکل (۳-۳) جذب ذره در برخورد با لایه موکوس
۱۹	شکل (۴-۳) جذب ذره بر روی جدار یک مجرای تنفسی
۲۱	شکل (۵-۳) شکل شماتیک مکانیزم های برخورد، رسوب و همچنین حرکت براونی
۲۳	شکل (۱-۴) شکل شماتیک ساختارهای ریوی
۲۷	شکل (۲-۴) شکل شماتیک لوب های ریوی
۳۳	شکل (۳-۴) نمایش شماتیک مجاری اصلی در مدل هورسفیلد
۳۵	شکل (۴-۴) انحنای شاخه ها در محل تقسیم، R انحنای شاخه و d قطر شاخه دختر
۳۷	شکل (۵-۴) مدل بیرون صفحه ای از نمای روبرو
۳۷	شکل (۶-۴) مدل بیرون صفحه ای از دو نمای مختلف
۳۸	شکل (۷-۴) مدل های وایبل و صفحه ای
۴۲	شکل (۱-۵) شکل شماتیک حرکت یک ذره در یک جریان برشی
۴۲	شکل (۲-۵) شکل شماتیک برخورد تصادفی مولکول های سیال به یک ذره
۴۳	شکل (۳-۵) شکل شماتیک کانال دوبعدی و پروفیل سرعت
۴۴	شکل (۴-۵) حرکت ذرات با قطر ۰/۱ میکرومتر در کانال تحت نیروی براونی
۴۵	شکل (۵-۵) رها سازی ۵ ذره در کانال با قطر ۰/۱ میکرومتر
۴۶	شکل (۶-۵) رها سازی ۵ ذره در کانال با قطر ۰/۵ میکرومتر
۴۶	شکل (۷-۵) رها سازی ۵ ذره در کانال با قطر ۱ میکرومتر
۴۷	شکل (۸-۵) رها سازی ۵ ذره در کانال با قطر ۵ میکرومتر
۴۸	شکل (۹-۵) رها سازی ۵ ذره در کانال با قطر ۱۰ میکرومتر
۴۸	شکل (۱۰-۵) شکل شماتیک محل رها سازی ذرات (نقاط ۱ و ۲)
۴۹	شکل (۱۱-۵) رها سازی ۵ ذره در کانال در نقطه ۱ فقط در حضور نیروی سافمن
۴۹	شکل (۱۲-۵) رها سازی ۵ ذره در کانال در نقطه ۲ فقط در حضور نیروی سافمن
۵۱	شکل (۱۳-۵) نمایش جذب ذرات در اولین نسل از مجاری
۵۵	شکل (۱-۶) حجم کنترلی که برای مجزا سازی معادله اسکالر انتقال استفاده می شود
۵۶	شکل (۲-۶) مقایسه سه مقطع شبکه بندی شده به روش پروانه ای
۵۷	شکل (۳-۶) مدل بکار گرفته شده و موقعیت صفحات A
۵۸	شکل (۴-۶) الگوی سرعت در صفحه A-A' بر ای سه شبکه (a)، (b) و (c)
۵۸	شکل (۵-۶) مقدار FVDI به ازای شبکه های مختلف

- شکل (۶-۶) شکل شماتیک مجاری تنفسی از حفره دهانی تا نای ۶۰
- شکل (۷-۶) پروفیل سرعت واقعی در نای به ازای دبی ۰/۵ lit/s ۶۰
- شکل (۸-۶) پروفیل توزیع ذرات در ورودی ۶۲
- شکل (۹-۶) الگوی جذب ذرات در دو نسل اول مدل وایبل ۶۴
- شکل (۱۰-۶) مقایسه نتایج حاصل از مدل سازی و نتایج تجربی ردیابی ذرات در مدل وایبل ۶۴
- شکل (۱-۷) نمایش محل قرار گیری صفحات مورد بررسی و نواحی مختلف مدل ۶۵
- شکل (۲-۷) نمایش کانتور های مقدار سرعت و جریان ثانویه در صفحات سمت راست مدل ۶۷
- شکل (۳-۷) نمایش کانتور های مقدار سرعت و جریان ثانویه در صفحات سمت چپ مدل ۶۸
- شکل (۴-۷) نحوه توزیع ذرات در صفحات سمت راست مدل ۷۰
- شکل (۵-۷) نحوه توزیع ذرات در صفحات سمت چپ مدل ۷۱
- شکل (۶-۷) نمایش الگوی جذب ذرات به ازای پروفیل سرعت واقعی در دو نمای مختلف ۷۳
- شکل (۷-۷) مقایسه راندمان جذب برای نواحی مختلف مدل ۷۴
- شکل (۸-۷) مقایسه راندمان جذب کلی با نتایج لی و همکاران ۷۵
- شکل (۹-۷) تاثیر نیروی براونی بر روی راندمان جذب ۷۶
- شکل (۱۰-۷) تاثیر نیروی ثقل بر روی راندمان جذب ۷۶
- شکل (۱۱-۷) تاثیر نیروی سافمن بر روی راندمان جذب ۷۶
- شکل (۱۲-۷) تاثیر رینولدز جریان ورودی بر روی راندمان جذب ۷۸
- شکل (۱۳-۷) نمایش الگوی جذب ذرات به ازای پروفیل سرعت پارابولیک در دو نمای مختلف ۷۹
- شکل (۱۴-۷) نمایش راندمان جذب ناحیه ای برای نواحی مختلف ۸۰
- شکل (۱۵-۷) مقایسه راندمان جذب در سه مدل وایبل، در صفحه و بیرون صفحه ای به ازای قطر های مختلف ۸۳
- شکل (۱۶-۷) مقایسه راندمان جذب در سه مدل وایبل، در صفحه و بیرون صفحه ای به ازای استوکس های مختلف ۸۳
- شکل (۱۷-۷) تاثیر میزان چرخش بر روی جذب ذرات ۸۴
- شکل (۱۸-۷) نمایش ذراتی در ورودی که در اولین نسل مجرا جذب شده اند ۸۵
- شکل (۱۹-۷) نمایش ذرات جذب شده به ازای $St=0/051$ و پروفیل سرعت ورودی پارابولیک ۸۵
- شکل (۲۰-۷) پروفیل سرعت در دو مقطع با سرعت ورودی پارابولیک و بدون چرخش ۸۶
- شکل (۲۱-۷) نمایش ذرات جذب شده به ازای $St=0/051$ و پروفیل سرعت ورودی واقعی ۸۶
- شکل (۲۲-۷) پروفیل سرعت در دو مقطع با سرعت ورودی با چرخش $u_s / u_a = 0/4$ ۸۷
- شکل (۲۳-۷) مقایسه راندمان جذب ذرات در ناحیه A با کار های انجام شده ۸۸

فهرست جداول

۱۳	جدول (۱-۲) تغییرات سرعت ته نشینی ذرات با فشار
۱۴	جدول (۲-۲) زمان آسایش برای ذرات با چگالی و شرایط استاندارد
۱۹	جدول (۱-۳) مشخصات برخی از نواحی ریه
۲۱	جدول (۲-۳) اهمیت نسبی مکانیزم های رسوب، برخورد و دیفیوژن برای ذراتی با چگالی استاندارد در برخی نواحی ریه
۲۵	جدول (۱-۴) مشخصات هندسی مدل وایبل
۲۶	جدول (۲-۴) مشخصات هندسی مدل کلی راب
۲۸	جدول (۳-۴) مشخصات هندسی لوب راست بالا
۲۹	جدول (۴-۴) مشخصات هندسی لوب راست میانی
۳۰	جدول (۵-۴) مشخصات هندسی لوب راست تحتانی
۳۱	جدول (۶-۴) مشخصات هندسی لوب چپ بالا
۳۲	جدول (۷-۴) مشخصات هندسی لوب چپ تحتانی
۳۴	جدول (۸-۴) مشخصات هندسی مدل ۲ هورسفیلد
۳۶	جدول (۹-۴) مشخصات هندسی مدل ساخته شده بر اساس مدل هورسفیلد
۵۱	جدول (۱-۵) تعداد ذرات جذب شده به ازای ضرایب طول و قطر های مختلف
۵۱	جدول (۲-۵) راندمان جذب ذرات به ازای ضرایب طول و قطر های مختلف
۵۲	جدول (۳-۵) خطای نسبی راندمان جذب ذرات به ازای ضرایب طول و قطر های مختلف
۵۲	جدول (۴-۵) زمان سپری شده بر حسب دقیقه در هر مدل سازی
۷۷	جدول (۱-۷) مقایسه راندمان جذب به ازای دو ورودی سرعت پارابولیک و واقعی
۸۷	جدول (۲-۷) پراکندگی ذرات در خروجی های مدل بیرون صفحه ای

چکیده

نحوه حرکت و الگوی جذب میکروذرات در محدوده‌ی استوکس، $0.102 \leq Stk_{Trachea} \leq 0.025$ ، در یک مدل سه بعدی واقعی از مجاری هوایی دستگاه تنفسی انسان از نای تا شاخه‌های سگمندی مورد بررسی قرار گرفته است. دبی جریان تنفسی 30 lit/min و 60 lit/min که به ترتیب مربوط به حالت فعالیت سبک و شدید انسان بوده، در این مطالعه در نظر گرفته شده است. به منظور ردیابی ذرات در جریان هوای تنفسی از دیدگاه لاگرانژی و تعامل یکطرفه با فاز سیال استفاده شده است که ما را قادر به ردیابی ذرات پس از حل جریان در هندسه مورد نظر می‌سازد. جریان بصورت آرام، سه بعدی و دائمی فرض شده و ردیابی ذرات با در نظر گرفتن نیروهای درگ، ثقل، سافمن و براونی مورد بررسی قرار گرفته است.

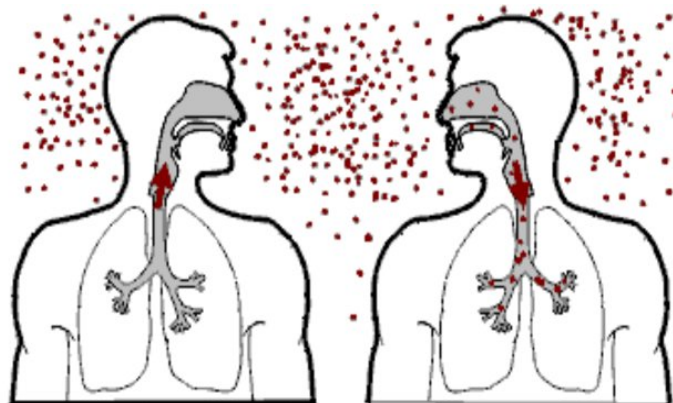
با توجه سرعت بالای جریان هوا و همچنین نامتقارن بودن شدید مجاری هوایی مورد بررسی، مکانیزم موثر در جذب ذرات، مکانیزم برخورد است. بنابراین عدد استوکس که بیانگر کارآمدی مکانیزم برخورد بوده عامل مهمی در تعیین میزان جذب ذرات در مجاری تنفسی مورد بررسی می‌باشد. نتایج حاصله نشان می‌دهد که با افزایش عدد استوکس راندمان جذب افزایش می‌یابد. نیروهای ثقل و سافمن تنها در اعداد استوکس بالا تاثیرگذار بوده و نیروی براونی به دلیل سرعت بالای جریان هوا در مجاری بالایی تاثیری بر جذب ذرات ندارد. راندمان جذب ذرات به ازای پروفیل سرعت واقعی که از مدل سازی جریان هوا از حفره دهانی تا نای توسط کلینسترئوتر و ژانگ بدست آمده، ۵۰ درصد کمتر از پروفیل سرعت پارابولیک است. همچنین چرخش جریان در ورودی نای باعث کاهش راندمان جذب ذرات شده و این اثرگذاری با افزایش عدد استوکس افزایش می‌یابد. نتایج نشان می‌دهد که راندمان جذب ذرات در مدل‌های ارائه شده توسط وایبل بیشتر از مدل واقعی تر ارائه شده توسط هورسفیلدو همکاران است. همچنین بیشترین میزان ذرات ورودی در نای، وارد لوب‌های تحتانی ریه می‌شوند.

فصل اول

مقدمه

۱-۱- پیش زمینه

بر اساس اطلاعات منتشر شده توسط انجمن ریه آمریکا، سالیانه در حدود ۳۴۲۰۰۰ نفر بر اثر بیماری های ریوی جان خود را از دست می دهند. این تعداد در حدود یک سوم از مرگ و میرهای سالیانه را تشکیل می دهد. در حالی که نرخ مرگ و میرها در اثر بیماری های قلبی و عروقی و سرطان در حال کاهش است اما نرخ مرگ و میرهای ناشی از بیماری های تنفسی افزایش یافته است.



شکل (۱-۱). شکل شماتیک ورود و خروج ذرات معلق به سیستم تنفسی

بسیاری از مواد درمانی که به منظور درمان بیماری های ریوی استفاده می شود بصورت ذرات ائروسول وارد مجاری هوایی ریه می شود. چنین فرایند درمانی نیازمند حرکت و جذب ذرات در نواحی مشخصی از ریه است. بنابراین

محققان به منظور افزایش کارآمدی این نوع درمان، به شناخت عمیق‌تر جریان هوا و جذب ذرات تنفسی در مجاری هوایی نیازمندند. به شکل (۱-۱) رجوع کنید.

۲-۱- هدف پروژه

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر اندازه ذرات و همچنین ساختار جریان بر روی جذب ذرات تنفس شده در سه نسل از مجاری هوایی انسان است. این پروژه به منظور پاسخ به نیاز ارزیابی خطرات ناشی از ذرات مضر تنفسی و همچنین کمک به بهبود کارایی ائروسول درمانی انجام شده است. عملکرد صحیح ذرات درمانی به مکانی که این ذرات جذب شده‌اند بستگی دارد.

مطالعات آزمایشگاهی در زمینه انتقال ذرات و جذب آنها در مجاری هوایی می‌تواند بسیار دشوار و هزینه‌بر باشد. بنابراین مدل‌سازی‌های عددی در کنار محدود نتایج آزمایشگاهی بطور فزاینده‌ای در پیشبرد این زمینه از علم بکار گرفته شده است.

۳-۱- مروری بر کارهای انجام شده

وایبل [۱] مدلی ایده‌آلی از ریه یعنی مدلی با تقسیم‌های دوشاخه‌ای و متقارن را در سال ۱۹۶۳ ارائه کرد. در مقابل هورسفیلد و همکاران [۲] اطلاعاتی را راجع به عدم تقارن دستگاه تنفسی انسان در سال ۱۹۷۱ منتشر کردند. در سال ۱۹۷۶ رابی و همکاران [۳] مدلی از ریه را بصورت کلی و لوبی ارائه کردند. تکنیک‌های عکس برداری مدرن، متخصصان را قادر ساخت که جزئیات بیشتری از دستگاه تنفسی انسان را ثبت کنند. برای مثال، لی و همکاران [۴] با استفاده از اطلاعات بدست آمده از سی-تی اسکن، یک مدل نیمه اتوماتیک را از بخش درختی دستگاه تنفسی انسان و همچنین مثال ساده‌ای از الگوی جریان در آن را تولید کردند.

تاکنون تحقیقات مختلفی در زمینه حل جریان و ردیابی ذرات در مجاری تنفسی انجام گرفته است. البته این تحقیقات غالباً بر اساس اطلاعات هندسی مدل وایبل و یا بر اساس برخی از مدل‌های واقعی‌تر انجام گرفته که در دو نسل است. برای مثال، کومر و همکاران [۵ و ۶] الگوی جریان و توزیع ذرات را در مدلی با دو نسل و بصورت متقارن را مورد مطالعه قرار کردند. ژانگ و کلینسترئوثر [۷ و ۸] و همچنین ژانگ و همکاران [۹] الگوی جریان گذرا و انتقال ذرات را در مدلی با سه نسل بصورت متقارن و همچنین نشست مایکرو/نانو ذرات را در یک مدل متقارن از مجاری بالایی دستگاه تنفسی انسان بررسی کردند.

آنها مفاهیم پایه‌ای ساختار جریان و نشست ذرات را در مدل‌های ارائه شده خود، نشان دادند. نوواک و همکاران [۱۰] جریان هوای دائمی و نشست ذرات را در ۲۳ نسل^۱ از مجاری تنفسی انسان را بر اساس مدلی متقارن و در چهار نسل مورد مطالعه قرار دادند.

بر اساس مدل وایبل نوع B، لیو و همکاران [۱۱] یک مدل نامتقارن از نسل‌های G^۴ تا G^۶ را ساخته و الگوی جریان را در آن به ازای اعداد رینولدز ۲۰۰-۱۶۰۰ مدل‌سازی نموده‌اند. تحقیقات انجام شده‌ای که تا کنون مرور شد بر اساس مدل ایده‌آلی وایبل بود و از برخی از مشخصات هندسه واقعی چشم‌پوشی شده است. در مقابل کالی و

^۱- Generation

همکاران [۱۲] و همچنین ارتبروگن و همکاران [۱۳] مدل اصلاح شده‌ی هورسفیلد و همکاران [۲] را به منظور مدل سازی میدان جریان هوا و نشست مایکرو ذرات استفاده کردند. اگر چه هر دو گروه تحقیقاتی از پروفیل سرعت ورودی یکنواخت استفاده کردند.

تحقیقات آزمایشگاهی در این زمینه غالباً برای مدل های با یک و یا دو نسل انجام گرفته است. برای مثال، لیثبر و ژائو [۱۴] همانند ژائو و لیثبر [۱۵]، توزیع سرعت دائمی و گذرا را در یک نسل برای اعداد رینولدز مختلف اندازه گیری کردند.

همانطور که گفته شد، مطالعات اولیه انجام گرفته در این زمینه بر اساس یک نسل و بصورت متقارن انجام شده است [۱۹-۱۶]. سپس از مدل‌هایی با دو نسل بهره گرفته شد که البته این مدل‌ها نیز متقارن و بر اساس مدل وایبل انجام گرفت [۲۰]. اکثر مطالعات انجام گرفته در سال های اخیر بر اساس مدل هورسفیلد انجام گرفته است که مدلی نامتقارن است. البته قابل ذکر است که این مدل‌ها بصورت در صفحه^۱ ساخته شده است که با مدل واقعی ریه تفاوت دارد.

در این پروژه، یک مدل سه بعدی در سه نسل از مجاری هوایی از نای تا شاخه‌های سگمندی^۲ بصورت بیرون صفحه ای^۳ بکار گرفته شده است. همچنین بمنظور مدل‌سازی هر چه واقعی تر جریان هوا و انتقال ذرات از پروفیل سرعت واقعی در نای استفاده شده و نتایج حاصله با نتایج بدست آمده از پروفیل سرعت پارابولیک مقایسه شده است.

۴-۱- تعریف پروژه

انتقال و جذب ذرات برای جریان هوای دائمی، آرام و سه بعدی در سه نسل از مجاری هوایی بیرون صفحه‌ای که از نای تا شاخه‌های سگمندی امتداد پیدا می‌کند مورد بررسی قرار گرفته است. مجاری مدل شده بصورت صلب با دیواره‌های صاف بر اساس اطلاعات مدل ۲ هورسفیلد و همکاران [۲] و رابی و همکاران [۳] ساخته شده است. در اکثر کارهای انجام گرفته از پروفیل سرعت پارابولیک و یکنواخت استفاده شده است. این در حالی است که جریان هوا با ورود به مجاری، به دلیل هندسه پیچیده مجاری تنفسی دچار چرخش شده و علاوه بر سرعت محوری دارای مولفه سرعت در جهت عمود بر امتداد سرعت محوری می‌باشند. اثر چرخش جریان بر روی راندمان جذب مورد مطالعه قرار گرفته است. همچنین راندمان جذب ذرات در سه مدل وایبل، در صفحه و بیرون صفحه‌ای با یکدیگر مقایسه شده است. ذرات در محدوده استوکس $0.102-0.25$ در جریان دمی با دبی، 0.5 lit/s و 1 lit/s ، در نای، مدل‌سازی شده است. از نرم افزار فلونت ۶ بمنظور حل جریان و همچنین ردیابی ذرات استفاده شده است.

۵-۱- خطوط کلی پروژه

موضوع تعریف شده در مطالعه حاضر موضوعی است که علاوه بر داشتن اطلاعات در زمینه مکانیک سیالات نیازمند شناخت دینامیک ذرات و همچنین ساختار دستگاه تنفسی انسان است. بنابراین در فصل دوم مقدمه‌ای بر دینامیک

۱ - In-Plane

۲ - Segmental Bronchioles

۳ - Out-of-Plane

ذرات آورده شده است. در فصل سوم و چهارم به بررسی و شناخت دستگاه تنفسی و همچنین نحوه ساخت مدل هندسی بکار گرفته شده در این پروژه پرداخته شده است.

فصل پنجم به نگرش های مختلف ردیابی ذرات در یک محیط پیوسته و همچنین بررسی عملکرد نرم افزار بکار گرفته شده در ردیابی ذرات پرداخته می شود. فصل ششم به نحوه ساخت شبکه محاسباتی و همچنین شرایط مرزی مربوط به جریان و همچنین توزیع ذرات در ورودی اختصاص دارد. در فصل هفتم نتایج حاصله مورد بحث و بررسی قرار گرفته شده است. در فصل هشتم نیز نتایج کلی حاصله از این مطالعه، جنبه های جدید کار و همچنین پیشنهاد بمنظور ادامه کار آورده شده است.

فصل دوم

مقدمه ای بر ائروسول

۲-۱- مقدمه

ذرات میکروسکوپی شناور در هوا انواع مختلفی دارند: ذرات خاک، دود ناشی از نیروگاه‌ها، ذراتی که در اثر فعالیت شیمیایی نور تشکیل می‌شوند، ذرات نمک حاصل از تبخیر آب اقیانوسها و همچنین ابرهایی که از ذرات آب و یخ تشکیل شده‌اند. ذراتی که در بالا دسته بندی شد از لحاظ توانایی و عملکرد بسیار با هم متفاوت هستند. البته این تفاوت نه تنها در وضوح و مشاهده این ذرات، بلکه در اثرگذاری آنها بر روی سلامت و کیفیت زندگی ما می‌باشد. این ذرات معلق در هوا همگی مثالهایی از ائروسول هستند. ائروسول‌ها سیستم‌های دو فازی هستند که شامل ذرات و همچنین گازی که ذرات در آن معلق است بوده و در پدیده‌های مختلفی در طبیعت از قبیل گرد و خاک، مه، دود، ... حضور دارند. به دلیل اینکه میزان خطرات ناشی از ذرات تنفسی علاوه بر وابسته بودن به خصوصیات شیمیایی ذرات به خواص فیزیکی آنها نیز بستگی دارد، شناخت خصوصیات ائروسول‌ها به منظور ارزیابی خطرات ناشی از این ذرات مورد نیاز است.

۲-۱-۱- اندازه، شکل ذره

اندازه‌ی ذره یکی از مهمترین پارامترهایی است که به منظور تشخیص رفتار یک ائروسول از آن استفاده می‌شود. تمام مشخصات ائروسول به اندازه ذره وابسته است. به همین دلیل نیاز است که از یک دیدگاه میکروسکوپی به منظور بررسی خصوصیات یک ذره استفاده شود. خصوصیت یک ائروسول می‌تواند به وسیله انتگرال‌گیری بر روی محدوده‌ی تمام اندازه‌های موجود در آن به دست آید.

ذرات ائروسول مایع تقریباً همیشه به صورت کروی هستند. ذرات ائروسول جامد معمولاً دارای شکل های پیچیده ای می باشند. در توسعه ی تئوری خصوصیات ائروسول، فرض کروی بودن ذرات ضروری به نظر می رسد. ضرایب تصحیح و استفاده از قطرهای معادل این تئوری را برای ذرات، غیر کروی، کاربردی می سازد. قطر معادل، قطر ذره ی کروی است که همان خصوصیات فیزیکی ذره نامنظم و غیر کروی دارد، را دارا می باشد.

۲-۲- حرکت یکنواخت ذره

معمول ترین و شاید مهمترین نوع حرکت یک ذره حرکت مستقیم الخط پایدار می باشد. این حرکت یکنواخت معمولاً ناشی از اثر دو نیرو، یک نیروی خارجی ثابت مانند گرانش و یا نیروی الکتریکی و دیگری نیروی مقاوم گاز در مقابل حرکت ذره می باشد. تحلیل و بررسی حرکت یکنواخت ذره به منظور مطالعه ی ائروسول ها بسیار مفید است، زیرا در بسیاری از شرایط ذرات ائروسول دارای حرکت با سرعت ثابت می باشند. نیروی مقاوم گاز به سرعت نسبی بین ذره و گاز بستگی دارد.

۱-۲-۲- نیروی مقاوم نیوتنی

معادله ی عمومی برای نیروی مقاوم در مقابل حرکت یک کره در یک گاز به وسیله نیوتن بدست آمده است. نیوتن این قانون را بر این اساس استوار ساخت که نیروی مقاومی که یک جسم کروی که در هوا در حال حرکت است تجربه می کند نتیجه شتاب جریان هوایی است که در اثر عبور جسم کروی به اطراف جسم منحرف می شود. در یک ثانیه جسمی کروی با قطر d ، گازی معادل با سطح تصویر شده در راستای حرکت ضرب در سرعت کره را به اطراف منحرف می کند.

جرم این مقدار از گاز برابر است با:

$$\dot{m} = \rho_g \frac{\pi}{4} d^2 V \quad (1-2)$$

شتاب گاز جابجا شده متناسب با سرعت نسبی بین کره و گاز است و بنابراین تغییر مومنتوم به ازای واحد زمانی برابر است با:

$$\alpha \dot{m} V = \rho_g \frac{\pi}{4} d^2 V^2 \quad (2-2)$$

این نرخ تغییر مومنتوم معادل است با نیرویی که برای حرکت کره در گاز مورد نیاز است، بنابراین نیروی مقاوم گاز و یا نیروی درگ F_D را می توان به صورت زیر نوشت:

$$F_D = K \frac{\pi}{4} \rho_g d^2 V^2 \quad (3-2)$$

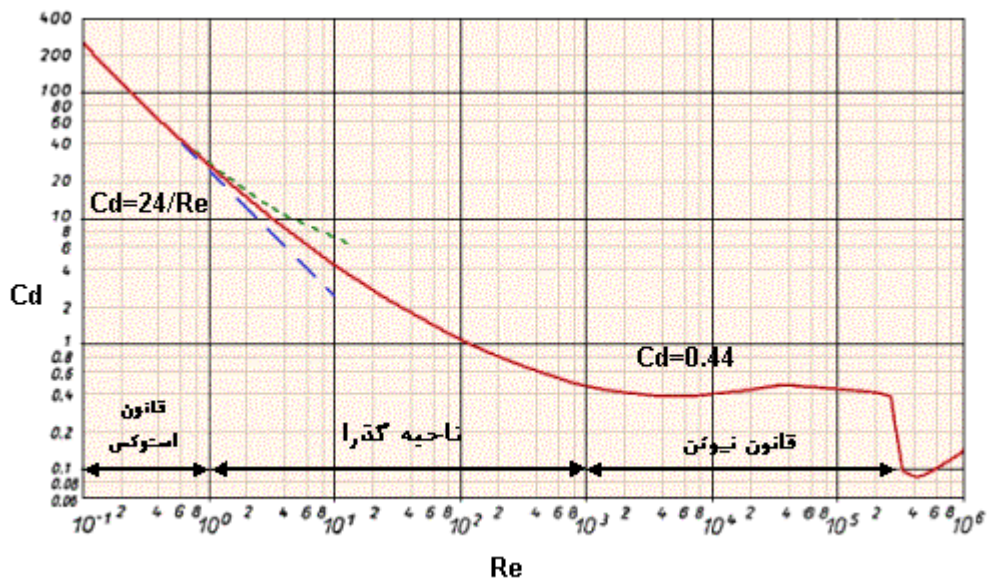
که K ثابت تناسب است. اولین بار نیوتن به این نکته پی برد که K مستقل از سرعت برای یک شکل معین است. این نکته برای حرکت ذرات با عدد رینولدز بالاتر از ۱۰۰۰ معتبر است. معادله (۳-۲) قانون مقاومت نیوتن است. شکل عمومی تر این معادله به صورت زیر است:

$$F_D = C_D \frac{\pi}{8} \rho_g d^2 V^2 \quad (4-2)$$

این فرم عمومی معادله نیوتن است که برای تمام ذرات که دارای حرکت زیر صوتی هستند معتبر است. ضریب درگ بی بعد برای تمام کره هایی که دارای $Re > 1000$ هستند ثابت است، اما به ازای $Re < 1000$ همانطور که در شکل (۲-۲) مشخص است، تغییر می کند. منحنی نشان داده شده در شکل (۲-۲) برای اشکال کروی صادق است، سایر اشکال دارای منحنی های مشابهی هستند.

معادله نیوتن بر اساس نیروی اینرسی گاز بدست آمده و برای حرکت با اعداد رینولدز بالا قابل کاربرد بوده و برای ذراتی با اعداد رینولدز ۱۰۰۰ تا 2×10^5 ، C_D یک مقدار ثابت نزدیک به ۰/۴۴ است. برای اعداد رینولدز کمتر از ۱۰۰۰، برای محاسبه مقدار دقیق C_D نیاز است که عدد رینولدز ذره مشخص باشد، از آنجاییکه در اکثر مسائل حرکت ذره، قطر و یا سرعت ذره یکی از مجهولات مسئله می باشد بنابراین مقدار عدد رینولدز را قبل از اینکه مسئله حل شود، نمی توان محاسبه کرد.

در سمت چپ نمودار log-log نشان داده شده در شکل (۲-۲)، محدوده ای وجود دارد که روند تغییرات ضریب



شکل (۲-۱). تغییرات ضریب درگ بر حسب عدد رینولدز برای یک ذره کروی

درگ بر حسب رینولدز در آن بصورت خطی است. این محدوده، محدوده استوکس نامیده می شود. بین دو محدوده خطی این نمودار یعنی ناحیه نیوتنی و ناحیه استوکس، ناحیه گذرایی وجود دارد که رابطه بین ضریب درگ و رینولدز در این ناحیه می تواند بصورت زیر بیان شود:

$$C_D = \frac{24}{Re} (1 + 0.15 Re^{0.687}) \quad (۲-۵)$$

که با رابطه تجربی بدست آمده توسط کلیفت و همکاران (۱۹۷۸)، همبستگی خوبی دارد بطوری که به ازای $Re < 800$ دارای اختلاف ۴ درصد و برای $Re < 1000$ دارای اختلاف ۷ درصد است.