

Computational Modeling of Micro-particle Deposition in the Second Generation of Bronchial tree (of Human Pulmonary System)

H. Ghasemi^{1*}, M.S. Saidi², B. Firoozabadi³

^{1*}M.Sc, Mechanical Engineering Department, Faculty of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

²professor, Mechanical Engineering Department, Faculty of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, M.S.Saidi@sharif.edu

³professor, Mechanical Engineering Department, Faculty of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, Firoozabadi@sharif.edu

Abstract

Knowledge regarding particle deposition processes in the pulmonary system is important in aerosol therapy and inhalation toxicology applications. The present work describes a computational model of human lung airway consisting of the three-generation pathway from the trachea down to segmental bronchi. In order to more appropriately model human air passage, an asymmetric geometry (i.e. three generation airway) is extracted from the 1th to 3th branches of the Housfield model and on dealing with the complexities of simulations (e.g. computation time) structured mesh is developed which also leads to more accurate computations. The fully three-dimensional incompressible laminar Navier–Stokes equations and continuity equation have been solved using CFD home code on generated mesh. Computations are carried out in the Reynolds number range of 800–1800, corresponding to mouth-air breathing rates ranging from 0.18 to 0.41 l/s, representative. The study leads to establishing relations for overall particle deposition efficiency in the second generation of bronchial tree as a function of two dimensionless groups of Reynolds and Stocks numbers. Furthermore, interpretation of correlations are enlightened the fact of that in the initial generations of bronchial trees, consideration of asymmetric geometry has a significant influence on the particle deposition pattern. The results of the paper are valuable in aerosol therapy and inhalation toxicology.

Key words: Lung Airway, Housfield model, CFD, Structured Mesh, Particle Deposition, Fluent.

* Corresponding author

Address: Mechanical Engineering Department, Faculty of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

Tel: +98 21 66165501

Fax: +98 21 66000021

E-mail: Ghasemi.Hossein84@gmail.com

مدل‌سازی جذب ذرات میکرونی در نسل دوم مجاری هوایی ریه انسان بر اساس مدل هورسفیلد

حسین قاسمی^{۱*}، محمد سعید سعیدی^۲، بهار فیروزآبادی^۳

^۱دانش آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.
^۲استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران Mssaidi@sharif.edu
^۳استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران Firoozabadi@sharif.edu

چکیده

ساختار مجاری هوایی دستگاه تنفسی انسان پیچیده و در عین حال کاملاً متغیر است. بسیاری از مواد درمانی که به منظور درمان بیماری‌های ریوی استفاده می‌شوند، بصورت ذرات ائروسول وارد مجاری هوایی ریه می‌شوند. چنین فرایند درمانی نیازمند حرکت و جذب ذرات در نواحی مشخصی از ریه است. در مطالعه حاضر، مدل شامل سه نسل اول از مجاری هوایی هدایتی دستگاه تنفسی انسان بر اساس اطلاعات مدل هورسفیلد، ساخته شده است. با استفاده از روش تولید شبکه ساختاریافته برای مدل‌های پیچیده، به منظور افزایش دقت و کاهش هزینه‌های محاسباتی، برای این مدل -که مدلی نامتقارن و پیچیده است- شبکه ساختاریافته تولید شد. جریان آرام و سه‌بعدی به ازای دبی $0/18 \text{ lit/s}$ و $0/41 \text{ lit/s}$ در ورودی مدل مطالعه شد. این محدوده دبی به منظور آرام ماندن جریان انتخاب شد که مربوط به حالت استراحت تا فعالیت سبک انسان است. الگوی سرعت یکنواخت در حالت پایا شرط مرزی ورودی مسأله است. توزیع ذرات بر اساس الگوی سرعت اولیه ورودی با تعداد ذرات 18000 عدد استفاده شده است. به منظور مطالعه حرکت و جذب ذرات از عدد بی بعد استوکس استفاده شد. مسأله برای رینولدزهای 800 ، 1201 ، 1486 و 1800 و در اعداد استوکس مختلف $0/25$ ، $0/51$ ، $0/76$ و $1/02$ حل شد. به منظور کاهش آثار شرط مرزی بالادست و پایین‌دست، مطالعه برای نسل دوم مجاری انجام شد. برای حل میدان جریان از نرم‌افزار فلونت و برای ردیابی ذرات از کد ردیاب نوشته شده، استفاده شد. در نهایت رابطه‌ای برای راندمان کلی جذب ذرات در نسل دوم مجاری بر اساس اعداد بی بعد رینولدز و استوکس به دست آمد.

کلید واژگان: مجاری ریه، مدل هورسفیلد، شبیه‌سازی عددی، شبکه ساختاریافته، انتقال و جذب ذرات، فلونت.

عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، قطب علمی تبدیل انرژی، کدپستی: ۱۱۱۵۵-۹۵۶۷

تلفن: ۰۲۱-۶۶۱۶۵۵۰۱، دورنگار: ۰۲۱-۶۶۰۰۰۲۱، پیام نگار: Ghasemi.Hossein84@gmail.com

۱- مقدمه

بسیاری از مواد درمانی که به منظور درمان بیماری‌های ریوی استفاده می‌شوند بصورت ذرات ائروسول وارد مجاری هوایی ریه می‌شوند. 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 خطرهای ناشی از این ذرات و یا آثار دارویی و درمانی آن‌ها مورد نیاز است. 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. همچنین از آنجایی که مطالعات آزمایشگاهی در زمینه انتقال و جذب ذرات در مجاری هوایی می‌تواند بسیار دشوار و هزینه‌بر باشند، مدل‌سازی‌های عددی در کنار معهود نتایج آزمایشگاهی می‌تواند به طور فزاینده‌ای در پیشبرد این زمینه از علم نقش مهمی ایفا کنند.

وایبل^۱ [۱] مدل ایده آلی از ریه یعنی مدلی با تقسیم‌های دو شاخه‌ای و متقارن را در سال ۱۹۶۳ ارائه کرد. در مقابل هورسفیلد^۲ و همکاران [۲] اطلاعاتی راجع به عدم تقارن دستگاه تنفسی انسان در سال ۱۹۷۱ منتشر کردند. در سال ۱۹۷۶ رابی^۳ و همکاران [۳] مدلی از ریه را بصورت کلی و لوبی ارائه کردند. روش‌های جدید تصویر برداری، متخصصان را قادر ساخت جزئیات بیشتری از دستگاه تنفسی انسان را ثبت کنند. برای مثال، لی^۴ و همکاران [۴] با استفاده از اطلاعات بدست آمده از سی-تی اسکن، مدلی نیمه اتوماتیک 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 شده است. البته این تحقیقات

غالباً بر اساس اطلاعات هندسی مدل وایبل و یا بر اساس برخی مدل‌های واقعی‌تر انجام شده است. برای مثال، کومر^۵ و همکاران [۵] الگوی جریان و توزیع ذرات در مدلی با دو نسل و بصورت متقارن را بررسی کرده‌اند. ژانگ^۶ و کلینستروئر^۷ [۶] و همچنین ژانگ و همکاران [۷] الگوی جریان گذرا و انتقال ذرات را در مدلی با سه نسل بصورت متقارن و همچنین نشست مایکرو-نانو ذرات را در مدلی 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^۸ و همکاران [۸] جریان هوای دائمی و نشست ذرات را بر اساس مدلی متقارن و در چهار نسل از مجاری تنفسی انسان مطالعه کردند.

تحقیقات انجام شده‌ای که تاکنون مرور شد بر اساس مدل ایده آلی وایبل [۱] بود که در مطالعات برخی از مشخصات هندسه واقعی چشم‌پوشی شده است. در مقابل کالی^۹ و همکاران [۹] و همچنین اربروگن^{۱۰} و همکاران [۱۰] مدل اصلاح شده هورسفیلد و همکاران [۲] را به منظور مدل‌سازی میدان جریان هوا و نشست مایکرو ذرات استفاده کردند. نکته قابل توجه این است که در سال‌های اخیر اکثر مطالعات بر اساس مدل هورسفیلد [۲] - که مدلی نامتقارن است - انجام شده است.

۲- روش شبیه‌سازی عددی

۲-۱- ساخت هندسه مجاری و شبکه‌بندی

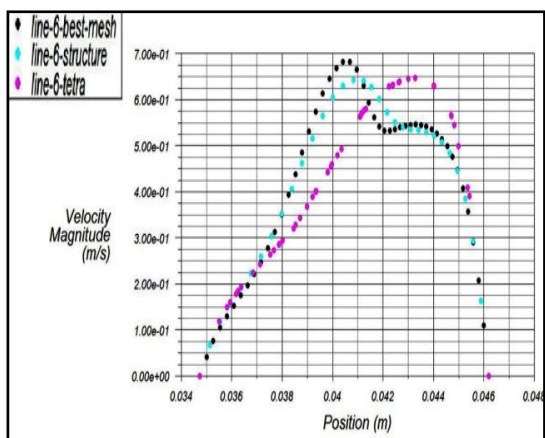
در این مقاله، مدلی سه بعدی در سه نسل اول از مجاری هوایی از نای تا شاخه‌های تقسیم‌شده بصورت مدل هورسفیلد صفحه‌ای بکار گرفته شده است. هورسفیلد و همکاران [۲] مشخصه‌های دستگاه تنفسی انسان را از نای تا شاخه‌های انتهایی آن، یعنی شاخه‌های تنفسی، با تأکید بر

¹Weibel
⁵Comer
⁹Calay

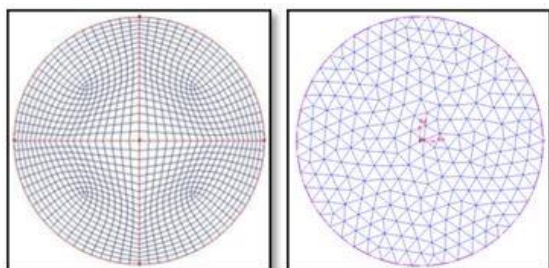
²Horsfield
⁶Zhang
¹⁰Ertebogen

³Raabe
⁷Kleinstreuer

⁴Ley
⁸Nowak

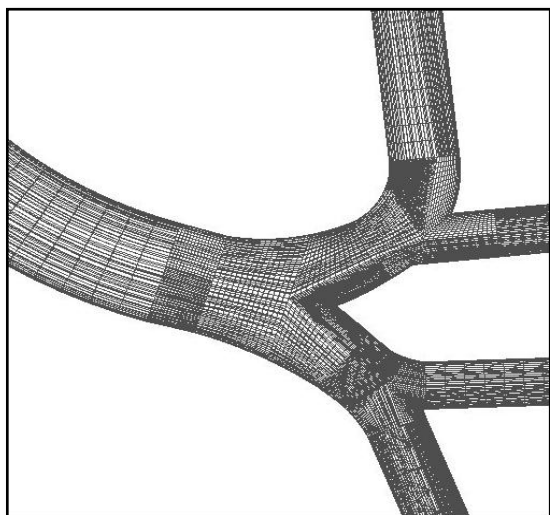


شکل (۲) - مقایسه اندازه سرعت در مقطع G-G' برای شبکه ساختاریافته و غیر ساختاریافته



شبكة ساختاریافته شبكة غیر ساختاریافته

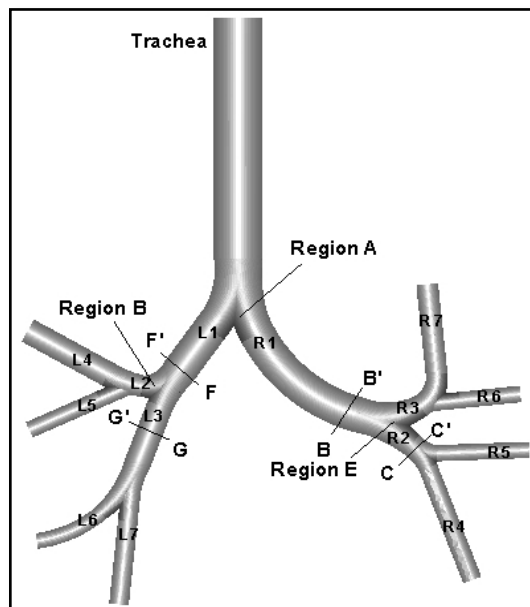
شکل (۳) - طرح مقطع شبکه بندی



شکل (۴) - طرح قسمتی از شبکه بندی ساختاریافته مدل

۲-۲- معادلات حاکم بر جریان، انتقال و جذب ذرات
 معادلات حاکم بر جریان شامل معادلات پیوستگی [رابطه (۱)] و معادله مومنتوم [رابطه (۲)] است.

ویژگی های نامتقارن ریه انسان اندازه گیری کرده اند. آنها دستگاه تنفسی را به سه ناحیه شاخه های مرکزی هدایت هوا، مجاری هدایت بین لویی و شاخه های تنفسی تقسیم کردند. شکل (۱) مدل صفحه ای هورسفیلد [۲] را نشان می دهد.



شکل (۱) - مدل هورسفیلد [۲] صفحه ای

برای این مدل - که مدلی نامتقارن است - شبکه ساختاریافته تولید شده است. با توجه به بررسی انجام شده به منظور دستیابی به دقت بیشتر، نتایج اندازه سرعت در مقطع G-G' بررسی شده است. این بررسی نشان می دهد شبکه ساختاریافته در مقایسه با شبکه غیر ساختاریافته با تعداد سلول محاسباتی برابر دارای نتایج دقیق تری است. برای دستیابی به دقت های بیشتر در شبکه غیر ساختار یافته ناگزیر باید تعداد سلول محاسباتی آن افزایش یابد. این امر منجر به افزایش هزینه محاسباتی و همچنین زمان حل می شود؛ لذا استفاده از شبکه ساختار یافته علاوه بر دقت بیشتر نتایج به کاهش هزینه محاسباتی و زمان حل نیز منتج می شود. شکل (۲) مقایسه الگوی اندازه سرعت در دو نوع شبکه بندی، شکل (۳) مقطع شبکه بندی غیر ساختاریافته و ساختاریافته و شکل (۴) طرح قسمتی از شبکه ساختاریافته تولید شده را نشان می دهد.

$$\text{ذرات جذب شده در ناحیه‌ای مشخص} \\ \text{کل ذرات وارد شده به نای} = \text{راندمان جذب کلی} \quad (۷)$$

۲-۳- شرایط مرزی جریان و ذرات

جریان آرام و سه‌بعدی به ازای دبی ۰/۱۸ lit/s و ۰/۴۱ lit/s در ورودی مدل مطالعه شده است. این محدوده دبی جهت آرام ماندن جریان سیال انتخاب شده، و مربوط به حالت استراحت تا فعالیت سبک انسان است. به منظور یافتن رابطه رسوب ذرات به حل مسأله در چند رینولدز^{۱۴} متفاوت بین این دو مقدار نیاز است؛ لذا مسأله برای رینولدزهای ۸۰۰، ۱۲۰۱، ۱۴۸۶ و ۱۸۰۰ در اعداد استوکس مختلف ۰/۰۲۵، ۰/۰۵۱، ۰/۰۷۶ و ۰/۱۰۲ حل شده است. علت انتخاب این اعداد موجود بودن نتایج حل آزمایشگاهی و عددی و به منظور مقایسه کار حاضر با نتایج موجود آنها است. شایان ذکر است در حالت کلی، گذر از جریان آرام به آشسته در جریان داخل مجاری بسته در $Re=2500$ اتفاق می‌افتد. پیشینه عدد رینولدز مربوط به دو حالت تنفسی گفته شده در نای اتفاق می‌افتد که به ترتیب برابر با ۸۰۰ و ۱۸۰۰ است. بنابراین فرض جریان آرام صحیح است.

هوا با دمای $25^\circ C$ ، لزجت دینامیکی 5 kg/m.s و چگالی $1/78 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ بعنوان محیط پیوسته در نظر گرفته شده است. در ورودی شرط مرزی سرعت یکنواخت و در خروجی شرط مرزی جریان توسعه یافته اعمال شده است. توزیع ذرات بر اساس الگوی سرعت اولیه ورودی با تعداد ذرات ۱۸۰۰۰ عدد است.

با توجه به اینکه در جریان سیال شرایط پایین‌دست و بالادست جریان در نتایج تأثیرگذار بوده؛ همچنین شرایط مرزی متفاوت اعمال شده در ورودی و خروجی‌ها منتج به یافتن پاسخ‌های گوناگون در حل مسأله می‌شود؛ و از طرف دیگر در دست نبودن شرایط مرزی دقیق و منطبق بر فیزیک

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho U) = 0 \quad (۱)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho U) + \nabla \cdot (\rho U^2) = -\nabla p + \nabla \cdot (\tau) + \rho g + F \quad (۲)$$

همچنین برای ردیابی ذرات از کد تولیدی استفاده شده است که به صورت یو-دی-اف در نرم‌افزار فلوئنت^{۱۱} اضافه می‌شود. میدان سیال با استفاده از روش اویلری و رفتار ذرات به صورت لاگرانژی حل شده‌اند. مسیر حرکت ذرات از انتگرال‌گیری از معادله نیروهای وارد بر ذرات به دست می‌آید. این معادلات، اینرسی ذره را با نیروهایی برابر قرار می‌دهد که بر ذره اعمال می‌شود و آن را می‌توان به شکل زیر نوشت:

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

جمله اول طرف راست معادله ۳ نیروی هم‌جهت با جریان وارد بر واحد جرم ذره و جمله دوم، نیروی وزن وارد بر واحد جرم ذره است. همچنین نیرو و ضریب عمود بر مسیر جریان با روابط (۴) و (۵) تعریف می‌شوند:

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

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

برای یافتن رابطه راندمان جذب از عدد بدون بعد استوکس^{۱۲} استفاده می‌کنیم. این عدد با رابطه (۶) تعریف می‌شود:

$$St = \frac{\rho_p d_p^2 \bar{u}_f}{18\mu D} \quad (۶)$$

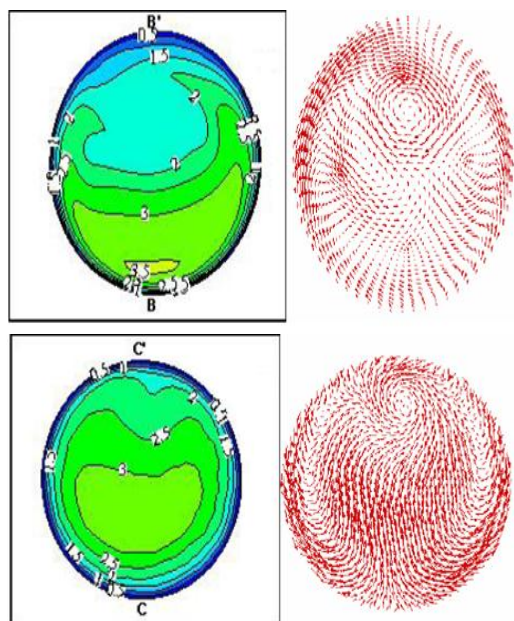
که، ρ_p چگالی ذره، d_p قطر ذره، \bar{u}_f سرعت متوسط سیال، μ لزجت دینامیکی و D قطر مجرا است. در اینجا استوکس ذرات بر حسب قطر و سرعت متوسط سیال در ورودی نای تعریف می‌شود.

همچنین راندمان کلی جذب (DF)^{۱۳} نیز با رابطه (۷)

تعریف می‌شود:

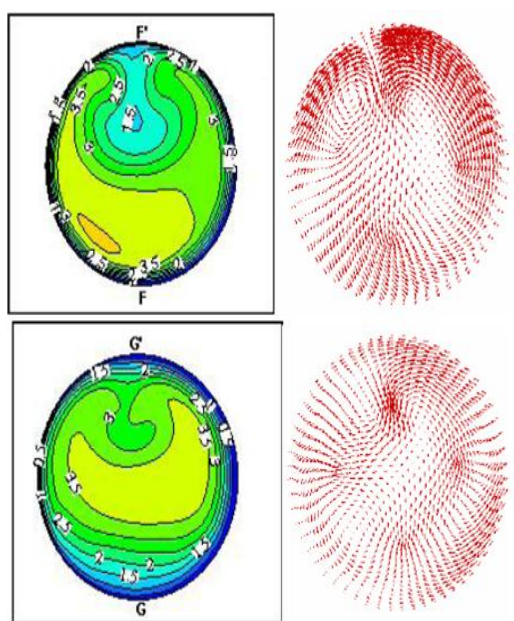
^{۱۱}Fluent^{۱۲}Stokes^{۱۳}Deposition Fracture^{۱۴}Reynolds

دارای سرعت بیشتری در مقایسه با بخش بالایی آن است؛ بنابراین در شاخه R۱ جریان در نزدیکی دیواره پایینی دارای سرعت بیشتری در مقایسه با دیواره بالایی آن است. با حرکت جریان به سمت مقطع B-B' گردابه‌ای تقریباً در مرکز مجرا در مقطع B-B' مشاهده می‌شود.



شکل (۵) - نمایش نمایه‌های مقدار سرعت (سانتیمتر بر ثانیه) و

بردار جریان ثانویه در صفحات سمت راست مدل



شکل (۶) - نمایش نمایه‌های مقدار سرعت (سانتیمتر بر ثانیه) و

بردار جریان ثانویه در صفحات سمت چپ مدل

واقعی جریان؛ لذا برای کاهش و به حداقل رساندن تأثیر شرایط مرزی در دقت نتایج و در نهایت یافتن رابطه‌ای با دقت زیاد، نسل دوم مجاری برای یافتن رابطه راندمان جذب ذرات انتخاب شده است.

۳- نتایج و تحلیل آن

در این بخش نتایج حاصل از شبیه‌سازی، انتقال و جذب ذرات در دو بخش ۱-۳ و ۲-۳ و در بخش ۳-۳ نتایج حاصل از کار حاضر با سایر کارهای تجربی و عددی موجود بحث و بررسی می‌شود. همچنین در انتهای این بخش، یعنی بخش ۳-۴، رابطه راندمان جذب ذرات در نسل دوم مجاری بیان می‌شود.

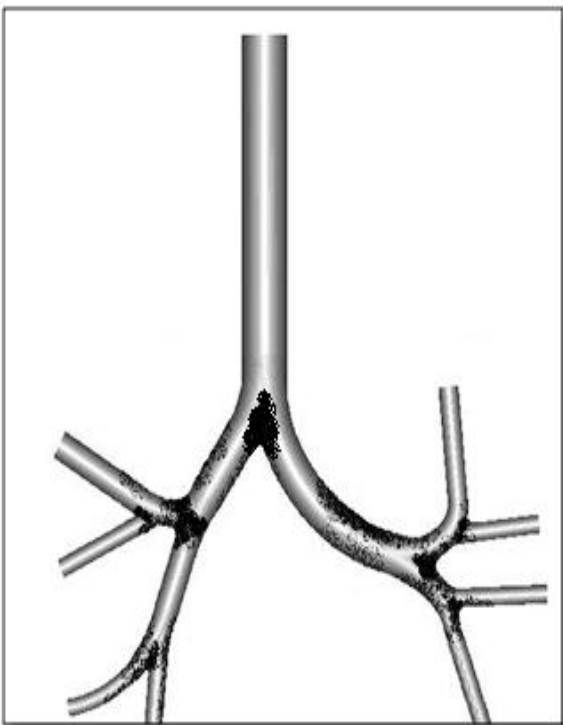
۳-۱- تحلیل میدان جریان

در این بخش به بررسی جریان هوا در مدل صفحه‌ای هورسفیلد [۲] در حالت جریان دائمی می‌پردازیم. الگوی سرعت سهموی به ازای دبی ۰/۲۵ lit/s به عنوان شرط ورودی در نظر گرفته شده است. دو مسیر حرکت جریان به منظور بررسی جریان در آنها انتخاب شده است. ناحیه‌ها و سطوح مقطعی که الگوی جریان در آنها بررسی شده‌اند در شکل (۱) نشان داده شده‌اند. با توجه به هدف کار حاضر-که یافتن رابطه جذب ذرات برای نسل دوم مجاری است- نتایج تحلیل میدان جریان نیز در این نواحی بررسی شده است.

ابتدا به بررسی جریان هوا در مجاری سمت راست و سپس مجاری سمت چپ مدل می‌پردازیم. مقدار و بردار سرعت در شکل‌های (۵) و (۶) نشان داده شده است. با حرکت جریان هوا در نای تغییر قابل ملاحظه‌ای در الگوی سرعت رخ نمی‌دهد. با رسیدن جریان به اولین انشعاب در ناحیه A جریان به دو قسمت تقسیم می‌شود.

با حرکت جریان به سمت پایین شاخه R۱ - همانطور که در سطح مقطع B-B' دیده می‌شود- بخش پایینی این مقطع

می‌شوند. البته میزان جذب در شاخه L۱ بسیار کمتر از شاخه R۱ است و این به دلیل انحنای بیشتر شاخه R۱ در مقایسه با L۱ است. به دلیل اینکه در ناحیه B انحراف شاخه L۳ در مقایسه با امتداد L۱ کم است، ذرات کمی در شاخه L۲ جذب می‌شوند. تعداد با ورود جریان به ناحیه D و تقسیم آن در این ناحیه، مجدداً شاهد جذب ذرات در ناحیه کارینا هستیم.



شکل (۷) - نمایش الگوی جذب ذرات به ازای رینولدز ۱۲۰۱ و

$$St=0.076$$

۳-۳- مقایسه با نتایج سایر محققان

به دلیل اینکه اطلاعات تجربی و تئوری مربوط به جذب ذرات در ناحیه A موجود است، مبنای مقایسه در این قسمت بر اساس راندمان جذب در ناحیه A بنا نهاده شده است. کای^{۱۶} و یو^{۱۷} [۱۱] به منظور پیش‌بینی میزان جذب ذرات در هندسه‌ای متقارن رابطه تئوری ۸ را بصورت زیر ارائه کرده‌اند:

$$DF = \frac{4 \sin \alpha}{\pi(R/R_0)} St \quad (۸)$$

جریان پس از عبور از مقطع B-B' در ناحیه E مجدداً تقسیم شده؛ وارد مجاری پایینی می‌شود. پس از تقسیم جریان در این ناحیه، در مقطع C-C' مشاهده می‌شود که بیشینه مقدار سرعت در بخش مرکزی مجرا اتفاق می‌افتد. الگوی جریان ثانویه در این مقطع نشان می‌دهد جریان تمایل به حرکت به سمت دیواره بیرونی مجرا دارد. همچنین گردابه‌ای در نزدیکی دیواره بیرونی مشاهده می‌شود.

با ورود جریان به مجاری که در سمت چپ مدل قرار گرفته‌اند، در مقطع F-F' ملاحظه می‌شود در حرکت جریان به سمت پایین دست به تدریج جریان با امتداد مجرا هم‌راستا شده؛ از قدرت جریان ثانویه در این مقطع کاسته می‌شود. با توجه به الگوی جریان ثانویه ملاحظه می‌شود جریان همچنان متمایل به سمت دیواره داخلی مجرا است و دو گردابه نیز در مجاورت دیواره بالایی وجود دارند.

در مقطع G-G' سرعت جریان در مرکز این مقطع بیشتر از سایر نقاط است. به دلیل فاصله داشتن این مقطع از محل انشعاب قدرت جریان ثانویه در این مقطع کاسته شده؛ در بخش بالایی این مقطع گردابه‌ای ملاحظه می‌شود.

۳-۲- نحوه جذب ذرات در دیواره‌ها

ذرات پس از عبور از اولین انشعاب در ناحیه A به دلیل آثار اینرسی تمایل به ادامه مسیر خود یعنی امتداد نای دارند؛ لذا بخشی از ذرات در اولین دوشاخگی جذب می‌شوند.

ذرات پس از عبور از مقطع B-B' وارد ناحیه E می‌شوند. در این ناحیه هر دو شاخه منشعب شده از R۱ دارای زاویه نسبتاً زیادی نسبت به امتداد R۱ هستند. ذرات پس از عبور از صفحه B-B' تمایل به ادامه حرکت در امتداد شاخه R۱ دارند؛ به همین دلیل اکثر ذرات در این ناحیه به کارینا^{۱۵} برخورد کرده و جذب می‌شوند [شکل (۷)].

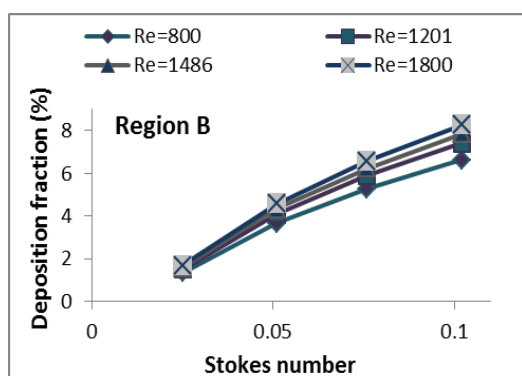
با ورود ذرات به شاخه L۱ به دلیل سرعت زیاد جریان در کنار این دیواره تعدادی از ذرات در این شاخه جذب

¹⁵Carina

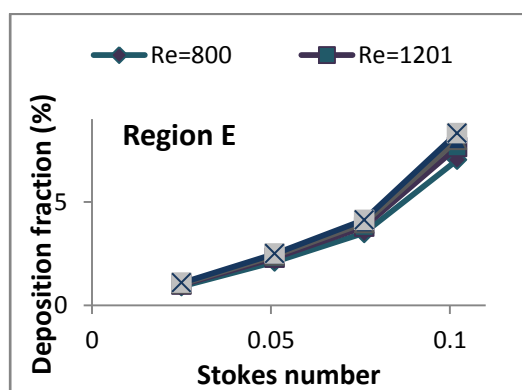
¹⁶Cai

¹⁷Yu

دو عدد بدون بعد استوکس و رینولدز وابسته است. هدف نهایی در مطالعه حاضر این است که رابطه‌ای برای راندمان جذب ذرات در نسل دوم مجاری بیابیم. برای این منظور همانطور که قبلاً ذکر شد، مسأله در چند رینولدز مختلف ۸۰۰، ۱۲۰۱، ۱۴۸۶ و ۱۸۰۰ و برای اعداد استوکس مختلف ۰/۰۲۵، ۰/۰۵۱، ۰/۰۷۶ و ۰/۱۰۲ حل، و از نتایج حاصل آن برای یافتن رابطه راندمان جذب استفاده شد شکل (۹) و شکل (۱۰) راندمان جذب کلی ذرات در نواحی B و E - که بیانگر نسل دوم مجاری هستند - را نشان می‌دهد.



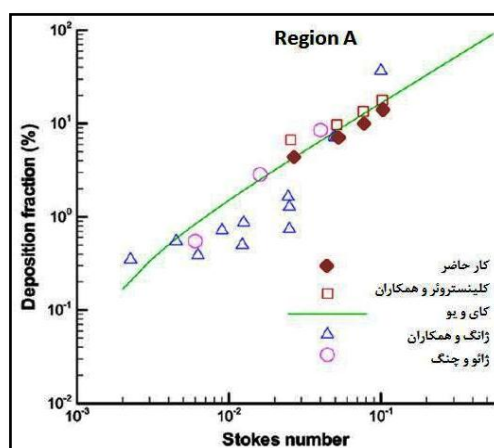
شکل (۹) - راندمان کلی جذب در ناحیه B



شکل (۱۰) - راندمان کلی جذب در ناحیه E

برای یافتن رابطه راندمان جذب، بر هر یک از منحنی‌های فوق بهترین و ساده‌ترین منحنی ممکن را برازش کرده؛ معادله آن را می‌نویسیم [شکل (۱۱) و شکل (۱۲)]. همانطور که در دو شکل (۱۱) و (۱۲) مشاهده می‌شود، با توجه به تفاوت راندمان جذب در نسل دوم مجاری در طرف راست و چپ مدل، دو رابطه برای راندمان جذب

که در این رابطه DF راندمان کلی جذب، α زاویه بین شاخه دختر و امتداد شاخه مادر، R و R_0 به ترتیب شعاع شاخه دختر و مادر و St، عدد استوکس در ورودی شاخه مادر است. همچنین ژائو^{۱۹} و چنگ^{۲۰} [۱۲] میزان جذب ذرات را در مدلی واقعی از مجاری بالایی دستگاه تنفسی اندازه‌گیری کردند. ژانگ و همکاران [۷] راندمان جذب را در مدلی واقعی و اصلاح شده، از حلق تا نای - که در ادامه شاخه نای به یک مدل وایبل [۱] متصل بود - به طور محاسباتی بررسی کردند. لی و کلینستروتر [۱۳] نیز راندمان جذب ذرات را در مدلی سه نسلی و با استفاده از مدل هورسفیلد [۲] بصورت عددی شبیه‌سازی کردند. در شکل (۸) نتایج حاصل از مدل‌سازی حاضر با نتایج سایر محققان مقایسه شده است. همانطور که در این شکل مشاهده می‌شود، نتایج کار حاضر مطابقت خوبی را با رابطه تئوری کای و یو [۱۱] و نتایج تجربی ژائو و چنگ [۱۲] و همچنین نتایج عددی ژانگ و همکاران [۷] و لی و کلینستروتر [۱۳] نشان می‌دهد.



شکل (۸) - مقایسه راندمان جذب ذرات در ناحیه A با

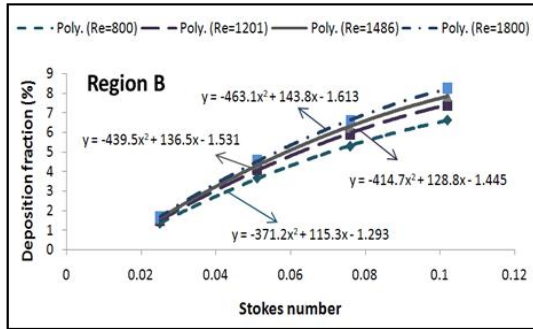
پژوهش‌های انجام شده

۳-۴ - یافتن رابطه راندمان کلی جذب ذرات در نسل

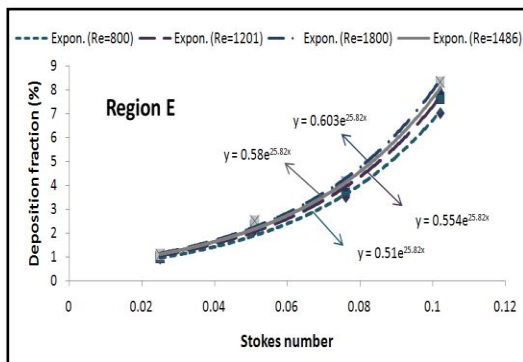
دوم مجاری

طبق مطالعات انجام شده در زمینه رسوب ذرات و راندمان جذب، لی و کلینستروتر [۱۳] نشان دادند راندمان جذب به

مکانیسم اینرسی رسوب می‌کنند. همچنین با توجه به وجود جریان‌های ثانویه در شاخه‌ها، تعدادی از ذرات نیز بر روی دیواره‌ها رسوب می‌کنند. در نهایت رابطه راندمان جذب ذرات در این دو ناحیه بدست آمد؛ این روابط نشان می‌دهند که عدم تقارن نسبتاً شدیدی در مجاری اولیه ریه وجود دارد.



شکل (۱۱) - منحنی‌های برازش شده و معادلات آن در ناحیه B



شکل (۱۲) - منحنی‌های برازش شده و معادلات آن در ناحیه E

۵- مراجع

- [1] Weibel E.R., Morphometry of human lung; Berlin, Springer-Verlag, New York, 1963.
- [2] Horsfield K., Dart G., Olson D.E., Models of the human bronchial tree; J. Appl. Physiol., 1971; 31(2): 207-217.
- [3] Raabe O.G., Yeh H.C., Schum G.M., Phalen R.F., tracheobronchial geometry, i.e. human, dog, rat, hamster LF-53; Lovelace Foundation for medical Education and Research, Albuquerque, NM, 1976.
- [4] Ley S., Mayer D., Brook B.S., Van Beek E.J.R., Heussel C.P., Rinck, Radiological imaging as the basis for a simulation software of ventilation in the tracheo-bronchial tree; Eur. Radio., 2002; 12: 22181.

حاصل می‌شود. از طرف دیگر می‌دانیم رابطه مورد نظر رابطه‌ای با دو متغیر مستقل، عدد استوکس و عدد رینولدز است؛ به عبارت دیگر راندمان جذب تابعی دو متغیره از این دو متغیر مستقل است. برای یافتن ارتباط بین راندمان جذب کلی و عدد رینولدز کافی است رابطه بین ضرایب معادلات منحنی‌های برازش شده با عدد رینولدز را یافته؛ در نهایت رابطه راندمان کلی جذب بر حسب اعداد بدون بعد استوکس و رینولدز بدست می‌آید. در نهایت رابطه (۹) راندمان کلی جذب در ناحیه B، یعنی نسل دوم مجاری در طرف چپ مدل، و رابطه (۱۰) راندمان جذب کلی در ناحیه E، یعنی نسل دوم مجاری در طرف راست مدل، را بیان می‌کند:

$$DF(\%) = (-0.09 \text{Re} - 300.5) St^2 + (0.03 \text{Re} + 93.4) St - 0.4 \ln(\text{Re}) + 1.34 \quad (9)$$

$$DF(\%) = 0.13 \text{Re}^{0.21} * \text{EXP}(25.8 St) \quad (10)$$

در این روابط DF بیانگر راندمان کلی جذب، St نشان‌دهنده عدد استوکس و Re نشان‌دهنده عدد رینولدز است.

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله با استفاده از روش محاسباتی به شبیه‌سازی عددی میدان جریان و نحوه انتقال و پخش ذرات در سه نسل اول مجاری ریه با استفاده از مدل هورسفیلد [۲] پرداخته شد. هندسه سخت و پیچیده مجاری با استفاده از شبکه ساختاریافته به منظور دستیابی به دقت بیشتر شبکه‌بندی شد. همچنین برای دستیابی به نتایج با دقت بیشتر و کاهش آثار شرایط مرزی بالادست و پایین‌دست، مطالعه برای نسل دوم مجاری انجام شد. بررسی الگوی جریان و انتقال و جذب ذرات در مجاری نسل دوم در سمت چپ و راست مدل نشان می‌دهد که اغلب ذرات در ناحیه کارینا و با توجه به

- within human lung; *Respiratory Physiology and Neurobiology*, 2002; 130: 201-221.
- [10] Ertbruggen C.V., Hirsch C., Paiva M., Anatomically based three-dimensional model of airways to simulate flow and particle transport using computational fluid dynamic; *J. Appl. Physiol.*, 2005; 98: 970-980.
- [11] Cai F.S., Yu P.C., Inertial and interceptional deposition of spherical particles and fibers in a bifurcating airway; *J. Aerosol Sci.*, 1988; 19: 679-688.
- [12] Zhou Y., Cheng Y.S., particle deposition in first three generations of a human lung; *J. Aerosol Sci.*, 2000; 31: S140-S141.
- [13] Li Z., Kleinstreuer C., Zhang Z., Simulation of airflow fields and microparticle deposition in realistic human lung airway models. Part II. Particle transport and deposition; *European J. of Mech. B/Fluids*, 2007; 26: 650-668.
- [5] Comer j.K., Kleinstreuer C., Zhang Z., Flow structures and particle deposition patterns in double-bifurcation airway models. Part I. Airflow fields; *J. Fluid Mech*, 2001; 435: 25-54.
- [6] Zhang Z., Kleinstreuer C., Transient air flow structure and particle transport in a sequentially branching lung airway model; *Phys. Fluids*, 2002; 14(2): 862-880.
- [7] Zhang Z., Kleinstreuer C., Donohue J.F., Kim C.S., Comparison of micro- and nano- size particle deposition in human upper airway model; *Aerosol Sci. Technol.*, 2005; 36: 211-233.
- [8] Nowak N., Kakade P.P, Annaparagada A.V., Computational fluid dynamic simulation of airflow and aerosol in human lungs; *Ann. Biomedical Engrg.*, 2003; 31: 374-390.
- [9] Calay R.K., Kurujareon J., Holdo A.E., Numerical simulation of respiratory flow pattern