



شبیه‌سازی عددی جریان هوا در مجاری نای - برونشی انسان

یوسف بیناباجی^۱ و بهمن وحیدی^{۲*}^۱ کارشناسی ارشد هوافضا، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران^۲ استادیار مهندسی پزشکی، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران

مقاله مستقل، تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۰۷/۱۷؛ تاریخ بازنگری: ۱۳۹۶/۰۹/۰۸؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۳/۱۹

چکیده

در این مطالعه اثر دو شرط مرزی: (۱) دبی جریان خروجی یکسان در تمامی خروجی‌ها (۲) فشار ایستای برابر با صفر در تمامی خروجی‌ها و تغییرات دبی ورودی جریان روی توزیع دبی جریان، الگوی جریان و نواحی جریان بازگشتی، به صورت پایا در نرخ‌های تنفسی ۱۲ و ۴۸ لیتر بر دقیقه که به ترتیب در برگزیده جریان سیال به صورت آرام و آشفته است، برای مدلی سه بعدی، نامتقارن و شامل ۴ نسل از مجاری نای-برونشی به صورت عددی، مورد بررسی قرار گرفته است. تخمین توزیع دبی جریان در ریه در مقایسه با توزیع واقعی دبی در حالت استفاده از شرط مرزی ۱، به مراتب بهتر از شرط مرزی ۲ است. با افزایش دبی ورودی، توزیع دبی در حالت استفاده از شرط مرزی ۲ تغییر نمی‌کند، ولی در استفاده از شرط مرزی ۱ دست‌خوش تغییرات می‌شود. الگوی جریان در مقاطع پایینی به علت انحنای مجاری که باعث به وجود آمدن جریان دین می‌شود، به مراتب پیچیده‌تر از مقاطع بالایی است، به خصوص هنگامی که این انحنا در صفحه‌های غیر مسطح با مجرای قبلی باشد. نواحی جریان بازگشتی در حالت استفاده از شرط مرزی ۲، بیشتر از دیگر حالت‌ها است و با افزایش دبی ورودی بر تعداد آن‌ها افزایش می‌یابد.

کلمات کلیدی: آیرودینامیک؛ دینامیک سیالات محاسباتی؛ دارو رسانی؛ الگوی جریان؛ تنفس.

Computational Simulation of Airflow in the Human Trachea-Bronchial Airways

Y. Binabaji¹, B. Vahidi^{2*}¹ M.Sc. Graduate of Aero. Eng., Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran.² Assistant Prof., Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran.

Abstract

In this study, the effects of two boundary conditions: (1) the same flow rate in all outlets and (2) the same static pressure equal to zero in all outlets has been numerically examined in an asymmetrical model of trachea-bronchial tract. Correspondingly, the effects of the inlet flow rate changes on the flow distribution, flow patterns and the reverse flow zones were studied in breathing rates 12 and 48 lit/min which represent respectively laminar and turbulent flow for a 3D non-planar model of trachea-bronchial airways consists of 4 generations. The estimation of flow distribution obtained from the second boundary condition was more accurate when compared to the real distribution in the lungs. Using the first boundary condition, the flow distribution did not change when the inlet flow rate was increased. However, for the second boundary condition, little changes revealed. The flow pattern in the lower sections was more complex than the upper sections due to the bifurcations' curvature that causes the Dean-flow particularly when this curvature is in non-planar to the previous bifurcation. When the second boundary condition was used, the number of generated reverse flow zones was more than the other conditions and increased with increasing the inlet flow rate.

Keywords: Aerodynamics, Computational Fluid Dynamics; Drug Delivery; Flow Pattern; Respiration.

* نویسنده مسئول؛ تلفن: ۰۲۱-۸۶۰۹۳۰۲۱؛ فکس: ۰۲۱-۸۸۴۹۷۳۲۴
آدرس پست الکترونیک: bahman.vahidi@ut.ac.ir

۱- مقدمه

بسیاری از بیماری‌های تنفسی، ناشی از ذرات آلاینده معلق در هوای محیط زیست پیرامون انسان است که الگوی زندگی مدرن، عامل اصلی این آلاینده‌ها است. از این رو نه تنها تعداد افرادی که مبتلا به بیماری‌های تنفسی هستند، بلکه انواع این بیماری‌ها نیز در حال افزایش است. از طرفی درمان این گونه بیماری‌ها نیز غالباً با استفاده از داروهای استنشاقی و آبروسول‌های دارویی صورت می‌پذیرد [۱]. عوامل زیادی از قبیل، الگوی جریان هوا در مجاری، هندسه مجاری، اندازه ذرات، نیروی گرانش و ... در این فرآیند مؤثر است [۲ و ۳]. دانش مبتنی بر مکانیزم الگوی جریان هوا در مجاری گام نخست در شناخت حرکت ذرات و نشست آن‌ها در مجاری است. از این رو کومر و دیگران [۴]، مطالعات جامعی را بر روی دو مدل ایده‌آل متقارن یکی به صورت مسطح متقارن و دیگری به صورت غیر مسطح متقارن انجام دادند. این مدل‌ها شامل تنها سه نسل از مجاری بودند. آن‌ها مطالعات خود را برای جریان با رینولدز ۵۰۰ و ۲۰۰۰ و در هر دو حالت با ماهیت جریان آرام انجام داده‌اند و با دیدن جریان به صورت کانتورهای مقطعی سرعت، نتایج خود را گزارش کرده‌اند. در تلاش برای انجام شبیه‌سازی در هندسه‌های گسترده-تر و غیرمتقارن، کالی و دیگران [۱] مطالعات خود را روی الگوهای تنفسی در مجاری ریوی با استفاده از دو مدل مسطح، یکی تنها در دو نسل و دیگری در چند نسل متفاوت در سمت چپ و راست ریه انجام داده‌اند. هر دو هندسه نامتقارن بوده و بر اساس اطلاعات آناتومیکی هورسفیلد [۵] شکل گرفته‌اند. رینولدزی که در آن محاسبات صورت گرفته، در دو حالت آرام و آشفته بوده است.

در این میان برخی مطالعات خود را روی مدل‌های واقعی‌تر و مبتنی بر تصویر برداری^۱ CT انجام داده‌اند، مانند: نوک و دیگران [۶] که با استفاده از داده‌های CT، چهار نسل از مجاری را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها مدل خود را با مدل ویبل که دارای سه نسل از مجاری بود، مورد مقایسه قرار داده و دریافتند که مدلی که بر مبنای مدل ویبل بود، در مقایسه با مدل آن‌ها نتایجی متفاوت و نادقیق را نشان داده است. لو و لیو [۷] مطالعه کامل‌تری از این نوع را روی یک

مدل واقعی انجام دادند که حاصل تصویربرداری CT بود. مدل آن‌ها شامل پنج نسل از مجاری تنفسی انسان بود که تنها برای حالت عدد رینولدز ۲۱۰۰ و با فرض آشفته بودن جریان و شرط خروجی فشار نسبی یکسان و برابر صفر برای تمامی خروجی‌ها، مورد بررسی قرار گرفت.

مطالعات جامع‌تر و دقیق‌تری نیز مانند، ریچفورد و دیگران [۸] صورت گرفته است که شامل نتایج عددی و آزمایشگاهی به صورت هم‌زمان نیز باشد. آن‌ها مدل خود را با استفاده از تصاویر CT از دستگاه تنفسی یک ۵۹ ساله تا حدود پنج نسل را مورد استفاده قرار داده‌اند و با اندازه‌گیری سرعت در مقاطع مختلف با استفاده از MRI^۲ و سنسورهای مرتبط، نتایج را با شبیه‌سازی عددی مقایسه کرده که تفاوت نتایج را حدود ۳ درصد گزارش کرده‌اند.

با این حال، تمامی مطالعات اشاره شده به تأثیر تغییرات شرایط مرزی روی الگوی جریان، کم و بیش اشاره نکرده‌اند و به علت مقایسه نتایج خود با مطالعات آزمایشگاهی که محدودیت اعمال شرایط را دارند، معمولاً از شرطهایی در خروجی‌ها استفاده کرده‌اند که بسیار ابتدایی بوده و اشاره‌ای به توزیع دبی جریان در مجاری و اثر آن روی الگوی جریان نداشته‌اند، با اینکه از نزدیکی جواب به دست آمده از این شرط‌ها به نتایج آزمایشگاهی حکایت داشته‌اند. از طرفی در مطالعات یاد شده فرض جریان آشفته برای نرخ‌های تنفسی بالا نادیده گرفته شده و مورد بحث قرار نگرفته‌اند؛ همچنین بحث پیرامون جریان دین، توزیع دبی جریان در تمامی مجاری و رابطه این توزیع با پدیده‌های آیرودینامیکی رخ داده در آن‌ها و بررسی شروط مرزی مختلف و رابطه‌ی آن با تغییرات توزیع دبی در مجاری و الگوی جریان از دیگر مواردی می‌باشند که در پژوهش جاری برخلاف مطالعات گذشته، مورد بررسی قرار گرفته است. از این رو هدف اصلی این مطالعه، بررسی توزیع دبی، الگوی جریان، نواحی تشکیل جریان بازگشتی و جریان ثانویه در مدلی غیر متقارن از مجاری ریوی است؛ همچنین اثر تغییر دو شرط مرزی معمول در مطالعات پیشین در خروجی و تغییر دبی ورودی (شرط مرزی ورودی) روی رفتار ذکر شده به صورت نمایش نمودارها، کانتورها و بردارهای کمیت‌های نمایان‌گر آن‌ها، مورد مطالعه قرار گرفته است. اهمیت این بررسی‌ها

² Magnetic Resonance Imaging¹ Cardio Tomography

جدول ۱- اندازه بخش‌های مجاری تنفسی مورد مطالعه

نسل	قطر (cm)	طول (cm)	Φ (°)	θ (°)
T0	۱٫۷	۸٫۷	۰	۰
R1	۱٫۵	۳٫۳	۳۲	۰
L1	۱٫۱	۳٫۴	۳۷	۰
R2-1	۰٫۸	۲	۳۴	۱۵
R2-2	۱٫۱	۲٫۱	۳۴	۰
L2-2	۱	۲٫۵	۳۴	۰
L2-1	۰٫۸	۱٫۶	۳۴	۰
R3-1	۰٫۶	۰٫۸	۲۲	۱۵
R3-2	۰٫۶	۰٫۸	۲۲	۱۵
R3-3	۰٫۶	۲	۲۲	۰
R3-4	۰٫۸	۱٫۱	۲۲	۰
L3-4	۰٫۷	۱٫۱	۲۲	۹۰
L3-3	۰٫۷	۱٫۴	۲۲	۹۰
L3-2	۰٫۷	۰٫۹	۲۲	۰
L3-1	۰٫۷	۰٫۹	۲۲	۰

از طرفی در شبیه‌سازی‌های اولیه، این نتیجه حاصل شد که طول مجاری خروجی برای اعمال شرایط مرزی به‌خصوص شرط مرزی جریان خروجی، کوتاه است و جریان به طور کامل توسعه یافته نمی‌شود. از این رو طول مجاری خروجی را با معیار ۱۰ برابر قطر مقطع مجرا افزایش دادیم [۹]. این افزایش طول با معیار ثابتی برای هر یک از خروجی‌ها صورت گرفته است؛ به‌گونه‌ای که بزرگ‌ترین قطر مقطع بین خروجی‌ها، (خروجی R3-4) را معیار قرار داده و اندازه به-دست آمده را به تمامی خروجی‌ها اعمال کرده‌ایم.

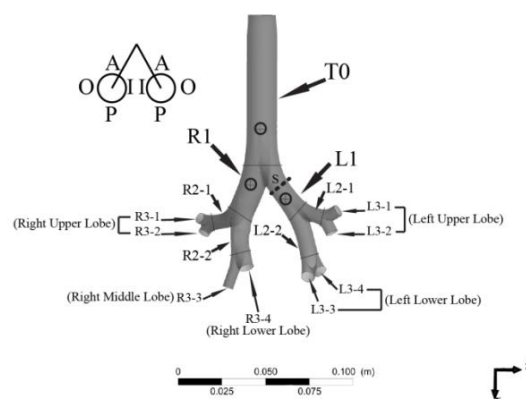
در جدول ۱ اندازه زاویه Φ ، زاویه شاخه شدگی است که نسبت به شاخه قبلی سنجیده می‌شود؛ یعنی زاویه بین شاخه مادر به شاخه دختر که در شکل ۲ نشان داده شده است. زاویه θ میزان چرخش کل هر شاخه حول محور x است. اندازه‌هایی که به عنوان طول هر نسل در جدول مذکور گزارش شده است، به علت منحنی بودن تقسیم‌بندی شاخه‌ها از امتداد خطوط عمود به صفحه عمود بر هر شاخه تا نقطه تقاطع آن‌ها بدست آمده است که در شکل ۲ به‌وسیله طول مشخص شده با نماد d است.

اساس و بنیان شناخت جابه‌جایی و نشست ذرات اعم از آلاینده‌ها و آروسول‌های دارویی است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- هندسه

هندسه مورد استفاده در این مطالعه، هندسه‌ای است سه بعدی که تنها در برگزیده بخش کوچک، اما بسیار مهمی از دستگاه تنفسی انسان است و به آن مجاری نای-برونشی اطلاق می‌شود که در شکل ۱ قابل مشاهده است. این هندسه از مجرای نای که به نسل صفرم نیز شناخته می‌شود، شروع شده و با دو شاخه شدن ادامه می‌یابد. هر کدام از این دوشاخگی‌ها، نسل‌های بعدی را تشکیل می‌دهند که در مورد مدل مورد مطالعه در این پژوهش به همراه نای و ۳ نسل پایین‌تر امتداد می‌یابد. مدلی که در شکل ۱ به آن اشاره شده است، مدلی از گروه تحقیقاتی دینامیک تنفس و آروسول^۱ دانشگاه مشترک المنافع ویرجینیای ایالات متحده آمریکا به‌دست آمده است که بر اساس اندازه‌گیری‌های یه و شوم در سال ۱۹۸۰ و اعمال شده به واحد شاخه‌های فیزیولوژیکی واقعی^۲ (هایستریکر^۳ و هافمن^۴ در سال ۱۹۹۵) است و اندازه‌های مربوط به آن در جدول ۱ نشان داده شده است.

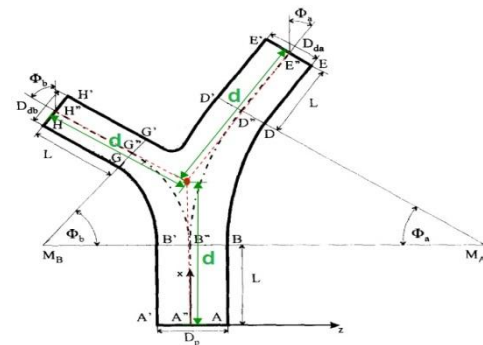


شکل ۱- نمایش مدل مورد استفاده در شبیه‌سازی

¹ Respiratory and Aerosol Dynamics Research Group
² Virginia Commonwealth University
³ Physiologically Realistic Bifurcation Units
⁴ Heistracher
⁵ Hofmann

⁶ Outflow

اگرچه در مطالعات صورت گرفته روی این دست مسائل پیرامون تشکیل شبکه، سریع‌ترین و نزدیک‌ترین جواب در مقایسه با جواب‌های آزمایشگاهی را شبکه‌های بلوکه‌ای^۴ با سازمان (شبکه پروانه‌ای)^۵ نشان داده است، با این حال نتایج حاصل از شبکه‌های ترکیبی چهاروجهی و گوه‌ای با توجه به این نکته که تشکیل آن‌ها نیز از سهولت بیشتری برخوردار است، قابل قبول بوده‌اند [۱۰]؛ به‌خصوص هنگامی که از تعداد سلول‌های زیادی (مانند این پژوهش) تشکیل شده باشند. شبکه مورد نظر با استفاده از نرم‌افزار Ansys ICEM CFD تشکیل شده است و برای بالابردن دقت در



شکل ۲- نمایش پارامترهای اندازه‌گیری شده در مدل

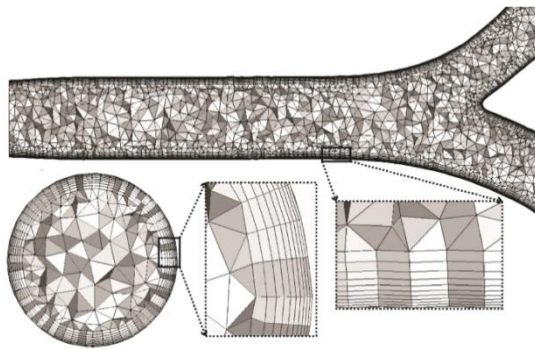
۲-۲- شرایط مرزی

در این مطالعه از شرط‌های مرزی مختلفی استفاده شده است، چراکه هدف این پژوهش، همان‌طور که به آن اشاره شده است، نمایش و مقایسه الگوی جریان در نقاط مختلف مجاری تنفسی و شرط‌های مرزی متفاوت است. بدین منظور، در تمامی حالت‌ها از شرط مرزی ورودی سرعت با مقادیر مختلف از ۱ تا ۴ متر بر ثانیه، برای ورودی استفاده شده است که با گام ۰٫۵ متر بر ثانیه تغییر خواهد کرد؛ اما برای خروجی‌ها همان‌طور که گفته شد، از شرط‌های مرزی مختلفی استفاده شده است که به شرح زیر است.

۱. دبی خروجی در تمامی خروجی‌ها یکسان است (با استفاده از شرط جریان خروجی).
 ۲. فشار در تمامی خروجی‌ها یکسان و برابر صفر است (با استفاده از شرط خروجی فشار).
- برای دیوارها نیز شرط عدم لغزش^۱ جریان در نظر گرفته شده است.

۲-۳- شبکه‌بندی

هندسده مورد مطالعه در این پژوهش، یک هندسه پیچیده محسوب می‌شود. از طرفی حساسیت محاسبات در جریان‌های لایه مرزی باعث گردیده که از شبکه ترکیبی سلول‌های چهاروجهی^۲ در نواحی دور از دیوارها و سلول‌های گوه‌ای^۳ شکل در نواحی نزدیک به دیوارها استفاده شود (شکل ۳).



شکل ۳- نمایش مقطع میدان محاسباتی و بزرگ‌نمایی بر روی شبکه لایه مرزی.

محاسبات دارای ۳۰۸۸۱۱۶ سلول است که در شکل ۳ قابل مشاهده می‌باشد. به منظور سنجش و اثبات عدم وابستگی حل به شبکه، شبکه مورد استفاده در محاسبات این پژوهش، با شبکه بسیار با کیفیت شامل ۷۷۱۸۹۰۱ سلول از همان نوع، مورد مقایسه قرار گرفته است. این مقایسه با استفاده از اندازه خطای نسبی برای سرعت و جذر متوسط مربعات آن RMS^6 ، برای سه نقطه به صورت تصادفی که در شکل ۱ به صورت دایره نشان داده شده است، انجام گرفته و نتایج حاصل در جدول ۲ به نمایش در آمده است. همان‌طور که در جدول ۲ قابل مشاهده است، به علت اختلاف ناچیز بین نتایج حاصل از دو شبکه مورد مقایسه،

⁴ Block Mesh
⁵ Butterfly Mesh
⁶ Root Mean Square

¹ No-slip
² Tetrahedron
³ Prism with Triangular Base

که براساس معادله بقای انتقال کمیت ϕ به صورت رابطه (۱) است [۱۳].

$$\sum_f^{N_{faces}} \underbrace{\rho_f V_f \phi_f \cdot A_f}_1 = \sum_f^{N_{faces}} \underbrace{\Gamma_\phi \nabla \phi_f \cdot A_f}_2 + \underbrace{S_\phi V_{cell}}_3 \quad (1)$$

ρ چگالی سیال، V_f بردار سرعت، Γ_ϕ ضریب انتشار ϕ ، S_ϕ چشمه برای ϕ بر واحد حجم، V_{cell} حجم سلول و A_f بردار نرمال سطح سلول است. برای ترم اول رابطه (۱) که موسوم به ترم جابه‌جایی است، از روش طرح اختلاف بالادست^۳ مرتبه دوم استفاده شده است. برای ترم دوم که موسوم به ترم انتشار است، از روش گرین-گوس مبتنی بر گره^۴ استفاده شده است که دقت بالاتری برخوردار است. درون‌یابی برای فشار هنگامی که از حل گر مجزا استفاده می‌شود، امکان‌پذیر است و به منظور محاسبه فشار روی سطح سلولی انجام می‌شوند. برای این درون‌یابی از روش گسسته‌سازی درجه دوم استفاده شده است. کوپل فشار و سرعت به حل هم‌زمان معادلات پیوستگی و مومنتوم در حل گر مبتنی بر فشار مربوط می‌شود که برای محاسبه فشار از آن استفاده می‌شود و بدین منظور در این شبیه‌سازی، از روش الگوریتم SIMPLEC برای سرعت و دقت بیشتر در محاسبات بهره‌گرفته شده است.

از آن‌جا که بازه جریان‌های مورد مطالعه در این پژوهش بسیار گسترده است، به طوری که عدد رینولدز ۱۰۵۰ تا ۴۲۰۰ را دارا است که قسمت بالایی این بازه در محدوده جریان گذار و نزدیک به جریان آشفته است، همچنین از طرفی در مطالعات پیشین دیگران [۱۴] دیده شده که جریان جتی موسوم به جت حنجره‌ای، باعث تغییر ماهیت جریان از آرام به آشفته می‌شود؛ بنابراین در دبی ۳۰ لیتر بر دقیقه (حدود رینولدز ۲۶۰۰) و بالاتر، جریان به صورت آشفته در نظر گرفته شده است. برای حل این آشفتگی نیز، از مدل K- ω SST LRN استفاده شده است که در مشاهدات دیگران [۱۵] بهترین تخمین را از ویژگی‌های جریان آشفته نسبت به سرعت محاسبات دارد.

جدول ۲- خطای RMS و خطای نسبی اندازه سرعت در سه نقطه

دبی ورودی	نقاط	سرعت در شبکه	سرعت در شبکه	ϵ_{rms}
(l/min)		(m/s)	(m/s)	(%)
۱	۱	۲/۱۱۰۳۵	۲/۱۳۳۲۴	۱/۰۷
۱۲	۲	۱/۶۱۵۰۶	۱/۴۶۸۶۱	۵/۳
	۳	۲/۳۳۷۸۱	۲/۳۰۴۰۳	۱/۴۴
	۱	۳/۹۶۴۲۹	۳/۹۸۱۲۴	۰/۴۲
۴۸	۲	۳/۰۹۲۱	۲/۹۵۷۴۱	۲/۵
	۳	۴/۳۵۴۷۵	۴/۳۲۲۲۷	۰/۷۴

در این پژوهش به منظور کاهش هزینه محاسبات و صرفه‌جویی در حافظه ذخیره‌سازی، از شبکه کوچکتر استفاده و از خطای موجود صرف نظر شده است.

۲-۴- روش حل محاسباتی

جریان در نظر گرفته شده در این شبیه‌سازی به صورت نیوتنی، تراکم ناپذیر و پایا در نظر گرفته شده است. زانگ و همکاران [۱۱ و ۱۲] در مطالعات خود نشان دادند که مقایسه روش حل به صورت پایا و ناپایا است؛ در صورتی که متوسط بین میانگین و پیک یک سیکل تنفسی را به عنوان ورودی شرط پایا برای شبیه‌سازی در نظر بگیریم، در مقدار نشست ذرات میان فرض جریان پایا و ناپایا تفاوتی نخواهد بود، بنابراین راحت‌تر است که شبیه‌سازی جریان پایا صورت پذیرد؛ همچنین برای محاسبه ویژگی‌ها و مدل کردن آن در مجاری، از نرم‌افزار Ansys Fluent 15.0 بهره‌گیری شده است. Fluent با اعمال روش حجم محدود^۱، به حل معادلات نویر-استوکس و پیوستگی می‌پردازد. در این شبیه‌سازی از حل گر مبتنی بر فشار این نرم‌افزار استفاده شده است که از روش حل ضمنی^۲ بهره می‌برد. به دلیل آن‌که متغیرهای زمینه باید در سطح هر سلول درون‌یابی شوند، باید از روش‌های مختلف گسسته‌سازی استفاده شود، این روش‌ها طیف وسیعی دارند

³ Conservation of Transport

⁴ Upwind

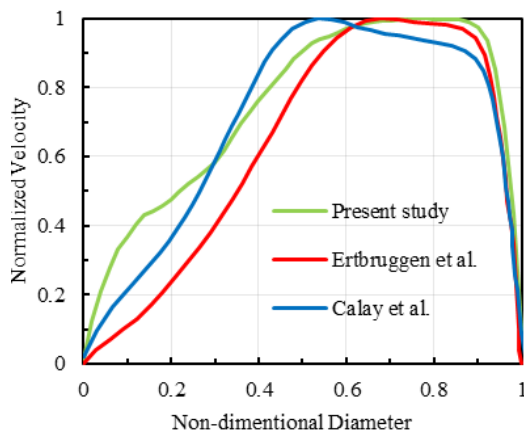
⁵ Green-Gauss Node-Based

¹ Finite Volume Method

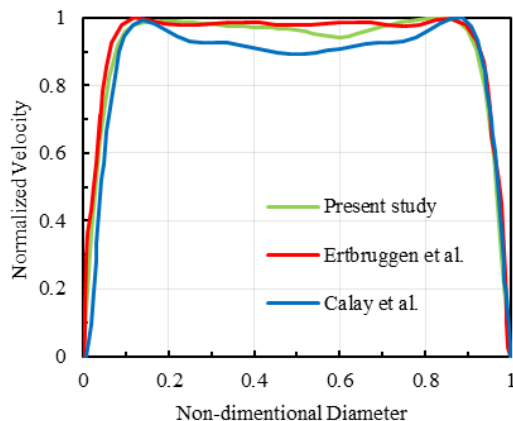
² Implicit

استفاده در این پژوهش و مقایسه‌ی آن با توزیع دبی واقعی در مجاری [۵]، در جدول ۳ قابل مشاهده است.

همان طور که در جدول ۳ در مقایسه با توزیع دبی واقعی [۵] گزارش شده در مطالعات هورسفیلد در لوب‌های ریه دیده می‌شود، در هر دو حالت شرط مرزی، توزیع دبی در لوب راست و چپ ریه در مقایسه با شرایط واقعی، دارای اختلاف است. این امر نشان می‌دهد که استفاده از شرط‌های مرزی معمول در مطالعات عددی، به‌منظور مقایسه با مطالعات آزمایشگاهی که محدودیت اعمال شرایط را دارند، در این مطالعات اعمال گردیده (به‌طور گسترده‌تر و شاخص‌تر شرط مرزی ۲ که در مطالعات بسیار رایج‌تر و معمول‌تر می‌باشد)، قرار بر توزیع مناسب دبی در مجاری تنفسی نیست.



شکل ۴- مقایسه پروفیل اندازه سرعت در طول I-O در مقطع S (حدود $Re=1600$)



شکل ۵- مقایسه پروفیل اندازه سرعت در طول A-P در مقطع S (حدود $Re=1600$)

۵-۲- اعتبارسنجی مدل

به منظور سنجش صحت و اعتبار محاسبات انجام شده، نتایج حاصل برای پروفیل سرعت در راستای^۱ (I-O) و^۲ (A-P) با نتایج حاصل از پروفیل سرعت به‌دست آمده در مطالعات ارتبروگن [۹] و کلی [۱] در مقطع S نشان داده شده در شکل ۱، مورد مقایسه قرار گرفته است. مقطع مورد نظر در اولین شاخه‌ی لوب سمت چپ و به اندازه فاصله یک قطر این مقطع از اولین دوشاخگی واقع شده است که پروفیل سرعت مورد مقایسه در مطالعات ارتبروگن و کلی نیز، دقیقاً در همین ناحیه واقع شده است. دو مدل مورد نظر نزدیک‌ترین مدل‌ها از نظر ریخت‌شناسی به هندسه مورد نظر ما بوده‌اند با این تفاوت که مدل کلی غیر متقارن با شاخه‌های مسطح در یک صفحه و دارای انشعاب‌های مختلف در سمت چپ و راست خود است و مدل ارتبروگن نیز، به همین صورت با شاخه‌های نامسطح و گسترده‌تر شامل ۳ تا ۷ نسل از مجاری است. عدد رینولدز جریان ورودی به نای برای کلی ۱۷۵۰ و برای ارتبروگن ۱۵۹۰ و در این مطالعه ۱۶۰۰ است. به علت اینکه قطر مجرا در مدل‌های مورد مقایسه با یکدیگر متفاوت بوده است، پروفیل‌های سرعت نرمال سازی شده است و در شکل ۴ و ۵ قابل مشاهده است. همان‌طور که در شکل ۴ و ۵ قابل مشاهده است، نتایج حاصل از محاسبات ما کاملاً با دیگر مطالعات مورد مقایسه قرار گرفته، در هر دو راستا کاملاً سازگار و نزدیک است.

۳- یافته‌ها و بحث

۱-۳- توزیع دبی جریان

یکی از مبانی مهم در انتخاب شرط مرزی و انجام شبیه‌سازی در مسائل مربوط به مجاری ریوی، توزیع دبی جریان در آن‌ها است. به منظور روشن شدن توزیع دبی جریان در مدل مورد استفاده در این طرح پژوهشی، با توجه به تغییرات شرط مرزی و ماهیت جریان، نسبت دبی جرمی در هر شاخه ورودی به لوب‌های ریه، به دبی ورودی جریان یا همان دبی وارد شده به مجرای نای است، به کار گرفته شده است. نتایج حاصل از محاسبه توزیع دبی جریان در مجاری مدل مورد

^۱ Inner-Outer

^۲ Anterior-Posterior

مرزی، نشان دهنده حدود ۵ درصد اختلاف برای هر دو دبی ورودی با تخمین نتایج معیار هستند. در مجرای ورودی به لوب بالایی در سمت چپ، نتایج حاصل از شرط مرزی ۱، حدود ۵ درصد اختلاف را برای هر دو دبی ورودی و در نتایج حاصل از شرط مرزی ۲ اختلاف ۰٫۱ و ۰٫۳ درصدی را با توزیع دبی واقعی (هورسفیلد) به ترتیب برای دبی ۱۲ و ۴۸ لیتر بر دقیقه نشان می‌دهند که تخمین دقیق‌تری است. در تخمین توزیع دبی در مجرای ورودی به لوب پایینی سمت چپ، نتایج حاکی از آن است که برای شرط مرزی ۱، اختلاف ۰ درصدی در هر دو دبی ورودی نسبت به تخمین واقعی دبی وجود دارد که دقت بالا در تخمین این شرط را نشان می‌دهد و برای شرط مرزی ۲، اختلاف ۴٫۷ و ۵٫۱ درصدی به ترتیب در ورودی دبی ۱۲ و ۴۸ لیتر بر دقیقه به دست آمد. در کل هر دو شرط مرزی نسبت به حالت واقعی توزیع دبی در مجاری دارای خطا می‌باشند؛ ولی مجموع خطاهای حالت ۲ شرط مرزی، کم‌تر از حالت ۱ است و خطای کمتری را از خود نشان می‌دهد.

در جدول ۳ مشاهده شد، با تغییر دبی ورودی جریان، توزیع دبی جریان در دیگر مجاری در شرط مرزی ۲، تغییر کمی داشته است. اگرچه این تغییر بسیار ناچیز است، به گونه‌ای که می‌توان تأثیر رینولدز ورودی جریان (دبی ورودی) را در تغییر توزیع دبی جریان در مجاری ریوی نادیده گرفت، مطالعه بر چگونگی این تغییرات ناچیز با افزایش رینولدز و تغییر ماهیت جریان، نحوه روند این تغییرات برای شرط مرزی ۲، در مطالعه پیشین ما آمده است [۱۶].

۳-۲- الگوی جریان

در این بخش از مطالعه به تغییر الگوی جریان تنفسی در مقاطع مختلف از مجاری تنفسی (شکل ۶)، با توجه به تغییر در دبی جریان ورودی پرداخته خواهد شد که حاکی از تغییر ماهیت جریان از آرام به آشفته است. از طرفی، عامل تغییر در شرایط مرزی خروجی که به نوعی بحث اصلی این پژوهش پیرامون آن است، به صورت هم‌زمان رویت خواهد شد. بدین منظور تنها از دو دبی ورودی مختلف ۱۲ و ۴۸ لیتر بر دقیقه که به ترتیب نماینده جریان آرام ($Re=1050$) و جریان آشفته ($Re=4200$) هستند، برای هر دو حالت شرط مرزی تعیین شده، استفاده می‌شود و از روند تغییر الگوی جریان در بازه

جدول ۳- توزیع نسبت دبی جرمی در لوب‌ها

لوب	نسبت دبی جرمی در هر مجرا به نای				ریه واقعی
	(*)۱۲	(*)۴۸	(**)۱۲	(**)۴۸	
	(%)	(%)	(%)	(%)	[۵]
راست	۵۰	۵۰	۵۰٫۲	۵۰٫۱	۵۵
راست بالا	۲۵	۲۵	۱۷٫۶	۱۸	۲۱
راست وسط	۱۲٫۵	۱۲٫۵	۸٫۷	۹٫۴	۹
راست پایین	۱۲٫۵	۱۲٫۵	۲۳٫۹	۲۲٫۸	۲۵
چپ	۵۰	۵۰	۴۹٫۸	۴۹٫۹	۴۵
چپ بالا	۲۵	۲۵	۲۰٫۱	۱۹٫۷	۲۰
چپ پایین	۲۵	۲۵	۲۹٫۷	۳۰٫۱	۲۵

(*) دبی ورودی به نای در شرط مرزی ۱ (لیتر بر دقیقه).

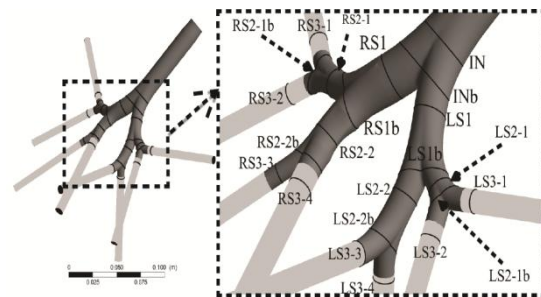
(**) دبی ورودی به نای در شرط مرزی ۲ (لیتر بر دقیقه).

اگر چه در برخی از مدل‌های ارائه شده از توزیع مناسبی برخوردار باشد [۱۷]. بررسی این تغییرات روی توزیع دبی در مجاری نشان می‌دهد که در مجرای مادر، ورودی به هر یک از لوب‌های سمت راست و چپ در هر دو شرط مرزی ۱ و ۲، حدود ۵ درصد اختلاف با تخمین دبی واقعی گزارش شده از مطالعات هورسفیلد وجود دارد؛ اما با توزیع دبی در شاخه‌های پایینی، تفاوت در اعمال شروط مرزی مختلف آشکار می‌شود؛ به طوری که در مجرای ورودی به لوب راست بالا شرط مرزی ۱ با ۴ درصد اختلاف برای هر دو ورودی دبی و شرط مرزی ۲ با ۳٫۴ و ۳ درصد اختلاف با تخمین هورسفیلد به ترتیب در ورودی ۱۲ و ۴۸ لیتر بر دقیقه، تخمین بهتری را نسبت به اعمال شرط مرزی ۱ نشان می‌دهد. در مجرای ورودی به لوب وسط سمت راست ریه، شرط مرزی ۱ با ۳٫۵ درصد اختلاف در هر دو دبی ورودی خطای بیشتری را نسبت به شرط مرزی ۲ با اختلاف ۰٫۳ و ۰٫۴ به ترتیب در ورودی ۱۲ و ۴۸ لیتر بر دقیقه نسبت به تخمین هورسفیلد نشان می‌دهد. در مجرای ورودی به لوب پایینی در سمت راست ریه، شرط مرزی ۱ با نشان دادن اختلاف چشمگیر ۱۲٫۵ درصد در هر دو دبی ورودی نسبت به مطالعات هورسفیلد، نشان‌گر خطای فاحش این تخمین و اعمال شرط مرزی ۲ با اختلاف ۱٫۱ و ۲٫۲ درصد به ترتیب ر دبی ورودی ۱۲ و ۴۸ لیتر بر دقیقه نسبت به توزیع واقعی، نشان‌دهنده میزان خطای کمتری است. در سمت چپ ریه در مجرای ورودی مادر هر دو شرط

آرام در هر دو حالت شرط مرزی جریان بازگشتی نیز، در این قسمت شکل گیرد که در بخش جریان بازگشتی مفصل به آن پراخته خواهد شد. این ناحیه در حالت آشفته جریان سیال بسیار کاهش داشته (برای هر دو شرط مرزی) که به علت انرژی، سرعت و شکل پروفیل سرعت جریان سیال ورودی به این قسمت است.

اما پس از ورود به اولین دوشاخگی، پیچیدگی‌های بسیاری به علت زاویه و انحنای شاخه‌ها با یکدیگر در جریان به وجود می‌آید. در مقطع LS1 همان‌طور که گفته شد، سرعت در مقایسه با مقطع RS1 بیشتر است و همان‌طور که مشاهده می‌شود، به علت نیروی گریز از مرکز یا به نوعی اینرسی جریان و باتوجه به تغییرات هندسی در مسیر آن، ناحیه بیشینه سرعت به سمت دیواره‌ی داخلی (I) چسبیده است و در هر دو مقطع نیز قابل رویت است. کاملاً می‌توان دید که در طول (I-O) مقطع LS1 پروفیل سرعت به صورت اریب و در طول (A-P) پروفیل معروف به M شکل به وجود آمده است که نشان‌گر شکل‌گیری جریان موسوم به دین^۲ است [۷]؛ البته به علت این‌که این مقطع در اول نسل واقع شده، با شدت کمتری روی داده است. این توضیحات برای مقطع RS1 نیز، عیناً برقرار است با این تفاوت که شدت آن به علت کاهش سرعت سیال در این مقطع، کمتر است (V^2/R)، همچنین ناحیه جریان بازگشتی نیز، با شدت بیشتری در این مقطع قابل رویت است. از طرفی با توجه به نمایش بردارهای سرعت در هر دو مقطع می‌توان دید که دو ناحیه جریان ثانویه در هر دو مقطع به وجود آمده است، در LS1 این دو ناحیه جریان ثانویه، بسیار نزدیک به هم و ضعیف‌تر از RS1 تشکیل شده‌اند که می‌توان حدس زد، به علت افزایش سرعت در این مقطع و زاویه انحنای این مجرا است. همان‌طور که در مقایسه با دبی ۴۸ لیتر بر دقیقه دیده می‌شود. این دو ناحیه جریان ثانویه در هر دو مقطع ضعیف‌تر از حالت دبی ۱۲ لیتر بر دقیقه (جریان آرام) است. تا به اینجا تفاوت خاصی با توجه به تغییر در شرط‌های مرزی در مقاطع دیده نمی‌شود، چراکه تقسیم دبی در هریک از شرط‌های مرزی در این مقاطع یکسان است (با توجه به جدول ۳).

میان این دو دبی به علت محدودیت در صفحات چشم‌پوشی می‌شود.



شکل ۶- نمایش مقاطع روی مدل مورد استفاده در شبیه‌سازی

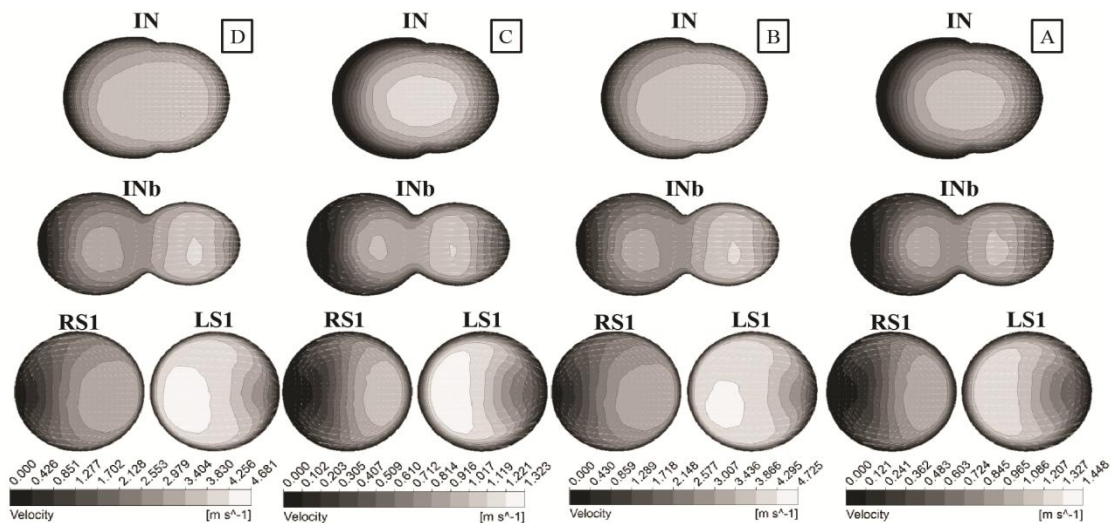
در شکل ۶، R نشان‌دهنده لوب سمت راست ریه و L نشان‌دهنده لوب سمت چپ ریه است.

۱-۲-۳- مجرای اصلی

شکل ۷ نشان‌دهنده کانتور سرعت و تصویر بردارهای سرعت روی سطح مقطع، به منظور نمایش جریان ثانویه است. مقاطع موجود در شکل ۷، مقاطع مجرای اصلی ریه یعنی شامل، ورودی نای و دو شاخه پایین‌تر موسوم به شاخه‌های دختر است که هرکدام از آن‌ها تأمین‌کننده هوای یک سمت (لوب) ریه است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، در مقطع اولیه IN تنها تفاوت موجود در تصاویر، مربوط به اختلاف دبی یا همان ماهیت جریان است که با توجه به اختلاف شکل پروفیل سرعت در دو رژیم جریانی آرام و آشفته، کاملاً سازگار است. در مقطع INb که درست بالاتر از اولین کارینا^۱ قرار دارد، جریان برای ورود به شاخه‌های دختر تقسیم شده است. به دلیل تقسیم یکسان دبی در هر شاخه که (جدول ۳) به آن پرداخته شد و اختلاف در سطح مقطع ورودی همان‌طور که مشاهده می‌شود، سرعت در دایره قسمت راست این مقطع بسیار بیشتر است؛ در نتیجه، کاهش سرعت در دایره سمت چپ مقطع و همچنین وجود زاویه زیاد مجرا با جریان ورودی به آن، هر دو عاملی شده است که ناحیه سرعت پایین در انتهای قسمت چپ مقطع به وجود آید که در حالت جریان

² Dean

¹ Carina



شکل ۷- نمایش بردارها و کانتورهای سرعت در مقاطع مختلف برای (A) شرط مرزی ۱ و $Q_{in}=12 \text{ lit/min}$ ، (B) شرط مرزی ۱ و $Q_{in}=48 \text{ lit/min}$ ، (C) شرط مرزی ۲ و $Q_{in}=12 \text{ lit/min}$ ، و (D) شرط مرزی ۲ و $Q_{in}=48 \text{ lit/min}$

آشفته و آرام برای شرط مرزی ۱ جریان بازگشتی را نشان می‌دهد.

در مقطع LS2-1 شکل ۸، کانتور سرعت در طول A-P نشان‌دهنده پروفیل قوی M شکل است که نتیجه ورود جریان بالادست است. در حالت آشفته جریان در این مقطع در هر دو شرط مرزی، ناحیه سرعت بیشینه (دارای مومنتوم بالاتر) به دیواره داخلی نزدیکتر است. بردارهای سرعت در این مقطع در حالت جریان آرام در هر دو شرط مرزی، نشان-دهنده دو ناحیه جریان ثانویه چسبیده به یکدیگر، واقع در نزدیکی بخش داخلی (سمت چپ) مقطع است. در حالت آشفته جریان در این مقطع، هیچ نقشی از وجود جریان ثانویه دیده نمی‌شود. علت وجود این تفاوت، در ماهیت این دو جریان خلاصه شده است. اینرسی زیاد (با توجه به سرعت بالا) و انرژی زیاد سیال (با توجه به ماهیت آشفته) از تشکیل جریان ثانویه‌ای جلوگیری می‌کند که به علت نزدیکی این مقطع به کارینا به وجود می‌آید

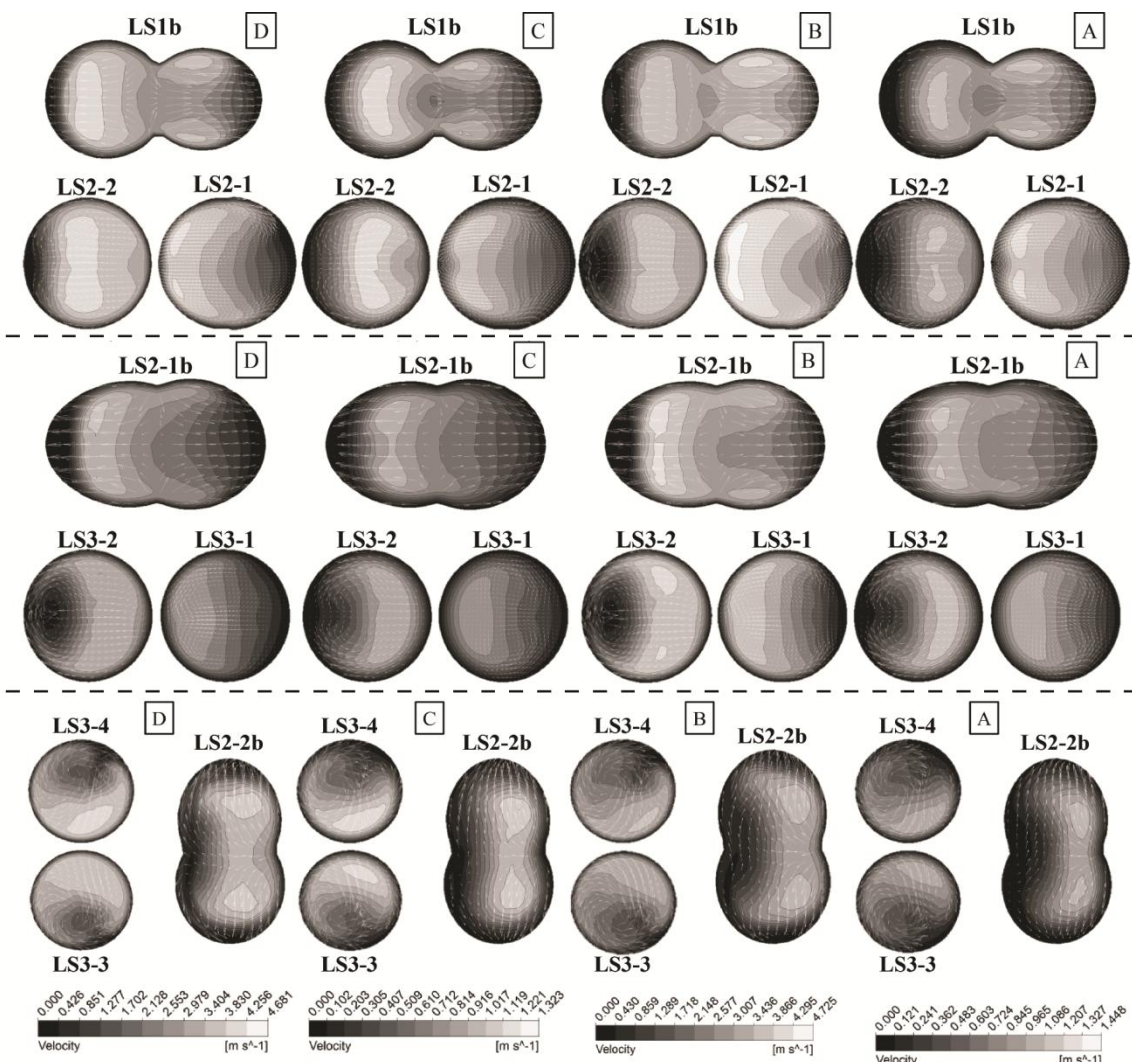
در مقطع LS2-2 مهم‌ترین ویژگی که در نمایش کانتور سرعت نظر را به خود جلب می‌کند، وجود ناحیه جریان بازگشتی در قسمت خارجی (O) مقطع است. این ناحیه تقریباً در حالت شرط مرزی ۲ از بین رفته است. از طرفی

۲-۲-۳- لوب چپ ربه

در شکل ۸ مقطع LS1b دقیقاً بالاتر و نزدیک به کارینا در این مجاری است. همان‌طور که در کانتور سرعت قابل مشاهده است، تقسیم‌بندی به‌گونه‌ای خاص صورت پذیرفته که معلول الگوی جریان در مقطع قبلی (LS1) است. جریان به‌گونه‌ای در دو شاخه پایین‌تر تقسیم شده که دو دنباله کانتور مقطع قبلی که در طول A-P پروفیل M شکل را تولید می‌کردند در قسمت سمت راست مقطع LS1b و بخش اعظم پروفیل بیشینه سرعت مقطع قبلی (LS1) که به علت نیروی گریز از مرکز به دیواره داخلی آن چسبیده بود، در بخش چپ مقطع LS1b واقع شود. در انتهای سمت چپ مقطع LS1b، ناحیه‌ای جریان بازگشتی شکل گرفته که در شرط مرزی ۱ دیده نمی‌شود. علت این امر توزیع بیشتر دبی جریان در حالت شرط مرزی ۲ است. شدت جدایش در این ناحیه و اندازه آن در حالت ۴۸ لیتر بر دقیقه (جریان آشفته) بیشتر است. به نظر می‌رسد، علت این امر با توجه به پروفیل سرعت در مقطع بالادست (شکل ۷، مقطع LS1)، سرعت بیشتر جریان و در نتیجه اینرسی بیشتر سیال در جریان آشفته باشد که با توجه به زاویه مجرا، باعث جدایش شدید جریان شده است. بردارهای سرعت در این مقطع نیز، در حالت جریان

ضعیف‌تر از جریان ثانویه به‌وجود آمده است که به‌ترتیب قدرت آن‌ها، حالت آرام شرط مرزی ۱، حالت آرام شرط مرزی ۲ و حالت آشفته شرط مرزی ۲ است، اما این نواحی در حالت جریان آشفته شرط مرزی ۱، تقریباً از بین رفته است. حدس می‌زنیم وجود این ناحیه معلول جریان بالا دست است و به علت زاویه کم مجرای جدید، ویژگی جریان بالادست به این ناحیه منتقل شده است. در حالت‌های جریان آشفته به علت سرعت بالا و انرژی زیاد جریان این ناحیه تضعیف شده که در حالت جریان آرام این چنین نیست. علت وضوح این ناحیه در شرط مرزی ۲ نیز، ماهیت تقسیم خود

می‌توان دید، ناحیه دارای مومنتوم بالا در این مقطع همچنان مانند ناحیه مومنتوم بالای مجرای قبلی است، با اینکه انحنای مجرای جدید کاملاً برعکس مجرای قبلی است و در نواحی مرکزی تر تشکیل شده است. علت این دو پدیده، انحنا و زاویه بسیار کم مجرا با مجرای قبلی است. در نمایش برداری سرعت روی سطح این مقطع در تمامی حالت‌ها دو ناحیه جریان ثانویه بسیار قوی در قسمت خارجی (O، سمت چپ) دیده می‌شود. این امر نشان‌دهنده میزان بالای نیروی گریز از مرکز است که باعث به‌وجود آمدن جریان دین شده است؛ اما در قسمت داخلی (I) سمت راست مقاطع نیز، دو ناحیه



شکل ۸- نمایش بردارها و کانتورهای سرعت در مقاطع مختلف برای (A) شرط مرزی ۱ و $Q_{in}=12 \text{ lit/min}$ ، (B) شرط مرزی ۱ و $Q_{in}=48 \text{ lit/min}$ ، (C) شرط مرزی ۲ و $Q_{in}=12 \text{ lit/min}$ ، و (D) شرط مرزی ۲ و $Q_{in}=48 \text{ lit/min}$

حالت آشفته جریان برای شرط مرزی ۱، خواهیم دید که نواحی جریان ثانویه سمت چپ مقطع به شدت قوی‌تر بوده و نواحی جریان ثانویه سمت راست به شدت نزدیک به دیواره تشکیل شده است، علت این امر افزایش رینولدز جریان یا به نوعی انتقال ویسکوزیته ضعیف‌تر برای نواحی جریان ثانویه سمت راستی است. به طور کلی زمانی که به دلیل انحنای مجاری (جریان دین) دوناچه جریان ثانویه شکل می‌گیرد، اما در فاصله بین هر کدام تا نزدیک‌ترین دیوار به خود، به علت وجود تأثیر دیواره‌ها نواحی ثانویه دیگر در این فاصله در خلاف جهت القا می‌شوند. اگر رینولدز جریان پایین باشد، به علت پدیده انتشار ویسکوزیته، نواحی جریان ثانویه اولیه کم-کم از بین می‌رود و نواحی القایی جریان ثانویه دوم از دیواره جدا شده و به نواحی مرکزی‌تر حرکت می‌کند؛ اما زمانی که رینولدز جریان بالا باشد، نواحی جریان ثانویه اولیه همچنان قوی مانده و از بین نمی‌روند و دو ناحیه جریان ثانویه القایی دوم ضعیف‌تر شده و از بین می‌روند [۱۷]. در حالت شرط مرزی ۲ نیز، این امر صادق است و همان‌طور که مشاهده می‌شود، در حالت جریان آرام، جریان‌های ثانویه دوم قوی‌تر بوده و از دیواره‌ها فاصله گرفته و در نواحی مرکزی‌تر سمت راست مقطع قابل رویت هستند و نواحی جریان ثانویه اولیه در سمت چپ تقریباً از بین رفته‌اند و حتی کمتر از حالت جریان آرام در شرط مرزی ۱ قابل رویت هستند، چراکه رینولدز محلی در مقطع شرط مرزی ۲ به علت کاهش دبی در این بخش، از حالت شرط مرزی ۱ نیز کمتر است. در حالت آشفته شرط مرزی ۲، همچنان نواحی جریان ثانویه اولیه با قدرت در سمت چپ قابل رویت است و به علت پایین بودن رینولدز محلی نسبت به حالت آشفته در شرط مرزی ۱، القای ضعیف‌تری صورت گرفته است.

در مقطع LS3-2، نمایش کانتور سرعت در تمامی حالت‌ها، نشان دهنده تجمع ناحیه دارای مومنوم بالا در قسمت سمت راست مقطع یعنی بخش داخلی (I) مجرا است. ناحیه خارجی (O)، مقطع بخشی است که سرعت به شدت افت کرده و نفوذ این ناحیه در حالت جریان آشفته برای هر دو شرط مرزی به نواحی مرکزی‌تر بیشتر است. در این ناحیه جریان بازگشتی رویت نمی‌شود، ولی دقیقاً این مقطع در

جریان است، یعنی با اینکه دبی بیشتری در این شرط مرزی وارد این مجرا شده که باعث بالا بودن رینولدز جریان در مقایسه با شرط مرزی ۱ است و این فکر القا می‌شود که این نواحی باید ضعیف‌تر باشند ولی جریان بالادستی از قبل شکل کامل‌تری برای ورود به این مجرا به علت شرط مرزی گرفته است (مانند ناحیه RS2-2b که به آن اشاره خواهد شد).

در شکل ۸ در مقطع LS2-1b که دقیقاً بالاتر از کارینای مجرای خود قرار دارد، تقسیم سرعت همچون مقطع LS1b صورت گرفته است. توسعه جریان دین موجود در مجرای LS2-1 باعث شده است که پروفیل M شکل کامل‌تر در انتهای این مجرا شکل بگیرد و هنگام تقسیم این جریان در مقطع LS2-1b در قسمت دایروی سمت راست، تنها دو شاخه از پروفیل قبلی وارد این قسمت شده و قسمت جریان با مومنوم بالاتر که چسبیده به دیواره داخلی LS2-1 بوده، به قسمت دایروی سمت چپ مقطع LS2-1b برود؛ اما قابل توجه‌ترین ویژگی جریان در این مقطع، وجود ناحیه جریان بازگشتی در انتهای سمت راست مقطع است که به دلیل چرخش زیاد هندسه که کاملاً مخالف جهت منحنی مجرای قبلی است، بوجود آمده است. نمایش بردارهای جریان نیز، نشان‌گر ناحیه بازگشتی جریان است.

در مقطع LS3-1 همان‌طور که در تمامی کانتورهای سرعت مشاهده می‌شود، ناحیه دارای مومنوم بالا به قسمت داخلی مقطع (I) نزدیک شده است. این نزدیکی برای حالت‌های جریان آشفته در هر دو شرط مرزی بیشتر از حالت آرام است که به علت سرعت و انرژی بیشتر ماهیت آشفته جریان، رخ داده است؛ همچنین در این مقطع جریان در حال توسعه کامل به صورت جریان دین است، این امر از شکل‌گیری تقریبی پروفیل M شکل در طول (A-P) قابل رویت است. در قسمت نمایش بردارهای سرعت در این مقطع، موارد مختلفی دیده می‌شود. در مقطع LS3-1 در حالت جریان آرام برای شرط مرزی ۱، دو ناحیه جریان ثانویه در سمت راست دیده می‌شود و دو ناحیه دیگر که ضعیف‌تر می‌باشند، در سمت چپ و در خلاف جهت قابل مشاهده است. برخی از مطالعات [۳] علت وجود این دو ناحیه جدید را در سه عامل پیش‌بینی کرده‌اند که ترکیبی از این عوامل سازنده این پدیده است. (۱) میدان جریان بالادست (۲) انحنای مجرا (تأثیرات جریان دین) (۳) تأثیر برآمدگی کارینا، اما با نگاه به همین مقطع در

آمده هم‌اندازه نیستند و یکی از آن‌ها بزرگتر و شدیدتر است. این شدت و بزرگی در حالت جریان آشفته برای هر دو شرط مرزی واضح‌تر رخ داده است. علت این پدیده پیچش مجاری و به تبع آن، جریان داخل مجرا در صفحه‌ای غیر هم سطح نسبت به صفحه‌ای است که مجرای قبلی در آن قرار دارد [۱۷]. این پیچش باعث به‌وجود آمدن چند ناحیه گردابه^۲ شده که قسمت بزرگتر از ادغام چند ناحیه هم‌چرخش به-وجود آمده و ناحیه کوچک‌تر به علت القای نواحی غیر هم-چرخش اطراف رو به زوال می‌رود [۱۷].

در مقطع LS3-4 در نمایش کانتور سرعت همانند مقطع LS3-3، ناحیه بیشینه مومنوم میان قسمت داخلی (I) و قسمت سمت راست (P) قرار گرفته است، تنها تفاوت بارزی که با مقطع LS3-3 دارد، وجود ناحیه جریان بازگشتی در نزدیکی قسمت خارجی (O) در این مقطع است که علت آن زاویه جریان بالادست با این مجرا است. در نمایش بردارهای سرعت نیز، مباحث مطرح شده در مقطع LS3-3 عیناً برای این مقطع نیز صادق است و تنها تفاوت در جهت چرخش ناحیه جریان ثانویه بزرگتر و کوچکتر است که علت این اختلاف نیز، جهت انحنای دو مجرا است.

۳-۲-۳- لوب راست ریه

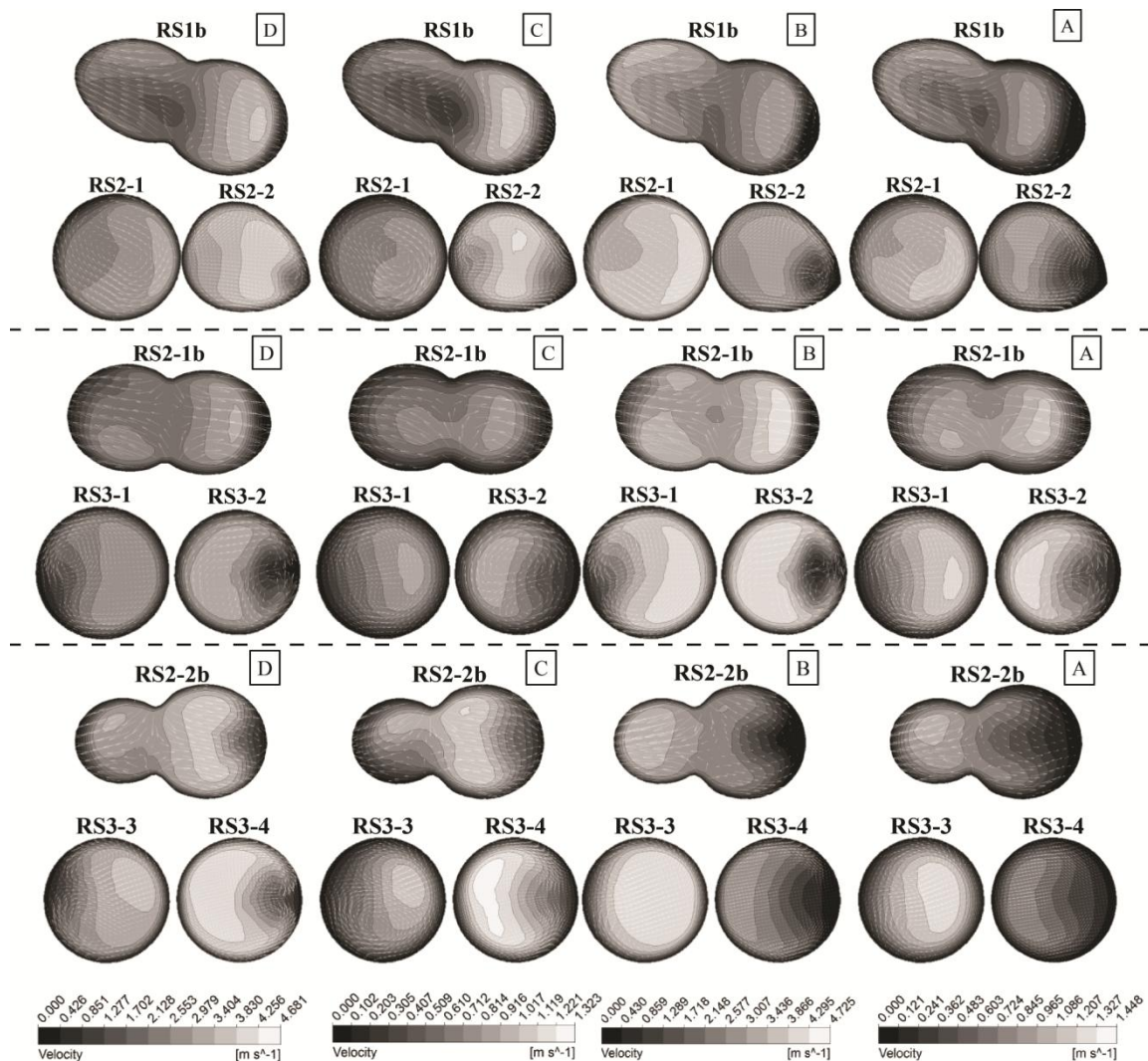
در شکل ۹، مقطع RS1b اولین مقطع بالای اولین کارینای لوب سمت راست ریه است. نمایش کانتور سرعت در این مقطع با توجه به زاویه‌ای که با مجرای قبلی (جریان داخل مجرا) دارد، نشان‌دهنده تقسیم نامتقارن جریان در دو قسمت این مقطع است. اندازه ناحیه سرعت بالا و مقدار سرعت آن در دو حالت شرط مرزی با یکدیگر تفاوت دارد که علت آن نحوه تقسیم دبی جریان برای شاخه‌های پایینی است (جدول ۳). در سمت راست مقطع RS1b در حالت شرط مرزی ۱ ناحیه‌ای، جریان بازگشتی نیز به‌چشم می‌خورد که در حالت شرط مرزی ۲ وجود ندارد. علت وجود این ناحیه نیز، تغییر شکل مقطع در شاخه پایینی این قسمت و تقسیم کمتر دبی جریان در این شاخه نسبت به شرط مرزی ۲ است. نمایش بردارهای سرعت در این مقطع نیز، نشان از پیچیدگی

ناحیه پیوست جریان به سطح بعد از جدایش در دو شاخگی بالایی قرار گرفته است، شدت این جدایش برای حالت‌های آشفته به علت مومنوم بالای جریان بیشتر بوده و این امر دلیل نفوذ ناحیه کم سرعت در ناحیه مرکزی مقاطع دارای جریان آشفته است. جدایش صورت گرفته در بالادست نیز، به علت زاویه زیاد شاخه جدید با جریان خروجی از مجرای قبلی است. در نمایش بردارهای سرعت در مقطع LS3-2 وجود دو ناحیه جریان ثانویه را در تمامی حالت‌ها می‌توان دید که شدت آن‌ها در حالت‌های آشفته، بیشتر از حالت‌های جریان آرام است. از طرفی این دو ناحیه جریان ثانویه در حالت آشفته جریان، برای هم دو شرط مرزی، نزدیک‌تر به دیواره خارجی (O) مقطع قابل رویت است که به نظر می‌رسد، به علت تأثیر گرفتن از ناحیه پیوست جریان به دیواره باشد که راجع به آن اشاره شد.

در شکل ۸، مقطع LS2-2b و دو شاخه پایین آن به نمایش در آمده است. نمایش کانتور سرعت، نشان‌دهنده نحوه تقسیم جریان در دو شاخه پایینی است، با توجه به تابعیت جریان از بالادست همان طور که مشاهده می‌شود، قسمت دارای مومنوم بالا در سمت راست مقطع واقع شده است و تقریباً به‌طور هم اندازه در شاخه‌های پایینی تقسیم می‌شود. در سمت چپ مقطع LS2-2b در تمامی حالت‌ها، ناحیه جریان بازگشتی رویت می‌شود که به‌دلیل ادامه ناحیه بازگشتی رخ داده در بالادست و معلول زاویه دوشاخه پایینی با زاویه جریان است. این امر باعث چرخش زیاد جریان در این ناحیه نیز است که در نمایش بردارهای سرعت این مقطع و دو مقطع پایینی در شاخه‌های دختر کاملاً قابل رویت است. در مقطع LS3-3 همان‌طور که از نمایش کانتور سرعت می‌توان دید، ناحیه دارای مومنوم بالا در نزدیکی دیواره بین قسمت داخلی (I) و قسمت سمت راست (P) واقع شده که به علت چرخش جریان در صفحه‌ای عمود نسبت به جریان در مجرای مادر رخ داده است. ناحیه سرعت بالا در حالت شرط مرزی ۲ نسبت به هم‌ارزهای خود بزرگتر است و علت آن افزایش دبی در این مقطع نسبت به شرط مرزی ۱ است؛ اما نمایش بردارهای سرعت در این مقطع، نشان‌دهنده پیچیدگی‌های زیادی است. دو ناحیه جریان ثانویه بوجود

² Vortex

¹ Reattachment



شکل ۹- نمایش بردارها و کانتورهای سرعت در مقاطع مختلف برای (A) شرط مرزی ۱ و $Q_{in}=12 \text{ lit/min}$ ، (B) شرط مرزی ۱ و $Q_{in}=48 \text{ lit/min}$ ، (C) شرط مرزی ۲ و $Q_{in}=12 \text{ lit/min}$ ، و (D) شرط مرزی ۲ و $Q_{in}=48 \text{ lit/min}$

که جدایش جریان بالادست در این ناحیه به دیواره پیوسته است؛ اما در نمایش بردارهای سرعت جریان پیچیدگی‌های خاصی بروز کرده است. در حالت جریان آرام شرط مرزی ۱، دو ناحیه جریان ثانویه در قسمت خارجی (O) مقطع قابل رویت است که در تمامی حالت‌های دیگر و شرط مرزی دیگر وجود دارد. علت وجود این دو ناحیه، انحنای مجاری (که باعث تولید جریان دین است) است. قسمت داخلی مجاری (I)، نزدیک ناحیه جریان ثانویه وجود دارد. به نظر می‌رسد، علت وجود این ناحیه القای چرخش مجرا در صفحه غیر هم سطح با مجرای قبلی یا گردابه القایی در دیواره‌ها باشد که به

نحوه وارد شدن جریان به علت وجود تغییر زاویه این مقطع نسبت به مجرای قبلی دارد.

در مقطع RS2-2 همان‌طور که مشاهده می‌شود، شکل مجرا تغییر کرده است. جریان در ناحیه با مومنتوم بالا تقریباً در قسمت‌های مرکزی‌تر شکل گرفته است که علت این امر از جریان بالادستی و زاویه مجرای جدید با مجرای قبلی می‌باشد. ناحیه سمت راست مقطع (قسمت خارجی، O)، دارای مومنتوم بسیار پایین در جریان است، ولی جریان بازگشتی دیده نمی‌شود که علت وجود این ناحیه با مومنتوم پایین، تغییر شکل مقطع و قرارگرفتن این مقطع در قسمتی است

برای هر دو شرط مرزی در قسمت خارجی (O) مقطع ناحیه به شدت کم سرعت مشاهده می‌شود. اگر چه این ناحیه دارای جریان بازگشتی نیست، اما در حالت آشفته در شرط مرزی ۱، مقطع بعد از ناحیه پیوست جریان به دیواره مجاری پس از جدایش در بالادست، واقع شده است. در نمایش برداری سرعت روی مقطع، در حالت جریان آرام شرط مرزی ۱، دو ناحیه گردابه دیده می‌شود که به نواحی مرکزی تر مقطع نزدیک تر می‌باشند و ناحیه جریان ثانویه بالایی بخش بزرگ-تری را به خود اختصاص داده است. علت این امر نیز مانند مقطع LS3-3 و LS3-4، چرخش جریان موجود در مجرا در صفحه غیر هم سطح نسبت به مجرای قبلی است. در حالت جریان آشفته در شرط مرزی ۱، دو ناحیه جریان ثانویه به دیواره خارجی (O) نزدیک تر می‌باشند و علاوه بر آن‌ها در قسمت چپ و پایین یک گردابه دیگر هم جهت با گردابه بالایی سمت راست تشکیل شده است. به نظر می‌رسد، علت تشکیل این پدیده (۱)، جریان بالادست باشد که به علت بالا بودن رینولدز همچنان گردابه ایجاد شده هنوز از بین نرفته است، (۲) القای دیواره بر خلاف گردابه پایینی سمت راست باشد که به علت رینولدز بالای جریان قادر به ادغام با گردابه بالایی سمت راست نشده است [۱۷]، ولی این ادغام در حالت‌های جریان آرام صورت گرفته است که گردابه بالایی در سمت راست، بزرگ‌تر از پایینی است. در حالت جریان آرام برای شرط مرزی ۲ نیز، اتفاقات مانند حالت جریان آرام شرط مرزی ۱ است؛ ولی در حالت جریان آشفته شرط مرزی ۲، به علت اینکه دبی کمتری به این مجرا نسبت به حالت جریان آشفته در شرط مرزی ۱ وارد می‌شود و به تبع این امر، سرعت و رینولدز افت کرده است، گردابه سمت چپ به نواحی مرکزی تری آمده است و حدس دوم را در علت به وجود آمدن این پدیده تقویت می‌کند.

در شکل ۹، نمایش کانتور سرعت مقطع RS2-2b، تفاوت‌های زیادی را میان دو شرط مرزی اعمالی نشان می‌دهد. در هر دو حالت شرط مرزی ۱، ناحیه جریان با مومنوم بالا در سمت چپ مقطع تشکیل شده است که نشان‌گر ورود دبی زیادی از جریان به شاخه پایینی آن است، ولی در حالت شرط مرزی ۲، ناحیه جریان دارای مومنوم بالا در قسمت سمت راست مقطع تشکیل شده است که بیان‌گر تقسیم دبی متفاوت نسبت به شرط مرزی ۱ است. علت این تفاوت آشکار

علت پایین بودن رینولدز از دیواره جدا شده است. در حالت جریان آشفته شرط مرزی ۲، دو ناحیه جریان ثانویه تشکیل شده در قسمت خارجی (O) مقطع، قوی‌تر هستند که با توجه به سرعت جریان امری واضح است و ناحیه چرخشی در قسمت داخلی (I) مقطع نیز، به شدت ضعیف‌تر از حالت آرام است. در حالت شرط مرزی ۲ نیز به علت ورود دبی بیشتر نسبت به حالت شرط مرزی اول، تمامی رخدادها در حالت-های قبل تشدید شده‌اند؛ تا جایی که در حالت جریان آشفته این شرط مرزی تقریباً اثری از ناحیه چرخشی قسمت داخلی (I) مقطع نیست.

در شکل ۹، نمایش کانتور سرعت مقطع RS2-1b نحوه تقسیم شدن جریان در دو مجاری دختر پایین‌دست خود را نشان می‌دهد. به علت وجود زاویه در صفحه غیر هم‌سطح نسبت به مجرای قبلی، این تقسیم بندی از نظر کانتور سرعت متقارن نبوده است. ناحیه جریان با مومنوم بالا، به علت تابعیت از جریان بالادست که چسبیده به قسمت داخل مجرای بالایی بوده، بیشتر به مقطع سمت راستی (RS3-2) وارد شده است.

در نمایش کانتور مقطع RS3-1 به وضوح می‌توان دید که در جریان آرام برای هر دو شرط مرزی، جریان توسعه کمتری به جریان دین داشته است و در حالت آشفته توسعه جریان دین به خوبی صورت گرفته، به گونه‌ای که می‌توان در طول (A-P) پروفیل M شکل را مشاهده کرد. علت این امر، تفاوت در سرعت جریان سیال است که طبق شتاب جریان دین (V^2/R) ، باعث توسعه بهتری در جریان سرعت بالا می‌شود. در نمایش بردارهای سرعت در این مقطع شاهد به وجود آمدن یک جفت گردابه در خلاف جهت یکدیگر هستیم که نشان از شکل‌گیری جریان دین دارد، اما با کمی دقت می‌توان تفاوت میان جریان ثانویه بالایی نسبت به پایینی را دید که نه تنها به دیواره نزدیکتر شده است، بلکه به مقدار کمی قوی‌تر به نظر می‌رسد و علت این امر چرخش جریان در صفحه‌ای غیر هم سطح نسبت به مجرای قبلی است. وضوح این تفاوت در حالت‌های جریان آشفته بیشتر است.

در مقطع RS3-2 نمایش کانتور سرعت نشان‌دهنده پروفیل M شکل سرعت در طول (A-P) در تمامی حالت‌ها است. ناحیه جریان مومنوم بالا همانند دیگر مقاطع معمول قبلی به دیواره داخلی نزدیک‌تر است. در حالت جریان آشفته

در حالت آرام شرط مرزی ۱، هیچ‌گونه ناحیه جریان ثانویه‌ای قابل رویت نیست که علت این امر، پایین بودن رینولدز محلی در این مجرا است. در حالت آشفته همین شرط مرزی، می‌توان تشکیل ضعیف ناحیه جریان ثانویه را مشاهده کرد که معلول بالا رفتن سرعت در این مجرا نسبت به حالت جریان آرام است (V^2/R)؛ اما در حالت شرط مرزی ۲ نتایج متفاوت است. در حالت آرام شرط مرزی ۲، به‌وضوح می‌توان یک جفت گردابه را مشاهده کرد که در نواحی مرکزی‌تر تشکیل شده‌اند و در حالت آشفته این نواحی به دیواره خارجی نزدیک‌تر است. این رخداد معلول بالا بودن رینولدز است که گردابه‌ها در این مقطع شدیدتر رخ داده‌اند.

۳-۳- جریان بازگشتی

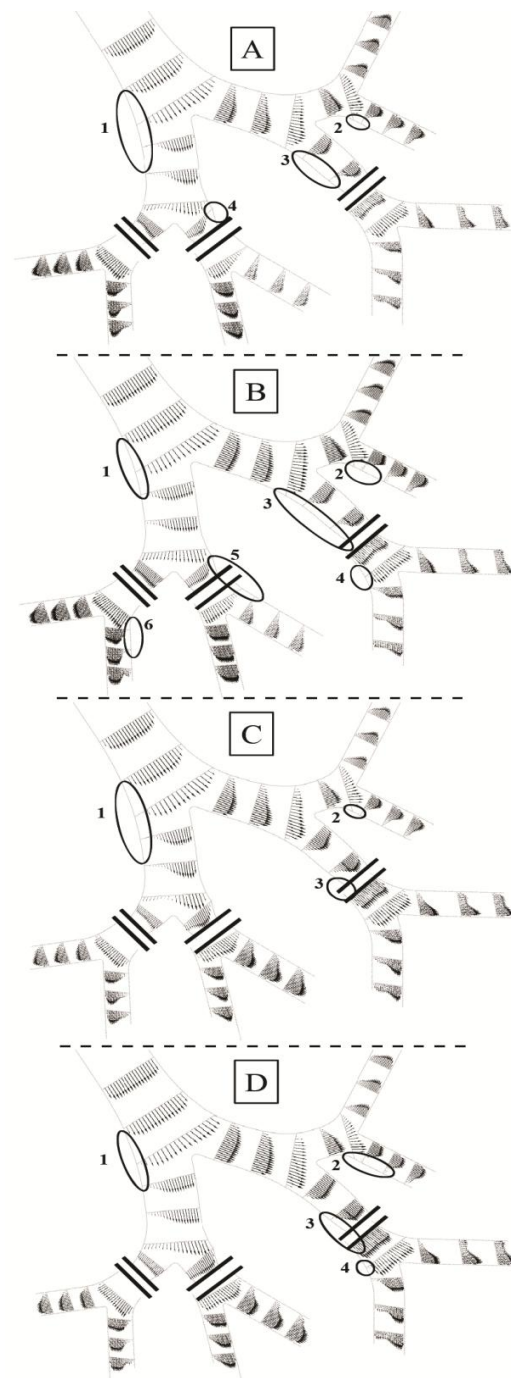
یکی از پدیده‌های مرسوم در این دست، مطالعات روی مجاری ریوی، جریان‌های بازگشتی است. جریان بازگشتی، نتیجه جدایش لایه مرزی جریان است و تأثیر بسیار مهمی روی نشست ذرات در مجاری دارد. مطالعات مختلف در این زمینه روی مجاری صورت گرفته که معمولاً هرکدام با توجه به هندسه مورد استفاده، نقاط و دلایل مختلفی را برای وجود نواحی جریان بازگشتی گزارش کرده‌اند. در شکل ۱۰ که نشان‌دهنده بردار جریان در مقطعی است که در صفحه قطع-کننده قسمت داخلی-خارجی مجاری (I-O) قرار دارند، نواحی جریان بازگشتی به صورت نقطه‌چین مشخص شده است. در تصویر (A) شکل ۱۰ که نشان‌دهنده حالت آرام برای شرط مرزی ۱ است؛ شدت، اندازه و تعداد نواحی جریان بازگشتی نسبت به حالت جریان آشفته برای این شرط مرزی کم‌تر است. تنها ناحیه‌ای که در حالت جریان آشفته نسبت به حالت جریان آرام و نه فقط برای این شرط مرزی، بلکه برای شرط مرزی ۲ نیز با کاهش شدت همراه بوده است، اولین ناحیه به‌وجود آمده جریان بازگشتی، یعنی در قسمت اولیه دو شاخگی و ورودی لوب سمت راست است که در شکل ۷ در مقطع INb و RS1 و در شکل ۱۰ ناحیه ۱ قابل رویت است. علت وجود این کاهش، تفاوت در شکل پروفیل سرعت جریان آرام و آشفته است که مربوط به تئوری لایه مرزی جریان می‌شود. در دیگر نواحی به علت کوتاه بودن مجاری (عدم طول کافی برای توسعه جریان) و بالاتر بودن مومنوم جریان آشفته باعث شده که جدایش جریان با شدت

نسبت به مقطع قبلی، تفاوت اندازه سطح مقطع مجاری پایین دست و خود شرط مرزی اعمالی است که در شکل کاملاً پیداست. این تقسیم دبی تا جایی مؤثر در شکل‌گیری جریان بوده است که باعث جدایش جریان شده و یک ناحیه جریان بازگشتی در سمت راست مقطع در حالت آشفته جریان برای شرط مرزی ۱ شکل گرفته است که به علت چرخش مجرا نسبت به مجرای بالادست و نبود دبی مناسب (مانند شرط مرزی ۲) برای جلوگیری از این امر، جدایش رخ داده است. این ناحیه بازگشتی در حالت جریان آرام دیده نمی‌شود؛ چراکه رینولدز به حدی در این ناحیه پایین آمده است که باعث جلوگیری از جدایش برای تغییر زاویه مجاری می‌شود. نمایش بردارهای سرعت نیز، نشان‌گر نحوه تقسیم جریان در مجاری دختر در پایین دست است.

نمایش کانتور سرعت مقطع RS3-3، نشان‌دهنده عدم توسعه جریان دین است و پروفیل سرعت M شکل در هیچ-کدام از حالت‌ها شکل نگرفته است. علت این امر انحنای بسیار کم مجرا است. در نمایش بردارهای سرعت، وجود یک جفت گردابه را علیرغم زاویه کم مجرا نشان می‌دهد. این گردابه‌ها در حالت‌های جریان آرام برای هر دو شرط مرزی به علت پایین بودن رینولدز، در نواحی مرکزی مقطع تشکیل شده‌اند و برای حالت جریان آشفته هر دو شرط مرزی، در نزدیکی دیواره‌ها می‌باشند و علت نیز رینولدز بالا در حالت آشفته است. تأثیر عدد رینولدز جریان روی گردابه‌ها تا جایی است که در حالت جریان آشفته شرط مرزی ۱ که رینولدز محلی به علت بالا بودن دبی در این مقطع از همه‌ی حالت‌ها بیشتر است، به شدت به دیواره‌ها چسبیده‌اند. تفاوت در اندازه گردابه‌ها نیز همانند مقاطع قبلی مشابه، به علت چرخش جریان در صفحه‌ای غیر هم سطح نسبت به مجرای قبلی است.

در نمایش کانتور سرعت در مقطع RS3-4، به راحتی می‌توان تشخیص داد که دبی کمتری از جریان در حالت شرط مرزی ۱ نسبت به شرط مرزی ۲ وارد این مجرا شده است. تجمع ناحیه مومنوم بالای جریان در قسمت داخلی (I) مقطع در تمامی حالت‌ها، معلول جریان بالادست و انحنای این مجرا است. پروفیل سرعت M شکل سرعت در طول (A-P) نیز قابل رویت است که در حالت شرط مرزی ۲ تشدید شده است. در نمایش بردارهای سرعت در این مقطع،

بیشتری صورت گیرد. در بحث تفاوت بین شرط‌های مرزی نیز همان‌طور که قابل مشاهده است، در شرط مرزی ۲ تعداد نقاط تشکیل جریان بازگشتی در هر دو ماهیت آرام و آشفته جریان، به مراتب کم‌تر از حالت شرط مرزی ۱ است که حکایت از توزیع مناسب‌تر دبی نسبت به زوایای هندسه دارد. به‌علاوه در مطالعات دیگران به این امر اشاره شده است که وجود این ناحیه، باعث جلوگیری از ورود جریان به مجاری یا قسمتی می‌شود که در آن تشکیل شده است و مانند سدی در جلوی جریان است [۴ و ۷]. با توجه به شکل ۱۰ و جدول ۳ می‌توان این امر را که نواحی چرخشی مانند سدی از ورود سیال به شاخه‌هایی جلوگیری می‌کنند که در نزدیکی آن‌ها واقع شده‌اند و بیشتر جریان هوا به شاخه‌های مجاور سوق داده می‌شود، در نگاه اول تصدیق کرد. با این حال روشن است که جریان بازگشتی، معلول جدایش لایه مرزی جریان است و دو عامل مهم و مؤثر روی جدایش جریان گردان فشار و عدد رینولدز جریان می‌باشند؛ هر دو این عوامل مرتبط با توزیع جریان است که نشان داده شد، وابسته به شروط مرزی است. بر این اساس می‌توان گفت، نواحی جریان بازگشتی عامل اصلی ممانعت جریان برای ورود به شاخه‌ها نیستند، بلکه این شروط مرزی هستند که برای ارضای خود با توجه به هندسه مجاری، رفتار جریان را به گونه‌ای تغییر می‌دهند که باعث به‌وجود آمدن جریان بازگشتی می‌شوند. برای مثال، تحمیل شرایط برای یکسان نگاه داشتن دبی جریان در مجرای لوب پایین و میانی در سمت راست ریه با توجه به اختلاف سطح مقطع دو مجرا، باعث تولید ناحیه جریان بازگشتی هنگام اعمال شرط مرزی ۱ شده است (شکل ۱۰، ناحیه A و ۴ ناحیه B). این رخداد برای حالت‌هایی که شرط مرزی ۲ در آن‌ها اعمال شده است، روی نداده است، چراکه توزیع دبی سازگارتر با توجه به ریخت شناسی هندسه بوده است. در مثالی دیگر همان‌طور که در جدول ۳ دیده می‌شود، به علت تقسیم یکسان دبی در لوب چپ و راست برای هر دو شرط مرزی متفاوت باعث به‌وجود آمدن جریان بازگشتی یکسانی در ناحیه ۱ شکل ۱۰ شده است؛ اما برای مجراهای پایین‌دستی که تفاوت در دبی ورودی در آن‌ها رخ داده است، به تبع این نواحی نیز جاهای متفاوتی تشکیل شده است. این تفاوت در نقاط به‌وجود آمدن جریان بازگشتی باعث تأثیر روی نشست ذرات می‌شود و با



شکل ۱۰- نمایش بردارهای جریان و نواحی جریان بازگشتی در صفحه I-O مجاری برای (A) شرط مرزی ۱ و 1 lit/min (B) $Q_{in}=12$ شرط مرزی ۱ و $Q_{in}=48 \text{ lit/min}$ (C) شرط مرزی ۲ و $Q_{in}=12 \text{ lit/min}$ (D) شرط مرزی ۲ و $Q_{in}=48$

توجه با اینکه هندسه، دبی ورودی جریان (رینولدز جریان) به مدل و حتی توزیع دبی جریان در دو لوب اصلی ریه یکسان باشد، نتایج متفاوتی در نشست ذرات در مجاری، به دست خواهد آمد؛ بنابراین استفاده از نزدیکترین هندسه به مجاری واقعی ریوی و اعمال دقیق‌ترین شرط مرزی اعمالی مؤثر در توزیع مناسب دبی جریان در تمامی مجاری نسبت به حالت واقعی، بهترین جواب را در پی خواهد داشت.

۴- نتیجه گیری

در این پژوهش جریان هوا به صورت پایا و تراکم ناپذیر در مدل مجاری ریوی بالادستی مورد ارزیابی قرار گرفت. مدل استفاده شده سه بعدی، نامتقارن و شامل نای و سه نسل پایین‌تر از آن است. در این مطالعه بررسی پیرامون توزیع دبی در مجاری نسبت به دبی ورودی به نای، الگوی جریان در مقاطع مختلف در هر مجرا و نواحی تشکیل جریان بازگشتی انجام شد که عوامل پایه‌ای و مؤثر در حرکت ذرات، توزیع و نشست آن‌ها در مجاری می‌باشند. اثر تغییرات شرایط مرزی در خروجی (در دو حالت) و تغییر دبی در ورودی در بازه‌ی مختلف که نمایان‌گر نرخ تنفسی در حالت استراحت تا فعالیت سبک است، روی این عوامل به صورت کمی و کیفی رویت گردید. بررسی این تغییرات روی توزیع دبی در مجاری نشان داد که در اعمال شرط مرزی ۲ در خروجی‌ها، تخمین توزیع دبی در لوب‌های سمت راست نزدیک‌تر به توزیع واقعی گزارش شده در مطالعات هورسفیلد است، اما در اعمال شرط مرزی ۱ به خروجی‌ها به خصوص در لوب پایینی سمت راست این تخمین، دارای خطای بسیار زیادی است. در تخمین توزیع دبی در مجاری برای لوب‌های سمت چپ هر دو شرط مرزی برتری را نسبت به یک‌دیگر نشان نمی‌دهند. با تغییر دبی ورودی به نای، توزیع دبی در شرط مرزی ۱ به علت ماهیت این شرط تغییر نمی‌کند، اما در شرط مرزی ۲ این‌گونه نیست و تغییرات بسیار کمی قابل رویت است. با اینکه این تغییرات بسیار ناچیز بوده، می‌توان از آن صرف نظر کرد به علت اینکه ذرات تابعی از خطوط جریان می‌باشند و در توزیع و نشست آن‌ها تغییر ایجاد می‌شود، مورد بررسی قرار گرفته است. روند تغییرات توزیع دبی در مجاری برای حالت اعمال شرط مرزی ۲، به‌گونه‌ای است که شیب روند تغییرات در هر رژیم جریانی تقریباً ثابت بوده و در نقطه

تغییر ماهیت جریان از آرام به آشفته است که تغییرات چه در شدت و چه در روند آن، بروز می‌کند و نشان‌دهنده تأثیر ماهیت جریان در توزیع دبی در مجاری و در این شرط مرزی است. بررسی الگوی جریان در مجاری حاکی از سادگی الگوی جریان در مجاری بالادستی است و در مقاطع مجاری پایین دستی پیچیدگی بروز می‌کند که حاصل به‌وجود آمدن الگوی جریان دین به دلیل انحنا و خمیدگی مجاری و ترکیب این الگو با الگوی حاصل از مجاری بالادستی است، این پیچیدگی به‌خصوص در مجاری که منحنی آن‌ها در زوایای دیگری غیر از صفحه مجاری مادر خود واقع شده‌اند، به اوج خود می‌رسد. قسمتی از جریان که دارای مومنوم بیشتر است، به علت اینرسی جریان در بخش خارجی منحنی تجمع می‌کند و نواحی جریان ثانویه به صورت جفتی یا دو جفتی (حاصل از الگوی جریان دین) در مقاطع بروز می‌کند. در مقاطعی که جریان ثانویه دو جفتی است، معمولاً یک جفت حاصل از الگوی جریان دین به علت منحنی هر مجرا و جفت دوم حاصل از الگوی جریان در مجرای قبلی است که در این مقطع ماندگار شده است یا حاصل از القای دیواره است. تفاوت الگوهای جریان در مورد اعمال هر شرط مرزی ناشی از تفاوت توزیع دبی وابسته به هر شرط مرزی در مقاطع است. تأثیر تغییر در ماهیت جریان در حالت آرام یا آشفته به علت کوتاه بودن مجاری که از توسعه یافتگی جریان جلوگیری می‌کند، معمولاً تفاوت زیادی نداشته و بیشتر تفاوت در شدت و اندازه نواحی جریان ثانویه است که حاصل از اختلاف سرعت جریان در ماهیت آرام و آشفته جریان است. ارزیابی نواحی تشکیل جریان بازگشتی در مدل مورد مطالعه در این پژوهش نشان می‌دهد، تعداد و اندازه این نواحی (غیر از اولین ناحیه بوجود آمده در قسمت خارجی (O) اولین دو شاخگی) با افزایش دبی ورودی جریان به نای افزایش می‌یابد و همچنین این تغییرات در تعداد و اندازه هنگام اعمال شرط مرزی ۱، بیشتر از شرط مرزی ۲ است. با این حال، با اینکه اعمال شرط مرزی ۲، یعنی فشار ایستای یکسان و برابر با صفر، نتایج بهتری را چه در توزیع جریان و چه نواحی جریان ثانویه به همراه داشته است، چون این پدیده‌ها وابسته به توزیع دبی جریان در مجاری است، استفاده از شرط مرزی مانند شرط مرزی ۲ که ماهیتی بر اساس دبی جریان دارد و با این تفاوت که دبی در خروجی‌ها غیر یکسان و نزدیک به

- double-bifurcation airway models. Part 1. Air flow fields. *J Fluid Mech* 435: 25-54.
- [5] Horsfield K, Dart G, Olson DE, Filley GF, Cumming G (1971) Models of the human bronchial tree. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 31(2): 207-217.
- [6] Nowak N, Kakade PP, Annapragada AV (2003) Computational fluid dynamics simulation of airflow and aerosol deposition in human lungs. *Ann Biomed Eng* 31(4): 374-390.
- [7] Luo HY, Liu Y (2008) Modeling the bifurcating flow in a CT-scanned human lung airway. *J Biomech* 41(12): 2681-2688.
- [8] de Rochefort L, Vial L, et al. (2007) In vitro validation of computational fluid dynamic simulation in human proximal airways with hyperpolarized ^3He magnetic resonance phase-contrast velocimetry. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 102(5): 2012-2023.
- [9] Van Erbruggen C, Hirsch C, Paiva M (2005) Anatomically based three-dimensional model of airways to simulate flow and particle transport using computational fluid dynamics. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 98(3): 970-980.
- [10] Longest PW, Vinchurkar S (2007) Effects of mesh style and grid convergence on particle deposition in bifurcating airway models with comparisons to experimental data. *Med Eng Phys* 29(3): 350-366.
- [11] Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim CS (2002) Aerosol deposition efficiencies and upstream release positions for different inhalation modes in an upper bronchial airway model. *Aerosol Sci Technol* 36(7): 828-844.
- [12] Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim CS (2002) Cyclic micron-size particle inhalation and deposition in a triple bifurcation lung airway model. *J Aerosol Sci* 33(2): 257-281.
- [13] Site of Fluent 6.1 users guide, Available: <http://jullio.pe.kr/fluent6.1/help/html/ug/node814.htm>.
- [14] Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim CS (2002) Micro-particle transport and deposition in a human oral airway model. *J Aerosol Sci* 33(12): 1635-1652.
- [15] Brouns M, Jayaraju ST, Lacor C, De Mey J, Noppen M, Vincken W, Verbanck S (2007) Tracheal stenosis: a flow dynamics study. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 102(3): 1178-1184.
- [16] Binabaji Y, Vahidi B (2016) Investigation of Boundary Condition Effects on Flow Rate Distribution in a Human Upper Respiratory Tract. The 23rd Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME) 295-300.
- [17] Formaggia L, Quarteroni A, Veneziani A (2010) Cardiovascular Mathematics: Modeling and simulation of the circulatory system. Springer Science & Business Media.

توزیع واقعی در ریه باشد، مناسب‌تر است؛ چراکه با تغییرات ماهیت جریان و دبی ورودی در توزیع دبی تغییری بروز نمی‌کند. با توجه به اینکه در این مطالعه اثر وابسته به زمان بودن جریان در ریه و استفاده از هندسه‌ای غیر واقعی محدود به چهار نسل از مجاری که اثر غضروف‌های حلقوی در دیواره مجاری رویت نشده است، در کارهای آتی سعی بر شبیه‌سازی جریان به صورت وابسته به زمان در مجاری گسترده‌تر، واقعی و مشاهده اثر این تغییرات در جریان روی نشست ذرات خواهد بود.

۵- فهرست علائم

دبی حجمی، lit/min	Q
عدد رینولدز	Re
شعاع پیچش، m	R
سرعت، m/s	V
قسمت داخلی	I
قسمت خارجی	O
قسمت جلویی	A
قسمت پشتی	P
قسمت داخلی-خارجی	$I-O$
قسمت جلویی-پشتی	$A-P$
زیرنویس‌ها	
ورودی	in
سلول	$cell$
وجه سلول	f

۶- مراجع

- [1] Calay RK, Kurujareon J, Holdø AE (2002) Numerical simulation of respiratory flow patterns within human lung. *Respir Physiol Neurobiol* 130(2): 201-221.
- [2] Balásházy I, Moustafa M, Hofmann W, Szöke R, El-Hussein A, Ahmed AR (2005) Simulation of fiber deposition in bronchial airways. *Inhal toxicol* 17(13): 717-727.
- [۳] بیناباجی ی، وحیدی ب (۱۳۹۵) بررسی عوامل مؤثر در نشست ذرات در مجاری نای-برونشی. بیست و چهارمین همایش سالانه بین‌المللی مهندسی مکانیک ایران ۷۸۰-۷۸۱.
- [4] Comer JK, Kleinstreuer C, Zhang Z (2001) Flow structures and particle deposition patterns in