



بررسی تأثیر غضروف‌های نای در جریان هوای تنفسی با استفاده از شبیه‌سازی روش هیبریدی RANS-LES

قاسم حیدری نژاد^{1*}، محمد حسین روزبهانی²

1- استاذ، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

2- دانشجوی دکترا، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

* تهران، صندوق پستی 14115-143، gheidari@modares.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 01 اسفند 1395

پذیرش: 07 اردیبهشت 1396

ارائه در سایت: 25 خرداد 1396

کلید واژگان:

روش شبیه‌سازی گردابه‌های بزرگ

روش WMLES

غضروف‌های نای

تنش برشی دیواره

چکیده

یکی از مسائل مهم در شبیه‌سازی جریان تنفسی، مدل‌سازی است که در دو روش عمده مدل‌های آناتومیک و مدل‌سازی از تصاویر سی‌تی‌اسکن انجام می‌شود. موضوع بررسی مقاله حاضر بررسی تأثیر مدل‌سازی غضروف‌های نای به عنوان نماینده‌ای از برجستگی‌ها و فرورفتگی‌های طبیعی هندسه حل می‌باشد که در هر دو روش مدل‌سازی آناتومیک و جداره صاف و بدون مدل‌سازی از تصاویر سی تی اسکن لحاظ نمی‌شوند. مدل‌های آناتومیک نای را بدون هرگونه ناهمواری مدل کرده‌اند و در روش دوم نیز مسطح‌سازی باعث صاف شدن سطوح می‌گردد. از سوی دیگر در مهندسی اندرکنش سلول-سیال لازم است تا دقت حل مسئله در کنار دیواره‌ها که در اینجا سلول‌های اپیتلیال هستند، دقیق شده باشد. از این رو پژوهش حاضر به منظور بررسی دینامیک سیالاتی جریان کنار دیواره‌ها، مدل هورسفیلد را بهبود بخشیده و با استفاده از روش WMLES تلاش کرده است تا در یک حل دقیق‌تر تنش برشی کنار دیواره‌ها را برای هر دو حالت مدل معمولی و مدل بهبودیافته بررسی نماید. افزودن غضروف‌ها در نای جریان را پیچیده و پر از جریان‌های گردشی می‌کنند، این ناپایداری‌ها موجب افزایش تنش برشی دیواره در نای و نسل دوم شده‌اند و در حقیقت تأثیر غضروف‌ها حتی در پروفیل سرعت در دو برونش پایین دست نای نیز بخوبی مشخص است از این رو ن می‌توان این غضروف‌ها را در تحلیل جریان تنفسی نادیده گرفت.

Investigation of the tracheobronchial cartilages effect on the respiration by hybrid RANS-LES approach

Ghassem Heidarinejad^{*}, Mohammad Hossein Roozbahani

Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

*P.O.B. 14115-143, Tehran, Iran, gheidari@modares.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 19 February 2017
Accepted 27 April 2017
Available Online 15 June 2017

Keywords:

Large Eddy Simulation
WMLES method
Tracheal Cartilage
Wall Shear Stress

ABSTRACT

One of the focused problems in airway flow simulation is pulmonary airways modeling. There are two kinds of Lung models, one is created anatomically based on bronchial data and the second is realistic model which is created based on CT scan images. Unfortunately the cause of deviation between scan data and 3D CAD model or simplification, the result model is different from real pulmonary airways. Anatomical models are simplified and realistic models based on CT scan have major limitation and deviation in the capturing resolution and smoothing stage of make out the 3D model. The lung shape is unsmoothed naturally and the first vital things should be concerned, are cartilage rings as macro-scale roughness. The presented work compares the airflow in both common and modified Horsfield model by cartilage rings in the terms of time averaged wall shear stress which is important in engineering of Cell-Fluid Interactions (CFI). It is shown that cartilage rings affected the trachea and second generation of branches so neglecting the cartilage rings is not reasonable.

1- مقدمه

همکاران [1] در بررسی جامعه نمونه آماری تهران بر روی بیماری انسداد مزمن ریوی¹ بیان کرده‌اند که 69 درصد بیماران مطالعه شده، غیرسیگاری بوده‌اند. از این رو مطالعه جریان تنفسی یکی از مسائل رو به گسترش در موضوعات تحقیقاتی شده است.

بررسی اندرکنش سلول-سیال² یکی از زمینه‌های مطالعاتی جدید می‌باشد. این اندرکنش صرفاً همانند اندرکنش سیال-جامد نیست که بیشتر

بر اساس اعلام سازمان بهداشت جهانی (2011) عفونت دستگاه تنفسی تحتانی و بیماری ریوی انسدادی مزمن دو مورد از شش عامل بیان شده مرگ و میر در دهه گذشته در جهان بوده‌اند. سرطان‌های ریه و نای و نایژه عامل 1.5 میلیون مرگ در سال 2011 بوده است. اسنتشاق تنباکو همواره یکی از بزرگترین عوامل بیماری ریوی معرفی می‌شود اما با این همه در دهه اخیر آلودگی هوا یکی از اصلی‌ترین عوامل شناخته شده است. شریفی و

¹ COPD

² Cell-Fluid Interaction

Please cite this article using:

Gh. Heidarinejad, M. H. Roozbahani, Investigation of the tracheobronchial cartilages effect on the respiration by hybrid RANS-LES approach, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 6, pp. 201-2012, 2017 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

است. از این رو تأثیر آن‌ها بر جریان تنفسی نادیده انگاشته می‌شود. قبل از اینکه بتوان این پیچیدگی‌ها را لحاظ نمود، بایستی از دقت کافی برای تحلیل در کنار دیواره‌ها برخوردار شد. از این خاطر، این پژوهش در تلاش برای بالا بردن دقت حل مسئله جریان تنفسی در ریه می‌باشد و به صورت متمرکز دنبال بررسی حل جریان در کنار دیواره‌ها با افزایش تعداد سلول‌ها در این ناحیه، در عین حال استفاده از روشی دقیق و سبک به لحاظ حجم محاسباتی و نیازمندی‌های ترم زمان-پردانده¹¹ است تا در گام‌های آتی بتواند مایع لزج مخاطی یا مژک‌ها را به این حل بیافزاید. به هر صورت برای این کار نیازمند یک شبکه بسیار ریز می‌باشد. از آنجاکه نشان داده شده است الاستیک بودن نای و برونش‌ها در سرعت، فشار و تنش برشی دیواره به ترتیب تنها 2، 7 و 6 درصد اثر دارد [6] همچنین کومبو¹² و همکاران [7] نیز نشان داده‌اند که الاستیک بودن جداره نای و برونش‌ها بر روی تنش برشی دیواره‌ها تأثیر ناچیزی دارد. پس در این مرحله از آن صرف نظر می‌شود.

پژوهش ناسی و همکاران از اولین تحقیقاتی هست که تأثیر تنش برشی جریان تنفسی را بررسی کرده‌اند. آنها در حالت طبیعی و سپس در حالت گرفتگی نامتقارن این پارامتر را بررسی کرده‌اند. از آنجا که آنها در سال 2003 این نتایج را منتشر کرده‌اند، چنان که خود بیان داشته‌اند تا آن زمان هنوز کسی بر روی تأثیر تنش برشی جریان و افزایش آن بر اثر گرفتگی روی سلول‌های اپیتلیال کار نکرده بود و از این رو آن‌ها صرفاً توانسته‌اند بیان کنند که مقدار تنش برشی به صورت کلی مقداری بین 0.0003 تا 0.0046 سانتی‌متر آب خواهد داشت و گرفتگی‌ها باعث می‌شود میانگین تنش برشی در کل برونش‌ها بین 5 تا 17 برابر افزایش یابد اما این میزان برای ماکزیمم مقدار تنش برشی چیزی بیش از 2 سانتی‌متر آب افزایش را نشان داده است که به طور حتم برای این سلول‌ها مضر خواهد بود [8].

سندرم حاد زجر تنفسی¹³ و سندرم زجر تنفسی نوزادان¹⁴ از نمونه بیماری‌ها می‌باشند که حل جریان تنفسی با دقت بالا در کنارهای جدار نای و برونش‌ها برای تحلیل آن‌ها مؤثر است. قادیالی و گاور بر روی اندرکنش مایع سورفکتانت-سلول اپیتلیوم در راه‌های هوایی کار کرده‌اند. آنها بر روی مقدار تنش سطحی مایع سورفکتانت و تأثیرش در انواع بیماری‌ها می‌تواند منشا آن‌ها باشد تحقیق کرده‌اند [9].

استفاده از تهویه مکانیکی که در بسیاری از موارد بیماری‌های تنفسی در بیمارستان‌ها استفاده می‌شود خود موجب آسیب ناشی از ونتیلاتور ریه¹⁴ می‌گردد. این آسیب که از قرن هجدهم شناخته شده بوده اما در واقع از سال 1990 بسیاری از پزشکان بدنال اتخاذ روش‌ها می‌تواند منشا آن‌ها باشد تحقیق کرده‌اند [10].

پیداپارتی و سوانسون بر روی تأثیر امواج تنفس مکانیکی بر روی تنش برشی دیواره و نرخ کرنش برشی از نسل دو به سه کار کرده‌اند. آنها جریان تنفسی را آرام و با رینولدز 1360 در هندسه مدل ویبل بدون لحاظ رینگ‌های غضروفی بررسی کرده‌اند [11].

گرین تنش برشی دیواره‌های سه نسل اول ریه را بررسی کرده است. وی با استفاده از مدل آشفتگی $k-\epsilon$ RNG به این نتیجه رسیده است که ماکزیمم مقدار تنش برشی در جاییکه گرادیان سرعت بیشینه است یعنی محل جدایش جریان در برونش‌ها رخ می‌دهد [3].

تأکید بر روی الاستیک بودن باشد بلکه در اینجا تأکید بیشتر بر روی تأثیرات متابولیسمی سلول‌های جداره‌های برونش می‌باشد؛ اگرچه تأثیر الاستیک بودن برونش‌ها نیز می‌تواند اثرگذار باشد.

در طول تنفس یک فرد سالم دو نیروی مکانیکی مؤثر وجود دارد، اولین نیرو، تنش برشی ناشی از عبور جریان از روی اپیتلیوم¹ راه‌های تنفسی است و دیگری، نیروی ناشی از افت فشار از یک برونش به برونش بعدی است [2]. برای این منظور لازم است تا حل جریان تنفسی در کنارهای جدار نای و برونش‌های ریوی با دقت بهتری مدل‌سازی یا شبیه‌سازی گردد. در این بررسی‌ها پارامتر اساسی تنش برشی دیواره می‌باشد که اثرش بر روی سلول‌های اپیتلیال² در ایجاد یا تشدید التهاب، انسداد آسمی و دیگر بیماری‌های ریوی مهم است. ساختار ظریف سلول‌های اپیتلیوم آنها را برای آسیب‌های ناشی از تنش کشش سطحی³ مستعد می‌سازد. همچنین سرفه مزمن که در بسیاری از موارد آسم یا در طول سیگار کشیدن‌های مدام پیدا می‌شود می‌تواند به شدت به لایه سلول‌های اپیتلیوم آسیب بزند [3].

با توجه به دانش فعلی نگارندگان، تعداد گزارش‌ها و مقالاتی که در حوزه اندرکنش سلول-سیال ریه کار شده باشد، انگشت شمار هستند. دوپل و همکاران [4] در سال 2011 با استفاده از سلول‌های کشت شده اپیتلیال ریوی انسان در یک دیویس میکروفلویدیک شبیه‌سازی حبابچه‌های هوا⁴ را انجام داده و اثر تنش برشی ناشی از جریان بر مرگ این سلول‌ها را بررسی کرده‌اند. پژوهش آزمایشگاهی ژو⁵ و همکاران [5] در سال 2015 بر روی همین سلول‌ها از نمونه‌های بیمار انسانی و نیز در نمونه‌های ریه موش، تنش برشی هوای عبوری را بررسی کرده‌اند و نشان داده‌اند که تنش برشی ناشی از هوای عبوری از روی سلول‌های اپیتلیال ریوی موجب تغذیه بیشتر آن‌ها و ترشح بیشتر موسین⁶ از مخزن‌های سلول‌های گوبلت⁷ می‌شود. مایع موسین وظیفه زله‌ای ساختن مایع مخاطی را برای به بیرون راندن ذرات آلودگی تنفس شده به کمک مکانیزم سرفه دارد. هر دو پژوهش راهگشای مسیر جدید بررسی ارگان بر روی چیپ⁸ هستند که در بایومکانیک پیوندگاه علم بیولوژی و مهندسی مکانیک می‌باشد و دقت بیشتر در شبیه‌سازی کنارهای دیواره را همچنان که در علم مهندسی مکانیک مهم بوده است، بیش از پیش نمایان می‌سازد.

فزای بررسی‌های اخیر، در طول ده سال گذشته، جذابیت دارورسانی از طریق خون ریوی که 9 درصد از کل خون بدن را تشکیل می‌دهد و نیز دارورسانی از طریق استنشاق به خود برونش‌های ریوی بر گسترش تحقیقات در تحلیل هوای تنفسی افزوده است.

متأسفانه کشور ایران نیز در مسئله آلودگی هوا شرایط نامساعدی را در بیشتر کلان شهرها دارد. بررسی آلودگی‌ها و بخصوص ذرات معلق و نیز داروهای پودر شده، نیازمند حل دقیق‌تر و با جزئیات بیشتر جریان تنفسی دارد.

حل جریان تنفسی چندین مسئله ناشناخته و چند مسئله دشوارکننده را پیش رو دارد. وجود مایع مخاطی لزج به نام موکوس⁹ و نیز مژک‌های متحرک سیلیا¹⁰ در ابعاد 5 تا 7 میکرومتر در کمتر پژوهشی بررسی شده

¹ airway epithelium

² Epithelial cell

³ surface tension induced injury

⁴ Alveolar

⁵ Zhu

⁶ Mucin Secretion

⁷ Goblet cell

⁸ Organs on Chips

⁹ Mucus

¹⁰ Cilia

¹¹ CPU

¹² Acute respiratory distress syndrome (ARDS)

¹³ Infant respiratory distress syndrome (IRDS)

¹⁴ Ventilator induced lung injury (VILI)

واقعی وجود دارد، در نظر گرفته شده است. در مدل‌سازی از تصاویر سی تی اسکن مسطح‌سازی با درصد‌های مختلف صورت می‌گیرد. الزهرانی و بانرجی [18] در سال 2015 با استفاده از مدل‌سازی از تصاویر سی تی اسکن به شبیه‌سازی ریه پرداخته‌اند که همانطور که در شکل 1 تصویر هندسه درست شده از تصاویر سی تی اسکن در کار آن‌ها دیده می‌شود، مسطح‌سازی سطوح هیچ اثری از غضروف‌های نای بجا نگذاشته است. از این رو صرف استفاده از تصاویر سی تی اسکن نمی‌تواند ضمانت یک تحلیل واقعی را در پی داشته باشد. معمولاً به این نوع از مدل‌سازی از تصاویر سی تی اسکن مدل‌سازی ایده آل می‌گویند که البته با مدل‌های ایده آل همچون مدل ایده آل دانشگاه آلبرتا در سال 2011 توسط دهبی [19] بکار گرفته شده است، نباید اشتباه شود. هر دو نوع مدل‌های ایده آل، شباهت زیادی به مدل‌های واقعی دارند اما مدل‌های ایده آل برای حفره دهان همانند مدل دانشگاه آلبرتا بیشتر شبیه مدل‌های آناتومیکی هستند تا شبیه تصاویر سی تی اسکن. از این رو تحلیل ریه با چنین غضروف‌هایی ملزومات حل در ریه‌های مدل‌سازی شده براساس تصاویر سی تی اسکن را نیز به نمایش می‌گذارد زیرا در این تصاویر در صورتی که صاف کاری سطوح در سطح خیلی پایینی انجام شود، جداره‌های برونش‌ها دارای پستی و بلندی‌ها بی‌تپه‌ای شکل هستند که حل آن‌ها وابسته به انتخاب نوع شبکه بندی، ریزی آنها، مقیاس زمانی حل، روش شبیه‌سازی یا مدل‌سازی آشفتگی‌ها و غیره دارد که این تحقیق مقدمه ایی برای درک و شناخت این پدیده مهم است. در نهایت در بیشتر حل‌های گذشته، به علت فرض پایداری جریان، حل از واقعیت جریان تنفسی در یک ریه انسان دور شده است. از این رو مهم‌ترین برجستگی‌های موجود در ریه که در نای دیده می‌شود، همان رینگ‌های غضروفی می‌باشند در این پژوهش به عنوان نمونه مطالعه از پستی و بلندی‌های طبیعی ریه به مدل هورسفیلد افزوده می‌شود.

ژانگ و همکاران [20] مدل ویبل را با افزودن 14 غضروف به نای اصلاح کرده‌اند. همچنین لی و همکاران [21] مدل هورسفیلد را با افزودن این رینگ‌ها اصلاح کرده و به بررسی تأثیر در ته نشینی ذرات پرداخته‌اند. در این تحقیق افزودن رینگ‌ها براساس کار ژانگ و همکاران [20] انجام شده است. مدل هورسفیلد صفحه ایی بر اساس داده‌های پژوهش هوگبرگ و همکاران [22] ترسیم شده است. محققان زیادی در تلاش برای حل جریان تنفسی از مدل‌های آناتومیکی استفاده می‌کنند همچون تنا و کلارا [23] که در سال 2016 از مدل فضایی شده ویبل استفاده کرده‌اند. برخی دیگر از محققان نیز مدل‌سازی از تصاویر سی تی اسکن را برای حفره دهان یا بینی به

از آنجا که بیشتر انسداد ریوی و تأثیرات آسم به انسداد در نای منجر می‌شود از این رو مطالعات زیادی بر روی سه نسل اول ریه انجام شده است. در تحلیل جریان تنفسی در نسل‌های بیشتر، برای سادگی و ایجاد امکان حل با توجه به امکانات در دسترس پردازشی، جریان آرام در نظر گرفته شده است.

تا قبل از سال‌های اخیر، در بیشتر تحلیل‌ها جریان تنفسی آرام فرض شده است اما تحقیقات اخیر نشان داده است که جریان به جز در برونش‌های پایینی، در بیشتر حالات به صورت ترکیبی از جریان‌ات آرام، گذرا و آشفته می‌باشد. جریان به خصوص در سه نسل اول که راه‌های تنفسی میانی¹ نامیده می‌شود به طور حتم آشفته است. محققان در دانشگاه لویولا جریان تا نسل 6 را آشفته با رینولدزی بیشتر از 3000 خوانده‌اند و در برونش‌های 7-17 آن را آرام با رینولدز کمتر از 2000 و در نسل‌های 18 تا 23 جریان پخش² همراه با اختلاط با جریان خونی و رینولدز نزدیک به صفر دانسته‌اند [21]. زارعی و همکاران [13] جریان را در پنج نسل اول آشفته و در بقیه نسل‌ها آرام بیان کرده‌اند. مهم‌ترین تحقیق مشابه به پژوهش حاضر، کار ایوانز و کاستیلو [14] می‌باشد که در سال 2016 مدل ساده ریه تا دونسل را با مدل بهبود یافته با رینگ‌های غضروفی به نای و دو برونش آن را به صورت تجربی بررسی کرده‌اند. آنها صرفاً در پروفیل سرعت در مقاطع مختلف این مقیاسه را انجام داده‌اند و نشان داده‌اند که وجود این غضروف‌ها بر روی پروفیل سرعت تأثیر داشته است. از آنجا که تحقیقات گذشته با استفاده از مدل‌های متوسط زمانی گیری شده انجام شده‌اند و یا پژوهش تجربی اخیر ایوانز و کاستیلو [14] نیز صرفاً بر روی پروفیل سرعت بوده است، لذا در این تحقیق برای افزایش دقت حل، سه نسل اول ریه براساس مدل غیر متقارن و صفحه ایی هورسفیلد به صورت جریان آشفته با استفاده از روش شبیه‌سازی گردابه‌های بزرگ مقیاس و مدل‌سازی گردابه‌های کوچک تر در تأثیرات غضروف‌ها بر تنش برشی دیواره بررسی شده است.

2- مدل‌سازی

یکی از مسائل مهم در شبیه‌سازی ریه مدل‌سازی آن است. این مدل‌سازی به دو صورت عمده استفاده از مدل‌های آناتومیکی و مدل‌سازی از تصاویر سی تی اسکن ریه واقعی رخ می‌دهد. مدل‌سازی‌های چندمقیاسی نیز با استفاده از ترکیبی از مدل‌های پیشین و یا استفاده از روش‌های صفر یا یک معادله ایی برای بخشی از برونش‌ها و حل ناویراستوکس برای برونش‌های اصلی مورد نظر تحقیق بکار برده می‌شوند. استفاده از مدل‌های آناتومیکی رواج بسیاری دارد حتی با پیشرفت دستگاه‌های سی تی اسکن باز هم به علت قابلیت تعمیم نتایج و عدم تعلق هندسه به یک فرد خاص [14]، هنوز هم پر استفاده هستند و تا زمانی که یک مدل بنچ مارک جدیدتر ارائه نشود، در تحقیقات حاضر هستند البته عدم امکان توسعه مدل‌سازی‌های واقعی برای برونش‌های نسل‌های شش و نه به بعد، از روی تصاویر سی تی اسکن نیز عامل دیگری برای بکارگیری این مدل‌ها هستند از این رو توسعه و اصلاح این مدل‌ها و هر چه بیشتر شبیه کردن آن‌ها به یک ریه واقعی، محققان را به یک بنچ مارک برای بررسی مسئله جریان تنفسی نزدیک تر می‌سازد. برخی محققان همانند چنگ [51] نیز خود از نمونه‌های زنده انسانی قالب گیری دهانی و یا از نمونه‌های مرده قالب گیری برای نای و برونش‌ها را انجام داده‌اند و نمونه مدل‌سازی خود را استفاده کرده‌اند. در مدل‌های آناتومیکی همانند ویبل [61] و هورسفیلد [17] جداره‌ها صاف و بدون پستی و بلندی‌ها ایی که در یک ریه

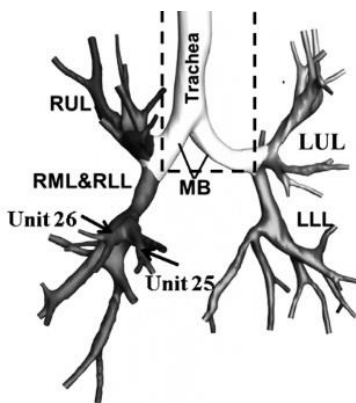


Fig. 1 Tracheobronchial tree model, from Alzahrany and Banerjee (2105) [16].

شکل 1 هندسه‌ی نای و برونش‌ها، تهیه شده از تصاویر سی تی اسکن، در کار الزهرانی و بانرجی (2015) [16].

¹ Central Airways

² Diffusive flow

معنای رایج دیگر بکار برده نمی‌شود و تا رسیدن به حل DNS ریزسازی شبکه باعث افزایش دقت خواهد شد، لذا با توجه به تحقیقات مشابه و بویژه اتخاذ زیر شبکه دیواره مدل شده، همچنین براساس بررسی استقلال حل از شبکه برای روش RANS که شبکه‌ها بی با تعداد سلول‌ها ی، 1.7، 2، 2.6، 3 و 4.8 میلیون انجام شد و استقلال حل از شبکه در شبکه 2.6 میلیونی محقق شد، پس در اینجا برای حل با روش هیبریدی گردابه‌های بزرگ و لحاظ دقت بیشتر شبکه 4.8 میلیونی انتخاب شد. نمای شبکه در مقطع ورودی ابتدای نای در شکل 3 دیده می‌شود. همچنین بررسی‌ها برای گام زمانی از یک میلیون تا یک هزارم نشان داده است که مقدار 10^{-5} مقدار مناسبی است تا مقدار میانگین عددکورانته جریان کمتر از 0.35 باشد.

4- معادلات حاکم

در این شبیه‌سازی، هوای تنفسی سیالی غیرقابل تراکم با چگالی 1.225 کیلوگرم بر مترمکعب و لزجت 1.78×10^{-5} کیلوگرم بر متر در ثانیه برای هر دو هندسه رایج هورسفیلد و هندسه بهبود یافته فرض شده است. جریان ناپایا و آشفته و با احتمال وجود ناحیه‌های گذار به آرام در حفره‌های غضروفی در نظر گرفته شده است. از این رو فیلترگیری از معادلات ناویر استوکس به صورت روابط (1) و (2) می‌شود:

$$\frac{\partial(\rho \bar{u}_i)}{\partial y_i} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial(\rho \bar{u}_i)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \bar{u}_i \bar{u}_j)}{\partial y_j} = \frac{\partial \bar{p}}{\partial y_i} + \mu \frac{\partial^2 \bar{u}_i}{\partial y_j \partial y_j} - \frac{\partial(\rho \tau_{ij})}{\partial y_j} \quad (2)$$

به صورتی که متغیرهای داری علامت بار همان مقیاس‌های بزرگ هستند که حل می‌شوند و $\tau_{ij} = \bar{u}_i \bar{u}_j - \bar{u}_i \bar{u}_j$ تنش زیر شبکه است. جریان با استفاده از یک حلگر تجاری حل شده است. در نتیجه روش عددی، حجم محدود است و از الگوریتم سیمپل برای برآورد جمله فشار استفاده شده است. اسکیم مورد استفاده در متوسط‌گیری مکانی، هیبرید⁴ اختلاف مرکزی و آپویند⁵ مرتبه دوم می‌باشد. این اسکیم به جای اسکیم

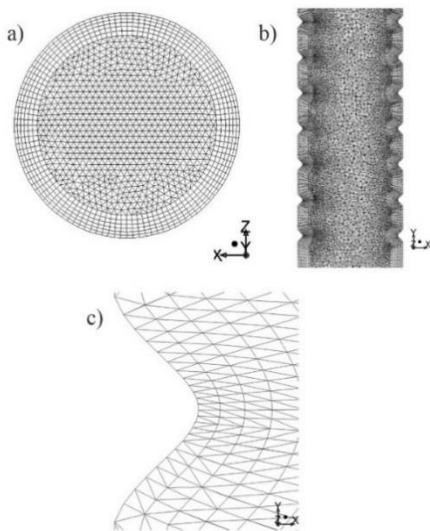


Fig. 3 The hybrid triangular/tetrahedral-prism mesh: a) Top view b) Front view c) Close to cartilage crest.

شکل 3 شبکه بندی هیبریدی (Triangular/tetrahedral-prism: a) نما از بالا (b) نما از جلو (c) نزدیک قله غضروف.

مدل‌های آناتومیکی نای و برونش‌ها اضافه می‌کنند. السنر و همکاران[24] در سال 2013 از یک مدل مشابه مدل فضایی ویبل استفاده کرده‌اند. السنر و همکاران[25] در سال 2015 در ادامه تحقیقات، مدل‌سازی از تصاویر سی تی اسکن را تا نسل چهارم با استفاده از داده‌ها پی براساس مدل آناتومیکی هورسفیلد کامل کرده‌اند. ژانگ و کلینستریور در سال 2011 از مدل آناتومیکی هورسفیلد و رابی برای نای و برونش‌ها تا چهار نسل در کنار مدل ساده‌سازی شده تصاویر واقعی برای حفره بینی و مدل فیزیولوژیکی حفره دهان استفاده کرده‌اند [26].

شکل 2 مدل هورسفیلد ساده و مدل بهینه شده در این تحقیق با افزودن غضروف‌های رینگ‌ی شکل را نشان می‌دهد.

3- شبکه بندی

شبکه بندی به نوع جریان بستگی دارد. در تحلیل‌های مشابه، محققان برای حل جریان آرام در این سه نسل شبکه‌هایی در حدود 1 میلیون سلول استفاده کرده‌اند [22] و برای حل جریان آشفته با مدل‌سازی‌های متوسط گیری زمانی شبکه ایی بین 1 تا 2 میلیون سلول بکار گرفته شده است. در تحقیق مشابه دیگری برای حل با روش گردابه‌های بزرگ مقیاس شبکه‌ها بی بین 3 تا 8 میلیون بکار گرفته شده است. از آنجائیکه در این پژوهش برای بررسی دقیق تر تأثیر لحاظ کردن منحنی‌های متناوب رینگ‌های غضروفی در نای از روش گردابه‌های آزاد با استفاده از روش زیر شبکه دیواره مدل شده استفاده شده است لذا نیاز به شبکه ایی با تعداد سلول‌ها یی بین روش‌های متوسط گیری زمانی شده و حل گردابه‌های بزرگ مقیاس با زیر شبکه‌های اسماکورینسکی است. این روش در کناره‌های دیواره‌ها که معمولاً به علت کمبود منابع زمانی و ترم‌های پردازشی شبکه از ریزی مناسب برای فیلتر کردن گردابه‌های ریزتر برخوردار نیست، از دو معادله برای مدل‌سازی بهره می‌برد و برای دیگر نواحی جریان از روش گردابه‌های بزرگ مقیاس استفاده می‌کند. از این رو برای افزایش دقت در کناره‌های جدار نای و برونش‌ها، شبکه لایه مرزی پریم² استفاده شده است و بقیه دامنه حل از شبکه مثلثی/ چهارضلعی³ استفاده شده است. در پژوهش‌های اخیر رویکرد به سمت استفاده از این مدل شبکه بندی می‌باشد [23]. در نهایت شبکه‌ای در حدود 4.8 میلیون سلول برای حل در هر دو روش هیبریدی و متوسط گیری زمانی انتخاب شده است. با توجه به اینکه در روش گردابه‌های آزاد ضمنی (غیرصریح) فیلتر به اندازه شبکه بستگی دارد و استقلال حل از شبکه به

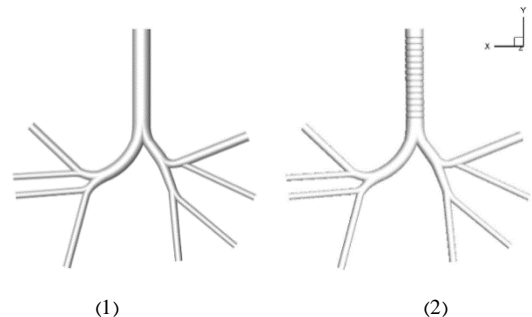


Fig. 2 Normal geometry of Horsfield model and new geometry with cartilage rings in trachea.

شکل 2 هندسه ی نرمال مدل هورسفیلد از ریه (1) و مدل جدید با اضافه شدن رینگ‌های غضروفی در نای (2).

¹ Wall modeled LES (WMLES)

² Prism

³ Triangular/Tetrahedral

⁴ Bounded central differencing

⁵ Upwind

همکاران علاوه بر در نظر گرفتن مقیاس طول شبکه در سه جهت در محاسبات وارد کرده است و موجب بهبود حل در کنار دیواره می‌شود، همچنین موجب کاهش نیازمندی به شبکه‌های بسیار ریز شده است. این بخاطر این است که مقیاس طولی اغتشاشات⁵ در کنار دیواره‌ها در سه صورت خطی با فاصله از دیواره افزایش می‌یابد و این منجر می‌شود تا هر چه فاصله از دیواره کمتر شود، ادی‌ها کوچک و کوچک تر شوند. این قضیه بوسیله لزجت مولکولی محدود می‌شود چیزی که ادی‌ها را در زیرلایه لزج⁶ دمپ می‌کند. نسبت به دیواره‌های ساکن و جریان در کنار دیواره‌ها، همچنان که رینولدز کم کم افزایش می‌یابد ادی‌های کوچک نیز ظاهر می‌شوند. این قضیه در شکل 4 نمایش داده شده است. برای اینکه این ادی‌های کوچک تر از مقیاس فیلتر روش LES نیز لحاظ شوند، در این بخش از مدل‌سازی RANS استفاده می‌شود و در ادامه و افزایش فاصله عمود بر دیواره، تا جائیکه به صورت محلی مقیاس ادی‌ها در فیلتر LES گرفته شود، جریان بجای مدل‌سازی، حل می‌شود. روش WMLES در مقایسه با روش DDES تمامی لایه مرزی را با RANS مدل‌سازی می‌کند به همین دلیل گاهی آن را IDDES یعنی DDES بهبود یافته نیز می‌نامند. [29] از این رو در پژوهش حاضر ناحیه داخلی لایه مرزی و بخش‌ها یی که مقیاس طولی آشفتگی RANS اعمال شود، مدل‌سازی می‌شود.

5- شرایط حل مسئله

بر اساس کار هوگبرگ و همکاران [22] مقدار دبی یک لیتر در ثانیه نماینده خوبی از شرایط تنفسی در حالت ورزش معمولی⁷ است که رینولدز ورودی حدود 5176 خواهد بود. ورزش معمولی مانند 45 دقیقه والیبال بازی کردن یا حدود 3 کیلومتر پیاده‌روی در 30 دقیقه است. چنگ و همکاران نیز دبی تنفسی از 15 تا 60 لیتر بر دقیقه را معادل حالت استراحت تا ورزش سبک⁸ دانسته‌اند. ژانگ و همکاران [30] نیز 60 لیتر در دقیقه را به عنوان حالت ورزش و فعالیت معمولی در کارشان معرفی کرده‌اند. از این رو در این پژوهش حل برای دبی ورودی 60 لیتر بر دقیقه یا همان 1 لیتر در ثانیه انجام شده است. در شرایط مرزی ورودی، دبی جریان قرار داده شد و برای هشت خروجی نیز دبی خروجی مورد نظر با استفاده از نسبت تناسب درصد پخش دبی داده‌های مدل هورسفیلد محاسبه و قرار داده شد. شرط مرزی دیواره‌های ریه با توجه به وجود مایه مخاطی چسبنده موکوس با تقریب مناسبی بدون لغزش فرض شده است. پارامترهای هوای ورودی و دبی جریان در خروجی‌ها براساس داده‌های هورسفیلد [17] در جدول 1 آورده شده است. شماره گذاری خروجی‌ها در تصویر شماره یک، از شماره یک تا هشت از سمت راست در جهت ساعتگرد انجام شده است. در تحقیقات لین⁹ و همکاران [31] نشان

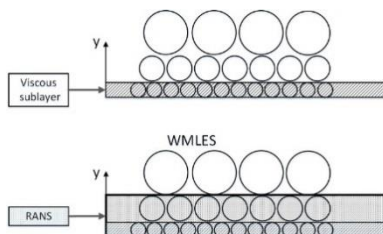


Fig. 1 Demonstration of eddies close to wall.

شکل 4 نمایش ادی‌ها در کنار دیواره‌ها.

اختلاف مرکزی که نوسانات غیر فیزیکی در حل بوجود می‌آورد استفاده شده است. این اسکیم نسبت به آپویند مرتبه دوم نیز بهتر عمل می‌کند. همین اسکیم برای زمان نیز استفاده شده است. با توجه به اینکه جریان در سه نسل اول ریه به هر سه شکل جریان آرام، گذرا و آشفته وجود خواهد داشت پس بهتر است تا از روش‌ها یی برای مدل‌سازی و شبیه‌سازی آشفتگی استفاده شود که عملکرد بهتری در این زمینه داشته باشند. حل مستقیم¹ و شبیه‌سازی گردابه‌های بزرگ² نیاز به شبکه بسیار ریز دارند و از سوی دیگر مدل‌های متوسط گیری زمانی اگرچه به شبکه‌ها یی با تعداد نود و سلول‌های کمتری نیاز دارند، اما ن می‌توانند به خوبی تمامی پدیده‌های آشفتگی‌ها و ناپایداری‌های جریان را بررسی نمایند از این رو در این پژوهش از روش هیبریدی LES-RANS که مختصراً WMLES³ خوانده می‌شود، به معنای روش شبیه‌سازی گردابه‌های بزرگ با مدل‌سازی کنار دیواره‌ها، استفاده شده است تا با شبکه ایی با تعداد سلول‌ها یی بین تعداد لازم برای LES و RANS، بتواند گردابه‌های بزرگ را در میانه‌های جریان در برونش‌ها و نای حل کرده و جریان در کنار دیواره‌ها بخصوص در کنار رینگ‌های غضروفی را نیز با دقت خوبی مدل کند. این روش توسط شور و همکاران بر مبنای عملکرد هیبریدی روش اسمگورینسکی در گردابه‌های بزرگ و DDES⁴ تعریف شده است که در اینجا ثابت اسمگورینسکی بین 0.1 تا 0.2 می‌تواند باشد که در این پژوهش 0.2 می‌باشد. در نتیجه در این کار، از زیر شبکه دیوار مدل شده شور و همکاران [27] استفاده شده است که از یک مدل طول اختلاط ارتقاء یافته مدل اسمگورینسکی به همراه یک تابع میراکننده دیواره استفاده می‌کند. روش هیبریدی WMLES بخش میانی سیال در نای و برونش‌ها را با فیلتر تا حد ممکن حل می‌کند و در بخش کنارهای دیواره‌ها، اگر جریان از سطح جدا نشده باشد در واقع با RANS خالص مدل‌سازی صورت می‌گیرد و اگر جریان جدا شده باشد مثل DDES عمل می‌شود. پس در واقع بخش داخلی لایه مرزی را با استفاده از دو معادله و بخش دیگر لایه مرزی و بقیه جریان را با استفاده از شبیه‌سازی گردابه‌های بزرگ مقیاس حل می‌کند [28]. مدل شور و همکاران تنها از یک معادله برای مدل‌سازی کنار دیواره در کنار ترم‌های اسمگورینسکی استفاده می‌کند و برای افزایش دقت این روش با افزودن ترم کرنش برشی یعنی ω بهبود یافته است. به همین خاطر برای کنار دیواره‌ها با توجه به اینکه رینولدز جریان در آن جا پایین خواهد بود از روش دو معادله ایی $s-\omega$ استفاده شده است که دقت حل را در ناحیه‌های لگاریتمی گذاری بین جریان آرام و آشفته با تقریب بهتری نسبت به مدل تک معادله ایی s حل می‌کند و علاوه بر آن مقدار انرژی آشفتگی بیشینه اشتباه کمتری را وارد جریان کنار دیواره‌ها نسبت به مدل اولیه WMLES می‌کند. معادلات زیر شبکه به شکل معادله (3) خواهد بود و رابطه فیلتر در معادله (4) مشخص شده است.

$$\vartheta_t = \min[(\kappa d_w)^2, (C_{smag}\Delta)^2] \cdot \left\{ 1 - \exp \left[- \left(\frac{y^+}{25} \right)^3 \right] \right\} \cdot |s - \Omega| \quad (3)$$

$$\Delta = \min \max C_W d_w, C_W h_{max}, h_{Wn}, h_{max}, C_W \approx 0.15 \quad (4)$$

بطوریکه d_w فاصله از دیواره، s معرف نرخ کرنش برشی، h_{max} بزرگترین طول لبه سلول شبکه محاسباتی، Ω مقدار ورتیسیته و h_{Wn} طول سلول در راستای عمود بر دیواره می‌باشد. d_w همان ترمی است که شور و

⁵ Turbulence length scales

⁶ Viscous sublayer

⁷ Moderate exercise

⁸ Light exercise

⁹ Lin

¹ DNS

² LES

³ WMLES

⁴ Delayed DES

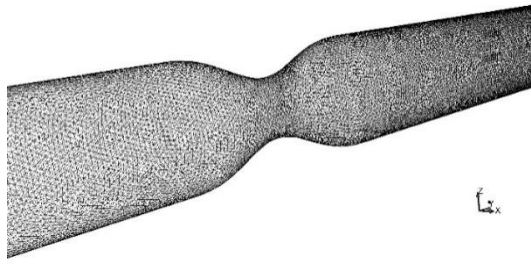


Fig. 5 Part of the 3D triangular/tetrahedral grid of the stenosis model.

شکل 5 شبکه‌بندی مثلثی/چهارضلعی هندسه لوله با خم

شبکه‌ای مدل‌سازی دیواره¹ می‌باشد. شدت آشفتگی همان مقدار بیان شده در کار تجربی یعنی 6.18 درصد در ورودی قرار داده شده است. همانطور که نتایج حل با مدل هیبریدی در این پژوهش در مقایسه با نتایج تجربی و حل عددی LES با مدل دیواره اسمانگورینسکی برای سرعت در خط مرکزی لوله تنگ شده، در شکل 6 نشان می‌دهد، تطابق خوبی بین آن‌ها وجود دارد. در این شکل هندسه لوله نیز در پایین بر روی محور افقی ترسیم شده است تا نقطه آغاز برای مقایسه بر روی هندسه مشخص شده باشد. دلیل اختلاف شبیه‌سازی لو و همکاران [35] و نیز نتایج شبیه‌سازی حاضر در شکل 6 با نتایج تجربی، پیش‌بینی بیشتر از واقعیت نرخ اتلاف در جریان در کناره‌ها و در نتیجه پیش‌بینی گردابه کوچکتر پس از انحنای لوله و بزرگتر شدن مجرای عبوری جریان نسبت به حالت واقعی و همچنین پیش‌بینی ورتکس‌های بیشتر در اددی‌های بزرگتر در جریان اصلی می‌تواند باشد که باعث افت سرعت محوری شده است.

7- بحث و نتایج

تحلیل تنش برشی در جریان تنفسی کار بسیار پیچیده ای است. برای درک این مهم کافیست تا به دوگانگی اثر آشفتگی شدن جریان و گذار از حالت آرام به آشفتگی و یا از سطح کمی از آشفتگی به آشفتگی بیشتر دقت شود. در حقیقت زمانی که جریان آرام است سرعت کنار دیواره‌ها به خاطر تشکیل لایه مرزی بسیار کم می‌شود و تنش برشی پایین است، برای گذار جریان از

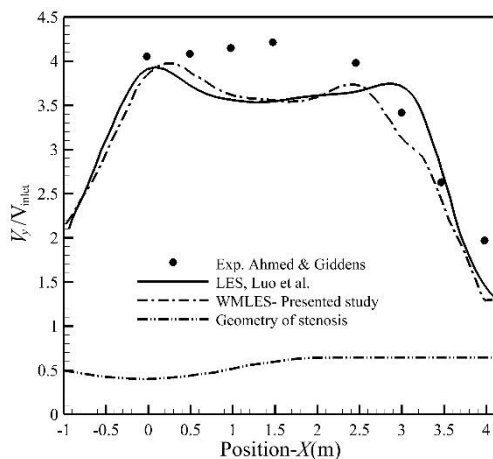


Fig. 6 Comparison of presented result with experimental [34] and numerical result [35].

شکل 6 مقایسه نتایج حل عددی در پژوهش حاضر با نتایج تجربی احمد و گیدنز [34] و حل عددی لو و همکاران [35].

داده شده است که به خاطر وجود حفره دهان و بینی، بخصوص حالت جت حنجره شدت آشفتگی در دهانه نای بین 10 تا 20 درصد خواهد بود، به همین خاطر به علت عدم لحاظ حفره دهان و بینی در این پژوهش که موجب افزایش حجم شبکه محاسباتی می‌شد و تمرکز بر راه‌های هوایی مرکزی بوده است، اثر این هندسه حذف شده به صورت شدت آشفتگی در ورودی لحاظ شده است. با توجه به اینکه شدت آشفتگی در دهانه ورودی نای در کل جریان تأثیر گذار است لذا برای بدست آوری مقدار مناسب ورودی این پژوهش، جریان دم تنفسی با شدت‌های آشفتگی 1، 3، 5، 7، 10، 15 و 20 درصد همراه با شرط ورودی دبی مشخص شده در جدول 1، حل شد که نتایج نشان داد، حل با شدت آشفتگی 7 درصد برای دهانه ورودی کانتور شدت آشفتگی را در کل دامنه حل در محدوده مقادیر بیان شده لین و همکاران [31] یعنی بین 10 تا حداکثر 20 درصد، بدست می‌دهد. از این رو این شدت آشفتگی برای هر دو هندسه در ادامه حل در ورودی دهانه نای داده شده است.

6- اعتبارسنجی

با توجه به اینکه اندک نتایج تجربی بدست آمده بر روی بررسی ریه به علت عدم دسترسی به مدل هندسی بکار رفته، قابلیت استفاده برای اعتبارسنجی در دیگر پژوهش‌ها را بدست نمی‌دهد، به همین علت محققان بسیاری روش مدل‌سازی و حل جریان تنفسی را با نتایج تجربی جریان گذرنده از لوله‌هایی در حدود اندازه برونش‌ها و رینولدزهایی در محدوده 1000 تا 10,000 مقایسه کرده‌اند و صحت حل عددی خود را نشان داده‌اند [32,33]. از این رو کار تجربی احمد و گیدنز [34] که لو و همکاران [35] برای اعتبارسنجی در حل جریان تنفسی با استفاده از مدل گردابه‌های آزاد همچون این پژوهش استفاده کرده‌اند، انتخاب شده است. کار آزمایشگاهی توسط احمد و گیدنز [34] بر روی لوله‌ای به قطر 5 سانتی‌متر در رینولدز 2000 در حالی انجام شده است که لوله در وسط خود دارای یک انحنای بوده است. این انحنای شباهت زیادی به انحناهای غضروفی افزوده شده به مدل هورسفیلد در این پژوهش دارد. هندسه لوله همانند مدل ارائه شده در کار احمد و گیدنز و همچنین دشنپند [36] ترسیم شده است. با توجه به اینکه هندسه لوله دقیقاً در ابعاد طولی مدل آزمایشگاهی زده شد، یعنی چیزی در حدود 6 متر، از این رو تعداد سلول‌های شبکه، در حدود 7,700,000 سلول شده است که در شکل 5 دیده می‌شود. همانند روش حل در تحلیل جریان تنفسی، از شبکه‌بندی بدون سازمان استفاده شد. روش شبیه‌سازی همان گردابه‌های آزاد با مدل زیر

جدول 1 جزئیات داده‌های شرایط مرزی ورودی و خروجی

Table 1 The boundary condition parameters in inlet and outlets			
Re	Q(kg/s)	V(m/s)	شرایط مرزی
5176	1.158e-03	4.7	ورودی
	Percent of Q (%)		خروجی
	14.1274		خروجی شماره 1
	6.3839		خروجی شماره 2
	4.6993		خروجی شماره 3
	20.2453		خروجی شماره 4
	23.2304		خروجی شماره 5
	9.6054		خروجی شماره 6
	10.7285		خروجی شماره 7
	10.9798		خروجی شماره 8

¹ Wall Modeled

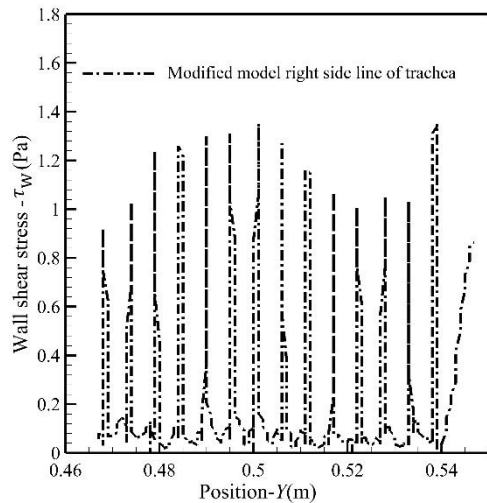


Fig. 9 Distribution of time average wall shear stress on the line 11 in modified model.

شکل 9 توزیع میانگین زمانی تنش برشی، برای مدل بهبود یافته بر روی خط 11.

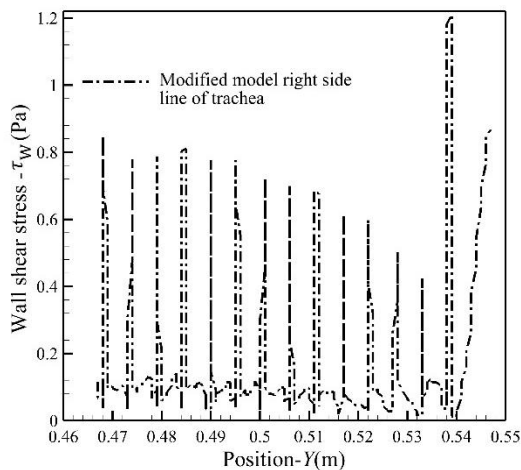


Fig. 10 Distribution of time average wall shear stress on the line 10 in modified model.

شکل 10 توزیع میانگین زمانی تنش برشی، برای مدل بهبود یافته بر روی خط 10.

در دو سمت نای با وجود عدم تقارن در دو طرف محور نای در برونش‌های نسل دوم و سوم این مدل، تفاوت چشمگیری نکرده است و تقریباً با هم برابر می‌باشند اما تنش برشی در شکل 9 برای سمت راست مدل بهینه شده مقدار بیشتری را نسبت به سمت چپ این مدل در شکل 10 نشان می‌دهد. بیشترین تنش برشی برای سمت راست بیشتر از مقدار 1 و همین پارامتر در سمت چپ حدود 0.6 است این در حالی است که تنش برشی در مدل معمولی به جز در ناحیه ورودی کمتر از عدد 0.2 بوده است. همچنین برای بررسی دقیق‌تر لازم است تا مؤلفه تنش برشی همراستای جریان یعنی مؤلفه τ_{xy} این تنش، بر روی این دو خط در جداره‌های نای برای هر دو مدل بررسی شود که برای خط سمت راست در شکل 11 و برای خط سمت چپ در شکل 12 نمایش داده شده است.

ارزش بررسی مؤلفه همراستای جریان تنش برشی در این است که نوسان شدید و مثبت و منفی شدن آن، نمایش دهنده وجود جدایش جریان می‌باشد. پس با توجه به شکل 11 و 12 در هر دو سمت نای در مدل بهبود یافته بر اساس متوسط زمانی مؤلفه τ_{xy} تنش برشی، جریان در هر 14 رینگ غضروفی دارای جدایش و تشکیل حباب جریان گردابه‌ای در حفره‌ها بوده

حالت آرام به آشفته، ناپایداری‌ها یی در لایه مرزی بوجود می‌آید که در کنار دیواره‌های مرز، باعث بالا رفتن تنش برشی در آن ناحیه می‌شود. از سوی دیگر جدایش جریان در پیچ و تاب‌های حرکت هوا از برونش مادر به برونش‌های دختر، در جریان آرام همانند جریان آشفته وجود دارد. پستی و بلندی‌ها و هر گونه اعوجاجی در سطح باعث بوجود آمدن ناپایداری در جریان می‌شود. این اعوجاج در دیواره از یکسو باعث ضخامت بیشتر لایه مرزی خواهد شد از سوی دیگر به علت شکل تپه ایی جریان چرخشی به شدت ناپایی را پشت هر قله تپه ایجاد می‌کند که گاهی برعکس عمل کرده و جریان را همچون یک ورتکس ژنراتور، انرژی می‌دهد و لایه مرزی را بهم می‌ریزد.

برای تحلیل حل جریان تنفسی خطوط و برونش‌ها شماره گذاری شده‌اند که در تصویر شماره 7 در کنار هر یک شماره گذاری انجام شده دیده می‌شود. شایان ذکر است که سمت چپ ریه با توجه به نحوه قرار گیری ریه در بدن فرد و نه براساس سمت چپ بیننده جهت گذاری می‌شود.

به عنوان اولین بررسی تنش برشی روی دیواره نای، بر روی دو خط جانبی روی محور Y برای مدل معمولی هورسفیلد در شکل 8 دیده می‌شود. برای امکان مقایسه نمودار تنش برشی بر روی دو خط جانبی راست و چپ نای در شکل‌های 9 و 10 آورده شده است.

همان‌طور که در شکل 8 مشخص است برای مدل هورسفیلد تنش برشی

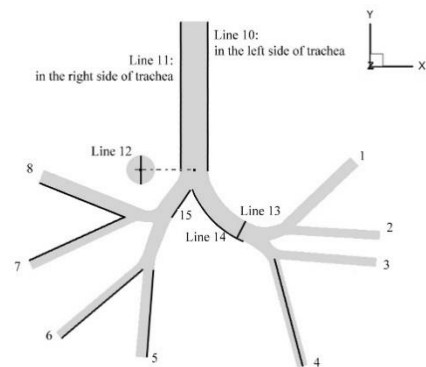


Fig. 7 Demonstration of Lines location.

شکل 7 نام گذاری برونش‌ها و نمایش محل خط‌ها.

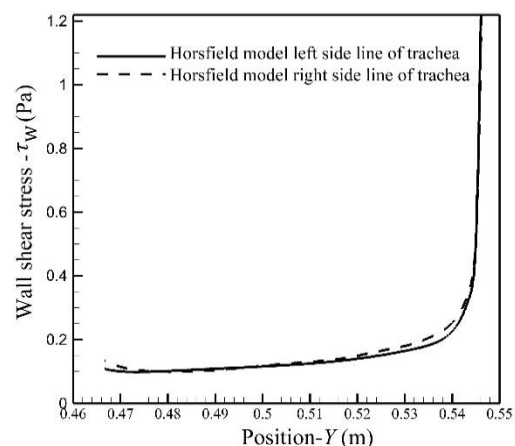


Fig. 8 Distribution of time average wall shear stress on the line 10 and 11 in Horsfield model.

شکل 8 توزیع میانگین زمانی تنش برشی برای مدل هورسفیلد بر روی دو خط جانبی نای، خط شماره 10 و 11.

هورسفیلد بدون افزودن واقعیت‌های ریه استفاده می‌شود، مقدارهایی که برای تنش برشی بر روی جدارها بدست می‌آید، مقادیر قابل اعتمادی نیستند بخصوص اگر در رینولدزهای بالاتر از 1000 مسئله بررسی شود و جریان آرام نباشد.

شکل 14 نمودار متوسط زمانی تنش برشی را بر روی خط پایینی برونش سمت چپ در دومین نسل یعنی خط 14 نشان می‌دهد. همانطور که در شکل 14 مشخص است در این برونش نیز تنش برشی در مدل بهبود یافته بیشتر از مدل معمولی هورسفیلد است.

همان‌طور که در شکل‌های 9 تا 14 مشاهده شد آشفتگی‌ها و ناپایداری‌های ناشی از واقعی‌تر کردن مدل هورسفیلد باعث افزایش تنش برشی شده است اگرچه همچنان در برخی برونش‌های نسل سوم نیز همین امر دیده می‌شود اما با توجه به اینکه انرژی جریان در نسل اول و دوم تا حد زیادی نسبت به مدل ساده گرفته شده است این تأثیر در نسل سوم به قاطعیت نای و نسل دوم نیست. این مهم در شکل‌های 15 تا 19 دیده می‌شود.

شکل 15 متوسط زمانی تنش برشی بر روی برونش شماره 5 را در حالی نشان می‌دهد که تایید کننده سخن گفته شده درباره اینکه تأثیر غضروف‌ها

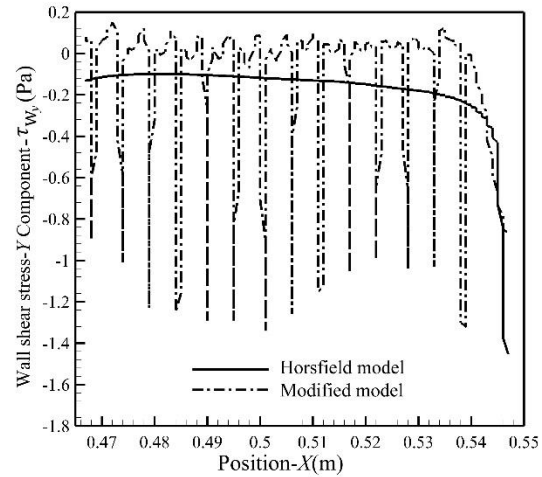


Fig. 11 Distribution of time average wall shear stress y component on the line 11 in modified model.

شکل 11 توزیع مؤلفه y میانگین زمانی تنش برشی، برای مدل بهبود یافته بر روی خط 11.

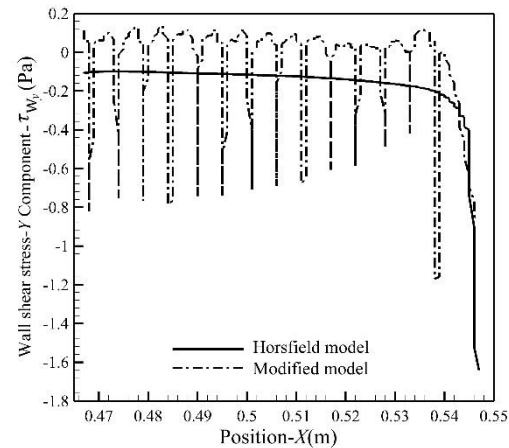


Fig. 12 Distribution of time average wall shear stress y component on the line 10 in modified model.

شکل 12 توزیع مؤلفه y میانگین زمانی تنش برشی، برای مدل بهبود یافته بر روی خط 10.

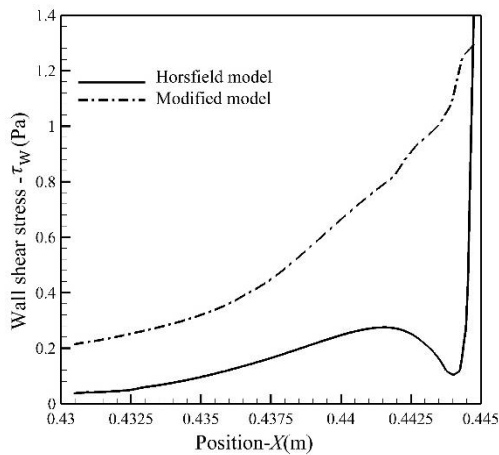


Fig. 13 Distribution of time average wall shear stress on the line 15.

شکل 13 توزیع میانگین زمانی تنش برشی برای هر دو مدل بر روی خط 15 در برونش 2 سمت راست.

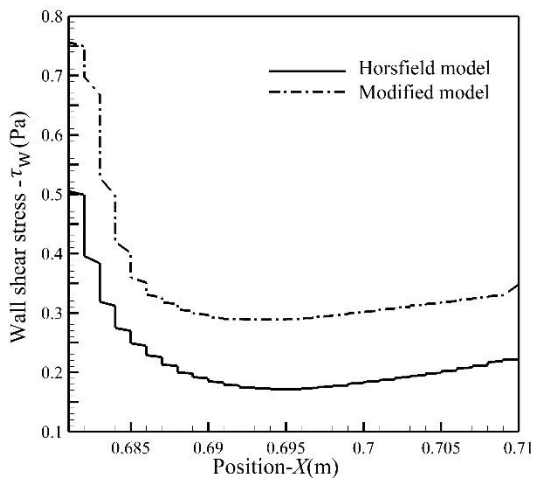


Fig. 14 Distribution of time average wall shear stress on the line 14.

شکل 14 توزیع میانگین زمانی تنش برشی برای هر دو مدل بر روی خط 14 در برونش 2 سمت چپ.

است که به صورت ناپایدار و در بیشتر حفره‌ها در بین قله‌های غضروفی در حرکت است. کشیده شدن این نمودار در ناحیه مثبت با توجه به اینکه جهت جریان اصلی خلاف جهت مثبت محور y است، به معنای وجود جریان برگشتی و چرخشی بین حفره‌ها است. این نوسان شدید ناشی از افزایش چشمگیر سرعت در نزدیکی قله غضروف‌ها می‌باشد که طبیعتاً در پشت این تپه ایی شکل به علت جدایش جریان و گردابه تشکیل شده، جریان به شدت در نزدیکی دیواره کاهش سرعت یافته در نتیجه همین فراز و نشیب سریع بر روی هر تپه شکل غضروفی در امتداد نای بوجود می‌آید که در تصاویر 9 تا 12 دیده شده است.

بررسی تنش برشی در نسل دوم نشان داده است که تأثیرات افزودن پستی و بلندی‌های غضروف‌ها تا نسل دوم ادامه دارد. همانطور که در شکل 13 مشاهده می‌شود متوسط زمانی تنش برشی در خط شماره 15، خط پایینی جداره برونش سمت راست دومین نسل برای مدل بهبود یافته بیشتر از مدل هورسفیلد است. دامنه این اختلاف در کل این برونش بیش از 10 برابر می‌باشد که عدد قابل توجهی است. در واقع زمانی که مدل ساده

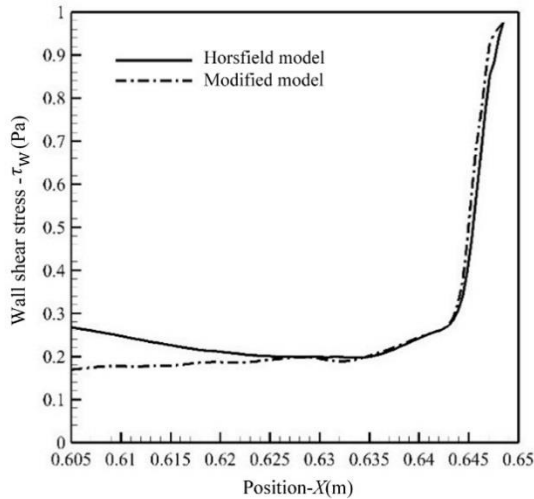


Fig. 17 Distribution of time average wall shear stress on the line 6.

شکل 17 توزیع میانگین زمانی تنش برشی برای هر دو مدل بر روی خط ششم در برونش 7.

زیرا همچنان که بیان شد انرژی جریان در ناپایداری‌ها به شکل جریان‌های عرضی و چرخشی مضمحل می‌شود و در نتیجه سرعت جریان برای مدل بهبود یافته در برونش‌های نسل سوم گاهی کمتر از سرعت در برونش مشابه برای مدل هورسفیلد ساده می‌باشد، چیزی که در شکل‌های 18 و 19 دیده می‌شود. در این دو شکل به ترتیب نمودار متوسط زمانی تنش برشی و سرعت جریان بر روی خط پایین برونش هفتم دیده می‌شود.

همان‌طور که در شکل‌های 18 و 19 دیده می‌شود تنش برشی ارتباط مستقیمی با سرعت دارد و علت بیان شده برای تغییرات تنش برشی در نسل سوم بخوبی در این دو نمودار دیده می‌شود. متوسط زمانی تنش برشی در مدل بهبود یافته نسبت به مدل هورسفیلد در نسل سوم تا جایی بیشتر است که متوسط زمانی سرعت در آن بیشتر از مقدار همین پارامتر در مدل بهبود یافته باشد.

در نهایت متوسط زمانی تنش برشی برای برونش هشتم در شکل 20 برای هر دو مدل دیده می‌شود.

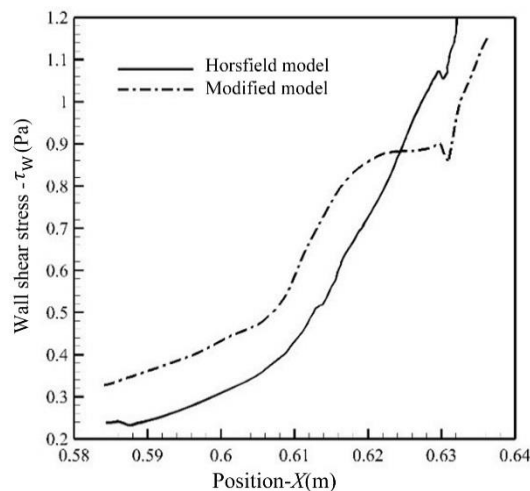


Fig. 18 Distribution of time average wall shear stress on the line 7.

شکل 18 توزیع میانگین زمانی تنش برشی برای هر دو مدل هندسه بر روی خط هفتم در برونش 7.

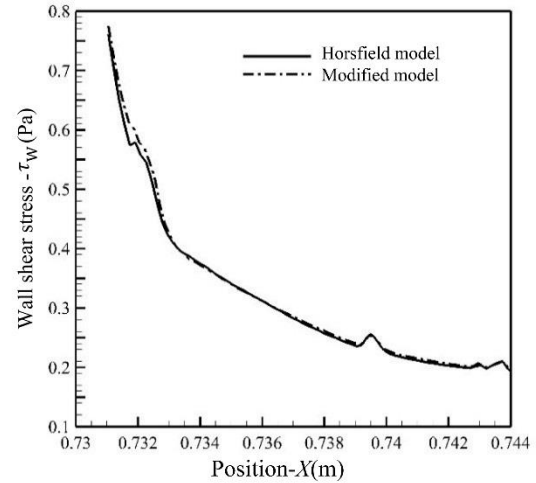


Fig. 15 Distribution of time average wall shear stress on the line 5.

شکل 15 توزیع میانگین زمانی تنش برشی برای هر دو مدل بر روی خط پنجم در برونش 5.

در نسل سوم به مراتب کمتر از نسل اول و دوم که در تصاویر قبل دیده شده است، می‌باشد. همانگونه که در شکل 15 دیده می‌شود نمودار متوسط زمانی تنش برشی برای هر دو مدل تقریباً یکسان است.

شکل 16 متوسط زمانی تنش برشی بر روی برونش شماره 6 را نشان می‌دهد. اگرچه در حدود دو سوم این برونش نشان دهنده بیشتر بودن تنش برشی در مدل بهبود یافته نسبت به مدل هورسفیلد است اما در ادامه این مسئله برعکس می‌شود که این شکل نیز تایید کننده این نتیجه است که تأثیر غضروف‌های نای در نسل سوم به قاطعیت نای و نسل دوم نبوده و از آنجائیکه انرژی جریان گرفته شده است، در برخی نواحی نسل سوم سرعت و در نتیجه تنش برشی دیواره مدل ساده بیشتر می‌شود.

وضعیت مشابه برونش پنجم اما با اختلاف بسیار جزئی در نمودار شکل 17 برای برونش ششم دیده می‌شود. متوسط زمانی تنش برشی در مدل هورسفیلد ابتدا تا نیمه‌های این برونش بیشتر از مدل بهبود یافته شده است اما در ادامه با اختلاف اندکی مقدار این پارامتر برای مدل بهبود یافته بیشتر شده است.

این تأثیر کم در برونش‌های نسل سوم حتی گاهی برعکس هم می‌شود

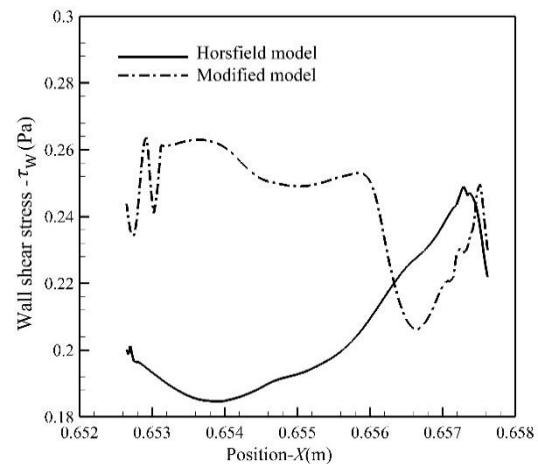


Fig. 16 Distribution of time average wall shear stress on the line 6.

شکل 16 توزیع میانگین زمانی تنش برشی برای هر دو مدل بر روی خط ششم در برونش 6.

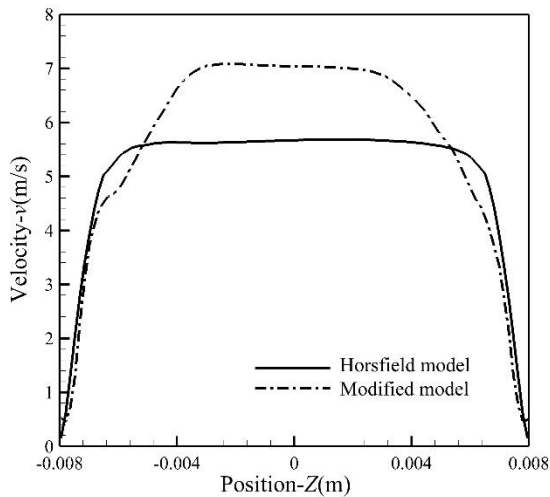


Fig. 21 Velocity profile-line 12 for both of models.

شکل 21 پروفیل سرعت برای هر دو مدل بر روی خط 12.

با توجه به شکل 22، پروفیل سرعت در نزدیکی انتهای برونش سمت چپ نسل دوم بر روی خط شماره 13 نیز همانند پروفیل سرعت در انتهای نای است یعنی در مدل بهینه شده جریان متأثر از برجستگی‌ها و فرو رفتگی‌های غضروفی می‌باشد و در نتیجه جریان دارای بیشینه بیشتری نسبت به مدل ساده دارد.

با توجه بررسی نمودار تنش‌های برشی و سرعت در برونش‌ها، می‌توان چنین گفت که حرکت‌های چرخشی به واسطه برجستگی‌های تپه ایی شکل غضروف‌ها در جریان کنار دیواره، لایه مرزی پر انرژی را نسبت به لایه مرزی کناره دیواره در مدل ساده بوجود می‌آورد و جریان برگشتی در حال حرکت به سمت این کویته‌های چرخان در پشت رینگ‌ها در لایه مرزی، موجب افزایش تنش برشی دیواره شده است. مشابه همین نتیجه‌گیری را خانافر و همکاران [37] برای عروق در بررسی تغییرات تنش برشی دیواره در حالت استراحت و ورزش بدست آورده‌اند و بیان کرده‌اند افزایش اغتشاش موجب افزایش چند برابری تنش برشی شده است.

8- جمع بندی و نتیجه‌گیری

در این پژوهش مدل هورسفیلد با افزودن رینگ‌های غضروفی نای به مدل

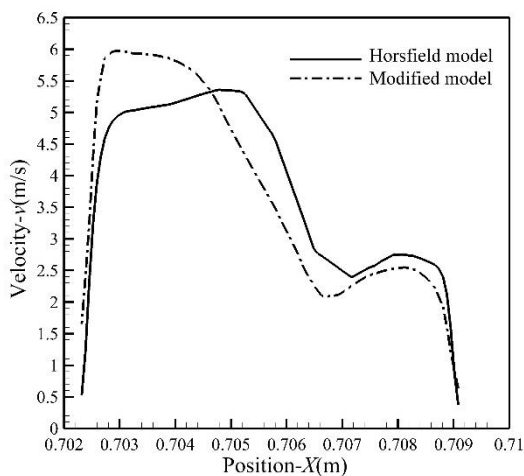


Fig. 22 Velocity profile-line 13 for both of models.

شکل 22 پروفیل سرعت برای هر دو مدل بر روی خط 13.

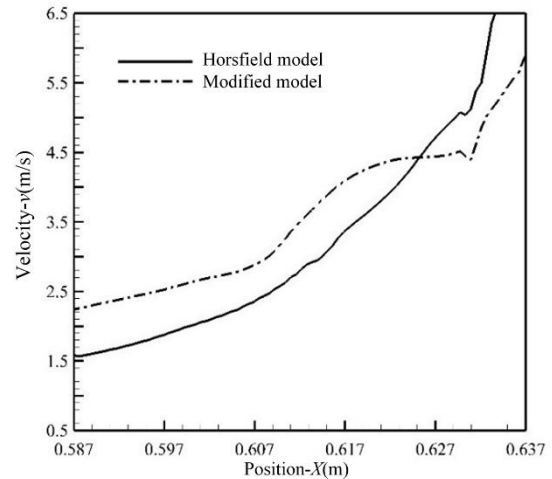


Fig. 19 Distribution of time average velocity on the line 7.

شکل 19 توزیع میانگین زمانی سرعت برای هر دو مدل بر روی خط هفتم در برونش

7.

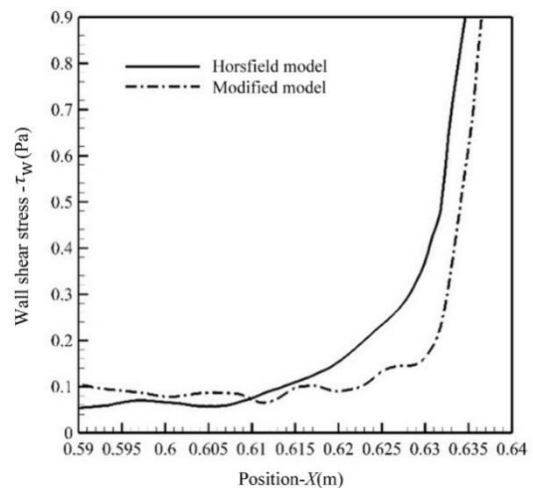


Fig. 20 Distribution of time average wall shear stress on the line 8.

شکل 20 توزیع میانگین زمانی تنش برشی برای هر دو مدل بر روی خط هشتم در برونش 8.

در شکل 20 نیز مشاهده می‌شود که جریان در مدل بهبود یافته با اختلاف اندکی نسبت به مدل هورسفیلد مقدار کمتری دارد.

یکی از موارد قابل بررسی پروفیل سرعت است. تأثیر افزودن رینگ‌های غضروفی بر روی پروفیل سرعت در شکل 21 برای هر دو مدل بر روی خطی در راستای محور \bar{z} روی خط شماره 12 نمایش داده شده است. با توجه به اینکه برجستگی‌های غضروفی ایجاد ساختارهای پیچشی و گردابه‌ها در کنار دیواره را بوجود می‌آورند و همچنین جریان را متلاطم‌تر می‌کنند از این رو پروفیل سرعت مدل بهبود یافته دارای منحنی بیشتری در محدوده بیشتری از سرعت برای ناحیه دورتر از دیواره‌ها است و پروفیل سرعت مدل هورسفیلد معمولی تقریباً همانند ورودی یکنواخت مانده است و به جز لایه مرزی کوچکی که در طول نای بوجود آمده‌است و کناره‌های آن را خمیده کرده است، تغییر دیگری نداشته است. نکته دیگر عدم تقارن نسبی در پروفیل سرعت در مدل بهبود یافته می‌باشد که تأثیر دبی بیشتر مصرفی در سمت راست نای نسبت به چپ را نمایش می‌دهد در حالیکه در مدل ساده این تأثیر ناچیز است.

σ_k عدد پراتل k
 σ_ω عدد پراتل ω

10- مراجع

[1] H. Sharifi, M. R. Masjedi, H. Emami, M. Ghanei, A. Eslaminejad, G. Radmand, S. Buist, Burden of obstructive lung disease study in Tehran: Prevalence and risk factors of chronic obstructive pulmonary disease, *Lung India*, Vol. 32, No. 6, pp. 572-577, 2015.

[2] B. M. Button, B. Button, Structure and function of the mucus clearance system of the lung, *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, Vol. 3, No. 8, pp. 1-16, 2013.

[3] A. Green, Modelling of peak-flow wall shear stress in major airways of the lung, *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 5, pp. 661-667, 2004.

[4] N. J. Douville, P. Zamankhan, Y. Ch. Tung, R. Li, B. L. Vaughan, Ch. F. Tai, J. White, P. J. Christensen, J. Grotberg, Sh. Takayama, Combination of fluid and solid mechanical stresses contribute to cell death and detachment in a microfluidic alveolar model, *Lab on a Chip*, Vol. 11, No. 4, pp. 609-619, 2011.

[5] Y. Zhu, L. H. Abdullah, S. P. Doyle, K. Nguyen, C. M. P. Ribeiro, P. A. Vasquez, et al., Baseline goblet cell mucin secretion in the airways exceeds stimulated secretion over extended time periods, and is sensitive to shear stress and intracellular mucin stores, *PLoS ONE*, Vol. 10, No. 5, pp. 9781-9787, 2015.

[6] K. K. Ramana, M. R. Pidaparti, Inhalation induced stresses and flow characteristics in human airways through fluid-structure interaction analysis, *Modelling and Simulation in Engineering*, Vol. 2008, No. 4, pp. 1-8, 2008.

[7] K. Koombua, R. M. Pidaparti, P. W. Longest, K. R. Ward, Computational analysis of fluid characteristics in rigid and flexible human respiratory airway models, *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, Vol. 2, No. 2, pp. 185-194, 2008.

[8] G. Nucci, B. Suki, K. Lutchen, Modeling airflow-related shear stress during heterogeneous constriction and mechanical ventilation, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 95, No. 1, pp. 348-356, 1985.

[9] S. Ghadiali, D. P. Gaver, Biomechanics of liquid-epithelium interactions in pulmonary airways, *Respiratory Physiology and Neurobiology*, Vol. 163, No. 1-3, pp. 232-243, 2008.

[10] T. Whitehead, A. S. Slutsky, The pulmonary physician in critical care, *Ventilator Induced Lung Injury*, Thorax, Vol. 57, No. 7, pp. 635-642, 2002.

[11] R. M. Pidaparti, J. Swanson, Effect of mechanical ventilation waveforms on airway wall shear, *Journal of Medical Engineering and Technology*, Vol. 39, No. 1, pp. 1-8, 2015.

[12] Accessed; <http://www.lumen.luc.edu>.

[13] S. Zarei, A. Mirtar, B. Andresen, P. Salamon, Modeling the airflow in a lung with cystic fibrosis, *Journal of Non-Equilibrium Thermodynamics*, Vol. 38, No. 2, pp. 119-140, 2013.

[14] H. B. Evans, L. Castillo, Index-matched measurements of the effect of cartilaginous rings on tracheobronchial flow, *Journal of Biomechanics*, Vol. 49, No. 9, pp. 1601-1606, 2016.

[15] C. Y. Sung, Z. Yue, C. Bean, Particle deposition in a cast of human oral airways, *Aerosol Science and Technology*, Vol. 31, No. 4, pp. 286-300, 1999.

[16] E. R. Weibel, *Morphometry of The Human Lung*, Berlin: Springer Verlag, pp. 9-39, 1963.

[17] K. Horsfield, G. Dart, D. E. Olson, G. F. Filley, G. Cumming, Models of the human bronchial tree, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 31, No. 2, pp. 207-217, 1971.

[18] M. Alzahrany, A. Banerjee, Aerosolized drug delivery in patient-specific lung model during invasive high frequency oscillatory ventilation, *Journal of Aerosol Science*, Vol. 81, pp. 1-20, 2015.

[19] A. Dehbi, Prediction of extrathoracic aerosol deposition using RANS-Random Walk and LES approaches, *Aerosol Science and Technology*, Vol. 45, No. 5, pp. 555-569, 2011.

[20] Y. Zhang, W. H. Finlay, Measurement of the effect of cartilaginous rings on particle deposition in a proximal lung bifurcation model, *Aerosol Science and Technology*, Vol. 39, No. 5, pp. 394-399, 2005.

[21] Z. Li, C. Kleinstreuer, Z. Zhang, Particle deposition in the human tracheobronchial airways due to transient inspiratory flow patterns, *Aerosol Science and Technology*, Vol. 38, No. 6, pp. 625-644, 2007.

[22] S. M. Hogberg, *Nanoparticle Transport and Deposition in the Large Conducting Airways Using CFD*, Master Thesis, Applied Physics and Mechanical Engineering, Lulea University of Technology, 2006.

[23] A. F. Tena, P. C. Clara, Use of Computational fluid dynamics in respiratory medicine, *Arch Bronconeumol*, Vol. 51, No. 6, pp. 293-298, 2015.

[24] J. Elcner, F. Lizal, J. Jedelsky, M. Jicha, Investigation of air flow in idealized model of human respiratory tract, *Engineering Mechanics*, Vol. 20, No. 3/4, pp. 221-227, 2013.

[25] J. Elcner, F. Lizal, J. Jedelsky, M. Jicha, M. Chovancova, Numerical investigation of inspiratory airflow in a realistic model of the human tracheobronchial airways and a comparison with experimental results, *Biomech Model Mechanobiol*, Vol. 15, No. 2, pp. 447-469, 2016.

[26] Z. Zhang, C. Kleinstreuer, Computational analysis of airflow and nanoparticle deposition in a combined nasal-oral-tracheobronchial airway model, *Journal of Aerosol Science*, Vol. 42, No. 3, pp. 174-194, 2011.

واقعی ریه نزدیک‌تر شد. برای افزایش دقت حل در کل دامنه و امکان ایجاد حل دقیق‌تر با ریز کردن شبکه در کنار دیواره تا حد تابع دیواره‌ای در حدود عدد 1، مدل هیبریدی WMLES با زیر شبکه $s-\omega$ استفاده شد. مقایسه‌ها برای تنش برشی دیواره، سرعت و نیز پروفیل سرعت نشان داد وجود غضروف‌ها برای تحلیل جریان نای بسیار با اهمیت بوده و همچنین این تأثیر تا برونش‌های نسل دو به طور قابل چشمگیر وجود دارد؛ اگرچه به واسطه ایجاد گردابه‌ها و جدایش جریان در نای، انرژی آن و در نتیجه سرعتش در برخی نواحی برونش‌های نسل سوم در مقایسه با مدل ساده، کاهش می‌یابد و از این رو افزایش تنش برشی در نسل سوم همانند نسل اول و دوم وجود ندارد. این پدیده نشان می‌دهد که غضروف‌های نای اگرچه تنش برشی را در خود نای و حتی تا نسل بعدی‌اش افزایش می‌دهند اما باعث می‌شوند تا تنش برشی در نسل‌های پایین‌تر کاهش بیابد، جائیکه رفته‌رفته به علت کاهش قطر برونش‌ها، به شدت نسبت به تنش برشی حساس می‌شوند. این تأثیر غضروف‌ها بر جریان در نای و برونش‌های پایین دست نشان داد حذف آن‌ها یا انتخاب روش‌های مدل‌سازی آشفته‌گی‌ای که در تحلیل پدیده‌های سیالاتی ناشی از آن‌ها ناتوان باشند، می‌تواند بر نتایج تأثیرات قابل توجهی بگذارد؛ بخصوص زمانی که تأثیر تغییرات اندکی در تنش برشی می‌تواند برای سلول‌های جداره نای و برونش‌ها مهم باشد. با توجه به اینکه در تحقیقات مشابه بر روی تپه‌های دو بعدی متناوب و پشت سرهم نشان داده شده است این هندسه‌های سینوسی، ناپایداری‌ها و جریان‌های جدا شده را بوجود می‌آورند و لازم است تا جریان ناپایا حل شود، از این رو با انتخاب مدل WMLES توانایی یک مدل هیبریدی RANS-LES برای حل مسئله نای با وجود غضروف‌ها نشان داده شد.

در نهایت پیشنهاد می‌گردد تا در استفاده از مدل‌های آناتومیکی مانند ویبل، هورسفیلد و رابی این غضروف‌های پرئودیک در نای افزوده گردد. همچنین با توجه به تأثیر این ناهم‌واری‌ها بر جریان تنفسی، برای آنکه تلاش‌ها در مدل‌سازی‌ها با استفاده از تصاویر سی تی اسکن، در تحقق شبیه‌سازی هرچه واقعی‌تر جریان ریوی محقق شده باشد، لازم است تا مسطح‌سازی به صورت بسیار حداقلی صورت پذیرد و جریان ناپایا و با استفاده از مدل‌های هیبریدی همراه با شبکه ایی مناسب حل گردد.

9- فهرست علائم

P	فشار ($\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-2}$)
u	سرعت (ms^{-1})
t	زمان (s)
Q	دبی جریان (m^3s^{-1})
d_w	فاصله تا دیواره (m)
S	تانسور نرخ کرنش
v_{inlet}	سرعت ورودی (ms^{-1})
v_y	مؤلفه y سرعت (ms^{-1})

علائم یونانی

μ	لزجت دینامیکی ($\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-1}$)
μ_t	لزجت توربولانی ($\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-1}$)
ρ	چگالی (kgm^{-3})
τ	تنش برشی (Pa)
τ_{ij}	تنش زیر شبکه (Pa)

- Tracheobronchial Airways Using RANS and LES*, Doctoral Thesis, Vrije Universiteit Brussel, 2014.
- [33] K. Inthavong, J. Tu, C. Heschl, Micron particle deposition in the nasal cavity using the v 2- f model, *Computers & Fluids*, Vol. 51, No. 1, pp. 184–188, 2011.
- [34] S. Ahmed, D. P. Giddens, Velocity measurement in steady flow through axisymmetric stenoses at moderate Reynolds number, *Journal of Biomechanics*, Vol. 16, No.7, pp. 505–516, 1983.
- [35] X. Y. Luo, J. S. Hinton, T. T. Liew, K. K. Tan, LES modelling of flow in a simple airway model, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 26, No. 5, pp. 403–413, 2004.
- [36] M. D. Deshpande, D. P. Giddens, R. F. Mabon, Steady laminar flow through modelled vascular stenosis, *Journal of Biomechanics*, Vol. 9, No. 4, pp. 165–174, 1976.
- [37] K. M. Khanafer, J. L. Bull, G. R. Upchurch, R. Berguer, Turbulence significantly increases pressure and fluid shear stress in an aortic aneurysm model under resting and exercise flow conditions, *Ann Vasc Surg*, Vol. 21, No. 1, pp. 67-74, 2007.
- [27] M. L. Shur, P. R. Spalart, M. Kh. Strelets, A. K. Travin, A hybrid RANS-LES approach with delayed-DES and wall-modelled LES capabilities, *International Journal of Heat and Fluid Flow*, Vol. 29, No. 6, pp. 1638-1649, 2008.
- [28] F. R. Menter, J. Schutze, K. A. Kurbatski, Scale-Resolving simulation techniques in industrial CFD, *AIAA Theoretical Fluid Mechanics Conference*, Honolulu, Hawaii, 2011.
- [29] S. Arvidson, *Assessment and Some Improvements of Hybrid RANS-LES Methods*, Licentiate Thesis, Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology Goteborg, Sweden, 2013.
- [30] Z. Zhang, C. Kleinstreuer, C. S. Kim, Gas–solid two-phase flow in a triple bifurcation lung airway model, *International Journal of Multiphase Flow*, Vol. 28, No. 6, pp. 1021–1046, 2002.
- [31] C. L. Lin, M. H. Tawhai, G. McLennan, E. A. Hoffman, Characteristics of the turbulent laryngeal jet and its effect on airflow in the human intrathoracic airways, *Respir Physiol Neurobiol*, Vol. 157, No. 2-3, pp. 295–309, 2007.
- [32] V. Agnihotri, *Modeling Air and Particle Transport in the Human Upper and*