

بررسی عددی جریان هوا در یک آلئولی با دیواره‌های ارتجاعی در حالت‌های تنفسی مختلف

مریم غلام زاده

دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران،

gholamzadeh.mary@gmail.com

محمد تقی شروانی تبار*

استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، msherv@tabrizu.ac.ir

سید اسماعیل رضوی

استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، razavi@tabrizu.ac.ir

چکیده

انتهایی‌ترین بخش ریه با نام آلئولی شناخته می‌شود که اصلی‌ترین محل تبادل گازهای تنفسی با جریان خون است و به دلیل این ارتباط مستقیم، نوع جریان‌های ایجاد شده از اهمیت بسیار زیادی از منظر رسوب ذرات، دارورسانی و نقش آن‌ها در ایجاد انواع بیماری‌ها و به تبع آن یافتن درمان برخوردار است. تحلیل تجربی این مسئله به دلیل اندازه‌های زیر میلیمتری و دشواری‌های دسترسی این نواحی دارای محدودیت‌های فراوانی است. با این وجود روش‌های دینامیک سیالات محاسباتی امکان شبیه‌سازی داده‌های جریان در مدل‌های واقعی را ایجاد کرده است. در این پژوهش جریان سیال در نسل ۲۰ام از مجاری تنفسی توسط اعمال شرایط دیواره‌های ارتجاعی شبیه‌سازی شده است. گردابه‌های جریان در حالت‌های تنفسی متفاوت عمیق، کوتاه و فرکانس‌های تنفسی مختلف مورد مطالعه قرار گرفته و با گردابه‌های تشکیل شده در حالت‌های تنفس حیاتی و با مدل شامل دیواره‌های صلب مورد مقایسه قرار گرفته است. بررسی نتایج حاصل نشان می‌دهد که با افزایش عمق و فرکانس تنفس، جریان‌های پرسرعت و گردابه‌ها با قدرت بیشتر در داخل آلئولی‌ها تشکیل می‌شوند که می‌توانند با بازگشت ناپذیرکردن جریان، محلی برای به‌دام انداختن ذرات همراه سیال و رسوب هرچه بیشتر در این نواحی گردند.

واژه‌های کلیدی: دینامیک سیالات محاسباتی، مجاری تنفسی، تنفس کوتاه، تنفس عمیق، آلئولی، گردابه.

Numerical Study of Airflow in an Alveolus with Elastic Walls Under Different Respiratory Conditions

M. Gholamzadeh

Department of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

M.T. Shervanyi-Tabar

Department of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

S. E Razavi

Department of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

Abstract

The most distal part of the lung is known as the alveolus, which is the primary site of gas exchange between the respiratory system and the bloodstream. Due to this direct interaction, the type of flow generated is of paramount importance in terms of particle deposition, drug delivery, and their role in causing various diseases, and consequently, finding treatments. Experimental analysis results is highly limited due to sub-millimeter sizes and the difficulties of accessing these areas. However, computational fluid dynamics methods have enabled the simulation of flow data in realistic models. In this research, fluid flow within the 20th generation of respiratory airways was simulated by applying elastic wall conditions. The resulting flow vortices were then investigated under various breathing patterns (deep, shallow, different respiratory frequencies) and compared against those formed during vital breathing and within a rigid-walled model. The results show that with increasing depth and frequency of breathing, vortices form with greater strength inside the alveoli, which can complicate and irreversibly trap fluid-borne particles, leading to increased deposition in these areas.

Keywords: Computational Fluid Dynamics, Respiratory tract, Shallow breathing, Deep breathing, Alveoli, Vortex.

۱- مقدمه

گردابه‌ها و قدرت آن‌ها بدلیل تاثیر مستقیم بر رفتار ذرات همراه با جریان از جمله داروهای استنشاقی، آلودگی‌ها و ویروس‌های مختلف از اهمیت بالایی برخوردار است (۱). از آنجایی که بررسی آلئول‌ها به دلیل مقادیر میکروسکوپی، سختی‌های دسترسی و کار با ارگان‌های زنده‌ی داخلی انسانی با مشکلاتی مواجه است، شبیه‌سازی‌های عددی در کنار مدل‌سازی‌های آزمایشگاهی می‌تواند کمک شایانی برای دستیابی به نحوه عملکرد، تشخیص‌ها و مطالعات پزشکی باشد. نخستین مطالعات بر روی مجاری تنفسی توسط ویبل (۲) و هرسفیلد (۳) به طور جداگانه صورت گرفت که در مدل نخستین ساختار درختی متقارن و بعدی با شرایط نامتقارن و ادامه انشعابات متناسب با پرشدن

ریه یکی از حیاتی‌ترین ارگان‌های بدن است که ساختار درختی دو شاخه‌ای دارد و هر شاخه مادر به دو زیر شاخه دختر تقسیم می‌شود و این دو شاخه شدن در انسان‌ها متناسب با عوامل متعددی از جمله سن، جنسیت، وزن و... تقریباً تا نسل ۲۳ام ادامه دارد. از نسل ۱۵ کیسه‌های هوایی با نام آلئولی شروع به جوانه‌زدن کرده و تا نسل ۲۳ام ادامه می‌یابد. آلئولی‌ها وظیفه تبادل گاز ورودی از طریق سیستم تنفسی به همراه ذرات معلق در آن، با جریان خون را برعهده دارند. شناخت نحوه عملکرد، چگونگی رفتار جریان سیال، محل تشکیل

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: msherv@tabrizu.ac.ir

تاریخ دریافت: ۳/۱۲/۱۲

تاریخ پذیرش: ۴/۰۴/۳۰

شرایط آلونولی‌های متصل نزدیک به ورودی مجرا و سایرین ثبت نشد. تمامی مطالعات بر روی جریان‌های هوای ورودی فرضی و در ریتم تنفس حیاتی مورد بررسی قرار گرفته‌اند و شبیه‌سازی با بررسی نوع تنفس‌های متفاوت با داده‌های بالینی و واقعی مورد بررسی قرار نگرفته است. در این مطالعه سه نوع متفاوت از عمق تنفس در یک فرکانس ثابت در شبیه‌سازی سه‌بعدی بررسی و با رفتار جریان سیال در داخل آلونولی با دیواره‌های صلب و همچنین الگوهای تنفسی با فرکانس‌های متفاوت مورد مقایسه قرار گرفته است. همچنین محل تشکیل گردابه‌ها که از مهم‌ترین عوامل تاثیر گذار بر نشست ذرات است بررسی شده است.

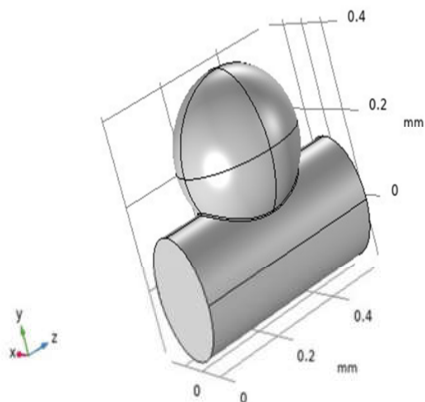
۲-۲- مدل‌سازی، معادلات حاکم و تحلیل عددی

۲-۱- هندسه مورد مطالعه

مشخصات فیزیکی مدل شبیه‌سازی شده از مطالعه اشنیتمن (۹) گرفته شد. همان‌طور که در شکل ۱ قابل مشاهده است، در این مدل مجرای آلونولی به شکل استوانه و کلاهک آلونولی به شکل کروی با زاویه ۶۰ درجه در میانه مجرا با ابعاد واقعی نسل ۲۰ام متصل شده است. در این هندسه مجرای آلونولی با اندازه قطر 0.286 mm، طول 0.556 mm و شعاع کلاهک آلونولی 0.180 mm مورد بررسی قرار گرفته است.

مدل حاصل متشکل از دو دامنه مجزا می‌باشد:

۱. دامنه سیال جاری در آلونولی و مجرای آلونولی که همان جریان هوا است.
۲. مرز مشترک بین سیال و جامد که به شکل ماده‌ای با قابلیت ارتجاع بالا تعریف می‌شود.



شکل ۱- هندسه مورد استفاده شامل یک مجرای آلونولی استوانه‌ای و یک کلاهک آلونولی کروی

۲-۲- معادلات

معادلات حاکم بر جریان، معادلات بقای جرم و بقای مومنوم در حالت ناپایا و تراکم ناپذیر می‌باشد که با روابط زیر قابل بیان است:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

فضای حجمی ریوی تعریف شد که ساختار اصلی مطالعات بعدی را تشکیل دادند. عمده شبیه‌سازی‌ها به شکل دوبعدی و با فرض‌های متنوع فیزیکی و چشم‌پوشی از شرایط مختلف از جمله حالت‌های ارتجاعی دیواره‌های آلونولی، جریان ناپایا و با اعمال رینولدزهای فرضی برای جریان‌های ورودی ثبت شده‌اند. به طوری که مدل‌سازی‌های اولیه از عدم وجود جریان‌های گردابی و بازگشت‌پذیری فرآیند دم و بازدم در آلونولی‌های انتهایی خبر می‌دادند (۴، ۵). در ادامه شبیه‌سازی‌های دو-بعدی مختلفی با ساختارهای متفاوت ثبت شد. اولین بررسی حالت ارتجاعی دیواره‌های آلونولی در نسل‌های انتهایی توسط تسودا و همکاران (۶) انجام گرفت. آن‌ها به مطالعه یک آلونولی منفرد کروی به شکل دوبعدی و شرایط مرزی صفحات بی‌نهایت به‌عنوان مجرا به صورت تحلیلی پرداختند و صرفاً حالت ارتجاعی را برای دیواره‌ی آلونولی قائل شده و مجرای متصل صلب فرض شد. با افزایش رینولدزهای جریان، خطوط جریان در ورودی کلاهک دچار گردش و پیچیدگی گشت و نقطه زینی مشاهده گردید. از آنجا که هیچ ناهمگنی و یا ناهمزمانی در حرکت دیواره‌ها نبود، غیرقابل بازگشت بودن حرکت سیال در رژیم جریان استوکس منسوب به جریان آشوب^۱ گزارش شد. بنابراین مشاهده جریان آشوب در آلونولی نتیجه شبیه‌سازی حرکات ارتجاعی دیواره و تماماً مستقل از شرایط اولیه جریان ورودی و هندسه بود. در ادامه مطالعات نتایج بدین شکل اعلام شدند که ساختار مرتبط با آلونولی و زوایای اتصال آن به مجرا تاثیر مستقیمی بر جریان‌های شعاعی ایجاد شده در آسینار^۲ دارند و نسبت دبی حجمی ورودی آلونولی به دبی حجمی ورودی مجرا را نیز تحت تاثیر قرار می‌دهند.

شبیه‌سازی‌های بعدی به همراه آزمایشات تجربی بر روی چیپ‌های ریوی از جمله مطالعات هویمن و همکاران (۷) بر روی نسل‌های مختلف ریوی با دیواره‌های ارتجاعی و جریان‌های تنفس حیاتی مهر تاییدی بر وجود گردابه‌ها در نسل‌های انتهایی بود.

در مطالعات انجام گرفته توسط کولیسیس و همکاران (۸) و اشنیتمن (۹) هندسه‌های متفاوت سه‌بعدی و متقارن درخت تنفسی و با تغییر جهت‌های مختلف برای بررسی گرانش موثر بر رفتار جریان در آلونولی مورد بررسی قرار گرفت و در نتیجه شکل‌های متفاوتی برای محل تشکیل گردابه‌ها مشاهده شد. مطالعه شوها و همکاران (۱۰) نیز بر روی یک آلونولی نسل انتهایی بدون اتصال به مجرا بررسی شد و به دلیل فرض ورود مستقیم جریان هوا از ورودی آلونولی، جریان‌های شعاعی از بین رفته و گردابه‌ها با مکان‌های شکل‌گیری متفاوتی ثبت شد. در مطالعات اخیر که توسط دونگ و همکاران (۱۱) بر روی هندسه‌ای ادغام شده از چند نسل مختلف از آلونولی‌های انتهایی به شکل عددی انجام شد، به بررسی نقاط ایجاد گردابه و اهمیت آن در تغییر خطوط جریان در کلاهک آلونولی به نسبت مجرا پرداختند و ساده‌سازی این شبیه‌سازی در هندسه انجام گرفت، به صورتی که اندازه تمامی آلونولی‌های یک نسل یکسان فرض شد و هندسه نه به شکل شاخه‌ای بلکه به شکل قرارگیری سری بر روی یک مجرای یکسان تعریف شد. نقاط گردابی و خطوط جریان در یک نسل بر روی سری آلونولی‌های مختلف بررسی شد و تفاوت چندانی در نتایج بر روی

¹ Chaotic Flow

² Acinar

سلامت ریوی در حالت‌های مختلف تنفسی دستوری و اختیاری پرداختند. مطابق نتایج ثبت شده در جدول ۱ تفاوت زیادی در نسبت حجم جاری (V_T) بر ظرفیت باقی مانده عملی (FRC) در تنفس عمیق به دست آمده توسط اندازه‌گیری، نسبت به محاسبات ریاضی مشاهده شد که تاثیر مستقیم بر دبی جریان ورودی به آلوئولی دارد. نسبت‌های V_T/FRC به عنوان ثابت تغییرات حجمی کل ریه به دست آمده است. به دلیل کشش سطحی آلوئولی مطابق با اکثر مطالعات (۶، ۷، ۱۶) فرض یکنواخت بودن تورم ریه‌ها و همچنین آلوئولی‌ها در همه نسل‌ها در شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است.

جدول ۱- مقادیر حجم‌های ریوی در حالت‌های تنفسی مختلف (۱۵)

اندازه‌گیری عملکرد ریه	تنفس کوتاه	تنفس حیاتی	تنفس عمیق
ظرفیت باقی مانده عملی (L) FRC	۲/۸۲	۳/۰۲	۲۸۰
حجم جاری (L) V_T	۰/۲۹۰	۰/۵۳۸	۱/۳۰۴
V_T/FRC	۰/۱۱۲	۰/۱۶۷	۰/۵۱۷

۴-۲- تحلیل عددی

در این شبیه‌سازی از نرم‌افزار COMSOL Multiphysics نسخه ۶/۱ و ماژول‌های جریان لایه‌ای و مش متحرک در حالت وابسته به زمان استفاده شده است. معادلات حاکم توسط نرم افزار به روش المان محدود گسسته شده و محاسبات توسط حلگر پارادیسو^۲ حل شده‌اند. گام زمانی مورد استفاده ۰/۰۱ ثانیه و معیار همگرایی برای معادلات پیوستگی جرم و مومنتوم 10^{-5} در شبیه‌سازی اعمال شده است.

۵-۲- شبکه مورد استفاده در این پژوهش

مطابق با شکل ۲ (الف)، شبکه‌بندی هندسه آلوئولی و مجرای آن توسط نرم افزار کامسول به شکل بی‌سازمان و با استفاده از المان‌های مختلف انجام گرفت، که توصیف نوع و کیفیت المان‌ها در جدول ۲ آمده است. ۴ لایه مرزی در سطوح داخلی هندسه که به شکل طرحواره سه‌بعدی در شکل ۲ (ب) از نمای ورودی مجرا نشان داده شده است، برای حل دقیق نزدیک دیواره به کار برده شد.

جدول ۲- مشخصات شبکه اعمال شده بر هندسه

نوع و تعداد المان‌ها	تتراهدرال	
	۹۰۵۸۵	پریزم
کیفیت المان‌ها	۵۱۹۸	مثلی
	۲۵۶	چهارضلعی
	۴۷۳	ورتکس
	۲۱	ادج
کیفیت المان‌ها	۰/۱۲	مینیمم
	۰/۶۸	متوسط

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \nabla v \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 v \quad (2)$$

در روابط بالا v ، w و u به ترتیب بیانگر سرعت در سه راستای x ، y و z است. ρ چگالی، μ لزجت دینامیکی و p فشار را نشان می‌دهد. جریان هوای ورودی به درون کلاهک آلوئولی توسط آهنگ جریان حجمی ناشی از تغییرات حجم کلاهک در اثر حالت ارتجاعی و حرکت ریتمی دیواره‌ها اعمال می‌گردد. تحقیقات نشان می‌دهد که انبساط و انقباض تنفسی را می‌توان با تقریب به شکل یک منحنی سینوسی در محاسبات تعریف کرد. (۱۲)

$$\dot{Q}_a = \frac{dV_a}{dt} \sin(ft) \quad (3)$$

V_a بیانگر حجم کلاهک آلوئولی و f فرکانس تنفس است. الگوهای جریان سیال در سه بعد تحت شرایط دینامیک مرزهای متغیر با زمان به نسبت دبی حجمی ورودی کلاهک آلوئولی به مجرا وابسته هستند، این نسبت‌ها توسط مطالعات تسودا و همکاران (۱۳) برای آلوئولی با دیواره‌های ارتجاعی در نسل ۲۰ام $\frac{\dot{Q}_a}{Q_a} = 0.819$ و در حالت صلب به دلیل عدم تغییرات حجمی $\frac{\dot{Q}_a}{Q_a} = 0$ بدست آمد. برای تنفس در حالت استراحت یک فرد بالغ تعریف کاملاً متقارنی از تهویه اعمال می‌گردد، برخلاف شکل واقعی آن که عموماً بازدم طولانی‌تر بوده و بین دم و بازدم بازه‌ای هرچند کوتاه به شکل حبس نفس مشاهده می‌شود. زمان دم ۲ ثانیه و ۲ ثانیه بازدم و در حالت کلی ۴ ثانیه در شبیه‌سازی تنفس با فرکانس $\frac{1}{4}$ و ۳ ثانیه دم و ۳ ثانیه بازدم برای تنفس با فرکانس $\frac{1}{6}$ فرض شده است.

جریان هوای ورودی با شرایط جریان لایه‌ای، تراکم ناپذیر، ایزوترمال در دمای $37^\circ C$ ، چگالی 1.1344 kgm^{-3} و لزجت 1.68×10^{-5} می‌باشد. پروفیل سرعت ورودی به شکل یکنواخت اعمال می‌گردد، از آنجایی که رینولدز جریان مجرا $U_d(t)D_d(t)/\nu$ در مناطق انتهایی ریوی به دلیل سرعت‌های بسیار پایین با مقادیر $Re \ll 1$ در تمامی حالات تنفسی حاصل می‌شود و برای جریان در میکروکانال‌ها و اعداد رینولدز $0.01 < Re < 5$ با در نظر گرفتن تقریب $\frac{L_e}{D_d} \approx 0.5$ (طول ورودی کمتر از قطر) می‌توان از تاثیرات پروفیل سرعت چشم پوشی کرد. (۱۴)

شرط مرزی عدم لغزش در امتداد مجرا و دیواره‌های آلوئولی برای مطابقت دادن سرعت سیال با دیواره‌های متحرک مجرا و آلوئولی برقرار است. از نیروی گرانش صرف نظر شده و مرز خروجی از شرط فشار ثابت پیروی می‌کند. (۹)

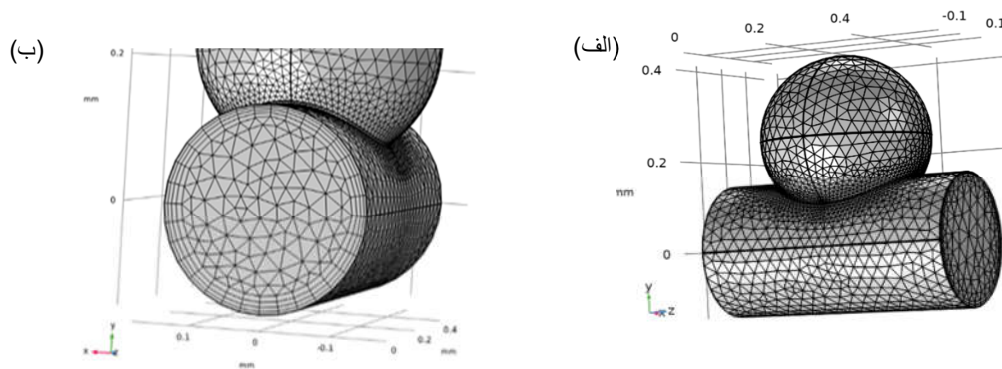
۳-۲- ریتم‌های تنفسی شبیه‌سازی شده

برای بررسی نزدیک به واقعیت ویژگی‌های جریان داخل آلوئولی‌ها از داده‌های بالینی گزارش شده در تحقیق فلیکس و همکاران (۱۵) بهره گرفته شد.

در مطالعه انجام شده، فلیکس و همکاران با استفاده از روش آزمایش شست و شوی چند نفس^۱ که یکی از دقیق‌ترین آزمایش‌های تعیین کننده حجم‌های ریوی می‌باشد و توسط گاز ردیاب نتایج ثبت می‌شوند، به بررسی حجم‌های ریوی چند نمونه از افراد بالغ و دارای

² PARDISO

¹ MBW



شکل ۲- (الف) نمای سه بعدی از شبکه بندی اعمال شده بر هندسه آلوئولی و مجرای متصل به آن؛ (ب) نمای مش بندی لایه مرزی در ورودی

۳- استقلال از شبکه

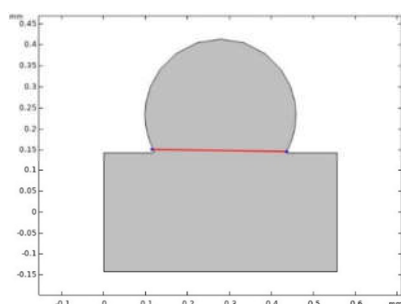
برای بررسی نتایج استقلال از اندازه شبکه، مدل آلوئولی متصل به مجرا با پارامترهای نسل ۲۰م برای اعتبارسنجی استفاده و چهار نوع مختلف از مش با توجه به تعداد گره‌ها تولید شد: مش خیلی ریز، ریز، متوسط و درشت. مولفه عمودی سرعت (U_y) در راستای محور Z بر روی صفحه تقارن هندسی در دهانه‌ی آلوئولی (مشخص شده در شکل ۳ (ب)) مورد بررسی قرار گرفت. در شکل ۳ (الف) برای تعداد گره‌های مختلف توزیع مقادیر U_y نشان داده شده است. در هر ۴ حالت نتایج بسیار نزدیک به هم مشاهده شد و با در نظر گرفتن هزینه‌های زمانی شبیه‌سازی، مش بندی متوسط مورد استفاده قرار گرفت.

۴- نتایج

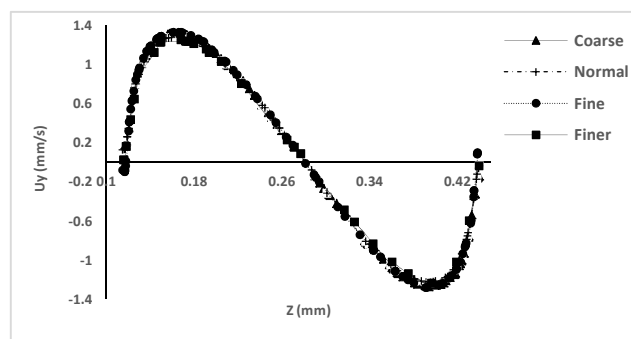
در این بخش نتایج حاصل از شبیه‌سازی سه بعدی یک آلوئولی متصل به مجرا همراه با دیواره‌های ارتجاعی، صلب و جریان هوای ناپایا در بازه زمانی ۴ و ۶ ثانیه در حالت‌های مختلف تنفسی بررسی می‌گردد.

۴-۱- حرکت مش

تغییر شکل کلاهک آلوئولی و مجرای آن توسط رویکرد مش پویا با شرایط تناوبی وابسته به زمان در مرزها تعریف شده است. مطابق با نتایج حاصل همانطور که در شکل ۴ (الف) تا (ج) برای هر سه حالت تنفسی در بازه دم مشاهده می‌گردد، در زمان $t = 2$ (s) بیشترین تغییر حجم و افزایش شعاع آلوئولی به همراه شعاع مجرا ایجاد می‌شود. از آنجایی که تغییر شکل دیواره‌ها کاملاً بازگشت پذیر طراحی شده‌اند، در شرایط بازدم بازگشت دیواره‌ها به حالت اولیه خود در انتهای بازه زمانی فرآیند تنفس مورد انتظار است. برای مشاهده راحت‌تر و مقایسه پذیرتر از برش‌های صفحه‌ای دوبعدی در صفحه تقارن راستای طولی مدل استفاده شده است. این شرایط برای هر سه نوع تنفس کوتاه، حیاتی و عمیق مدنظر است. با این تفاوت که افزایش حجم تنفس کوتاه ۱۱/۲٪، حیاتی ۱۶/۷٪ و عمیق ۵۱/۷٪ شرایط شعاعی و طولی اولیه را دربر می‌گیرد. انبساط دیواره‌ها و تغییر حجم آلوئولی به همراه مجرای آن متناسب با عمق تنفس حاصل شده است.

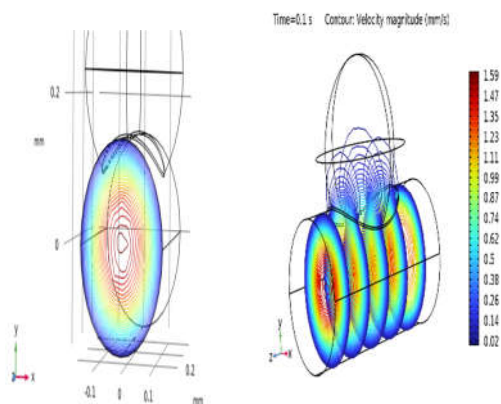


(ب)



(الف)

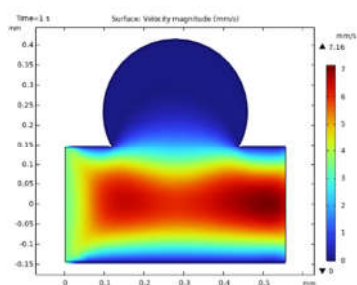
شکل ۳- (الف) مولفه عمودی سرعت U_y روی خط قرمز در آلوئولی تصویر (ب) در بازه $t=1s$ ؛ (ب) هندسه مدل در صفحه $X = 0$



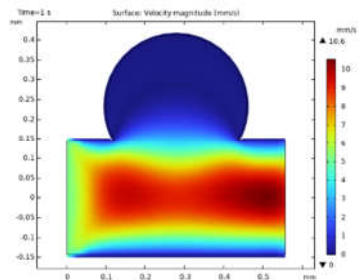
شکل ۵- کانتورهای سرعت در نمای سه بعدی و ورودی مجرای آلونولی

در ادامه کانتورهای سرعت در سه حالت تنفسی متفاوت در شکل ۶ (الف) تا (ج) نمایش داده شده است.

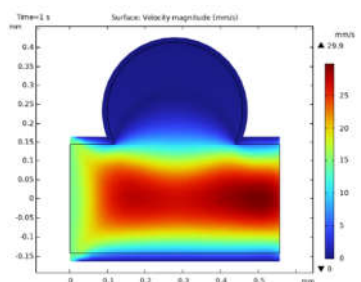
(الف)



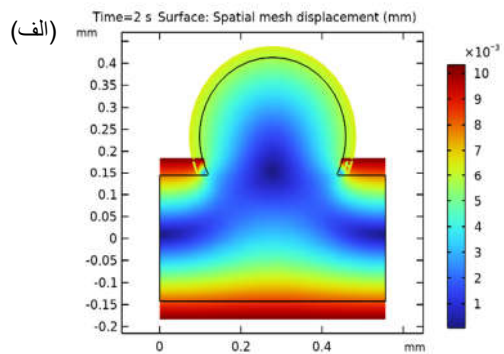
(ب)



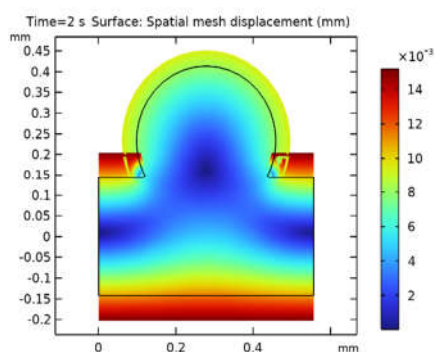
(ج)



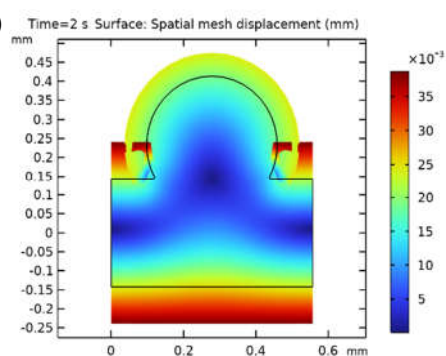
شکل ۶- کانتور سرعت سیال در حالت‌های (الف) تنفس کوتاه، (ب) تنفس حیاتی و (ج) تنفس عمیق در $t = 1 \text{ s}$



(ب)



(ج)



شکل ۴- انبساط حجمی بیشینه، کلاهک آلونولی و مجرای متصل به آن به روش مش متحرک در سه حالت متفاوت: (الف) تنفس کوتاه، (ب) تنفس حیاتی و (ج) تنفس عمیق

۴-۲- کانتور سرعت

در شکل ۵ کانتور سرعت در نمای سه بعدی نمایش داده شده است. طبق انتظار بیشترین سرعت در مرکز مجرا بوده و در نواحی نزدیک به دیواره سرعت به صفر می‌رسد و جریان ورودی به کلاهک آلونولی متناسب با شرایط واقعی در مجرای تنفسی انسان یعنی به شکل جریان توسعه یافته است که گواهی بر دقیق بودن شبیه‌سازی‌های انجام گرفته است.

با افزایش عمق تنفس سرعت‌های بالاتر در مجرا و هم در کلاhek آلوئولی ایجاد می‌شود. بیشینه سرعت در بازه زمانی دم در حالت تنفس عمیق 29.9 mm/s ثبت شده که افزایش ۲۸۰٪ نسبت به تنفس حالت حیاتی، و همچنین تنفس حیاتی نیز با بیشینه سرعت 10.6 mm/s، ۱۵۰٪ نسبت به تنفس کوتاه افزایش سرعت جریان را ثبت کرده است.

۴-۳- خطوط جریان

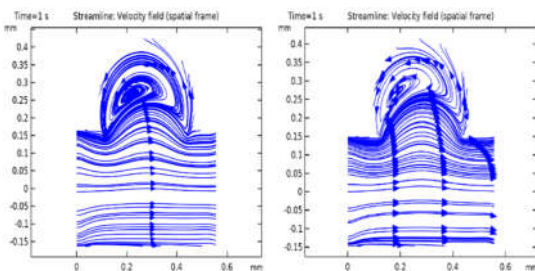
ادغام تغییر شکل سینوسی دیواره‌ها همراه با تغییرات دبی جریان ورودی، الگوهای جریان متفاوتی را در بازه‌های زمانی مختلف ایجاد می‌کند. در ادامه خطوط جریان را در بازه‌های مختلف دم و بازدم برای حالت تنفس حیاتی و دیواره‌های ارتجاعی بررسی می‌کنیم.

در شکل ۷ الگوهای جریان در یک سیکل کامل تنفسی نشان داده شده است. محل تشکیل گردابه مایل به مرز ورودی جریان هوا می‌باشد. همچنین محل تشکیل گردابه در بازه زمانی ۰ تا ۲ ثانیه که منطبق بر شرایط دم و افزایش حجم است، با بازه ۲ تا ۴ ثانیه که در راستای شرایط بازدم و بازگشت به حجم اولیه است یکسان می‌باشد. البته با در نظر گرفتن جهات مخالف، که در شرایط دم گردابه پادساعتگرد و در شرایط بازدم گردابه در جهت ساعتگرد است. زمان ۲ ثانیه دقیقاً بازه تغییر جهت جریان ورودی از سمت چپ به سمت راست و برگشت جریان را شبیه‌سازی می‌کند. قدرت گردابه‌های تشکیل شده در نقاط عطف نسبت به سایر بازه‌های زمانی افزایش می‌یابند.

خطوط جریان در نسل ۲۰م با وجود عدد رینولدز جریان کمتر از یک و لایه‌ای بودن رژیم جریان ورودی در داخل آلوئولی دچار آشفتگی بالایی می‌شوند و نقطه گردابی ایجاد شده در نزدیکی مرز ورودی آلوئولی (سمت چپ) هم در حالت دم و هم بازدم ایجاد شده و ادغامی از جریان گردابی-شعاعی را شامل می‌شود.

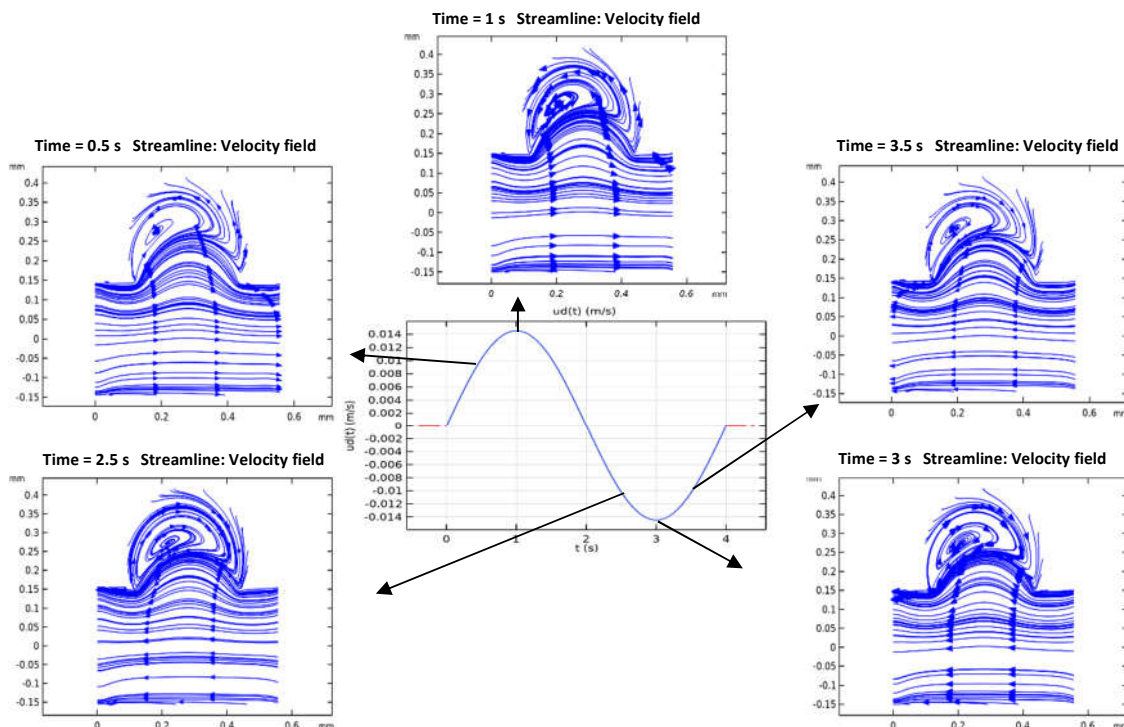
به دلیل داشتن دیواره‌های ارتجاعی خطوط جریان داخل کلاhek آلوئولی به سمت دیواره‌ها در حال کشیده شدن هستند و خطوط اطراف گردابه از حالت مدار بسته خود خارج شده و شکل مارپیچی به خود می‌گیرند. گردابه و خطوط جریان شعاعی ایجاد شده در صفحه تقارن هندسی به دلیل همگن بودن حرکت دیواره‌ها و تقارن هندسی برای بررسی انتخاب شده است.

نتایج شکل‌های ۸ و ۹ مقایسه خطوط جریان ایجاد شده در دو حالت تنفسی عمیق و کوتاه در هر دو بازه بیشینه دم ($t = \frac{T}{4}$) و بیشینه بازدم ($t = \frac{3T}{4}$) در یک فرکانس ثابت را نشان می‌دهند. با حرکت ریتمیک دیواره‌ها، جریان سیال به سمت کلاhek آلوئولی کشیده شده و جریان‌های شعاعی ایجاد می‌شوند. گردابه‌ها به سمت مرز ورودی متمایل می‌گردند و هرچه عمق تنفس افزایش می‌یابد، خطوط جریان شعاعی بیشتری دچار برگشت شده و جریان پیچیده‌تر و بر قدرت گردابه افزوده می‌شود.

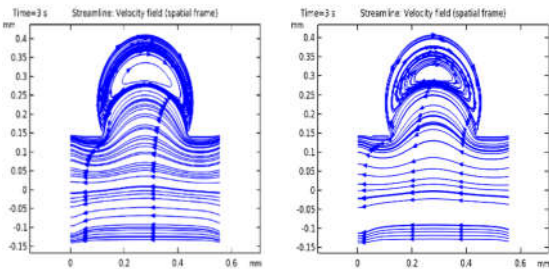


شکل ۸- خطوط جریان در بازه بیشینه دم در دو حالت مختلف (الف) تنفس کوتاه و (ب) تنفس عمیق همراه با حالت ارتجاعی دیواره

شکل ۷- خطوط جریان سینوسی در یک سیکل کامل تنفسی در حالت تنفس حیاتی



شکل ۷- خطوط جریان سینوسی در یک سیکل کامل تنفسی در حالت تنفس حیاتی



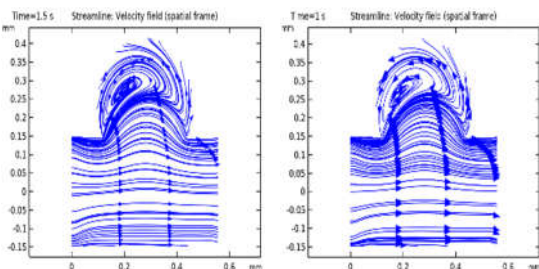
(الف) (ب)

شکل ۱۱- خطوط جریان در بازه بیشینه بازدم در دو حالت مختلف (الف) تنفس کوتاه و (ب) تنفس عمیق همراه با حالت صلب دیواره

در شکل ۱۲ خطوط جریان در حالت تنفس حیاتی در دو فرکانس مختلف $\frac{1}{4}$ و $\frac{1}{6}$ مقایسه شده است. طبق نتایج با کاهش هرچه بیشتر فرکانس، خطوط جریان در محل تشکیل گردابه به هم نزدیکتر شده و بر قدرت آن افزوده می‌شود.

به دلیل افزایش بازه زمانی دم و بازدم گردابه‌ها مدت طولانی‌تری نسبت به فرکانس بیشتر دوام خواهند داشت.

شرایط ایجاد شده در فرکانس‌های کمتر می‌تواند سبب انحراف بیشتر ذرات معلق در سیال از مسیر خود شده و فرصت بیشتری برای رسوب داشته باشند.

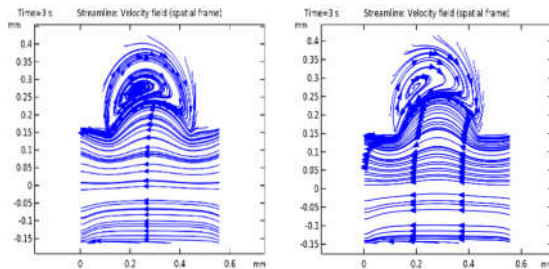


(الف) (ب)

شکل ۱۲- خطوط جریان خطوط جریان در بازه بیشینه دم در دو حالت مختلف (الف) فرکانس $\frac{1}{4}$ و (ب) فرکانس $\frac{1}{6}$ همراه با حالت

۴-۴- الگوهای جریان آلونولی

توزیع مولفه سرعت در جهت y (u_y)، در امتداد محور Z بر روی خطی اصلی به مرکز گردابه (در صفحه تقارن هندسی) در یک بازه زمانی بیشینه دم در شکل ۱۳ (الف) نشان داده شده است. همانطور که در خطوط جریان در شکل‌های ۷ تا ۱۲ مورد مطالعه قرار گرفت، در تمامی حالت‌های تنفسی گردابه در آلونولی ایجاد می‌شود اما با درجه انحراف‌های متفاوت‌تری نسبت به Z در واقع هرچه تنفس عمیق‌تر،

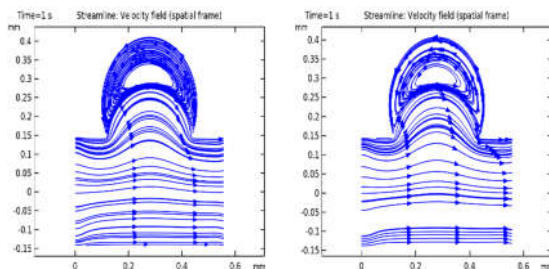


(الف) (ب)

شکل ۹- خطوط جریان در بازه بیشینه بازدم در دو حالت مختلف (الف) تنفس کوتاه و (ب) تنفس عمیق همراه با حالت ارتجاعی دیواره

در ادامه خطوط جریان در آلونولی با شرایط دیواره صلب در دو حالت تنفسی کوتاه و عمیق در دو بازه بیشینه دبی جریان ورودی دم و بیشینه دبی جریان خروجی در بازدم شبیه‌سازی و نتایج در دو شکل ۱۰ و ۱۱ نشان داده شده است. جریان هوا از سمت چپ به راست در بازه دم وارد مجرا شده و در بازه بازدم از راست به چپ خارج می‌شود. در حالت دیواره‌های صلب خط جریانی در دوبعد به شکل تقریبی نیم دایره در دهانه کلاهک موجب جدایش خطوط داخل کلاهک و مجرای آلونولی شده و مانع عبور خطوط جریان و تشکیل جریان‌های شعاعی می‌شود. در مدل دیواره صلب گردابه‌ای متقارن در کلاهک آلونولی تشکیل شده است که قدرت آن در حالت تنفس عمیق افزایش یافته و رفتار خطوط یکسانی در دم و بازدم سواى جهت آن مشاهده می‌شود.

وجود تفاوت بین حالت آلونولی صلب و ارتجاعی به طور کاملاً واضح قابل مشاهده است، در حالت صلب خبری از گردابه‌های نزدیک به مرز ورودی و جریان آشوب نیست.

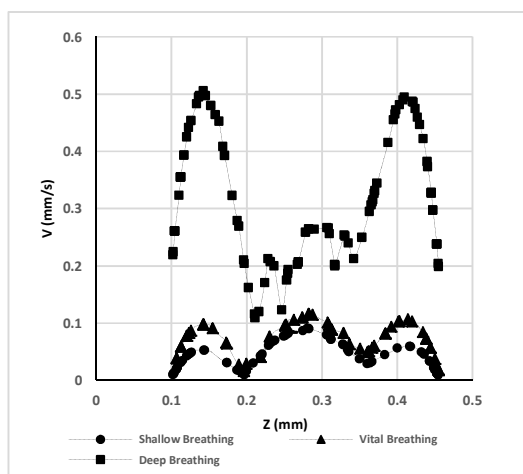


(الف) (ب)

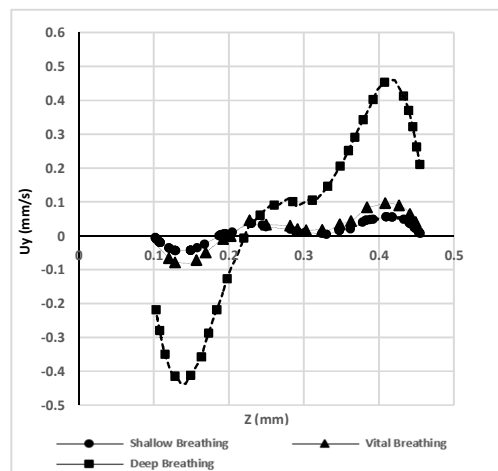
شکل ۱۰- خطوط جریان در بازه بیشینه دم در دو حالت مختلف (الف) تنفس کوتاه و (ب) تنفس عمیق همراه با حالت صلب دیواره

مرکز گردابه به سمت مرکز هندسی آلونولی کشیده شده و تغییر جهت مولفه عمودی سرعت از مرز ورودی فاصله گرفته و بخش بزرگتری از جریان گردابی- شعاعی به جریان گردابی اختصاص می‌یابد. این عامل می‌تواند باعث افزایش آشفتگی‌های جریان و گیرافتادن ذرات همراه سیال در جریان‌های مارپیچی، گردابی و همچنین تغییر مسیرهای خطوط جریان شود. در فرکانس‌های مختلف هم طبق نتایج حاصل در شکل ۱۳ (ب) هرچه فرکانس پایین‌تر مرکز گردابه به مرز ورودی آلونولی نزدیک‌تر و همچنین مولفه سرعت عمودی دارای مقادیر کوچک‌تری نسبت به فرکانس‌های بالاتر است.

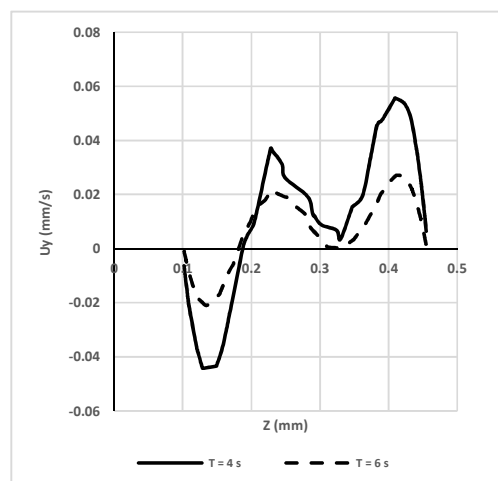
در شکل ۱۴ مولفه‌های کلی سرعت در امتداد محور طولی هندسه و گردابه‌های ایجاد شده در سه حالت تنفسی نشان داده شده است که بیانگر تاثیر انواع تنفس بر دینامیک جریان سیال می‌باشد. تفاوت تغییرات سرعت و شیب آن در حالت تنفس عمیق نسبت به دو حالت تنفسی دیگر به طور واضح بیشتر است و نشان دهنده قدرت بالای گردابه‌های تولیدی توسط این حالت از تنفس می‌باشد. کمترین تغییرات سرعت هم مربوط به حالت تنفسی کوتاه می‌باشد که بیانگر گردابه‌های ایجاد شده با قدرت‌های پایین‌تر است.



شکل ۱۴- توزیع سرعت در امتداد محور Z برای سه حالت تنفسی مختلف



(الف)



(ب)

شکل ۱۳- توزیع مولفه سرعت u_r در امتداد محور Z بر روی خط واصل به مرکز گردابه

(الف) مقایسه سه حالت تنفسی کوتاه، حیاتی و عمیق. (ب)

مقایسه دو فرکانس تنفسی مختلف $\frac{1}{6}$ و $\frac{1}{4}$

۵- نتیجه‌گیری

در این مطالعه به بررسی رفتار جریان سیال ورودی به آلونولی نسل ۲۰ام در حالت‌های تنفسی مختلف: تنفس کوتاه، تنفس حیاتی و تنفس عمیق به منظور اثبات وجود جریان‌های پیچیده علیرغم وجود اعداد رینولدز کمتر از ۱ در جریان و رفتار لایه‌ای آن در مجرای آلونولی و شبیه‌سازی محل‌های ایجاد گردابه‌ها و بررسی قدرت آن‌ها در دو حالت متفاوت از رفتار دیواره‌های آلونولی پرداخته شده است. نتایج می‌توانند در شناخت و استفاده از مانورهای تنفسی مختلف برای هدف قرار دادن مکان‌های مختلف رسوب ذرات در مطالعات دارویی، درمانی و همچنین ساخت چیپ‌های ریوی مورد استفاده قرار گیرند. لازم به ذکر است که در مطالعات قبلی هندسه‌های مختلف آلونولی در نسل‌های مختلف با دیواره‌هایی به شکل صلب و ارتجاعی برای حالت تنفس حیاتی مورد بررسی قرار گرفته بودند. اهمیت مطالعه حاضر از منظر ادغام ریتم‌های مختلف تنفسی حاصل از اندازه‌گیری‌های حجم‌های ریوی در نمونه‌های واقعی انسانی با شبیه‌سازی‌های ریاضی برای نزدیک‌تر شدن هرچه بیشتر به شرایط واقعی عملکرد دستگاه تنفسی می‌باشد.

نتایج به این شکل حاصل شد که گردابه‌های ایجاد شده در کلاهک آلونولی در نتیجه ارتجاع دیواره‌ها و مکش جریان داخل کلاهک و برگشت جریان‌های شعاعی در ریتم‌های تنفسی متفاوت قدرت‌های مختلفی را دارند که می‌توانند موجب گیرافتادن ذرات و بازگشت

- [13] Tsuda A, Butler JP, Fredberg JJ. Effects of alveolated duct structure on aerosol kinetics. I. Diffusional deposition in the absence of gravity. *Journal of Applied Physiology*. 1994;76(6):2497-509.
- [14] Sadri R, Floryan J. Accurate evaluation of the loss coefficient and the entrance length of the inlet region of a channel. *J Fluids Eng*. 2002;124(3):685-93.
- [15] Ratjen F, Jensen R, Klingel M, McDonald R, Moore C, Benseler N, et al. Effect of changes in tidal volume on multiple breath washout outcomes. *PLoS One*. 2019;14(7):e0219309.
- [16] Kumar H, Tawhai MH, Hoffman EA, Lin C-L. Steady streaming: A key mixing mechanism in low-Reynolds-number acinar flows. *Physics of Fluids*. 2011;23.(۴)

ناپذیری آنها در مهم‌ترین بخش از دستگاه تنفسی شوند. محل تشکیل گردابه‌ها متناسب با دبی حجمی ورودی که مرتبط با عمق تنفس می‌باشد، از نزدیک مرز ورودی آلئولی شروع شده و با افزایش دبی‌های ورودی به سمت مرکز کلاهک کشیده می‌شوند و جریان‌های حاصل ادغامی از جریان‌های گردابی - شعاعی را تشکیل می‌دهند. همچنین با افزایش فرکانس‌های تنفسی قدرت مکش گردابه‌ها افزایش یافته و همزمان با کاهش بازه زمانی پیچیدگی جریان، خروج خطوط جریان و ذرات معلق در آن از مسیر اولیه شدیدتر رخ می‌دهد. در نتیجه تنفس عمیق به همراه فرکانس بالا از بهترین الگوهای تنفسی برای افزایش گردابه و در نتیجه آن رسوب ذرات در آلئول‌های انتهایی ریوی می‌باشد.

۶- مراجع

- [1] Hall JE, Hall ME. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book: Elsevier Health Sciences*; 2020.
- [2] Weibel ER. *Morphometry of the human lung*: Springer.
- [3] Horsfield K, Dart G, Olson DE, Filley GF, Cumming G. Models of the human bronchial tree. *Journal of applied physiology*. 1971;31(2):207-17.
- [4] Miki H, Butler JP, Rogers RA, Lehr JL. Geometric hysteresis in pulmonary surface-to-volume ratio during tidal breathing. *Journal of Applied Physiology*. 1993;75(4):1630-6.
- [5] Weibel ER. Functional morphology of lung parenchyma. *Comprehensive Physiology*. 2011:89-111.
- [6] Tsuda A, Henry FS, Butler JP. Chaotic mixing of alveolated duct flow in rhythmically expanding pulmonary acinus. *Journal of Applied Physiology*. 1995;79(3):1055-63.
- [7] Lv H, Dong J, Qiu Y, Yang Y, Zhu Y. Microflow in a rhythmically expanding alveolar chip with dynamic similarity. *Lab on a Chip*. 2020;20(13):2394-402.
- [8] Koullapis P, Stylianou F, Sznitman J, Olsson B, Kassinos S. Towards whole-lung simulations of aerosol deposition: A model of the deep lung. *Journal of Aerosol Science*. 2020;144:105541.
- [9] Sznitman J. Respiratory microflows in the pulmonary acinus. *Journal of biomechanics*. 2013;46(2):284-98.
- [10] Si XA, Xi J. Pulmonary Oxygen Exchange in a Rhythmically Expanding-Contracting Alveolus-Capillary Model. *Journal of Respiration*. 2022;2(4):159-73.
- [11] Dong J, Lv H, Yang Y, Cao Y, Zhu Y. Three-dimensional critical points and flow patterns in pulmonary alveoli with rhythmic wall motion. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2023;56(47):475401.
- [12] Oakes JM, Day S, Weinstein SJ, Robinson RJ. Flow field analysis in expanding healthy and emphysematous alveolar models using particle image velocimetry. 2010.