

بررسی عددی میدان جریان هوا اطراف مدل مانکن به همراه سیستم تنفسی در یک اتاق با سیستم تهویه

مهرداد اژدری، محمد مهدی توکل*

گروه مهندسی مکانیک، واحد شیراز، دانشگاه آزاد اسلامی، شیراز، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۷/۰۲/۱۶
بازنگری: ۱۳۹۷/۰۴/۲۳
پذیرش: ۱۳۹۷/۰۶/۱۶
ارائه آنلاین: ۱۳۹۷/۰۶/۲۰

کلمات کلیدی:

مانکن
دستگاه تنفس
تهویه هوا
دبی تنفسی

خلاصه: در این مطالعه، میدان جریان اطراف مانکن به همراه دستگاه تنفس در مرکز اتاق دارای سیستم گردش هوا به صورت عددی مطالعه شده است. در حالت اول دریچه های تهویه هوا بر روی دیوار روبروی مانکن و در حالت دوم بر روی دیوار سمت راست قرار گرفته اند. تنفس مانکن در حالت دم با دبی های تنفس ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه از ورودی بینی تا انتهای نای شبیه سازی شده است. میدان جریان شامل هوای اطراف مانکن و درون دستگاه تنفس به صورت یکپارچه با حل معادلات پیوستگی و ناویر استوکس در حالت پایا به کمک مدل آشفتگی انتقال تنش برشی گذار در نرم افزار فلونت تحلیل شده است. توزیع فشار، شدت آشفتگی، تنش برشی و خطوط جریان درون دستگاه تنفس بررسی شده است. همچنین توزیع سرعت و خطوط جریان هوا در فضای اتاق و نزدیک صورت در دو حالت مختلف نصب دریچه ها بررسی و مقایسه شده اند. نتایج حاصل برای توزیع شدت آشفتگی نشان می دهد، رژیم جریان داخل دستگاه تنفسی در هر سه دبی تنفسی آشفته می باشد و محل نصب دریچه ها تأثیری بر شدت آشفتگی درون دستگاه تنفس ندارد. همچنین در حالت دوم، سرعت هوا اطراف صورت کمتر بوده و شرایط مناسب تری را از نظر آسایش ایجاد می شود.

۱- مقدمه

استفاده از سیستم تهویه مطبوع مناسب که علاوه بر انجام سرمایش، گرمایش و تهویه اتاق، بتواند شرایط مورد نیاز برای راحتی افراد را تأمین کند، در صنعت ساختمان سازی بسیار مهم است. در طراحی سیستم های تهویه مطبوع، دریچه های ورود و خروج هوا بر روی دیوارها در موقعیت های مختلف و یا بر روی سقف قرار می گیرد. نصب دریچه ها باید به گونه ای باشد که بهترین عملکرد را در سرمایش، گرمایش یا تهویه اتاق داشته باشد. بررسی جریان هوا در اتاق و تأثیر فشار و سرعت هوا بر روی راحتی و تنفس انسان در موقعیت های مختلف قرارگیری دریچه ها، اهمیت ویژه ای دارد که در این تحقیق دو حالت نصب دریچه های تهویه مطبوع ورود و خروج هوا، بررسی شده است.

پیشرفت های نرم افزاری، بازسازی و ایجاد هندسه دقیق دستگاه تنفس و تحلیل میدان جریان درون آن را ممکن ساخته است. محققان با مدل سازی سیستم تنفسی انسان میزان دبی هوای استنشاقی را

*نویسنده عهده دار مکاتبات: tavakol@iaushiraz.ac.ir

در طی فعالیت های مختلف از روش تجربی به دست آورده اند. برای سیستم تنفسی مجزا نتایج تحقیقات پیشین نشان می دهد که در حالت استراحت، دبی تنفسی ۱۵ تا ۲۴ لیتر بر دقیقه بوده، که در این حالت رژیم جریان نیز آرام است و در حالت فعالیت فیزیکی، دبی تنفسی ۲۴ تا ۷۶ لیتر بر دقیقه می باشد، که در این حالت رژیم جریان درون سیستم تنفسی به صورت آشفته در می آید [۱]. چنگ و همکاران [۲] مدل آزمایشگاهی سیستم تنفسی انسان از ورودی بینی تا انتهای نای را ساخته و اختلاف فشار در دبی های تنفسی بین ۴ تا ۶۰ لیتر بر دقیقه را اندازه گیری نمودند. جنس مدل آزمایشگاهی آن ها از رزین پلی استر بود که نتایج افت فشار در این مدل با دستگاه تنفس واقعی انسان، یکسان بود. چنگ و همکاران در تحقیقی دیگر [۳]، افت فشار دم و بازدم دستگاه تنفس ۴ مرد با سنین بین ۳۶ تا ۵۷ ساله را اندازه گیری کردند و متوجه شدند که افت فشار، با افزایش دبی تنفسی، به صورت غیر خطی افزایش می یابد و مقدار آن در حالت بازدم از حالت دم بیشتر است. بال و همکاران [۴] مدلی را بر اساس داده های عکس سی تی اسکن، از ابتدای بینی تا انتهای



آناتومی دستگاه تنفسی به بزرگتر بودن طول، قطر هیدرولیکی، حجم و سطح دستگاه تنفس در افراد با سن بیشتر، دست یافتند. نتایج این تحقیق نشان داد که در دبی‌های تنفسی یکسان با افزایش سن و در نتیجه آن افزایش قطر هیدرولیکی دستگاه تنفس، افت فشار کاهش می‌یابد. رحیمی گرجی و همکاران [۹] جریان هوا و نشست ذرات را در دستگاه تنفس انسان از ورودی نای تا انتهای نسل دوم در دبی‌های تنفسی ۱۵، ۳۰ و ۶۰ لیتر بر دقیقه بررسی کردند. نتایج حل میدان جریان در تحقیق آن‌ها نشان داد در دبی تنفسی ۶۰ لیتر بر دقیقه، تغییرات فشار از دو دبی تنفسی دیگر بیشتر است. همچنین به علت شکل نامنظم دستگاه تنفس، در بعضی از قسمتهای مسیر جریان، جریان‌های چرخشی ایجاد می‌شود که باعث افزایش شدت آشفتگی می‌گردد. رحیمی گرجی و همکاران [۱۰] در تحقیقی دیگر تنفس دهانی را تا نسل ششم درون ریه مدل‌سازی کرده و جریان هوا و نشست ذرات را بررسی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که در تمام دبی‌های تنفسی، بیشترین تغییر سرعت در حنجره اتفاق می‌افتد. همچنین با افزایش دبی تنفسی، جریان چرخشی افزایش می‌یابد. تعدادی از محققین تنفس مانکن را در اتاق بررسی کرده‌اند که در ادامه به تعدادی از آن‌ها اشاره شده است. آنتونی و فلاین [۱۱] با استفاده از مدل $k-\epsilon$ ، تنفس مانکن نیم تنه بدون دستگاه تنفس را در جریان تونل باد مطالعه کردند. آن‌ها یک بار تنفس دهانی و باردیگر تنفس از راه بینی را با روشهای محاسباتی بررسی کرده و نتایج را با داده‌های آزمایشگاهی مقایسه نمودند. آن‌ها گزارش کردند که سرعت عمود بر جهت جریان هوا و به سمت جانبی در مقایسه با دو مؤلفه دیگر سرعت، بسیار کوچک و نزدیک به صفر می‌باشد. ریم و نواسلاک [۱۲] یک مانکن را در اتاقی قرار داده و تأثیر فن تهویه و تنفس مانکن را بر نقاط مختلف پیرامون مانکن، به روش آزمایشگاهی اندازه‌گیری و سپس به روش عددی شبیه‌سازی نموده و نتایج را با یکدیگر مقایسه کردند. نتایج این تحقیق نشان داد که تنفس بر روی میدان جریان در ناحیه جلوی بینی، تأثیر زیادی دارد اما در ناحیه بالای سر مانکن اثری ندارد. همچنین تنفس، تأثیر چندانی بر روی جابه‌جایی طبیعی ناشی از دمای بدن ندارد. نتایج این پژوهش نشان داد زمانی که فن تهویه خاموش است، سرعت هوا در نواحی دور از مانکن بسیار ناچیز است، در حالی که سرعت هوا در بالای سر مانکن، بسیار بیشتر از نواحی دور بوده، که به علت تأثیر حرارتی بدن، بر روی

نای، مدل‌سازی کرده و جریان هوای آشفته را با روش‌های عددی در دبی‌های تنفسی ۱۰، ۱۵ و ۳۰ لیتر بر دقیقه بررسی نمودند. آن‌ها نتایج خود را با داده‌های آزمایشگاهی که با اندازه‌گیری سیم داغ به دست آمده بود، مقایسه کردند و متوجه شدند که در نواحی مختلف دستگاه تنفس، جریان‌های ثانویه ایجاد می‌شود. ون و همکاران [۵] به بررسی جریان هوا در حفره‌های راست و چپ بینی پرداختند و نتایج را با داده‌های آزمایشگاهی مقایسه نمودند. آن‌ها جریان هوا با دبی‌های ۷/۵ و ۱۵ لیتر بر دقیقه را در جریان آرام و دائمی بررسی کردند. نتیجه این تحقیق نشان دهنده سرعت بالا در ناحیه منظم حفره بینی، جریان هوای زیاد در دیواره غشایی و تشکیل جریان گردابی در ناحیه بالای حفره بینی و ناحیه بویایی بود که با نتایج تحقیقات گذشته تطابق داشت. آن‌ها تفاوت ساختاری حفره‌های راست و چپ و تأثیر آن را بر روی میدان جریان بررسی کردند و نشان دادند که به علت بزرگتر بودن سطح مقطع حفره بینی راست، افت فشار در بینی راست کمتر از بینی چپ است. همچنین آن‌ها نشان دادند، در ناحیه ورودی بینی تا انتهای دریچه بینی، تنش برشی دیواره افزایش یافته و پس از آن به علت افزایش سطح مقطع، تنش برشی کاهش می‌یابد. لی و همکاران [۶] با استفاده از عکس سی تی اسکن مدل هندسی دستگاه تنفس از ورودی بینی تا انتهای نای را تولید کردند. آن‌ها افت فشار در دستگاه تنفس را در حالت‌های دم و بازدم محاسبه کرده و با تحقیقات پیشین مقایسه نمودند. نتایج تحقیق آن‌ها نشان داد که تنش برشی وارد بر دیواره‌های حلق بینی و حنجره از سایر قسمت‌ها بیشتر است. نتایج، نشان دهنده وجود جریان‌های پیچیده، شامل جریان‌های چرخشی در ناحیه بویایی، در حالت دم و جریان‌های ثانویه در ناحیه حلق بینی، در حالت بازدم بود. ژو و همکاران [۷] دستگاه تنفسی سه مرد چینی، هندی و قزاق را از ورودی بینی تا انتهای حفره بینی مدل‌سازی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد، هندسه و افت فشار دستگاه تنفسی افراد مختلف، متفاوت است. همچنین با افزایش زاویه بین دیواره‌های بالایی دریچه بینی و حفره بینی، جریان‌های چرخشی، بیشتر می‌شود. ژو و همکاران [۸] دستگاه تنفس افراد با سنین مختلف شامل نوزاد ده روزه، کودک هفت ماهه، کودک ۵ ساله و مرد ۵۳ ساله را از ورودی بینی تا انتهای حنجره بررسی کردند و دریافتند که برای یک فعالیت فیزیکی مشخص، دبی تنفسی در افراد مختلف، متفاوت بوده و با افزایش سن، زیاد می‌شود. آن‌ها با بررسی

بالتر هوا به تدریج به حالت افقی درمی‌آید. هدف از پژوهش حاضر، بررسی میدان جریان درون دستگاه تنفس انسان، در دبی‌های تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه و همچنین مقایسه محل نصب دریچه‌های تهویه مطبوع در دو حالت، از نظر تأمین شرایط آسایش انسان، درون اتاق می‌باشد. بر خلاف تحقیقات پیشین، در تحقیق حاضر مانکن متصل به دستگاه تنفس، درون اتاق مجهز به دریچه‌های تهویه مطبوع قرار گرفته که در آن گردش هوا به صورت واقعی مدل‌سازی شده است. میدان جریان، شامل میدان جریان هوای اتاق و میدان جریان هوای درون دستگاه تنفسی انسان، از ورودی بینی تا انتهای نای، به صورت عددی و با روش $k-\omega$ transition SST بررسی شده است.

در این پژوهش تنفس مانکن در حالت دم به صورت دائم و پایدار در نظر گرفته شده و تأثیر میدان دما بر جریان بررسی نشده است.

۲- معادلات حاکم

معادلات حاکم بر میدان جریان آشفتنه تراکم ناپذیر و دائمی، معادلات میانگین گیری شده پیوستگی و مومنتوم می‌باشند. معادله پیوستگی به شکل رابطه (۱) می‌باشد:

$$\frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

معادله مومنتوم به شکل رابطه (۲) است:

$$\rho \bar{U}_j \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial \bar{P}}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} [\mu (\frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i}) - \rho \bar{u}_i \bar{u}_j] \quad (2)$$

در روابط (۱) و (۲)، \bar{P} بیانگر سرعت و فشار متوسط، $-\bar{u}_i \bar{u}_j$ تنش رینولدز، μ و ρ به ترتیب لزجت و چگالی سیال می‌باشند. به دلیل امکان وجود همزمان رژیم‌های جریان آرام، گذرا و آشفتنه در قسمتهای مختلف میدان جریان، از مدل Transition SST به منظور مدل‌سازی آشفتگی استفاده شده است که برای جریان‌های با سطح آشفتگی کم مناسب است. مدل Transition SST یک مدل چهار معادله‌ای می‌باشد که از ترکیب معادلات گذار جریان و مدل اصلاح شده آشفتنه SST $k-\omega$ برای گذار جریان حاصل شده است. معادلات حاکم بر گذار جریان، شامل معادلات انتقال تناوب و عدد رینولدز بر مبنای ضخامت مومنتوم، به شرح زیر است [۱۸]:

جریان هوا می‌باشد. همچنین آن‌ها نشان دادند که با روشن شدن فن تهویه، توزیع سرعت در تمام نقاط اتاق، یکنواخت می‌شود. سی و همکاران [۱۳] در تحقیقی با بازسازی سر شخص به صورت مانکن بدون دستگاه تنفس، در دبی تنفسی ۱۵ و ۴۰ لیتر بر ثانیه و سرعت هوای ۰/۲ متر بر ثانیه، تنفس به وسیله دهان و بینی را شبیه‌سازی نمودند. آن‌ها دیوار روبه روی مانکن را به عنوان ورودی هوا در نظر گرفتند. خطوط جریان نشان داد، در تنفس دهانی، انحراف خطوط جریان از هر دو سمت بالا و پایین اتفاق می‌افتد اما در تنفس از راه بینی، انحراف جریان، از سمت پایین به بالا می‌باشد. اختلاف دیگر تنفس دهانی و تنفس از راه بینی، بالاتر بودن محل ایجاد نقطه سکون در تنفس از راه بینی، نسبت به تنفس دهانی بود که نزدیک چانه اتفاق می‌افتد. ژانگ و همکاران [۱۴] جریان هوا را در اتاقی به ابعاد $0/4 \times 0/8 \times 0/4$ متر که از یک دریچه وارد و از دریچه سمت دیگر خارج می‌شد، مدل‌سازی کرده و نتایج را با مقادیر تحقیق آزمایشگاهی مقایسه نمودند که مبنای اعتبار سنجی این پژوهش نیز می‌باشد. گلدسته و همکاران [۱۵] مانکن بدون دستگاه تنفس را در اتاقی قرار داده و دریچه‌های ورودی و خروجی هوا را در نقاط مختلف بر روی دیوارها و سقف قرار دادند و به بررسی سرعت حرکت هوا در اتاق و اطراف مانکن پرداختند. نتایج این تحقیق نشان داد سرعت در اطراف مانکن از نقاط دیگر اتاق بیشتر است. ناصری و همکاران [۱۶] میدان جریان و پخش و نشست ذرات معلق را در اطراف مدل مانکن به همراه سیستم تنفسی در هوای ساکن و بدون تهویه بررسی کردند. در این تحقیق راندمان موضعی نشست ذرات در بخش‌های مختلف سیستم تنفسی گزارش شده و با نتایج مربوط به سیستم تنفسی مجزا مقایسه شده‌اند. نتیجه کار آن‌ها نشان دهنده افزایش سرعت در حنجره به دلیل کاهش سطح مقطع عبور جریان بوده. تائو و همکاران [۱۷] یک استوانه و یک مانکن بدون دستگاه تنفس را به صورت جداگانه در یک اتاق قرار دادند و به بررسی جریان هوا در اتاق و اطراف مانکن و استوانه پرداختند. آن‌ها رفتار جریان هوا در اطراف مانکن و استوانه را باهم مقایسه نمودند. نتایج تحلیل جریان، نشان دهنده جریان چرخشی در پشت سر مانکن، حرکت هوا به سمت بالا در جلوی قسمت بالای بدن مانکن و جریان یافتن هوا به سمت پایین در پشت مانکن با بیشترین سرعت جریان بود. همچنین آن‌ها نشان دادند که در قسمت پایین مانکن، جریان دنباله تحت اثر جریان‌های

به یک مرد ۵۵ ساله استفاده شده است. وضوح عکس ۵۱۲×۵۱۲ پیکسل و فواصل تصاویر ایجاد شده در نمای محوری یک میلیمتر، نمای عرضی ۰/۸۲۳ میلیمتر و نمای جانبی ۰/۸۲۳ میلیمتر بوده و پردازش عکس سی تی اسکن در نرم افزار میمیکس نسخه ۱۹ انجام شده است. نرم افزار میمیکس نرم افزاری است که کار پردازش تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی را انجام داده و تصاویر سه بعدی از بافت‌های بدن ایجاد می‌کند. دستگاه سی تی اسکن از بافت‌های بدن تصاویری در سه راستای محوری، جانبی و رو به رو ایجاد می‌کند. این تصاویر بر اساس پرتوهای ایکس عبوری از بافت‌های مختلف ایجاد می‌شود که به چگالی بافت‌ها وابسته است. در این تحقیق، مسیر تنفس از بینی مورد نظر بوده و تنفس دهانی در نظر گرفته نشده است، بنابراین مجرای تنفس به ترتیب شامل ورودی‌های بینی، دهلیزهای بینی، دریچه‌های بینی، حفره‌های بینی، حلق بینی، حلق دهانی، حنجره و نای می‌باشد که در شکل ۱ نشان داده شده‌اند.

ساخت مدل مانکن، در نرم افزار تری دی مکس انجام شده است. این مانکن به صورت ایستاده و ملبس بوده و با فرمت اس تی ال تولید شده است. مشخصات ابعادی مانکن شامل قد و عرض شانه در شکل ۲ مشاهده می‌شود. ابعاد اتاق مورد بررسی $2/7 \times 2/5 \times 2/7$ متر و ابعاد دریچه‌های تهویه مطبوع 30×30 سانتیمتر می‌باشد. شکل ۲ ابعاد مانکن به همراه دستگاه تنفس و اتاق و همچنین نحوه قرار گیری مانکن در اتاق را نشان می‌دهد. هندسه تولید شده به نرم افزار Ansys-ICEM منتقل شده و در این نرم افزار، شبکه بندی انجام

معادله انتقال پارامتر تناوب γ به شکل رابطه (۳) است:

$$\rho \frac{\partial(u_j \gamma)}{\partial x_j} = P_\gamma - E_\gamma + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_f}) \frac{\partial \gamma}{\partial x_j} \right] \quad (3)$$

در معادله (۳)، P_γ چشمه انتقال آشفته، E_γ چشمه انتقال به جریان آرام، μ_t لزجت گردابی و σ_f مقداری ثابت [۱۸] می‌باشد. معادله انتقال برای عدد رینولدز بر اساس ضخامت مومنتوم گذرا $Re_{\theta t}$ به صورت رابطه (۴) بیان می‌شود:

$$\rho \frac{\partial(u_j \overline{Re_{\theta t}})}{\partial x_j} = P_{\theta t} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \mu_t) \frac{\partial \overline{Re_{\theta t}}}{\partial x_j} \right] \quad (4)$$

در رابطه (۴)، $P_{\theta t}$ جمله چشمه معادله می‌باشد. دو معادله دیگر این مدل معادلات مربوط به انرژی جنبشی آشفته، ω و k به صورت روابط (۵) و (۶) می‌باشند:

$$\rho \frac{\partial(u_j k)}{\partial x_j} = \tilde{P}_k - \tilde{D}_k + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \sigma_k \mu_t) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] \quad (5)$$

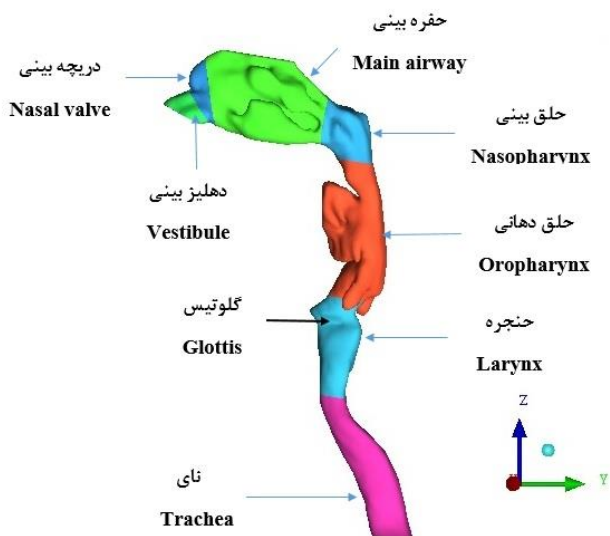
$$\rho \frac{\partial(u_j \omega)}{\partial x_j} = \alpha \frac{P_k}{v_t} - D_\omega + Cd_\omega + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \sigma_\omega \mu_t) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] \quad (6)$$

در روابط (۵) و (۶)، \tilde{P}_k و \tilde{D}_k به ترتیب بیانگر تولید و اضمحلال انرژی جنبشی آشفته، σ_k و σ_ω ثابت‌های مدل می‌باشند. در مدل‌سازی آشفته‌گی k- ω SST نواحی نزدیک به دیواره شامل ناحیه زیرلایه لزج با روش k- ω و نواحی دور از دیواره با روش k- ϵ حل می‌گردند، از این رو لازم است در ناحیه نزدیک به دیواره از شبکه مناسب استفاده گردد. بدین روش می‌توان از مزایای دو مدل در بخش‌های مختلف میدان جریان استفاده نمود. با توجه به این نکته که رژیم جریان در داخل اتاق و سیستم تنفسی مشخص نمی‌باشد لازم است از مدلی استفاده شود که قابلیت شبیه سازی جریان در حالت آشفته، گذار جریان (از رژیم آرام به آشفته) و گذار معکوس (از رژیم آشفته به آرام) را داشته باشد، از این رو استفاده از مدل‌های آشفته‌گی نظیر k- ϵ که قابلیت شبیه سازی گذار را دارا نمی‌باشند برای این تحقیق مناسب نمی‌باشد.

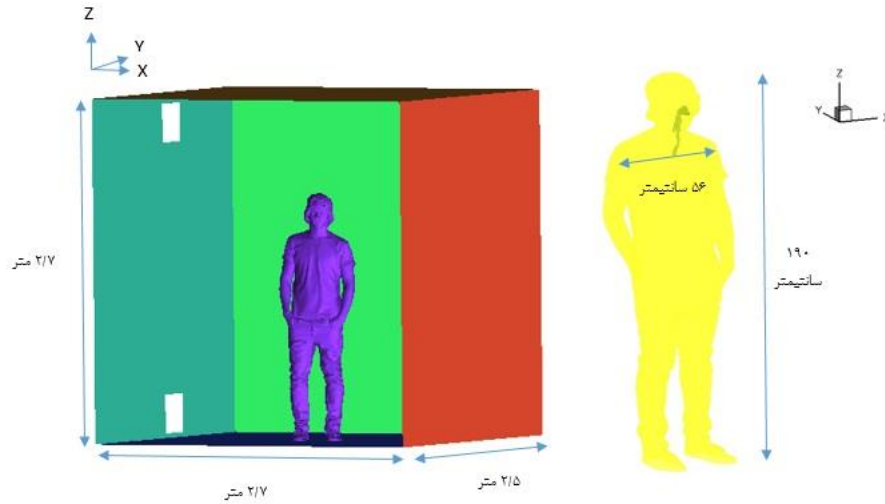
۳- هندسه و شرایط مرزی

برای ساخت هندسه سیستم تنفسی از عکس سی تی اسکن مربوط

1 Intermittency



شکل ۱- اجزای دستگاه تنفس
Fig.1. Respiratory system components



شکل ۲. ابعاد مانکن و اتاق و نحوه استقرار مانکن در اتاق به همراه دریچه‌های تهویه مطبوع
Fig.2. Mannequin and room dimensions and configuration of mannequin and dampers in the room

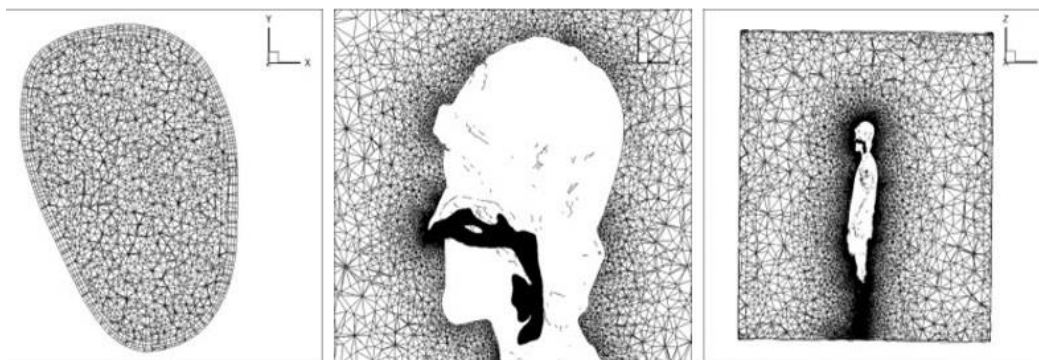
محاسبه شده و سپس در حل عددی میدان جریان، شرط مرزی در خروجی نای، فشار متناظر با دبی تنفسی در نظر گرفته شده است. بدین منظور ابتدا دستگاه تنفسی به صورت مجزا با دبی‌های تنفسی حالت استراحت ۱۰، ۱۵ و ۲۰ لیتر بر دقیقه و دبی تنفسی برای فعالیت فیزیکی ۳۰ و ۴۰ لیتر بر دقیقه، مورد تحلیل عددی قرار گرفت و نتایج حاصل برای افت فشار جریان در عبور از دستگاه تنفسی در جدول ۱ ارائه شده‌اند.

جدول ۱- اختلاف فشار در دبی‌های تنفسی مختلف برای سیستم تنفسی مجزا
Table.1. Pressure drop from the nostril inlet to the end of trachea at the different breathing rates for separate respiratory system

۴۰	۳۰	۲۰	۱۵	۱۰	دبی تنفسی (لیتر بر دقیقه)
۴۵	۲۵/۶۱	۱۱/۹	۷/۱۷	۴/۲۵	اختلاف فشار (پاسکال)

شده است. با توجه به پیچیدگی مجرای تنفسی و مدل مانکن، شبکه ایجاد شده از نوع نامنظم بوده و هیبریدی می‌باشد. به منظور شبکه بندی در ابتدا شبکه بندی حجمی بر اساس درختواره هشت وجهی انجام شده سپس شبکه تولید شده با مثلث بندی دلانی بهینه شده است. برای شبکه بندی سطوح دیواره داخلی سیستم تنفسی، از سه لایه شبکه منشوری استفاده شده است. شکل ۳ جزئیات شبکه تولید شده را در اتاق، اطراف صورت مانکن و نای نشان می‌دهد.

به دست آوردن شرط مرزی در انتهای سیستم تنفسی که دبی تنفس مورد نظر را مشابه‌سازی کند، پیچیده است. در این تحقیق پس از بررسی شرایط مرزی مختلف، به منظور یافتن شرط مرزی فشار در انتهای مجرای تنفسی برای دبی‌های تنفسی مختلف، اختلاف فشار ورودی بینی تا انتهای نای به ازای هر دبی تنفسی از حل عددی مجزا



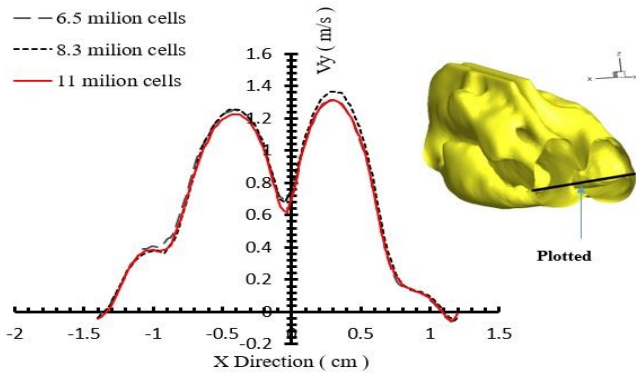
ج

ب

الف

شکل ۳. نماهای مختلف از شبکه ایجاد شده (الف) شبکه ایجاد شده در اتاق، (ب) شبکه اطراف سر مانکن و (ج) نمای از شبکه درون دستگاه تنفس در قسمت نای شامل شبکه لایه مرزی

Fig. 3. Generated mesh a) inside the room, b) around the mannequin head and c) a sample view in trachea with boundary layer grids



شکل ۴. توزیع سرعت در جهت y در انتهای حفره بینی در سه نوع شبکه بندی
 Fig.4. Variation of the y -velocity at the end of the main airway with three grids

جدول ۴. مشخصات سیستم مورد استفاده

Table.4. Specifications of the computational resource

پردازشگر گرافیکی	حافظه رم	پردازشگر
GeForce GTX850M 4GB	16 GB DDR3	Intel core I7 4510U 2.7 GH

۲-۴- اعتبار سنجی

با توجه به این که برای هندسه مورد استفاده در تحقیق حاضر نتایج اندازه گیری تجربی یا شبیه سازی عددی وجود ندارد، به منظور اعتبار سنجی حل عددی صورت گرفته از نتایج تحقیق ژئی و همکاران [۸] در قسمت دستگاه تنفس و از نتیجه تحقیق ژانگ و همکاران [۱۴] در فضای اتاق استفاده شده است. بدین منظور نمودار قطر هیدرولیکی دستگاه تنفس تحقیق حاضر با تحقیق ژئی و همکاران [۸] و نمودار افت فشار دستگاه تنفس مجزا در تحقیق حاضر با نتایج تحقیق ژئی و همکاران [۸] مقایسه شده اند. در شکل ۵ فاصله قسمت های مختلف دستگاه تنفس از ورودی بینی بر حسب سانتیمتر

شرایط مرزی مورد استفاده برای شبیه سازی عددی میدان جریان به صورت جدول ۲ ارائه شده اند.

در این تحقیق به منظور تحلیل جریان از نرم افزار انسیس فلونت نسخه ۱۷/۲ استفاده شده و تنظیمات حل در نرم افزار در جدول ۳ ارائه شده اند.

۴- نتایج

۴-۱- مطالعه شبکه

در این پژوهش برای مطالعه شبکه سه نوع شبکه بندی با تعداد سلول های تقریبی ۶/۵ میلیون (شبکه درشت)، ۸/۳ میلیون (شبکه مینا) و ۱۱ میلیون (شبکه ریز) استفاده شده است. به منظور مطالعه شبکه، شبیه سازی عددی میدان جریان با استفاده از سه شبکه محاسباتی صورت گرفته و نمودار سرعت در جهت y در انتهای حفره بینی در شکل ۴ ترسیم شده اند. با توجه به شکل ۴، افزایش تعداد سلول های شبکه از ۸/۳ به ۱۱ میلیون تأثیری در نتیجه حل ندارد، از این رو در ادامه برای شبیه سازی های عددی از شبکه مینا استفاده شده است. با استفاده از این شبکه فاصله بدون بعد از دیواره y^+ در بیش از ۹۰ درصد سلول های داخل سیستم تنفسی کمتر از ۲ و روی دیواره مانکن در بیش از ۸۰ درصد سلول ها y^+ کمتر از ۶ می باشد. لازم به ذکر است که این مدل در نزدیک دیواره همانند مدل $k-\epsilon$ شامل محدودیت برای مقدار y^+ نمی باشد. مشخصات سیستم مورد استفاده برای حل جریان در جدول ۴ ارائه شده است. با استفاده از این سیستم محاسباتی زمان اجرای هر شبیه سازی در حدود ۴۸ ساعت بود.

جدول ۲. شرایط مرزی

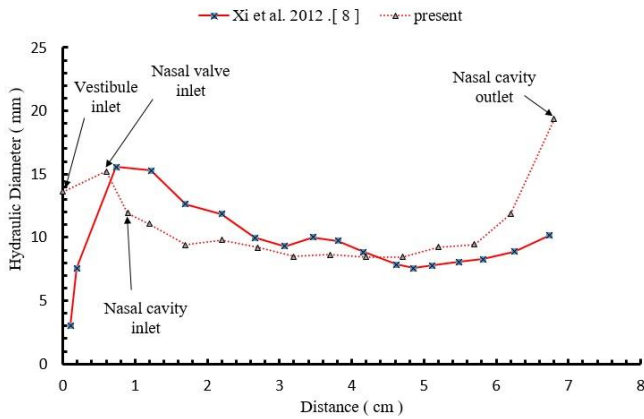
Table.2. Boundary conditions

ناحیه	دریچه هوای ورودی	دریچه هوای خروجی	خروجی نای در دستگاه تنفس	دیواره دستگاه تنفس	دیوارهای اتاق
شرط مرزی	سرعت ورودی	خروجی	فشار ثابت	شرط عدم لغزش	شرط عدم لغزش
مقدار	۳ متر بر ثانیه	-	مقادیر موجود در جدول ۱ (متناظر با دبی تنفسی)	-	-

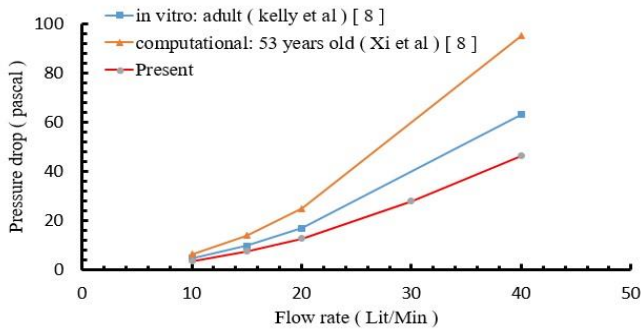
جدول ۳. تنظیمات حل در نرم افزار انسیس فلونت

Table.3. Solution setting in the Ansys-Fluent

SST transition	Viscous	مدل
Air	Fluid	مواد
گسسته سازی فشار	SIMPLE	روش حل
گسسته سازی مومنتوم	First order	

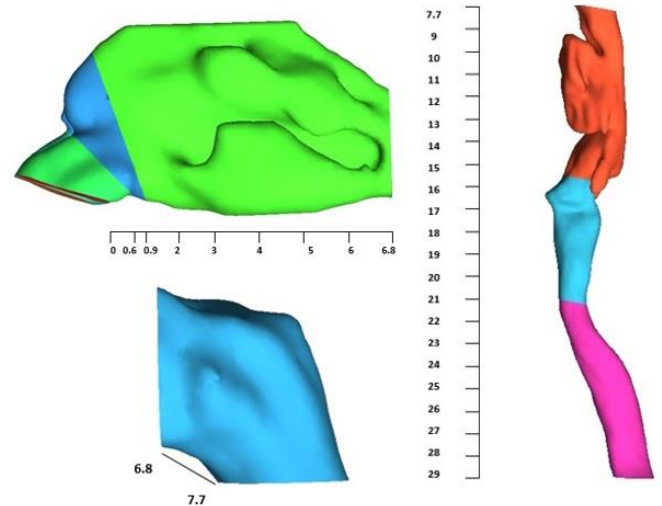


شکل ۶. مقایسه قطر هیدرولیکی نوک بینی تا انتهای حفره بینی در تحقیق حاضر با تحقیق زی و همکاران [۸]
 Fig.6. Comparison between the hydraulic diameter of the airway from the nostril inlet to the end of main airway in present study with Xi et al. [8]



شکل ۷. مقایسه افت فشار در دستگاه تنفس از ابتدای بینی تا انتهای حلق بر حسب دبی در این پژوهش با نتایج تحقیقات پیشین [۸]
 Fig.7. Comparison between the pressure drop in the airway from the nostril inlet to the end of larynx with previous studies [8]

سرعت در جهت λ نسبت به سرعت خروج هوا از دریچه هوای ورودی (۳ متر بر ثانیه) و نسبت ارتفاع، بیانگر ارتفاع هر نقطه نسبت به ارتفاع اتاق (۲/۷ متر) می‌باشد. این شکل نشان می‌دهد که نتایج تحقیق حاضر با تحقیق ژانگ و همکاران [۱۴] و همچنین اندازه‌گیری‌های



شکل ۵. فاصله قسمت‌های مختلف دستگاه تنفس از ورودی بینی (سانتی متر)
 Fig.5. Distance of airway components from the nostril inlet (cm)

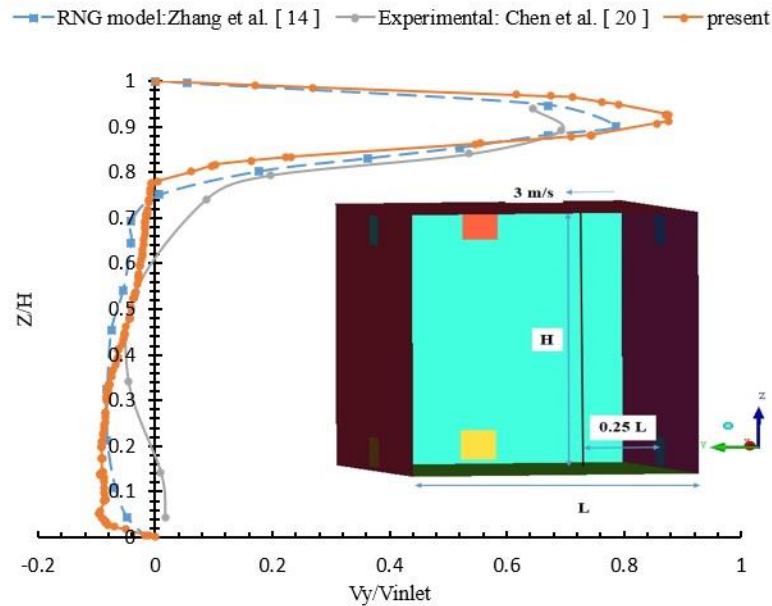
نشان داده شده است. در شکل ۶ قطر هیدرولیکی تحقیق حاضر و تحقیق [۸] مقایسه شده‌اند و در جدول ۵ مشخصات ابعادی تحقیق حاضر و تحقیق [۸] با هم مقایسه شده‌اند.

شکل ۷ نتایج افت فشار تحقیق حاضر را در مقایسه با نتایج عددی زی و همکاران [۸] و کلی و همکاران، اقتباس شده از [۸]، را نشان می‌دهد. با توجه به نتایج مشخص است که روند افزایش افت فشار با افزایش دبی جریان در تحقیق حاضر با تحقیقات پیشین مطابقت دارد اما افت فشار تحقیق حاضر کمتر است. علت تفاوت در افت فشار تحقیق حاضر در مقایسه با تحقیقات پیشین، بزرگ‌تر بودن مجرای عبور جریان در تحقیق حاضر می‌باشد که در شکل ۶ و جدول ۵ نشان داده شده‌اند.

در شکل ۸ نمودار سرعت بدون بعد در جهت λ بر حسب ارتفاع واحد اتاق در فاصله ۲۵ درصدی طول اتاق از محل نصب دریچه ورودی هوا رسم شده است. در این نمودار سرعت بدون بعد، بیانگر مؤلفه

جدول ۵. مقایسه مشخصات ابعادی دستگاه تنفس در تحقیق حاضر با تحقیق زی و همکاران [۸]
 Table.5. Comparison between the dimensions of the present respiratory system with study of Xi et al. [8]

ناحیه	مساحت در تحقیق حاضر (سانتیمتر مربع)	قطر مؤثر در تحقیق حاضر (میلیمتر)	مساحت تحقیق [۸] (سانتیمتر مربع)	قطر مؤثر در تحقیق [۸] (میلیمتر)
ورودی بینی راست	۱/۸۷	۱۳/۵۲	۱/۰۱	۹/۱
ورودی بینی چپ	۲/۰۲	۱۳/۷۳	۱/۰۱	۹/۱
دهلیز بینی	۱۲/۷۵	۱۴/۴۲	۳۵/۵۸	۶/۲
دریچه بینی	۱۲/۹۶	۱۳/۰۶		
حفره بینی	۱۷۵/۰۸	۹/۶۶	۱۱۲/۵۹	۴/۵
حلق بینی	۲۲/۱۶	۲۱/۵۶	۴۰/۹۳	۱۶
حلق دهانی	۱۰۱/۸۳	۲۲/۵۹	۴۵/۱۰	۱۲/۳
حنجره	۳۱/۶۸	۱۴/۷۴	۲۱/۸۱	۱۲/۳
نای	۴۶/۲	۱۶/۰۴	گزارش نشده است.	۱۳/۰۲



شکل ۸. سرعت بدون بعد بر حسب ارتفاع اتاق در فاصله ۲۵ درصدی طول اتاق از محل نصب دریچه هوای ورودی تحقیق حاضر در مقایسه با تحقیقات پیشین [۱۴ و ۲۰]
 Fig. 8. Comparison between the dimensionless velocity along the vertical line located at the distance of 0.25L from the inlet damper with previous studies [14,20]

بینی می‌باشد. در قسمت (b) برشی از ناحیه گلوتیس واقع در حنجره نشان داده شده است. در گلوتیس سطح مقطع عبور جریان به طور ناگهانی کاهش می‌یابد. در شکل (c) برشی از ناحیه نای نشان داده شده است. در برش‌های (b) و (c) جریان‌های ثانویه در مقطع مجرای تنفسی قابل مشاهده است. طرح جریان برای دی‌های تنفسی مختلف در صفحات ترسیم شده، تقریباً مشابه می‌باشد و به دلیل افزایش افت فشار جریان در دی‌های تنفسی بالاتر، فشار متوسط در هر مقطع با افزایش دی، کاهش می‌یابد.

شکل ۱۰ قطر هیدرولیکی بینی راست و چپ را از ابتدای بینی تا انتهای حفره بینی نشان می‌دهد. این نمودار نشان می‌دهد که قطر هیدرولیکی بینی راست نسبت به بینی چپ بزرگ‌تر می‌باشد. در شکل ۱۱ توزیع نسبت اختلاف فشار با فشار مینیمم به فشار ماکزیمم در حفره بینی راست و چپ در دی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه در حالت اول نشان داده شده است. همچنین برای مقایسه، نتایج تحقیق [۵] نیز در این شکل نشان داده شده است. بر اساس شکل ۱۱ مشاهده می‌شود بیشترین افت فشار از ورودی تا خروجی دهلیز بینی اتفاق می‌افتد که در این ناحیه قطر هیدرولیکی افزایش می‌یابد. علت تفاوت در فشار بین حفره‌های راست و چپ، تفاوت در قطر هیدرولیکی آن‌ها می‌باشد که در شکل ۱۰ نشان داده شده است. مقایسه تغییرات فشار در تحقیق حاضر با تحقیق [۵] نشان می‌دهد که روند تغییر فشار در

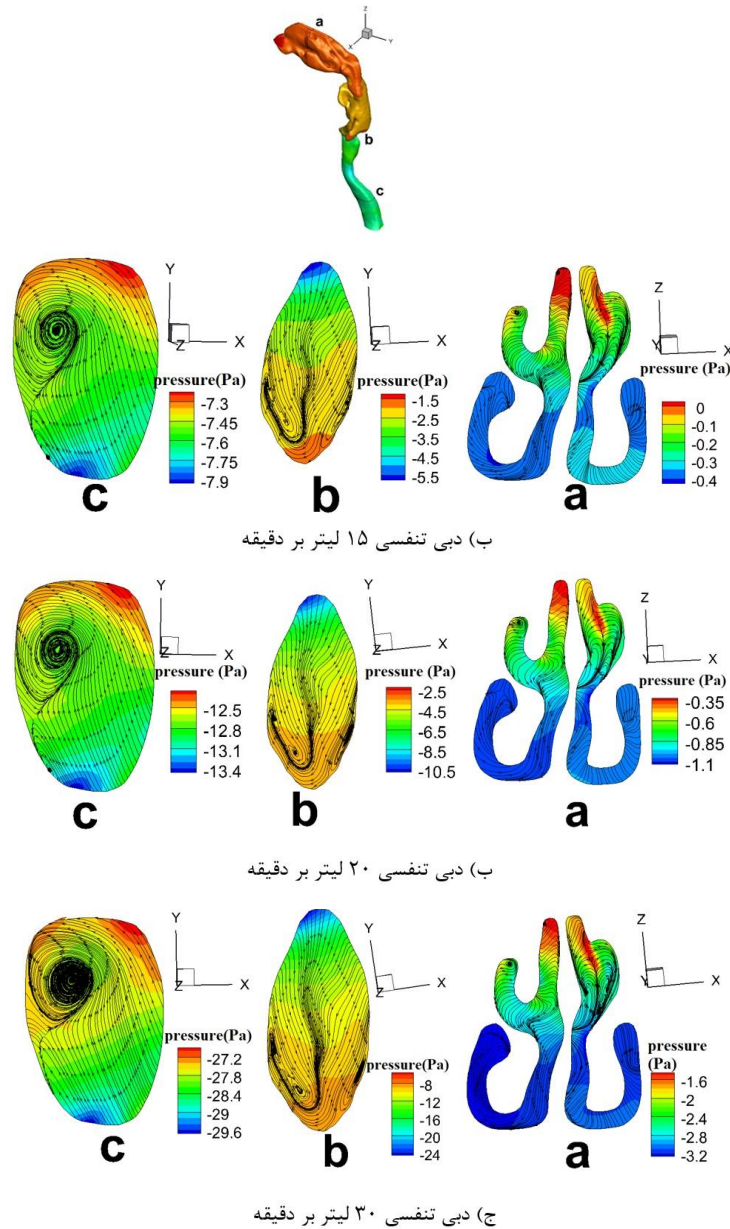
آزمایشگاهی چن و همکاران [۲۰] به جز ناحیه نزدیک کف اتاق تطابق خوبی دارد. حداکثر اختلاف در تحقیق حاضر نسبت به تحقیق ژانگ و همکاران [۱۴] حدود ۷ درصد و نسبت به اندازه‌گیری‌های آزمایشگاهی چن و همکاران [۲۰] حدود ۱۷ درصد است. علت تفاوت نتایج در نزدیک دیواره کف اتاق مربوط به عدم قطعیت در اندازه‌گیری و فرضیات مورد استفاده در شبیه‌سازی عددی تحقیق حاضر می‌باشد.

۳-۴- نتایج حاصل از حل میدان جریان درون اتاق با حضور مانکن متصل به دستگاه تنفس

در این پژوهش در حالت اول دریچه‌های تهویه هوا بر روی دیوار روبروی مانکن و در حالت دوم دریچه بر روی دیوار سمت راست مانکن قرار گرفته و نتایج حاصل از حل میدان جریان باهم مقایسه شده‌اند.

۳-۴-۱- فشار در ورودی بینی و درون دستگاه تنفس در دی تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه

در شکل ۹ سه برش از قسمتهای مختلف دستگاه تنفس دیده می‌شود. در این شکل برش (a) مربوط به قسمت حفره بینی می‌باشد که نامتقارن بودن هندسه حفره راست و چپ بینی را نشان می‌دهد. تفاوت فشار در این دو ناحیه به علت تفاوت ابعاد هندسی مجاری



شکل ۹: کانتور فشار و خطوط جریان در دبی تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه در حالت دوم در صفحات a، b و c

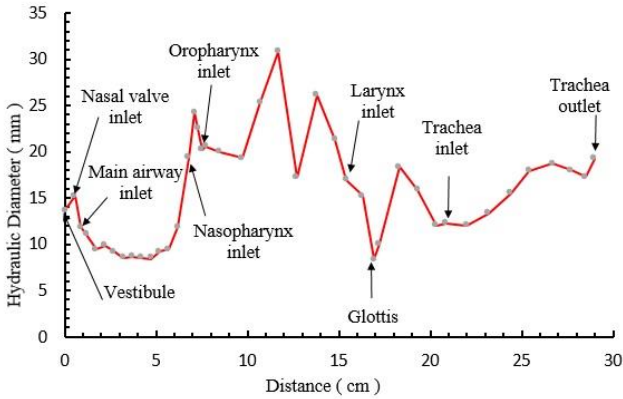
Fig.9. Pressure contours with streamlines at breathing rates of 15, 20 and 30 lit/min in the second mode at planes a, b, c

کاهش ناگهانی فشار در این نقطه به علت ایجاد پدیده اختناق، در اثر کاهش ناگهانی قطر هیدرولیک است. در ناحیه گلوتیس سطح مقطع جریان و قطر هیدرولیک به شدت کاهش می‌یابد. از آنجا که دبی هوا ثابت است، سرعت هوا با ورود به این نقطه در اثر کاهش سطح مقطع جریان، افزایش می‌یابد. طبق رابطه برنولی با افزایش سرعت، فشار کاهش می‌یابد. با توجه به شکل ۱۳-الف با افزایش دبی جریان، افت فشار جریان در مجرای تنفسی افزایش می‌یابد.

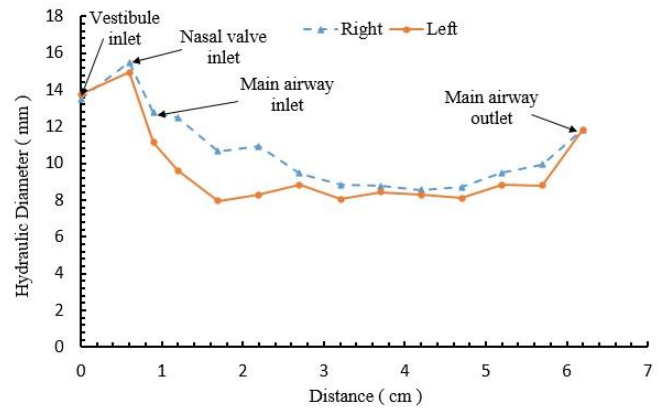
شکل ۱۳-ب نمودار تغییرات فشار در دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه در حالت‌های اول و دوم را نشان می‌دهد. با توجه به این شکل در دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه، افت فشار جریان در سیستم تنفسی

حفره‌های بینی مشابه است اما به دلیل تفاوت در هندسه، مقادیر فشار در مقاطع بینی متفاوت می‌باشند.

شکل ۱۲ تغییرات قطر هیدرولیکی دستگاه تنفس را از ورودی بینی تا انتهای نای نشان می‌دهد و با توجه به آن می‌توان تغییرات فشار در مسیر عبور جریان را بررسی نمود. با توجه به این شکل مشخص است که تغییرات سطح مقطع جریان در مجرای تنفسی زیاد بوده و مسیر عبور جریان بسیار پیچیده می‌باشد. در شکل ۱۳ تغییرات فشار جریان در داخل سیستم تنفسی در دبی‌های مختلف در حالت اول و دوم نشان داده شده است. با توجه به این نمودار بیشترین افت فشار جریان در قسمت گلوتیس در ناحیه حنجره مشاهده می‌شود.



شکل ۱۲. تغییرات قطر هیدرولیکی تحقیق حاضر از ورودی بینی تا انتهای نای
Fig.12. Variation of the hydraulic diameter from the nostril to the end of trachea



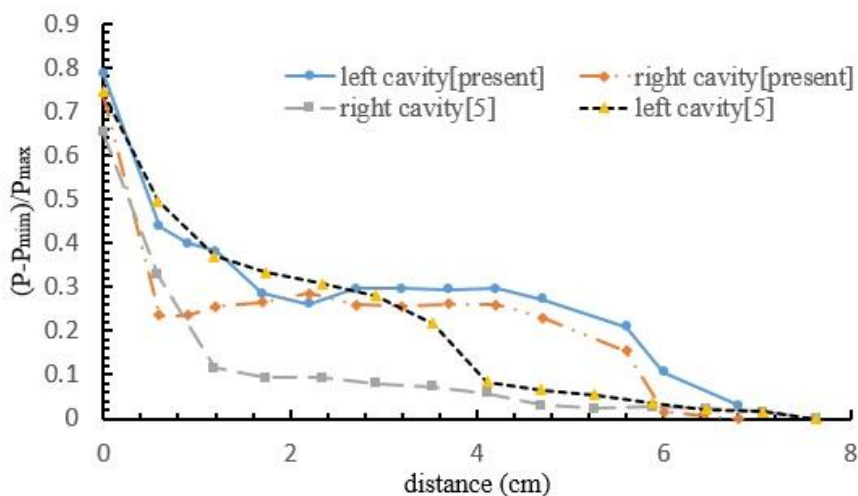
شکل ۱۰. تغییرات قطر هیدرولیکی بینی‌های راست و چپ
Fig.10. Variation of the hydraulic diameter of the left and right nasal passages

تنفسی تأثیری ندارد. با توجه به نتایج، عدد رینولدز جریان در دریچه ورودی ۴۸۰۰۰، در ورودی بینی راست در محدوده ۴۶۵ تا ۱۰۱۰، در بینی چپ در محدوده ۵۴۴ تا ۱۱۴۴ و در خروجی نای در بازه ۹۳۲ تا ۱۹۳۷ تغییر می‌کند. همچنین میزان شدت آشفستگی در دریچه ورودی ۵ درصد، در ورودی بینی راست ۱/۲ تا ۲ درصد، در ورودی بینی چپ بین ۱/۲ تا ۱/۹ درصد و در خروجی نای در بازه ۵ تا ۱۰ درصد می‌باشد.

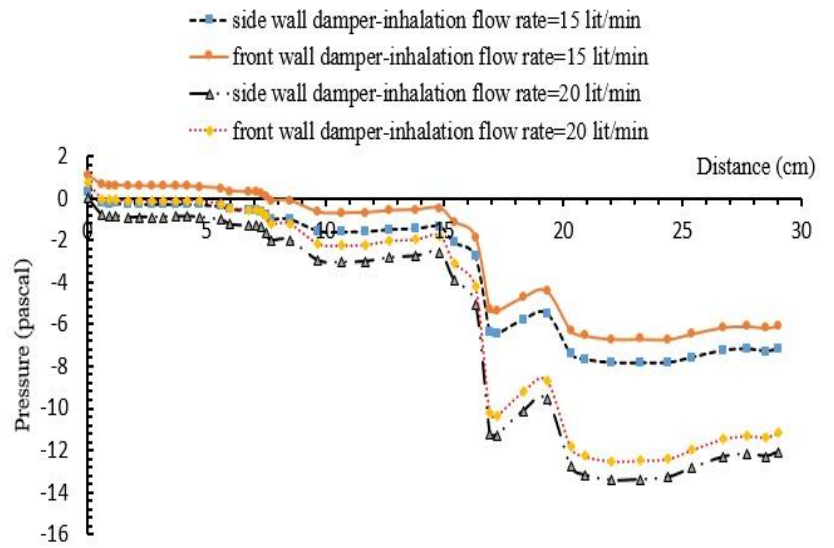
شکل ۱۵ مقدار تنش برشی متوسط را در نواحی مختلف دستگاه تنفس نشان می‌دهد. تنش برشی متوسط با سرعت، نسبت مستقیم و با بردار نرمال دیواره نسبت عکس دارد. با افزایش قطر هیدرولیکی به علت بزرگتر شدن بردار نرمال و کاهش تغییرات سرعت، تنش برشی دیواره کاهش می‌یابد. در انتهای حفره بینی، حفره‌های راست و چپ به هم متصل می‌شوند. بنابراین به علت بزرگ شدن مجرا، سرعت کاهش

نسبت به دی‌های دیگر بسیار بیشتر است. در این دبی تنفسی به دلیل قرار گیری مانکن در برابر جریان هوا در حالت اول فشار در ورودی بینی ۰/۷ پاسکال بیشتر از حالت دوم است.

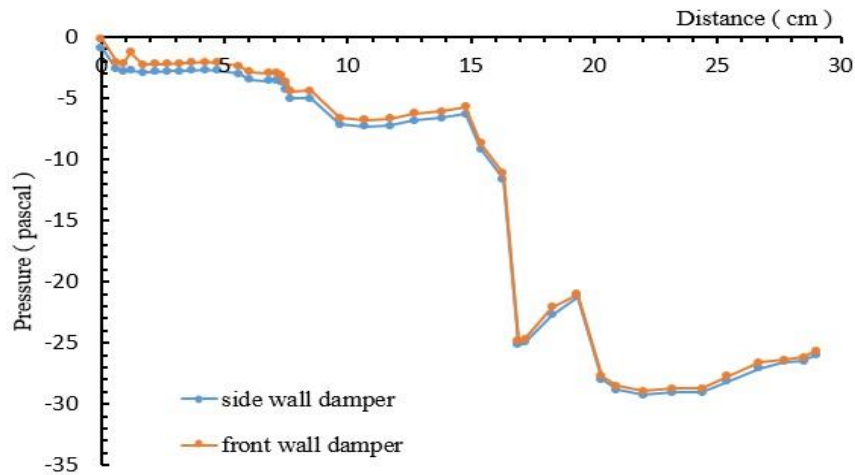
شکل ۱۴ تغییرات شدت آشفستگی، $\sqrt{u'^2} / U_{Ref}$ جریان را در سیستم تنفسی برای دی‌های مختلف تنفسی نشان می‌دهد. این شکل نشان می‌دهد که بیشترین میزان شدت آشفستگی در نزدیکی گلو تیس روی می‌دهد و مقدار شدت آشفستگی بیشینه با افزایش دبی تنفس، افزایش می‌یابد. با توجه به این شکل و بر خلاف نتایج تحقیقات پیشین [۱]، جریان در تمام نقاط مجرای تنفسی برای تمام دی‌های شبیه سازی شده، آشفته می‌باشد. با توجه به شکل ۱۴ می‌توان گفت که شدت آشفستگی تا ناحیه گلو تیس (به جز حفره بینی) افزایش می‌یابد و پس از آن کاهش می‌یابد. همچنین محل قرار گیری دریچه‌های تهویه مطبوع بر روی شدت آشفستگی در مجرای



شکل ۱۱. تغییرات فشار بدون بعد از ورودی بینی تا انتهای حفره بینی در دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه
Fig.11. Variation of the dimensionless pressure from the nostril to the end of the main airway at the breathing rate of 15 lit/min



(الف)



شکل ۱۳. تغییرات فشار متوسط جریان در سیستم تنفسی، (الف) دبی تنفسی ۱۵ و ۲۰ لیتر بر دقیقه، (ب) دبی تنفسی ۳۰ لیتر بر دقیقه

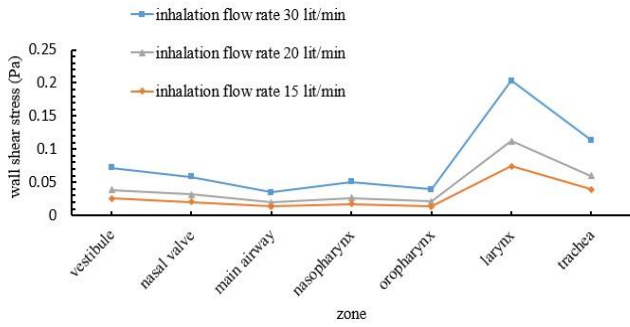
Fig.13. Variation of the mean pressure in airway, a) breathing flow rate of 15 and 20 lit/min and b) breathing flow rate of 30 lit/min

تنفسی ۲۰ لیتر بر دقیقه نشان می‌دهد. در حالت اول، جریان چرخشی در نزدیک دیوار پشت سر مانکن و نزدیک به کف اتاق مشاهده می‌شود و در حالت دوم یک گردابه بزرگ در جلو صورت مانکن و دوگردابه دیگر با فاصله بیشتر در جلو و پشت سر مانکن مشاهده می‌شود. با توجه به این شکل در حالت اول که دریچه تهویه مطبوع روبروی مانکن قرار گرفته است، جریان هوا در صفحه تقارن، نسبت به حالت دوم یکنواخت‌تر می‌باشد. در این حالت در بخش بالایی مانکن به دلیل خروج جت سیال از دریچه تهویه مطبوع، سرعت جریان زیاد می‌باشد و به تدریج با پخش شدن جریان در اتاق، سرعت کاهش می‌یابد. در ادامه با حرکت جریان در داخل اتاق یک گردابه بزرگ در پشت مانکن تشکیل می‌شود و سپس جریان در جلوی مانکن به

می‌یابد اما جهت جریان هوا با عبور از این ناحیه و ورود به ناحیه حلق بینی از حالت افقی به عمودی تغییر می‌یابد که باعث افزایش تنش برشی دیواره حلق بینی نسبت به حفره بینی می‌گردد. در ناحیه حنجره به علت انقباض ناگهانی مسیر عبور جریان در گلو تیس، تنش برشی بزرگی به این ناحیه اعمال می‌شود که بیشترین تنش برشی در دستگاه تنفس می‌باشد. با افزایش دبی تنفسی، تنش برشی در نواحی مختلف، افزایش می‌یابد که به علت افزایش گرادیان سرعت است.

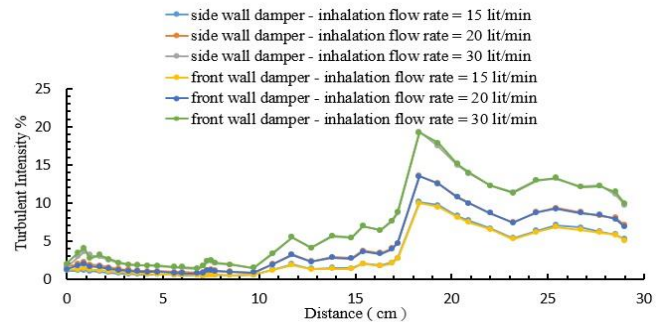
۴-۳-۲- بررسی خطوط جریان در فضای اتاق

شکل ۱۶ کانتور مؤلفه سرعت در جهت y و خطوط جریان در صفحه تقارن $y-z$ را در فضای اتاق در دو حالت اول و دوم در دبی



شکل ۱۵. تغییرات تنش برشی متوسط روی دیواره در نواحی مختلف دستگاه تنفسی

Fig.15. Variation of the mean wall shear stress at various parts in the airway



شکل ۱۴. تغییرات شدت آشفتگی در سیستم تنفسی برای دبی تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه

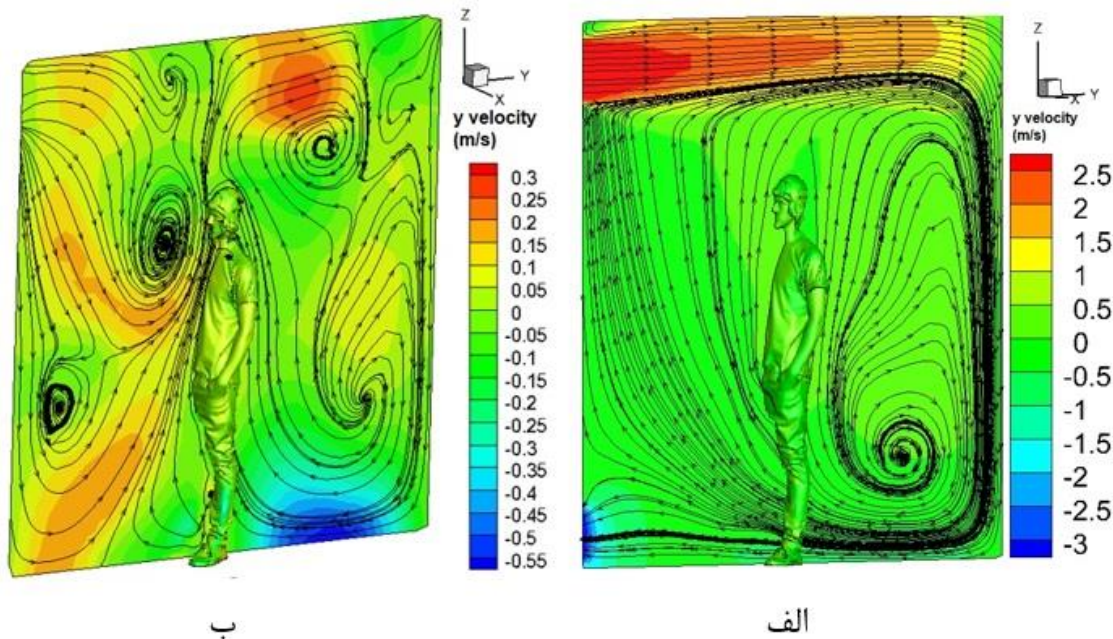
Fig.14. Variation of turbulence intensity in airway at breathing flow rates of 15, 20 and 30 lit/min

تنفس و درون دستگاه تنفس از ورودی بینی تا انتهای حلق دهانی، در دو حالت نصب دریچه برای دبی تنفسی ۱۵ لیتر بر دقیقه در شکل ۱۷ و برای دبی تنفسی ۲۰ لیتر بر دقیقه در شکل ۱۸ نشان داده شده‌اند. همانطور که در شکل ۱۷ و ۱۸ مشخص است، در هر دو حالت به دلیل گردش هوا توسط سیستم تهویه مطبوع، ورود هوا به بینی در صفحه تقارن صورت مانکن از پایین می‌باشد. در تمام مقادیر دبی تنفسی، در حلق دهانی یک گردابه بزرگ مشاهده می‌شود. یکی از شاخصه‌هایی که در آسایش حرارتی ساکنان اتاق اهمیت زیادی دارد، سرعت هوا در محل استقرار ساکنین می‌باشد. طبق استاندارد ASHRAE [۲۱] به منظور آسایش حرارتی، سرعت هوا در محل استقرار ساکنین در فصل

دو بخش تقسیم می‌شود که بخش اول به سمت بالا حرکت می‌کند و بخش دوم از دریچه خروجی خارج می‌شود. در حالت دوم به دلیل قرارگیری دریچه‌ها در دیوارهای جانبی مانکن، گردش جریان هوا در داخل اتاق پیچیده‌تر است، به گونه‌ای که گردابه‌های بیشتری در اتاق مشاهده می‌شوند. قسمت‌های با سرعت مثبت و منفی جریان در بالا و پایین مانکن به ترتیب مربوط به محل قرارگیری دریچه‌های ورودی و خروجی تهویه می‌باشند.

۳-۳-۴- بررسی سرعت و خطوط جریان در فضای روبروی صورت و ورودی هوا به دستگاه تنفسی

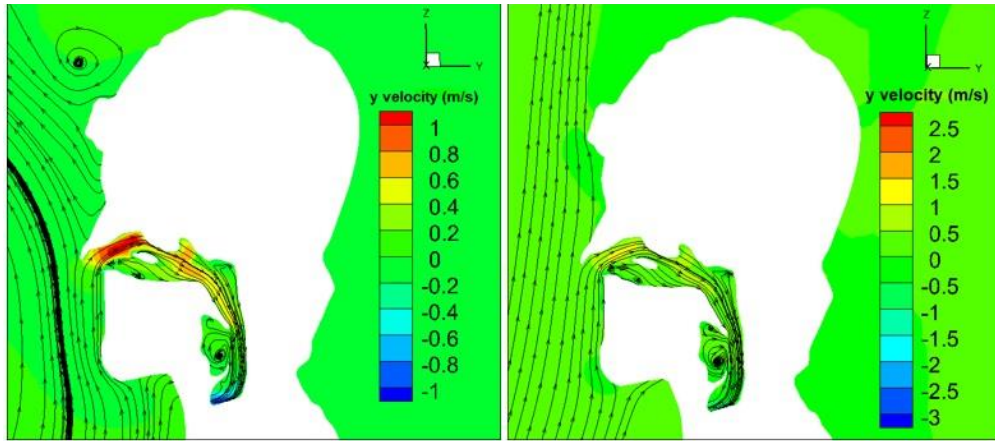
مؤلفه سرعت در جهت y و خطوط جریان در ورودی به دستگاه



ب

الف

شکل ۱۶. کانتور سرعت در جهت y و خطوط جریان بر روی صفحه تقارن اتاق برای دبی تنفسی ۲۰ لیتر بر دقیقه: الف) حالت اول ب) حالت دوم
Fig.16. Contour of y -velocity with streamlines at the z - y symmetry plane of the room under breathing flow rate of 20 lit/min, a) first mode, b) second mode



ب

الف

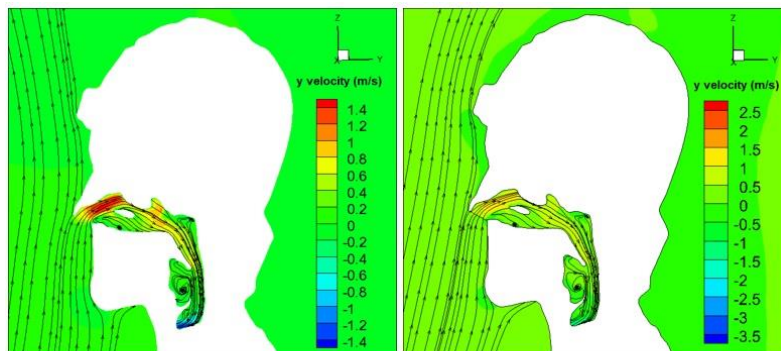
شکل ۱۷: کانتور مؤلفه سرعت در جهت y و خطوط جریان روبروی صورت در دبی ۱۵ لیتر بر دقیقه (الف) حالت اول، (ب) حالت دوم
 ig.17. Contour of y -velocity with streamlines in front of the mannequin face at breathing flow rate of 15 lit/min, a) first mode, b) second mode

مطبوع در دیواره روبرویی و جانبی واقع در سمت راست مانکن، بیشترین اختلاف سرعت در خط ۳ مشاهده می‌شود. همچنین در هر دو حالت در خط ۳ سرعت جریان ناچیز می‌باشد.

شکل ۲۰ سرعت برخورد هوا به دو طرف صورت را برای خطوط ۴ و ۵ در دو حالت نصب دریچه نشان می‌دهد. در امتداد خط ۴ وجود سرعت مثبت در جهت x (سرعت جانبی) نشان دهنده برخورد هوا به صورت و وجود سرعت منفی نشان دهنده دور شدن جریان هوا از صورت است. با توجه به شکل ۲۰ در حالت دوم جریان هوا به صورت مانکن برخورد نمی‌کند اما در حالت اول شاهد برخورد هوا به نیمه بالایی صورت هستیم. بنابراین در امتداد خط ۴ حالت دوم از نظر تأمین شرایط آسایش مناسب‌تر است. در امتداد خط ۵ مثبت بودن مؤلفه جانبی سرعت نشان دهنده دور شدن جریان هوا از صورت و

زمستان نباید بیشتر از ۰/۱۵ متر بر ثانیه و در فصل تابستان بیشتر از ۰/۲۵ متر بر ثانیه باشد. از این رو در ادامه، سرعت جریان اطراف مانکن و در نزدیک مانکن در دو حالت قرار گیری دریچه‌های تهویه مطبوع بررسی شده‌اند. در شکل ۱۹ سرعت برخورد هوا به صورت مانکن در دبی تنفسی ۲۰ لیتر بر دقیقه در حالت اول و دوم نشان داده شده است. در این نمودار، مؤلفه سرعت در جهت y بر روی سه خط به فاصله یک سانتیمتری صورت و بینی در امتداد محور z در مقابل چشم راست، چشم چپ و بینی ترسیم شده‌اند.

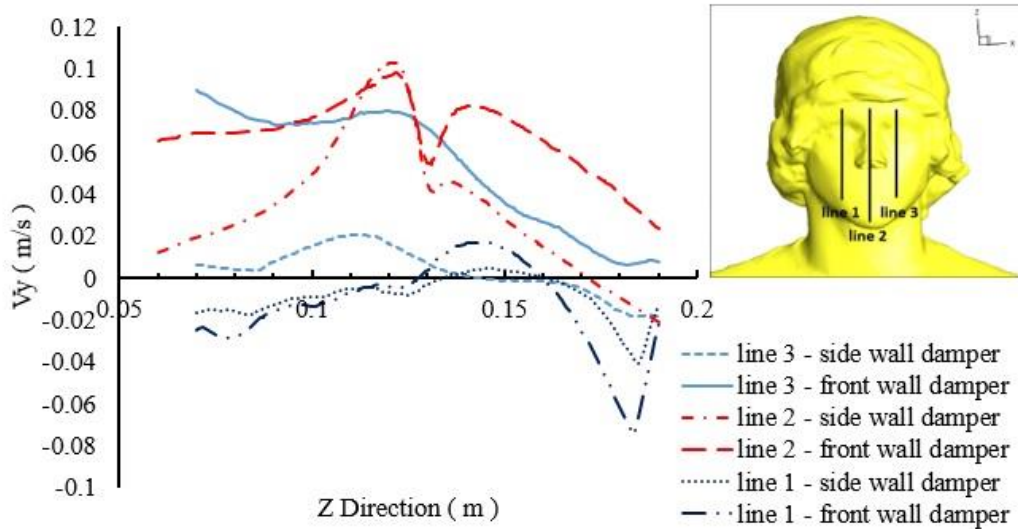
بر اساس این شکل نمودارهای توزیع سرعت، نشان می‌دهند که در حالت اول، هوا با سرعت بیشتری به صورت مانکن برخورد می‌کند. بنابراین در حالت دوم، از نظر سرعت جریان هوا شرایط آسایش مناسب‌تری وجود دارد. با توجه به محل قرار گیری دریچه‌های تهویه



ب

الف

شکل ۱۸: کانتور مؤلفه سرعت در جهت y و خطوط جریان روبروی صورت در دبی ۲۰ لیتر بر دقیقه (الف) حالت اول، (ب) حالت دوم
 Fig.18. Contour of y -velocity with streamlines in front of the mannequin face at the breathing flow rate of 20 lit/min, a) first mode, b) second mode

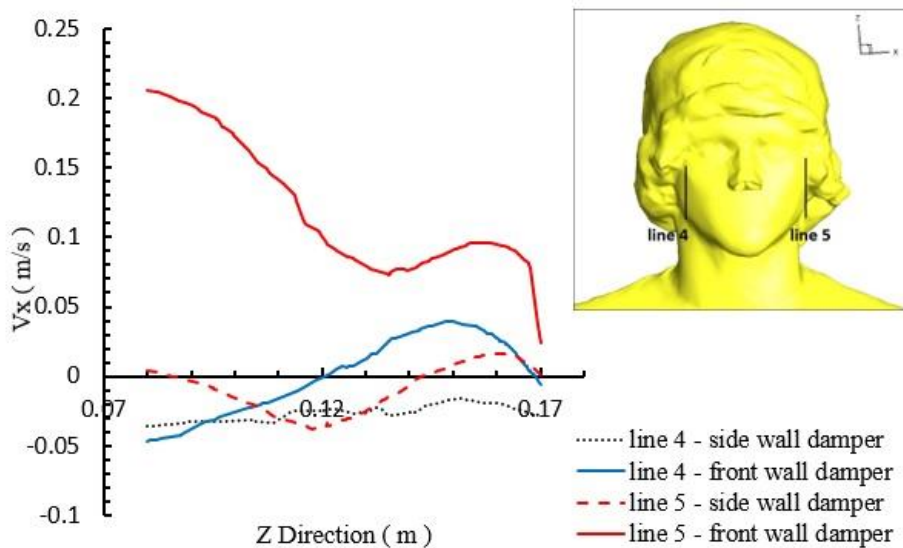


شکل ۱۹. نمودار سرعت برخورد هوا به صورت مانکن در امتداد خطوط مقابل چشم راست، چشم چپ و بینی در دبی ۲۰ لیتر بر دقیقه
 Fig.19. Air velocity magnitude toward the mannequin face along the lines in front of the right eye, left eye and nose at the breathing flow rate of 20lit/min

نتیجه گیری

در این پژوهش، میدان جریان هوا اطراف مدل یک مانکن و داخل سیستم تنفسی متصل به آن از بینی تا انتهای نای به صورت عددی بررسی شده است. مانکن در مرکز یک اتاق مجهز به دریچه‌های تهویه مطبوع قرار داده شده که در حالت اول دریچه‌های تهویه مطبوع بر روی دیوار روبروی مانکن و در حالت دوم بر روی دیوار سمت راست مانکن، تعبیه شده است. نتایج حل عددی میدان جریان، شامل اطراف مانکن و درون دستگاه تنفس، در دبی‌های تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه ارائه شده‌اند. با توجه به نتایج حاصل می‌توان گفت:

منفی بودن سرعت نشان دهنده برخورد جریان هوا به صورت است. بر اساس شکل ۲۰ در حالت اول جریان هوا از صورت دور می‌شود اما در حالت دوم جریان هوا به دو سوم پایینی صورت در امتداد خط ۵ برخورد می‌کند. بنابراین در امتداد خط ۵ حالت اول از نظر تأمین شرایط آسایش مناسب‌تر است. با توجه به این موارد برخورد هوا به طرفین صورت در هر دو حالت اول و دوم شرایط تقریباً یکسانی دارند. جمع بندی نتایج حاصل از شکل‌های ۱۹ و ۲۰ نشان دهنده ارجحیت حالت دوم نسبت به حالت اول از نظر تأمین شرایط آسایش می‌باشد.



شکل ۲۰. نمودار سرعت برخورد هوا به سمت راست و چپ صورت مانکن در دبی ۲۰ لیتر بر دقیقه
 Fig.20. Air velocity magnitude toward the right and left sides of mannequin face at the breathing rate of 20 lit/min

مراجع

- ۱ - در ناحیه حفره بینی به علت نامتقارن بودن هندسه حفره‌های راست و چپ، توزیع فشار، متفاوت است. کوچک‌تر بودن قطر هیدرولیکی بینی چپ، باعث بالاتر بودن افت فشار در این ناحیه شده است.
- ۲ - توزیع فشار داخل سیستم تنفسی نشان می‌دهد در قسمت گلوئیس، به علت کاهش ناگهانی سطح مقطع عبور جریان و قطر هیدرولیک، سرعت افزایش یافته و طبق رابطه برنولی این افزایش سرعت، باعث کاهش فشار می‌گردد.
- ۳ - تنش برشی متوسط وارد بر دیواره دستگاه تنفس، در گلوئیس به صورت ناگهانی افزایش می‌یابد که به علت افزایش گرادیان سرعت در این ناحیه است. همچنین در حلق بینی، تنش برشی متوسط از ناحیه حفره بینی و حلق دهانی بیشتر است که ناشی از تغییر جهت جریان در این ناحیه می‌باشد.
- ۴ - طبق نتایج تحقیقات پیشین [۱]، جریان داخل سیستم تنفسی برای دبی‌های تنفسی کمتر از ۲۴ لیتر بر دقیقه آرام می‌باشد، اما نتیجه این تحقیق نشانگر آشفته بودن رژیم جریان در دبی‌های تنفسی ۱۵، ۲۰ و ۳۰ لیتر بر دقیقه می‌باشد.
- ۵ - افزایش دبی تنفسی، باعث افزایش تنش برشی وارد بر دیواره دستگاه تنفس و همچنین افزایش شدت آشفته‌گی درون دستگاه تنفس می‌شود.
- ۶ - محل نصب دریچه‌های تهویه مطبوع، تأثیر چندانی بر میزان شدت آشفته‌گی درون دستگاه تنفس ندارد.
- ۷ - به علت قرار گرفتن بدن در برابر جریان هوا، فشار بر روی صورت و ورودی بینی، در حالت اول از حالت دوم کمی بیشتر است.
- ۸ - در حالت اول نصب دریچه، هوا با سرعت بیشتری نسبت به حالت دوم، به صورت برخورد می‌کند. بنابراین حالت دوم، شرایط آسایش مناسب‌تری را فراهم می‌کند.
- نتایج تحقیق حاضر را می‌توان برای طراحی محل دریچه‌های تهویه مطبوع در اتاق و یا نحوه قرار گیری افراد در داخل اتاق جهت ایجاد آسایش بهتر استفاده نمود. بررسی و تأثیر محل قرار گیری مانکن در اتاق، بررسی پخش و نشست ذرات معلق ورودی از سیستم تهویه و یا هر منبع دیگر در داخل اتاق و سیستم تنفسی از جمله مواردی است که در ادامه تحقیق حاضر قابل بررسی است.
- [1] Y. Liu, E.A. Matida, J. Gu, M.R. Johnson, Numerical simulation of aerosol deposition in a 3-D human nasal cavity using RANS, RANS/EIM, and LES, *Journal of Aerosol Science*, 38(7) (2007) 683-700.
- [2] Y.-S. Cheng, Y. Yamada, H.-C. Yeh, D.L. Swift, Diffusional deposition of ultrafine aerosols in a human nasal cast, *Journal of Aerosol Science*, 19(6) (1988) 741-751.
- [3] Y. Cheng, H. Yeh, R. Guilmette, S. Simpson, K. Cheng, D. Swift, Nasal deposition of ultrafine particles in human volunteers and its relationship to airway geometry, *Aerosol Science and Technology*, 25(3) (1996) 274-291.
- [4] C. Ball, M. Uddin, A. Pollard, High resolution turbulence modelling of airflow in an idealised human extra-thoracic airway, *Computers & Fluids*, 37(8) (2008) 943-964.
- [5] J. Wen, K. Inthavong, J. Tu, S. Wang, Numerical simulations for detailed airflow dynamics in a human nasal cavity, *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 161(2) (2008) 125-135.
- [6] J.-H. Lee, Y. Na, S.-K. Kim, S.-K. Chung, Unsteady flow characteristics through a human nasal airway, *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 172(3) (2010) 136-146.
- [7] J.H. Zhu, H.P. Lee, K.M. Lim, S.J. Lee, D.Y. Wang, Evaluation and comparison of nasal airway flow patterns among three subjects from Caucasian, Chinese and Indian ethnic groups using computational fluid dynamics simulation, *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 175(1) (2011) 62-69.
- [8] J. Xi, A. Berlinski, Y. Zhou, B. Greenberg, X. Ou, Breathing resistance and ultrafine particle deposition in nasal-laryngeal airways of a newborn, an infant, a child, and an adult, *Annals of Biomedical Engineering*, 40(12) (2012) 2579-2595.
- [9] M. Rahimi-Gorji, O. Pourmehran, M. Gorji-

- 2012 Heat Transfer Summer Conference and the ASME 2012 10th International Conference on Nanochannels, Microchannels, and Minichannels, American Society of Mechanical Engineers, 2012, pp. 267-272.
- [16] J. Tu, K. Inthavong, G. Ahmadi, Computational fluid and particle dynamics in the human respiratory system, Springer Science & Business Media, 2012.
- [17] Y. Tao, K. Inthavong, J. Tu, Computational fluid dynamics study of human-induced wake and particle dispersion in indoor environment, *Indoor and Built Environment*, 26(2) (2017) 185-198.
- [18] F. Menter, R. Langtry, S. Völker, Transition modelling for general purpose CFD codes, *Flow, Turbulence and Combustion*, 77(1-4) (2006) 277-303.
- [19] J. Wheatley, T. Amis, L. Engel, Nasal and oral airway pressure-flow relationships, *Journal of Applied Physiology*, 71(6) (1991) 2317-2324.
- [20] F. Chen, C. Simon, A.C. Lai, Modeling particle distribution and deposition in indoor environments with a new drift-flux model, *Atmospheric Environment*, 40(2) (2006) 357-367.
- [21] A. Standard, Standard 55-2010, Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy. Atlanta: American Society of Heating, Refrigerating, and Air-Conditioning Engineers, Inc, 2004.
- Bandpy, T. Gorji, CFD simulation of airflow behavior and particle transport and deposition in different breathing conditions through the realistic model of human airways, *Journal of Molecular Liquids*, 209 (2015) 121-133.
- [10] M. Rahimi-Gorji, T.B. Gorji, M. Gorji-Bandpy, Details of regional particle deposition and airflow structures in a realistic model of human tracheobronchial airways: two-phase flow simulation, *Computers in Biology and Medicine*, 74 (2016) 1-17.
- [11] T.R. Anthony, M.R. Flynn, CFD model for a 3-D inhaling mannequin: verification and validation, *Annals of Occupational Hygiene*, 50(2) (2005) 157-173.
- [12] D. Rim, A. Novoselac, Transport of particulate and gaseous pollutants in the vicinity of a human body, *Building and Environment*, 44(9) (2009) 1840-1849.
- [13] C.M. King Se, K. Inthavong, J. Tu, Inhalability of micron particles through the nose and mouth, *Inhalation Toxicology*, 22(4) (2010) 287-300.
- [14] T.T. Zhang, H. Li, S. Wang, Inversely tracking indoor airborne particles to locate their release sources, *Atmospheric Environment*, 55 (2012) 328-338.
- [15] I. Goldasteh, G. Ahmadi, A. Ferro, CFD simulation of particle transport and dispersion in indoor environment by human walking, in: ASME 2012 Fluids Engineering Division Summer Meeting collocated with the ASME