

STPS.CO

Sanayeh Tahviah Pars Saeed company

The translation of "Ultra Clean ventilation system performance relating to airborne infections in operating theatres using CFD modelling" by Sarah Maleki

ترجمه مقاله "عملکرد سیستم های تهویه ای اولترا تمیز مرتبط با عفونت های سرایت کننده توسط ذرات هوا با استفاده از مدل دینامیک محاسباتی سیالات"

CFD : Computational Fluid Dynamic

عملکرد سیستم های تهویه ای اولتراتیو مرتبط با عفونت های انتقال یافته توسط هوا در اتاق های جراحی با استفاده از مدل CFD (Computational Fluid Dynamic: دینامیک محاسباتی سیالات)

G.P. Lydon^{1,2}, D.B. Ingham¹, M.M. Mourshed³

¹Centre for Computational Fluid Dynamics, University of Leeds, LS2 9JT, UK.

²IRUSE, Department of Civil Engineering, University College Cork, Cork, Ireland.

³School of Engineering, Cardiff University, Queen's Buildings, The Parade, Cardiff, CF24 3AA, Wales, UK.

Corresponding author email: gplydon@gmail.com.

www.s-tps.com

سپاس و قدردانی

نویسنده از کمک های مالی the European Union Marie Currie Training Site at the Centre for Computational Fluid Dynamics (CFD) در دانشگاه Leeds کمال تشکر و قدردانی را به عمل می آورد.

این مقاله توسط شرکت صنایع تهویه پارس سعید - سارا مالکی - ترجمه شده است و تمامی حقوق آن متعلق به این شرکت میباشد.

در صورت وجود هرگونه اشکال در این ترجمه از اطلاع رسانی شما پیشاپیش قدردانی میشود.

سایت رسمی شرکت صنایع تهویه پارس سعید: <http://www.s-tps.com>

saramaleki16@yahoo.com

ایمیل مترجم:

با سپاس فراوان از جناب آقای حسام مالکی.

جلوگیری از عفونت های سرایت کننده و حمل شده توسط هوا در حین پروسه ی عمل جراحی یکی از مهم ترین ضرورت ها برای مراقبت هرچه کارآمد تر و اقتصادی تر برای تامین سلامتی و صحت حال بیماران است. تهویه اولترا تمیز (UCV) اغلب در سالن های جراحی ، به خصوص برای جراحی های مربوط به نقض عضو و اندام که ریسک بیشتری برای ورود عفونت ها به داخل زخم های عمیق در حین جراحی وجود دارد مورد استفاده قرار می گیرد. این تحقیق الگوی جریان هوای مربوط به سیستم های تهویه اولتراتمیز را بر اساس سالن های جراحی با استفاده از دینامیک محاسباتی سیالات مورد بررسی قرار می دهد. تأثیر درهای ورودی و خروجی و میزان اختلاف فشار (۰ - ۲۰ پاسکال) با فضاهای مختلف، شتاب و سرعت جریان داخل شده مورد بحث قرار می گیرد. سیستم تهویه ای اولتراتمیز در فضاهای دارای فشار مثبت (۲۰ پاسکال) دارای عملکرد بالا و کارایی بیشتری میباشد اما برای محیط هایی که اختلاف فشاری میان محل جراحی و فضاهای اطراف وجود ندارد با شکست مواجه می شوند. قصد این تحقیق پیدا کردن و مورد بحث قرار دادن راه کارهای طراحی سیستم جریان هوا در اتاق های عمل می باشد.

۱. معرفی

بیمارستان ها محیط های میزبان برای تنوع وسیعی از عملکرد میکروارگانیسم هایی که به صورت یک ارایش منظم برای انتقال به بیمار در آمده اند، میباشد. این میکرو ارگانیسم ها برای بیمارهایی با زخم های عمیق و کسانی که زیر عمل جراحی قرار دارند و یا کسانی که دچار نقص ایمنی و یا کاهش ایمنی شدید شده اند بسیار خطرناک اند. در حدود ۱۰% از تمام بیماران مادامی که در بیمارستان هستند آسیب هایی جدی از این عفونت ها دریافت می کنند. از راه های انتقال آنها می توان به تجهیزات جراحی، تجهیزات پزشکی، برخورد های فیزیکی، مواد غذایی، نوشیدنی ها و ذرات معلق در هوا اشاره کرد. باکتری های انتقال یافته توسط هوا می توانند توسط سیستم های تهویه ای یا توسط فیلتراسیون هوای تنظیم نشده به داخل محل های حساس مانند اتاق های مراقبت ویژه یا سالن های جراحی توزیع شوند. بیماران در این محل معمولاً در وضعیت جسمانی و روحی ضعیف با سطح ایمنی و دفاع پایینی قرار دارند که همین سبب میشود تا عفونت ها در برخی شرایط موجب ایجاد آسیب های کشنده ای شوند. تمامی پروسه های جراحی ریسک عفونت را به دنبال دارند. این عفونت ها ممکن است در محل زخم ها گسترش یابند و طی هفته ها، ماه ها و حتی سال ها بعد از جراحی شناسایی نشود. برخی جراحی های مشخص مانند کاشت یا پیوند اندام این ریسک را با نفوذ عفونت ها، باکتری ها و میکروارگانیسم ها به عمق زخم ها و محل الحاق عضو جدید و یا عضو مصنوعی وسعت می دهند. علاوه بر ریسک سلامتی عفونت ها سبب ایجاد بار مالی زیادی در طی خدمات و سرویس های سلامت می شوند. در نتیجه کاهش عفونت ها در عمل های جراحی ممکن است تأثیر مثبتی در سلامت و هزینه های درمانی داشته باشند.

۱/۱- عفونت های باکتریایی در بیمارستان ها:

یکی از راه های اصلی نفوذ باکتری ها حرکت ذرات پوستی انسان است. پوست های پیر و فرسوده همواره در حال جایگزینی اند. هر دقیقه از روز بین ۳۰۰۰ تا ۵۰۰۰۰ ذره های خرد از سطح پوست به داخل هوا، اتمسفر و لباس ها آزاد می شود. نرخ آزادسازی این ذرات به بیرون به میزان تحرک بدن و سایش بستگی دارد. در صورت وجود اختلالاتی در بدن این میزان حتی بیشتر نیز خواهد بود. بخش زیادی از گردهای موجود در انواع محیط ها توسط پوست بدن ایجاد می شوند که در نور خورشید به آسانی قابل تشخیص اند.

بیشتر این ذرات بین ۵ تا ۳۰ میکرون هستند که برای جابجایی باکتری ها بسیار مناسب اند هوا نیز آنها را تا جایی که محل مناسبی برای توقف پیدا کنند، اغلب در سطح افقی نظیر زمین جابجا می کنند. در حدود ۱۰ درصد از این ذرات پوستی شامل باکتری هایی هستند که تحت شرایط نرمال بی ضرر محسوب می شوند، با این حال اگر آن ها روی تجهیزات جراحی یا روی زخم های باز بیمار با سطح ایمنی پایین فرود بیایند عفونت های ایجاد شده سبب ایجاد صدمات جدی خواهند شد. پس از جوش خوردن جراحات نیز بیشتر عفونت ها در زخم های عمیق توسط ذرات معلق در هوا که حمل کننده ی باکتری هایی حاصل از سطح پوست و پارچه ی تجهیزات پزشکی یا وسایل بیمار یا منبع های خارج از اتاق جراحی ایجاد خواهند شد. ارگانیسم های عفونی دیگر مانند کپک ها و هاگ ها نیز می توانند در محیط بیمارستان ها وجود داشته باشند.

تعدد این گونه ذرات بر روی سطح از حاصلضرب شمار واحد حجمی در میزان نرخ رسوب سطحی تخمین زده می شود. نرخ رسوب نیز در $M/Min \ 0/3$ نیز تخمین زده میشود. بنابراین در سالن هایی با $100 \text{ CFU (Colony Forming Unit)}/m^3$ ، $1800 \text{ CFU}/m^2/h$ بر روی سطوح افقی که شامل میز تجهیزات پزشکی نیز می شود ته نشین خواهد شد.

مشکل کاهش میزان عوامل و ذرات سرایت کننده در هوای اتاق های جراحی بعلاوه تعدد عوامل موثر در ایجاد اینگونه ریسک ها پیچیده خواهد بود.

برخی از این عوامل شامل طراحی معماری بنای، تجهیزات پزشکی و پروتکل های وسایل تسهیل دهنده، می شوند.

فاکتور های اصلی موثر بر سه پخش عمده تقسیم میشود:

۱. محیط

- طرح معماری اسباب و امکانات
- شمار و محل قرارگیری راه ها و دریچه های ورودی به سالن های جراحی
- کیفیت ساخت بنا
- کیفیت لوازم و مصالح ساختمان
- امکانات و قابلیت های ویژه ی ساختمانی اعم از کاهش لبه های افقی و استفاده از رنگ های اسپیشال
- کنترل شمار وسایل در محدوده ی حساس و حیاتی

۲. پروسه ی جراحی

- کنترل شمار وسایل در محدوده ی حساس
- پروتکل در باز کن
- موارد استفاده شده در لباس های محافظ
- پروسه ی تمیز کاری

۳. مکانیک سیالات

- سیستم های تهویه ای استفاده شده
- نوع، مکان و شمار فیلتر های هوا
- کالیبره کردن و کنترل سیستم تهویه

خلاصه ای از مشکلات عفونت های باکتریایی در اتاق ها و سالن های جراحی که در سال ۱۹۸۶ جمع آوری شده اند در دسترس می باشد. میزان ذرات حمل کننده ی پوست در یک سالن جراحی با تعداد وسایل و لوازم در سالن شمار دفعاتی که درهای ورودی باز می شوند، سطح پوستی که در معرض هوا قرار دارد و میزان موهای بلندی که بدون پوشش در محیط قرار دارد متناسب است.

این مطالعه بر حسب مکانیک سیالات مختص تهویه سالن های اولترامیز میباشد. این سیستم های تهویه ای یکی از رایج ترین سیستم ها در بیمارستان های انگلستان به شمار می رود. مدل های دینامیک محاسباتی سیالات (CFD) به منظور آنالیز جریان هوای سیستم ها تعریف می شوند. این مدل بر پایه ی سالن های جراحی بیمارستان دانشگاه جیمز (James) که گاهی اوقات برای جراحی های ارتوپد مورد استفاده قرار میگیرد طراحی شده اند. در این مدل میزان تاثیر کاهش فشار اضافه در سالن، سرعت و شتاب هوای ورودی، درهای و راه های ورودی مورد بررسی قرار می گیرند. این مدل همچنین برای نشان دادن کارایی و بالا بردن درک و آگاهی از این سیستم ها به عنوان اینکه پروسه های جراحی و پروتکل های در باز کن، کلیدی برای کاهش در میزان عوامل سرایت کننده در آینده به شمار می روند، مورد استفاده قرار میگیرد.

۱-۲: سیستم های تهویه اولترامیز (UCV:Ultra Clean Ventilation)

یک سیستم تهویه ای اولترامیز، واحد هوا میزان جریان هوا را در سالن های جراحی کنترل می کند. این مدل از سیستم های جریان هوا از سال ۱۹۶۰ میلادی مورد استفاده در بیمارستان های سراسر دنیا قرار گرفته اند. اولین ورژن این سیستم ها در بیمارستان Bataan Memorial در آمریکا ایجاد شد.

قبل از استفاده از سیستم های تهویه اولترا تمیز سیستم های مرسوم که شامل فن های مکانیکی می شد هوا را از اتاق ها و سالن های جراحی مکش می گردد. این سیستم ها بطور کلی دمای مناسب و رطوبت را با گذشتن از فیلترهای هپا (High Efficiency Particulate Air: کارایی بالای هوای دارای ذرات معلق) که فیلترهایی خشک که حداقل کارایی آنها برای جمع آوری ذرات تا حد ۹۹/۹۷ % و برای ذرات گرمایی DOP (Dioctyl phthalate) یا گردهای متناوب به اندازه ی ۰/۳ میکرومتر میباشد تامین می گردد. تغییر اساسی که در رابطه با سیستم های تهویه ای اولترامیز پیش آمد تعریف جریان هوای (laminr) و یکنواخت

دریافتی و بالا رفتن نرخ گردش هوا بود. یک گزارش از کنسول تحقیقات پزشکی (MRC) ۸۰۰۰ مورد از جراحی های تعویض مفصل را در سالهای ۱۹۷۵ تا ۱۹۸۰ مورد بررسی قرار داد که کاهش میزان آلودگی را طی تغییر از تهویه های مرسوم اتاق عمل (۳/۴ %) به سیستم تهویه ای جریان یکنواخت این مکان ها (۱/۲ %) نشان می داد.

همچنین یک آزمایش کنترل شده روی بیمارانی که جراحی پیوند مفصل داشته اند بعد از جراحی و میزان مسمومیت دچار شده ی آن ها در دو شرایط مختلف تهویه ی سنتی و مرسوم و تهویه ی اولتراتیو انجام شد که به عنوان نتیجه کاهش درصد مسمومیت عفونی در استفاده از سیستم های تهویه ای اولتراتیو UCV را نشان می داد و مطرح میکند که در صورتی که تمرکز ذرات معلق حمل کننده ی باکتری (BCP) بر روی زخم از 10 BCP/m3 تجاوز نکند و در شرایط بهتر و تمیز تر که این ذرات 1BCP/m3 یا کمتر باشد طبیعتاً به نفع خواهد بود.

این نشان می دهد فشار اصلی سیستم در پایین ترین نرخ عوامل سرایت کننده و عفونی دارای حد 1% می باشد. با این حال این رویدادها ، با توجه به خطراتی که زندگی بیماران را تهدید می کند و هزینه های بالایی را برای رفع این گونه عفونت ها می تراشد بیش از اندازه بالا هستند ، به علاوه با توجه به نیاز ویژه ای که طی افزایش مشکلات عفونی MRSA بیمارستان ها موجود آمده باید پیشرفت هایی در این زمینه داشت تا این سیستم ارتقا یابد.

۲- مکانیک سیالات سالن های جراحی با استفاده از سیستم تهویه ای اولتراتیو.

برای ترسیم مکانیک سیالات جریان هوا در اتاق ها و سالن های جراحی عکس شماره ۱ به طور مقایسه نماینده ی سیستم های تهویه ای اولتراتیو می باشد. هوا در محدوده ی تمیز و در طی ورود به قسمت میز جراحی در نمودار جمع می شود و به صورت قیف مانند در می آید و در نزدیک سطح و بالای دیوارهای سالن جراحی گسترش میابد. این شکل یک گردش دوباره را شرح میدهد. سرعت تخلیه (0.3 – 0.4 m/s) در ورودی ها باید بقدری باشد که بتواند هوای محیط را برای جراحی صاف و مسطح سازد ولی نباید به اندازه ای باشد که سبب ایجاد شرایط نا ایمنی برای تجهیزات شود. در سقف ، هوای سالن جراحی از خروجی سقف خارج می شود (مکش می شود). هوای مکش شده (آگزاست شده) با هوای اولیه ی فیلتر شده ترکیب می شود و از فیلتر ها و ورودی هوا می گذرد. این کنترل مورد نیاز را برای تعداد دفعاتی که هوا در هر ساعت عوض می شود ایجاد می کند. فیلتر اولیه دارای کارآمدی ۴۵% و ۹۵% در رابطه با جمع آوری ذرات می باشد. هوای اتاق جراحی با گذر از فیلتر هپا بازیابی می شود. این نوع از تمیزکاری که بصورت پیوسته جریان دارد ذرات مضر موجود در هوا را می زداید. همواره باید مابین حجم هوای ورودی تازه و فیلتر شده بالانس و تعادل برقرار باشد. هوای ورودی تازه و فیلتر شده است و هوای خروجی ترکیبی از هوای آگزاست شده و هوایی که از ترک های موجود در ساختار سالن ها و همچنین درزهای اطراف در وارد شده است. میزان هوای خروجی در سالن های جراحی به آسانی از حاصلجمع حدود محیط مورد نظر برای آگزاست و ترک های سالن و درزهای درها و پنجره ها بدست می آید. تعادل میان هوای ورودی و خروجی میزان فشار را در سالن جراحی کنترل می کند و همچنین میزان فشار بیش از حد در اتمسفر سالن های جراحی باید حذف و مدیریت شود. در تمامی اوقات در محیط های بیمارستانی میزان اختلاف فشار مورد نیاز در اتاق های مختلف از ۹ تا ۳۰ پاسکال متفاوت است. فشار مثبت در اتاق های جراحی باید حدوداً ۲۰ پاسکال بالاتر از فضای اطراف باشد تا از ورود هوای فیلتر شده به سالن های جراحی جلوگیری شود.

ورود هوای فیلتر نشده به اتاق جراحی یکی از اساسی ترین تهدیدها برای تمیزی سیستم به شمار می رود. اگر حجم هوای ورودی به سالن جراحی زیادی پایین باشد در نتیجه فشار در سالن جراحی افت می کند و هوای اطراف این سالن ها که دارای ذرات فیلتر نشده هستند شانس بیشتری برای ورود به سالن جراحی پیدا می کنند که ریسک افزایش آلودگی را به طبع بالا می برد. هنگامی که نرخ هوای ورودی و خروجی به طرز صحیحی بالانس شده باشد فشار مثبت ایجاد یک سد محافظتی می کند که شرایط مناسب برای جریان سیالاتی به ارمغان می آورد که بطور مداوم هوای اتاق و سالن جراحی را از آلاینده ها و آلودگی ها پاک می کند.

به طور خلاصه سیستم سیالاتی برای کمک به تامین هوای تمیز و ایجاد محیطی راحت در سالن های جراحی در طول عمل می باشد. بطور کلی این عمل با در نظر داشتن سه هدف اصلی مطلوب انجام شده اند:

- ۱- کاهش ذرات شامل قطعات پوست حاصل از مواد جراحی که از آنها خارج شده اند. این هدف با بازیابی پیوسته ی هوای داخلی اتاق عمل توسط فیلترهای هپا که نرخ ذرات معلق را به پایین ترین حد می رساند بدست می آید که توسط سیستم های تهویه اولتراتیو صورت می گیرد.
- ۲- جلوگیری از ورود هوای فیلتر نشده از راه های ارتباطی اطراف اتاق ها. این هدف با ایجاد فشار مثبت در سالن های جراحی که سبب قابل کنترل شدن هوای ورودی و خروجی اتاق عمل می شود دست یافتنی است.
- ۳- در نظر گرفتن میزان کار و راحتی دمایی تجهیزات جراحی و همچنین بیمار.

این تحقیق ضعف های ممکن در مکانیک سیالات اتاق جراحی را وقتی فشار مثبت تامین نمی شود به ویژه تأثیر درها و راه های ورودی اتاق عمل را مورد بررسی قرار می دهد که ممکن است موجب ورود هوای فیلتر نشده که شامل نرخ ذرات بالاتری است شود.

۳- مدل دینامیک محاسباتی سیالات (CFD: Computational Fluid Dynamic)

۳-۱ معرفی CFD دینامیک محاسباتی سیالات

شکل شماره ۲ مدل دینامیک محاسباتی سیالات مورد استفاده در تحقیق را نشان می دهد. CFD برنامه ای برای متد های عددی است که راه حل مدل های گسسته تعیین معادله مکانیک سیالات، می باشد. این ابزار می تواند برای آنالیز و طراحی ساختمان های مرتفع در زمینه های زیر مورد استفاده قرار بگیرند:

- محتوای آلوده کننده
- دما و رطوبت
- فشار باد بیرونی
- کیفیت هوای درونی
- کنترل دود
- سیستم تهویه ای

این نوع از آنالیز می تواند نتایجی را که در گذشته دست یابی به آن مقدور نبوده است به ارمغان بیاورد. با استفاده از برنامه های داده های تجسمی، نتایج می تواند بصورت قابل فهمی که باعث کاهش هزینه ها و دستیابی به نتایج قابل قبول در زمینه طراحی شود ارائه یابد. بر طبق آنالیز های اتاق عمل اندازه گیری و محاسبات سایت و هوای شبیه سازی شده در سالن های خالی و عاری از عملیات جراحی به جای اتاق ها و سالن هایی که در حین عمل جراحی هستند مورد بررسی قرار گرفت. از آنجایی که ضعف های فنی کوچک ممکن است سبب ایجاد نتایج مثبت و منفی غلط شود استفاده مکرر از سالن های جراحی نیز ممکن است سنجش ما را سخت کند. از این رو CFD یک روش آزمایشی متداول و با هزینه های پایین محسوب می شود. CFD ریز ترین جزییات و اطلاعات را در تمام محل هایی که دارای پارامترهای متعدد اند به ارمغان می آورد.

۳-۲ مدل هندسی

ایجاد مدل CFD بر پایه سالن های عمل بیمارستان دانشگاه James می باشد. این اندازه ها شامل ۶/۴ متر طول- ۵/۶ متر عرض و ۲/۹ متر ارتفاع می باشد و یک در ورودی دو جداره به ابعاد ۱/۶ متر عرض و ۲ متر ارتفاع، که راه ورودی اصلی محسوب می شود می باشد. نقطه ی اصلی مدل CFD در مرکز تقاطع بین سطح زمین و سطح دیوار ورودی قرار دارد. سالن جراحی دارای دو روزنه ی فشار بر روی دیوارها، هر یک به ابعاد ۰/۵ متر عرض و ۰/۱۵ متر ارتفاع می باشد. روزنه های فشار تعبیه شده بر روی دیوار در دو طرف درها و در ارتفاع ۰/۲ متر بالای سطح زمین و در فاصله ۱/۵ متر روی محور ZX قرار دارد. راه اصلی ورود هوا و سطح فیلتر هوای هپا دارای ۳ متر طول و ۳ متر عرض می باشد که در مرکز سطح سقف سالن جراحی که با روزنه ی فشار سققی به عرض ۰/۱ متر محاصره شده است قرار می گیرد.

درون سالن جراحی یک حاشیه معلق عمودی ۰/۹ متری در پیرامون ورودی هوا وجود دارد. مدل CFD شامل یک میز جراحی، بیمار، ۶ میز تجهیزات و ۴ نفر پرسنل جراحی می شود. نورها و چراغ های قابل جابجایی که معمولاً در اتاق های جراحی وجود دارند در این مدل لحاظ نشده اند که این به علت آن است که سد هوایی محافظ در آزمایشات اخیر زمانی که نور حذف شده است قدرت مند تر عمل می کند، بنابراین اگر سد هوایی محافظ در شرایط عدم وجود نور چراغ دچار شکست شود در حضور نور یقیناً رد می شود. در نتیجه این موقعیت مورد بررسی، سناریویی برای بررسی شرایط بدتر با پارامترهای مورد آزمایش است. بعلاوه تحقیقات توسط zoon and Loomans نشان می دهد که لامپ ای کوچک به اندازه ی ۰/۱ متر مربع مزاحمت قابل ملاحظه ای برای جریان هوایی ایجاد نمی کند.

میز جراحی زیر ورودی هوای اصلی قرار دارد و دارای یک محدوده تمیز (clean zone) به طول ۳ متر، عرض ۳ متر و ارتفاع ۲/۹ متر می باشد. هوای شامل پسماندهای اتاق جراحی نباید به هیچ عنوان وارد این محدوده شود. که این اقدام از طریق کران های فیزیکی عملی نمی شود و باید توسط ایجاد سدهای هوایی محافظ صورت پذیرد.

این سد هوایی محافظ با استفاده از درگاه ورودی روزنه های فشار سققی و حاشیه های عمودی و تزریق هوای فیلتر شده بصورت غیر جهت دار به سمت محدوده جراحی از بالا به پایین با سرعت تقریبی ۰/۳-۰/۴ متر بر ثانیه تامین می شود (national health service estates 1994) که این سبب ایجاد پرده ای از هوا اطراف محدوده ی تمیز (clean zone) می گردد.

اساسا این روش از تجهیزات محل کار ، از زخم های باز بیمار در برابر نفوذ ذرات حاوی عفونت و عوامل سرایت کننده که از آزاد شدن ذرات پوستی و از کارکرد تجهیزات داخل اتاق جراحی حاصل شده اند محافظت می کند.

۳-۳ شبکه عددی

هندسه ی CFD بر اساس سالن های جراحی بیمارستان دانشگاه James مورد بررسی قرار می گیرد. ابعاد سرتاسر سالن در قسمت های قبل مورد بررسی قرار گرفته است. این مدل شامل جعبه های مکعب مستطیلی که نماینده ترکیبیات درونی اعم از میزهای جراحی، بیمار، میز تجهیزات و پرسنل جراحی می شود میباشد. همچنین در این مدل لبه های بالایی ۰/۲۵ متر، تجهیزات پزشکی ۰/۱ متر و لبه های بالایی از ۰/۳ متر به ۰/۱۵ متر تبدیل می شود. ابعاد هندسی مرتبط به محل قرارگیری ترکیبیات در جدول شماره ۱ شرح داده شده است. تمامی محل های قرارگیری مرتبط با نقاط مدل اصلی می باشد.

تست دود در اتاق های عمل خالی با درهای بسته و مقایسه اتاق های پر و نصفه در مدل های CFD نشان می دهد که جریان هوا در مدارهای 0 M ZX برابر است. برابری سطحی مرکز میز جراحی به دو سمت جغرافیایی تقسیم می شود. نصف سالن جراحی به عنوان مدل مورد عمل نیز قرار می گیرد.

شبکه عددی که برای شبکه سازی سالن های جراحی به کار می رود بی سامان است. این شبکه از منشورهای ۶ گره و عاملین چهارگوش دارای ۴ گره ساخته شده است. تا ۵ لایه از این منشورها در سطح درونی قرار می گیرد و پسماندهای شاخص با چهارگوش ها شبکه بندی می شوند. اندازه این شبکه ها تقریباً ۸۰۰۰۰۰ عامل با دامین درونی، سطح شبکه ها و شمار لایه های منشور در جدول شماره ۲ گزارش می شود.

مطالعه شبکه های مستقل نشان می دهد این شبکه چگالی مناسب را تامین می کند. شبکه کردن با استفاده از برنامه عمومی بازرگانی ICEM تکمیل می شود. شبکه ها هنگام آنالیز با ICEM MESH QUALITY CHECKS دارای دقت قابل قبولی می باشد.

۳-۴ کارگذار های حل کننده

آنالیزهای عددی انجام شده توسط کد تجاری CFX5.7 و رایج ترین مدل Turbulence، reynold averaged navier-stokes (RANS) مدل استاندارد K-ε با وضوح بالا در طرح حرکت افقی توده های هوایی بر اثر تغییر درجه حرارت و با مدل شناور صورت گرفته است. همه ی مدل ها بعد از تقریباً ۱۵۰ بار تکرار در حجم رسوب 1×10^{-6} مشترک بودند.

استفاده از مدل K-ε و مدل Turbulence بعنوان پایه در بررسی تحقیقات قبلی انتخاب شده بود. بخصوص مطالعه انجام شده روی مدل K-ε Two-Equation و با مقایسه نتایج حاصل از تجربه نشان می دهد که مدل Re- Normalization Group (RNG) بهتر از مدل های K-ε استاندارد در شبیه سازی جابجایی جریان هوا عمل کرده است، بنابراین پیشرفت برای تضمین محاسبات گران تر و پر خرج تر کافی نبوده است. به علاوه این نتایج توسط Cook & Iamas که CFX را در مدل Buoyancy-driven جابجایی جریان تهویه ای بکار گرفته است، تایید می شود. در آخر نتایج شبیه سازی هر جفت مدل های استاندارد و RNG و K-ε توانسته اند نتایج با کیفیتی را در مقایسه با تئوری های ریاضیاتی و حمام نمک تولید کنند نشان دهد.

پراکنده های آلوده کننده در فضای داخلی وسیع در شرایط هم دما مورد بررسی قرار گرفته اند. مدل Scale که رنگ را در آب آزاد می کند با CFD پیش بینی شده که از مدل استاندارد K-ε استفاده می کند مقایسه شده است. نتایج نشان می دهد که طرح جریان مرکب در نتایج، درستی قابل قبول شبیه سازی را روشن می سازد. کد های تجاری CFD که مدل استاندارد K-ε را به کار می گیرد از نظر شدت محاسباتی عددی نسبت به جریان مخالف شبیه سازی شده ی بزرگ، کارآمدی کمتری داشته است.

سرانجام باید اشاره داشت که مدل K-ε و Turbulence بطور موفقیت آمیزی در شماری از این تحقیقات مربوط به اطاق عمل بکار گرفته شده اند. شرایط ایجاد کرانه برای ورودی ها با استفاده از سرعت و شدت تلاطم و آشوب ایجاد شد. این ها تخمین هایی

حاصل از تجربه کسب شده از بررسی اتاق های جراحی بیمارستان دانشگاه James هستند. محاسبات سرعت هوا را در دریچه های ورودی به تقریب ۰/۳ متر بر ثانیه و با شدت تلاطم ۱۰% (میانگین شدت های تلاطم میان ۸% الی ۱۲%) را گزارش می دهد. این اندازه ها با سرعت های ۰/۲ متر بر ثانیه و ۰/۴ متر بر ثانیه در مدل آنالیز CFD مورد استفاده قرار گرفت.

شرایط کران داری برای هر دو خروجی های اگزاست با توجه به میانگین فشار استاتیکی تنظیم شد. این مدل تاثیرهای سیستم UCV (Ultra Clean Ventilation) را در این مطالعه مورد بررسی قرار می دهد. فشار خروجی دیواری روی 0 Pa تنظیم شده است، همچنین فشار خروجی سقفی روی 0 Pa ، با شبیه سازی فشار یکسان در اتاق عمل مرتبط با اتاق های متصل شونده و سپس روی 20 pa برای ایجاد فضای مشابه با فشار مثبت در اتاق جراحی تنظیم شده است.

شرایط کرانه درها به دو بخش پایینی و بالایی تقسیم می شود. در بخش پایینی سرعت جریان هوا U m/s را نشان می دهد که در ارتفاع 0 m به 0 m/s کاهش پیدا می کند. اطراف محور خنثی به ارتفاع 0/9 m سرعت جریان خروجی افزایش می یابد (حجم برابر نرخ جریان هوای ورودی در ارتفاع 1/8 m با نام U m/s شناخته میشود). این مکانیزم بر پایه تست دود انجام شده توسط (Blowers and crew) می باشد. و در این بررسی هر جفت درهای ورودی باز می باشد. یک ژنراتور دود بالای هر یک از درها جریان هوا را به بیرون هدایت می کند. مادامی که ژنراتور دود به پایین و نزدیک سطح زمین انتقال یافت حجم جریان هوا کاهش پیدا می کند. و بطور تقریبی در نیمه ی فاصله میان بالا و پایین در ، جریان دچار شکست شده و بعلاوه در سطح های پایین تر جریان هوای ورودی افزایش می یابد.

این یک سناریوی ممکن را که امکان دارد جای شریطی را که درها باز است بگیرد بازسازی و همنا سازی می کند. چهار سناریو بر اساس حجم جریان هوای ورودی و خروجی با سرعت های 0, 0/1, 0/2, 0/3 m/s بصورت مدل های جداگانه در آمده اند که در تصویر شماره ۳ قابل رویت می باشد. فاکتورهای موثر بر این سناریو ها از نظر دمای سیالات، چگالی، و فشار میانی اتاق های جراحی و فضای بیرونی متفاوت اند.

یک انسان که از راه های ورودی وارد اتاق می شود حجم معینی از هوا را بویژه در پشت سر خویش که معادل ۱۰۰ بار باز شدن در ورودی اتاق عمل در حین عمل می باشد با خود حمل کند، بعلاوه زمان باز بودن در می تواند برای مثال جهت انتقال تجهیزات به درازا کشد. باز شدن درها به همراه حرکت یک فرد برای آنکه بصورت یک مدل دراید کار پیچیده ای است. این ممکن است شامل مدل زودگذری که دارای شریطی با درهای باز و سپس دریافت ورودی و پس از آن بستن درها باشد شود.

تحقیقات اخیر موضوع حرکت درها و میزان تاثیر حرکت انسان روی وسایل مشمول جابجایی را مورد بررسی قرار میدهد. نتایج نشان می دهد که حرکت انسان، میزان جابجایی قسمت به قسمت ذرات انتقالی را افزایش می دهد و این میزان به نوع درها نیز وابسته است. با وجود اینکه مطالعات انجام شده روی ورودی های اتاق عمل از سیستم کنترل در استفاده نکرده است شکی در میزان ارتباط مدت زمان باز بودن درهای ورودی وجود دارد. سختی و قابلیت طراحی نباید روی حد عقلانی بودن کاربرنهایی تاثیر گذار باشد. این بویژه زمانی که کاربر نهایی در حال انجام کارهای پیچیده است دارای اهمیت بیشتری می گردد.

بنابراین سد هوایی محافظتی باید بطور مستقل در برابر درهای ورودی عمل کند. با در نظر گرفتن تمامی این شرایط، ما مدل شرایط پایدار (steady state model) را برای بررسی انتخاب کردیم. این یک تست برای سد هوایی محافظتی درهای ورودی و محل های قرارگیری تجهیزات پزشکی می باشد. منطقی به نظر می رسد که اعلام کنیم که مدل شرایط پایدار تقریباً بدترین وضع این سناریو را به دلیل وجود جریان هوای مداوم به نسبت جریان هوای نا پایدار در دوره زمانی کوتاه مدت دارا می باشد. در نهایت این بررسی نتایجی را که اثر درهای ورودی و خروجی را نشان می دهد را بیان می کند.

خلاصه ی انواع شرایط کران داری که در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفته در جدول شماره ۳ نمایش داده شده است. دما در این مدل طبق شرایط دمایی بیمارستان دانشگاه James روی 25 درجه تنظیم شده و مدل دمایی برای دانش در حل کننده ی CFX انتخاب شده است.

۳-۵ اعتبار و تایید

اندازه گیری های سالانه جراحی بر اساس مدل و شرایط بیمارستان دانشگاه James انجام شد و این ها در تایید مدل CFD مورد استفاده قرار گرفت. سرعت هوا توسط بادسنج همه جهته اندازه گیری شده است. سنسور بادسنج روی یکی از بازوهای سه پایه برای اندازه گیری کوچکترین عدم تلاطم ها با توجه به فضای جریان، بسته شده است. نوک سنسورها روی هر نقطه قرارگیری گره ها به فاصله زمانی ۲ دقیقه قرار گرفته شده. یک دقیقه برای گذشتن اختلافات هوایی ناشی از تغییر مکان سه پایه برای افت کافی می باشد، پس یک دقیقه ی بعدی برای جمع آوری دیتاهای سرعت هوا مصرف می شود. این تکنیک برای شرایط حرکت قبلی محاسباتی قابل قبول است. خروجی آنالوگ الکترونیکی بادسنج به یک ثبت کننده ی اطلاعات متصل شده است که سرعت هوا را در فاصله های یک ثانیه ای ثبت می کند. این امکان اندازه گیری و تخمین شدت تلاطم را ایجاد می کند. تست دود همچنین برای تخمین جریان جهت هوایی انجام شده است. عکس های گرفته شده با پس زمینه ی شبکه ای برای کمک به تشخیص جهت جریان استفاده شده بکار گرفته شده اند. نتایج شبیه سازی در محدوده ی اشغال شده با اندازه گیری های On-Site مورد مقایسه قرار

گرفت. این نقاط دیتاها در محل های 2/7 m محور YZ و 0/3 m شبکه های شروع شده از محور XYZ با ترتیب 2/7 m ، 3/15 m ، 0/05 m قرار گرفته اند. (تصویر شماره ی ۴)

پیش بینی های تجربی و عددی تفاوتی کمتر از ۱۷% را با نتایج نشان می داد که پیچیدگی شرایط فیزیکی بررسی شده قابل قبول است.

۴- موارد بررسی شده

دو شرایط با داشتن تجهیزات و تنظیمات مدل های در پیش رو مورد بررسی قرار گرفته شده است:

- **مدل فشار مثبت:** شرایط ایده آل با خروجی فشار سقفی و شرایط حدی تا 20 Pa تنظیم شده است. این شرایط فشار مثبت اتاق عمل مرتبط با اتاق های کناری را شبیه سازی می کند. در متصل به اتاق عمل در این مدل باز می باشد و سد محافظتی و همچنین هوای سالن های جراحی بطور پیوسته با گذشتن از فیلترهای HEPA در حال بازیابی می باشد.
- **مدل فشار برابر:** در این شرایط فشار خروجی سقفی روی 0 Pa که شبیه ساز محیط های اتاق عمل با فشار برابر متصل به اتاق های مجاور است تنظیم شده. در این مدل نیز در های اتاق عمل باز می باشد و سد محافظتی و همچنین هوای سالن های جراحی بطور پیوسته با گذشتن از فیلترهای HEPA در حال بازیابی می باشد.

همانطور که در قسمت های قبلی مورد بحث قرار گرفت ۳ حد متفاوت برای جریان هوا در راه های ورودی و ۳ کرانه برای درهای باز شونده و یکی برای درهای خروجی مورد استفاده قرار می گیرند که توانایی سیستم را برای دور نگه داشتن ذرات از Clean Zone ارزیابی می کند. این نتایج بطور کلی در ۲۴ مورد در جدول شماره ۴ مورد بررسی قرار می گیرد. (ترکیبات شرایط حدی و تنظیمات مدل ها)

۵- نتایج

اثر استریم لاین ها (Streamline خطوطی که مقاومت هوا را کم می کند) در نقاط مختلف اتاق های عمل برای ارزیابی کارآمدی سدهای محافظتی مورد استفاده قرار می گیرد. یک استریم لاین بطور پایدار جریانی است که ذرات با حجم صفر آن را در پیش خواهند گرفت و طی حوزه ی آن به پیش می روند. این راه با استفاده از متد برداری متنوع و یکپارچگی با زمان های قابل کنترل محاسبه می شود. در این مطالعه خط ها بعنوان نقطه ی شروع برای الگوریتم های استریم لاین های چندگانه برای تست مرتبط ترین و برای طرح کارآمدی سدهای محافظتی تعبیه شده اند.

اولین گروه های استریم لاین های سالن های جراحی بیرون محدوده ی تمیز Clean Zone و دور از درها قرار گرفته است. که در تصویر شماره ی ۵ قابل رویت می باشد. موقعیت جغرافیایی نقاط شروع خطا در جدول شماره ی ۵ قرار دارد. این ها برای ارزیابی قابلیت ها و توانایی های سد های محافظتی برای جلوگیری از ایجاد شکاف در محدوده ی تمیز Clean Zone از فضای داخلی اتاق عمل می باشد. در تمام ۲۴ مورد بررسی استریم لاین ها به داخل Clean Zone وارد نشده اند. سد شکسته نشده و هر یک از استریم لاین ها در خروجی های سطحی و دیواری به پایان رسیده اند. یک نوع از تمامی این نتایج برای ۲۰ مورد در تصویر شماره ی ۶ نمایش داده شده است.

نوع دوم استریم لاین ها (درها) در بیرون محدوده ی تمیز Clean Zone و دقیقاً روبروی در قرار دارند. محل جغرافیایی نقطه ی آغاز در شروع خطوط در جدول شماره ی ۶ و در تصویر شماره ی ۵ نمایش داده شده است.

این ها برای ارزیابی توانایی سدهای محافظتی برای جلوگیری از ایجاد شکاف در Clean Zone از محل بیرونی اتاق جراحی مورد استفاده قرار می گیرد. در تمامی مدل های بررسی شده با مدل فشار مثبت استریم لاین ها به داخل Clean Zone وارد نشده اند. با این حال شمار مواردی که در آن مدل فشار برابر استفاده شده (زمانی که جریان هوای ورودی از درها دارای سرعت ۰/۲ و ۰/۳ متر بر ثانیه می باشد) سد محافظتی شکسته شده است همانطور که در جدول شماره ی ۷ قابل رویت می باشد. استریم لاین ها زیر تخت جراحی و فی مابین جراح و بیمار عبور می کند. بنابراین در طی پروسه ی جراحی احتمال نفوذ جریان هوای آلوده شده و دارای عفونت به محل زخم ها وجود دارد. نتایج بدست آمده از مورد شماره ی ۱۶ (تصویر ۷ و ۸) و مورد شماره ی ۲۴ (تصویر شماره ی ۹ و ۱۰) شکست سد محافظتی را در برابر نفوذ ذرات به تصویر می کشد.

مکانیزم شکست به دو قسمت تقسیم می شود: قسمت اول شامل ذراتی است که از درها به Clean Zone وارد شده اند که حاصل مقدار جنبش جریان هوایی در محدوده ی در می باشد. این می تواند در محور XY در نقشه ی برداری (

0/2 m) بصورت دایره ای در تصویر ۱۱ نشان داده شود. به علت جریان هوا خروجی از ورودی اصلی و گذرنده از روی وسایل دارای لبه ی زخیم اعم از مستطیل های نماینده ی مدل بیمار و تجهیزات جراحی، شکل حرکت سیالاتی بصورت گردشی زیر میز جراحی قرار می گیرد. (در تصویر شماره ی ۱۲)

شکل گردش دوباره در قسمت دوم مکانیزم عدم موفقیت شامل ذرات حمل شده در جهت محور X زیر میز جراحی قرار گرفته است. این ذرات امکان دارد که به سمت محدوده ی زخم با جریان مخالف، حدود لایه ای اطراف بیمار، میز جراحی و تجهیزات پزشکی حرکت کند.

۶) بحث

بر اساس نتایج بدست آمده از این تحقیقات زمانی که فشار مثبت در اتاق عمل برقرار می شود احتمال ورود هوای دارای ذرات معلق به اتاق عمل به حداقل می رسد. حضور درها در اتاق عمل روی سیستم جریان هوایی موثر است، تاثیر اصلی این اقدام کاهش فشار مثبت در اتاق های عمل می باشد. مادامی که فشار مثبت با هر بار باز شدن درهای ورودی از دست می رود کارآمدی این سیستم بسیار پایین می آید. که حتی ممکن است به ۱۰۰ بار باز و بسته شدن در حین عمل بیانجامد. بنابراین باز شدن در بطور مداوم ممکن است سرانجام سبب شکست سیستم شود. این ممکن است بدلیل عدم توانایی در برقراری فشار مثبت نیز تشدید شود. به دلیل عدم توانایی در برقراری فشار مثبت این عدم موفقیت باعث نفوذ هوای شامل ذرات از درهای ورودی که سبب رخنه کردن به سدهای محافظتی شده و سپس وارد منطقه تمیز Clean Zone و گذشتن از فضای فی مابین جراح و بیمار شود که سبب افزایش ریسک ایجاد عفونت در حین پروسه ی جراحی بر روی زخم های عمیق خواهد شد.

در این بررسی درها بر روی محور ZX اتاق جراحی قرار دارد، در نتیجه هوای شامل ذرات طی جریان مستقیم از درها به سمت Clean Zone منتقل می شود. پس درها باید به سمت گوشه های اتاق جابجا شوند که سبب کاهش شدت و حجم جریان هوای ورودی به Clean Zone می شود. با این حال تغییر مکان درها سبب کاهش سرعت در انتقال میز، تجهیزات پزشکی و انتقال بیمار توسط پرسنل می شود. در نتیجه اغلب این روش پیشنهاد نمی شود.

تاثیر افزایش فاصله ی بین محدوده ی تمیز Clean Zone و درهای ورودی روی محور XZ می تواند مورد بررسی قرار گیرد که موجب کاهش میزان جنبش آبی ذرات حمل شده توسط جریان هوای ورودی به سمت محدوده ی تمیز Clean Zone می شود. مهم است که اشاره شود در این مطالعات تاثیر باز بودن تنها یک در ورودی مورد بررسی قرار گرفته است. در حالی که در بسیاری از اتاق های جراحی بیش از یک در وجود دارد. باز شدن این درها همه با هم و در یک زمان مسلماً ریسک شکست سد محافظتی را از آنجایی که فشار داخلی اتاق با هر بار باز و بسته شدن در کاهش می یابد بطور قابل توجهی افزایش میدهد.

اضافه کردن راهروی اولترا تمیز به ورودی های اتاق عمل در شماری از بیمارستان ها بکار گرفته شده است و در این گونه از محیط ها هوا در راهروهای اولترا تمیز با گذشتن از فیلترهای هپا پالایش می شود. بنابراین هوا نزدیک درها که به آسانی به داخل اتاق عمل توسط جریان هوا یا حرکت پرسنل و تجهیزات وارد می شوند امکان بوجود آوردن بیماری های عفونی را به حداقل می رساند.

در زمینه ی عمل جراحی به سبب طول و پیچیدگی عمل و شمار پرسنل و تجهیزات ورودی در باید قابلیت باز و بسته شدن را داشته باشد. بنابراین یک فشار مثبت در اتاق های عمل که تقریباً ۲۰ پاسکال بالاتر از فشار موجود در اتاق های مجاور می باشد باید در محل های جراحی برقرار شود. این ممکن است توسط کنترل کردن فشار خروجی و تردد هوای اضافه شده به سیستم بدست آید. در محیط آزمایشگاه اتاق تمیز (Clean Room) این سیستم موفقیت آمیز بوده است. با این وجود پروسه ی کار در اتاق های عمل بسیار متفاوت از شرایط آزمایشگاهی خواهد بود. کار اتاق عمل ممکن است برای مدت طولانی به حالت شرایط اضطراری در بیاید، بنابراین اتاق های عمل باید برای عملکرد با وجود شمار بالای باز شدن درهای ورودی در مدت زمان های کوتاه و بلند طراحی شود. این ممکن است با استفاده از سیستم راهروی اولترا تمیز، کاهش درهای ورودی، بررسی موقعیت جغرافیایی اتاق عمل و سیستم کنترل شرایط هوا میسر شود.

۷- نتیجه

این تحقیق شکل های جریان هوای سیستم تهویه ای اولترا تمیز (UCV) را بر پایه ی استفاده از CFD اتاق عمل مورد بررسی قرار می دهد. تاثیر باز و بسته شدن درها در دو سناریوی فشار 20Pa و 0 Pa با فضای محاطی ورودی های مختلف و سرعت جریان ورودی درها مورد بررسی قرار گرفته است.

سیستم UCV به طور مناسبی در سناریوی فشار مثبت 20 pa عمل می کند اما مادامی که تفاوت فشار مابین اتاق عمل و فضاهای اطراف وجود ندارد دچار شکست می شود. مفهوم این تحقیق یافتن و مورد بحث قرار دادن راهنمایی های طراحی و سیستم جریان هوای اتاق های جراحی بوده است. اصلی ترین پیشنهاد طراحی مرتبط است با شرایط جغرافیایی اتاق ها و سالن های عمل. سرعت ورودی اصلی برای حفظ راحتی دمایی مرتبط با پرسنل و تجهیزات جراحی را نمی توان افزایش داد و همواره باید مراقب برای حفظ فاصله ی کافی میان درها و حدود محدوده ی تمیز Clean Zone باید صورت گیرد. استفاده از راهروهای اولتراتمیز برای کاهش تمرکز ذرات حمل کننده ی باکتری ها در مناطق نزدیک در همچنین پیشنهاد می شود.

مدل استاندارد تلاطم K-ε برای آنالیز CFD مورد استفاده قرار می گیرد و بطور موفقیت آمیزی مدلی برای مکانیزم اولین شکست شناخته شده است. (برای مثال ایجاد نقص در سد هوایی محافظ)

در آینده ممکن است مدل های turbulence مصنوعی بیشتری مانند مدل شبه ساز جریان مخالف در ابعاد بزرگ (LES) برای بررسی فعل و انفعالات پیچیده تر درون سدهای هوایی محافظ و تاثیر فعالیت انسان روی جابجایی و انتقال ذرات حمل کننده مورد نیاز باشد.

www.s-tps.com

- Allen P, Reynolds DA (1978). Clean Air Operating Environments. *British Journal of Hospital Medicine*.
- Bennett MD, Brachman MD (1986). *Hospital Infections*, 2nd edn. Boston: Little, Brown and Company.
- Blowers R, Crew B, (1960). Ventilation of Operating Theatres, *Journal of Hygiene*, 58: 427-448.
- Brohus H, Hyldig M, Kamper S, Vachek UM (2008). Influence of disturbances on bacteria level in an operating room. Paper presented at the 11th International Conference on Indoor Air Quality and Climate, Copenhagen, Denmark
- Brown AR, Taylor GJ, Gregg PJ (1996). Air Contamination During Skin Preparation and Draping in Joint Replacement Surgery. *Journal of Bone and Joint Surgery – British Volume*, 78(1): 92-94.
- CFX (2001). CFX 5.1. Flow solver user guide. UK: Harwell Laboratory.
- Charnley J (1964). A clean-air operating enclosure. *British Journal of Surgery*, 51: 202–205.
- Chen Q (1995). Comparison of different k–e models for indoor airflow computations. *Numerical Heat Transfer, Part B*, 28:353–69.
- Choi JI, Edwards JR (2008). Large-eddy simulation of human-induced contaminant transport in room compartments. *Indoor Air*, 18(3):233-49.
- Choi JI, Edwards JR (2012). Large eddy simulation and zonal modeling of human-induced contaminant transport. *Indoor Air*, 22(1):77-87.
- Chow TT, Yang XY (2003). Performance of ventilation system in a non-standard operating room. *Building and Environment*, 38(12), 1401-1411.
- Cook MJ, Lomas KJ (1998). Buoyancy-driven displacement ventilation flows: evaluation of two eddy viscosity turbulence models for prediction. *Building Services Engineering Research and Technology*, 19(1):15–21.
- Finlayson EU, Gadgil AJ, Thatcher TL, Sextro RG (2004). Pollutant dispersion in a large indoor space. Part 2: Computational fluid dynamics predictions and comparison with a scale model experiment for isothermal flow. *Indoor Air*, 14(4), 272-83.
- Hambraeus A (1988). Aerobiology in the operating room—a review. *Journal of Hospital Infection*, 11: Supplement 1, 68-76.
- Hirsch C (1991). *Numerical Computation of Internal and External Flows*, VolumeSpringer-Verlag.
- Hoffman PN, Williams J, Stacey A, Bennett AM, Ridgway GL, Dobson C, Fraser I,
- Humphreys H (2002). Microbiological commissioning and monitoring of operating theatre suites. *Journal of Hospital Infection*, 52: 1–28.
- Lidwell OM, Elson RA, Lowbury EJJ (1987). Ultra-clean Air and antibiotics for prevention of postoperative infection. A multicenter study of 8052 joint replacement operations. *Acta Orthop Scand*, 58: 4–13.
- Lidwell OM, Lowbury EJJ, Whyte W, Blowers R, Stanley SJ, Lowe D (1982). Effect of ultraclean air in operating rooms on deep sepsis in the joint after total hip or knee replacement: a randomized study. *British Medical Journal*, 285:10–14.

MacDonald DA (1995). The Infected Joint Replacement: Prevention, Diagnosis and Treatment. *Current Orthopaedics*, 9: 21-27.

National Health Service Estates (1994). Health technical memorandum 2025: ventilation in healthcare premises. London: HMSO.

Plowman RM, Graves N, Roberts JA (1997). Hospital acquired infection. London: Office of Health Economics.

Thorsuage J (1982). Air Velocity Fluctuations in the Occupied Zone of Ventilated Spaces. *ASHRAE Transactions*, 88, 2: 753-754.

Tinker JA, Roberts D (1998). Indoor air quality and infection problems in operating theatres. Paper presented at EPIC 1998, Lyon, France.

Whyte W, Hambræus A, Laurell G (1992). The relative importance of the routes and sources of wound contamination during general surgery, II Airborne. *Journal of Hospital Infection*, 22: 41–54.

Whyte W, Hambræus A, Laurell G and Hoborn J (1991). The relative importance of routes and sources of wound contamination during general surgery, I Nonairborne. *Journal of Hospital Infection*, 18: 93–107.

Whyte W, Hodgson R, Tinkler J (1982). The importance of airborne bacterial contamination of wounds. *Journal of Hospital Infection*, 3: 123–135.

Whyte W, Lidwell OM, Lowbury EJJ, Blowers R (1983). Suggested bacteriological standards for air in ultraclean operating rooms. *Journal of Hospital Infection*, 4: 133–139.

Yakhot et al. (1992) Development of turbulence models for shear flows by a double expansion technique. *Physics of Fluids A*, 4(7): 1510-1520.

Zoon W, Loomans M (2011). Testing the effectiveness of operating room ventilation with regard to removal of airborne bacteria. *Building and Environment*, 46(12), 2570-2577.

۹. جدول ها

جدول شماره ۱- ابعاد اشیاء و اشخاص

اشیاء و اشخاص	اندازه بر حسب میلیمتر	مکان بر حسب میلیمتر
جراح شماره ۱	400×250×1600	3600,650,0
جراح شماره ۲	400×250×1600	5150,650,0
بیمار	1700×300×300	1950,0,650
میز جراحی	300×200×2100	1750,0,650
میز تجهیزات شماره ۱	500×1000×100	6000,0,750
میز تجهیزات شماره ۲	500×1000×100	4150,1200,750
میز تجهیزات شماره ۳	500×500×100	3350,1200,750

جدول شماره ۲. اندازه شبکه ها

سطح شبکه	اندازه بر حسب میلیمتر	شماره لایه های منشور
دیوار ها/زمین/سقف /درها و سایر نظایر	180-100	5
حائشیه های عمودی	90	5
اجزای درونی	90-40	5
خروجی فشار سقفی	40	0
خروجی فشار دیواری	40	0
ورودی	90	0
حوزه درونی	180	-

جدول شماره ۳. مدل شرایط کرانها

توضیحات فیزیکی ورودی	شرایط کرانها	قرارگاه
هوا	سرعت ورودی	0.2 , 0.3 , 0.4 m/s
اگزاست سقفی	خروجی فشار	0 , 20 Pa
اگزاست دیواری	خروجی فشار	0 Pa
دیوار ها	دیوار های فاقد پوشش	-
در	ورودی	0.3-0 , 0.2-0 , 0.1-0 , 0 m/s

جدول شماره ۴- موارد آنالیز

سرعت جریان هوای ورودی m/s				سرعت ورودی m/s	
0.3	0.2	0.1	0		
مورد شماره ۴	مورد شماره ۳	مورد شماره ۲	مورد شماره ۱	0.2	مدل فشار مثبت
مورد شماره ۸	مورد شماره ۷	مورد شماره ۶	مورد شماره ۵	0.3	
مورد شماره ۱۲	مورد شماره ۱۱	مورد شماره ۱۰	مورد شماره ۹	0.4	
مورد شماره ۱۶	مورد شماره ۱۵	مورد شماره ۱۴	مورد شماره ۱۳	0.2	
مورد شماره ۲۰	مورد شماره ۱۹	مورد شماره ۱۸	مورد شماره ۱۷	0.3	مدل فشار برابر
مورد شماره ۲۴	مورد شماره ۲۳	مورد شماره ۲۲	مورد شماره ۲۱	0.4	

جدول ۵- مکان شروع گروه استریم لاین های سالن

آنالیز سالن	مختصات نقطه ی شروع (X,Y,Z)	مختصات نقطه ی پایان (X ₁ , Y ₁ ,Z ₁)
خط شماره ۱	5.0 , 0.0 , 0.2	5.0 , 2.0 , 0.2
خط شماره ۲	5.0 , 0.0 , 0.9	5.0 , 2.0 , 0.9
خط شماره ۳	5.0 , 0.0 , 1.6	5.0 , 2.0 , 1.6
خط شماره ۴	1.8 , 2.5 , 0.2	3.8 , 2.5 , 0.2
خط شماره ۵	1.8 , 2.5 , 0.9	3.8 , 2.5 , 0.9
خط شماره ۶	1.8 , 2.5 , 1.6	3.8 , 2.5 , 1.6
خط شماره ۷	0.6 , 0.0 , 0.2	0.6 , 2.0 , 0.2
خط شماره ۸	0.6 , 0.0 , 0.9	0.6 , 2.0 , 0.9
خط شماره ۹	0.6 , 0.0 , 1.6	0.6 , 2.0 , 1.6

جدول شماره ۶- مکان شروع گروه استریم لاین های درها

آنالیزهای در	مختصات نقطه ی شروع (X,Y,Z)	مختصات نقطه ی پایان (X ₁ , Y ₁ ,Z ₁)
خط شماره ۱	0.0 , 0.0 , 0.05	0.0 , 0.2 , 0.5
خط شماره ۲	0.0 , 0.0 , 0.10	0.0 , 0.2 , 0.10
خط شماره ۳	0.0 , 0.0 , 0.15	0.0 , 0.2 , 0.15
خط شماره ۴	0.0 , 0.0 , 0.20	0.0 , 0.2 , 0.20
خط شماره ۵	0.0 , 0.0 , 0.25	0.0 , 0.2 , 0.25
خط شماره ۶	0.0 , 0.0 , 0.30	0.0 , 0.2 , 0.30
خط شماره ۷	0.0 , 0.0 , 0.35	0.0 , 0.2 , 0.35

جدول شماره ۷. نتایج آنالیز ها

	سرعت ورودی m/s	سرعت جریان هوای ورودی از درها			
		0	0.1	0.2	0.3
مدل فشار مثبت	0.2	مطلوب	مطلوب	مطلوب	مطلوب
	0.3	مطلوب	مطلوب	مطلوب	مطلوب
	0.4	مطلوب	مطلوب	مطلوب	مطلوب
مدل فشار برابر	0.2	مطلوب	مطلوب	عدم موفقیت	عدم موفقیت
	0.3	مطلوب	مطلوب	عدم موفقیت	عدم موفقیت
	0.4	مطلوب	مطلوب	عدم موفقیت	عدم موفقیت

۱۰- توضیحات تصاویر

تصویر شماره ۱. الگوی نماینده جریان هوا در سالن های جراحی.

تصویر شماره ۲. الگوی نمای بیرونی مدل سالن جراحی.

تصویر شماره ۳. بخش حدود محل درهای ورودی واقع بر محورهای XZ نشان دهنده ی نمایه سرعت استفاده شده.

تصویر شماره ۴. نمای دیتا و اطلاعات عددی نقاط مکان های استفاده شده برای تاییدیه.

تصویر شماره ۵. مکان خطوط منبع برای سالن و گروه استریم لاین های در.

تصویر شماره ۶. گروه استریم لاین های سالن برای مورد شماره ۲۰.

تصویر شماره ۷. گروه استریم لاین های در برای مورد شماره ۱۶.

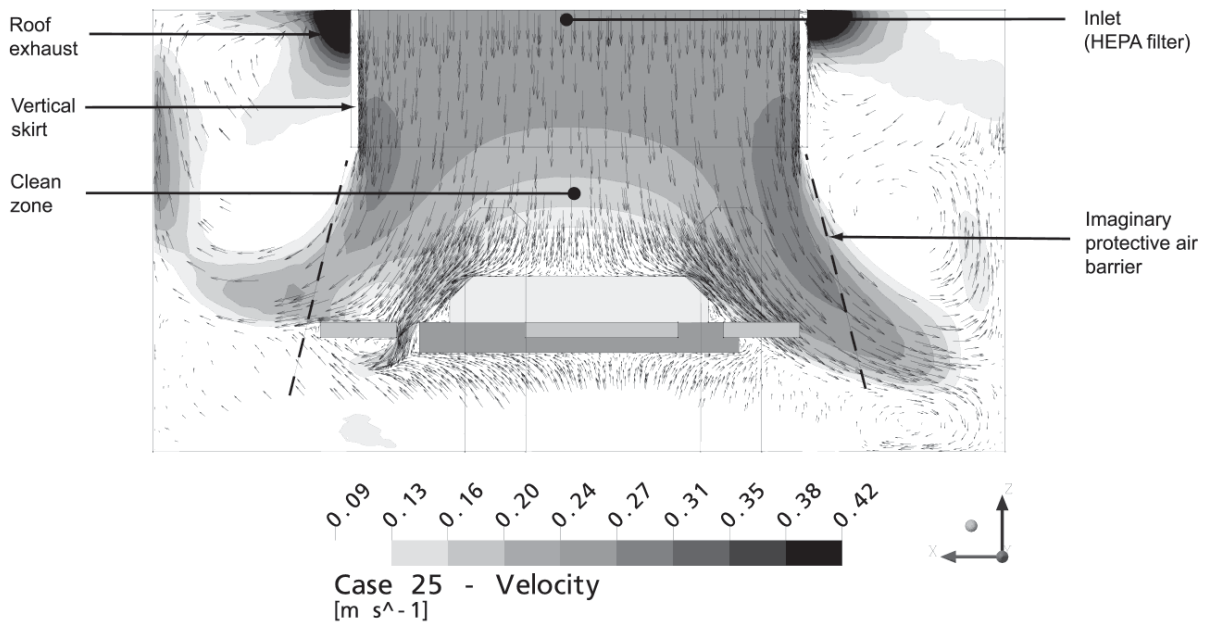
تصویر شماره ۸. گروه استریم لاین های در برای مورد شماره ۱۶.

تصویر شماره ۹. گروه استریم لاین های در برای مورد شماره ۲۴.

تصویر شماره ۱۰. گروه استریم لاین های در برای مورد شماره ۲۴.

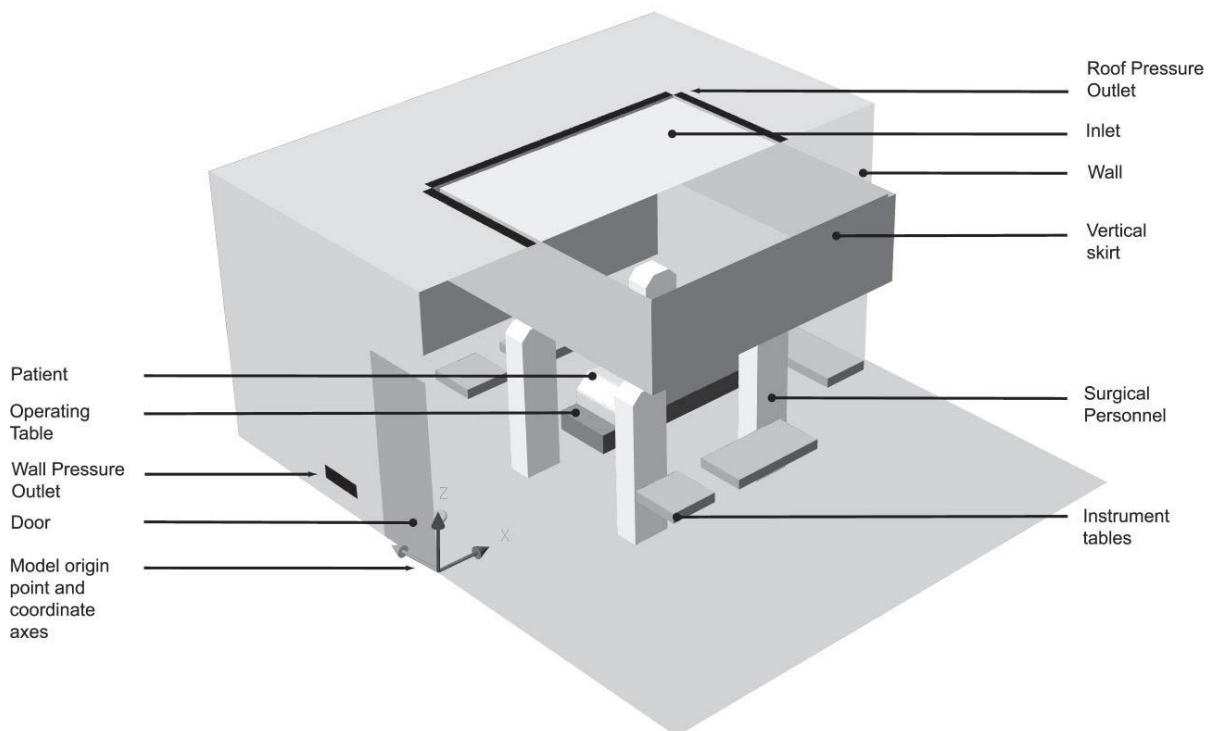
تصویر شماره ۱۱. بردار سرعت (۲، ۰ متر) روی محور XY برای مورد شماره ۱۶.

تصویر شماره ۱۲. بردار سرعت (۵، ۲ متر) روی محور YZ برای مورد شماره ۱۶.

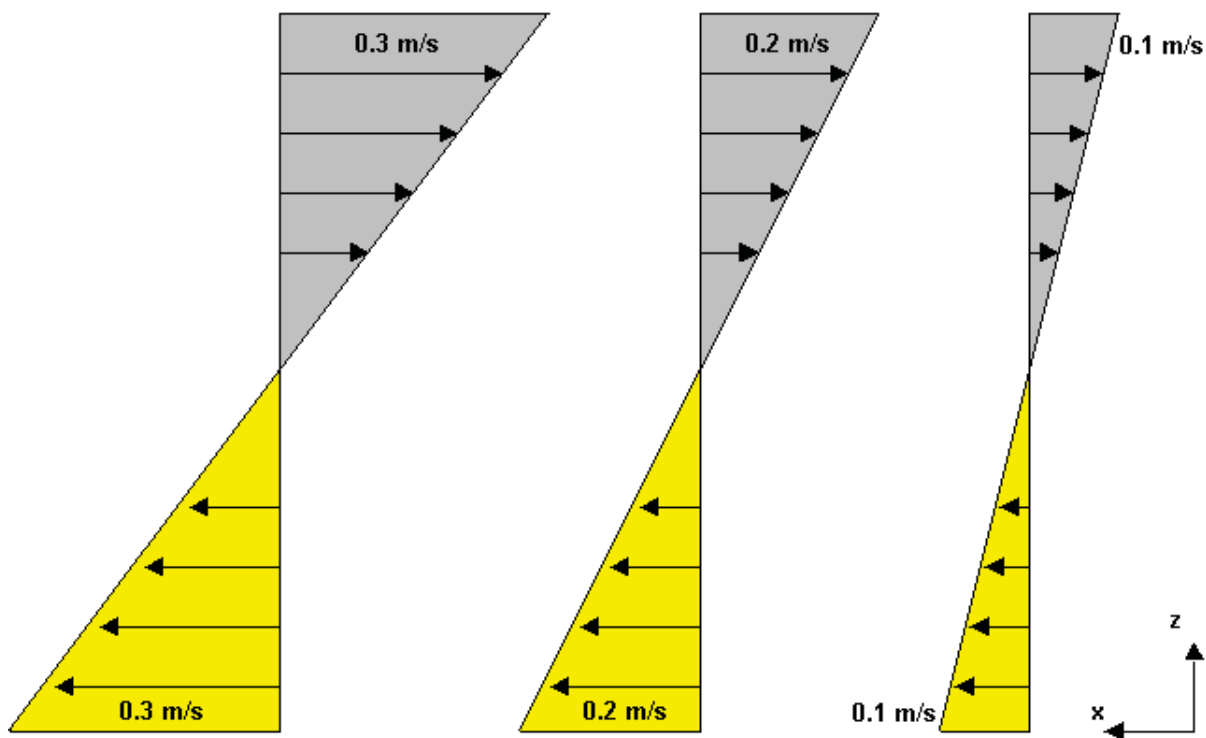


تصویر شماره ۱. الگوی نماینده جریان هوا در سالن های جراحی.

www.cmc.com

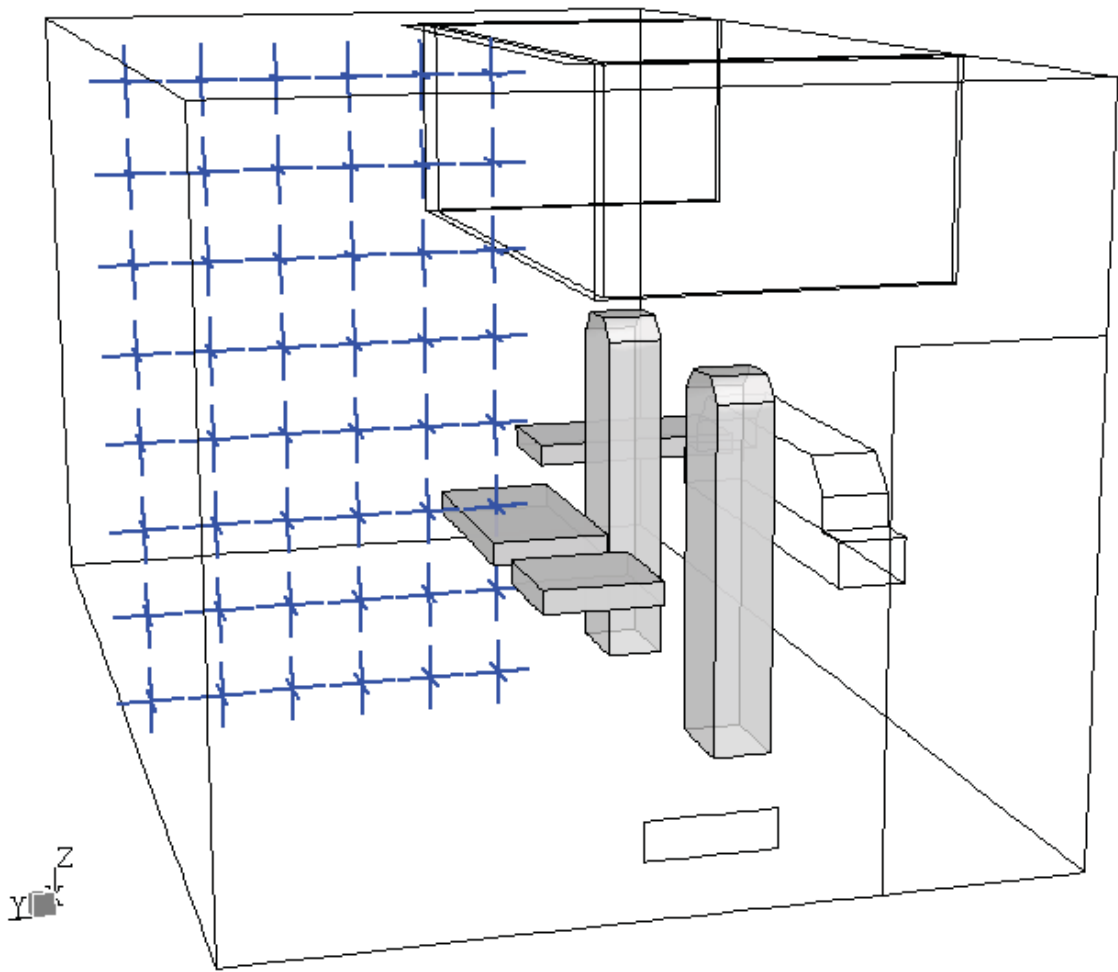


تصویر شماره ۲. الگوی نمای بیرونی مدل سالن جراحی

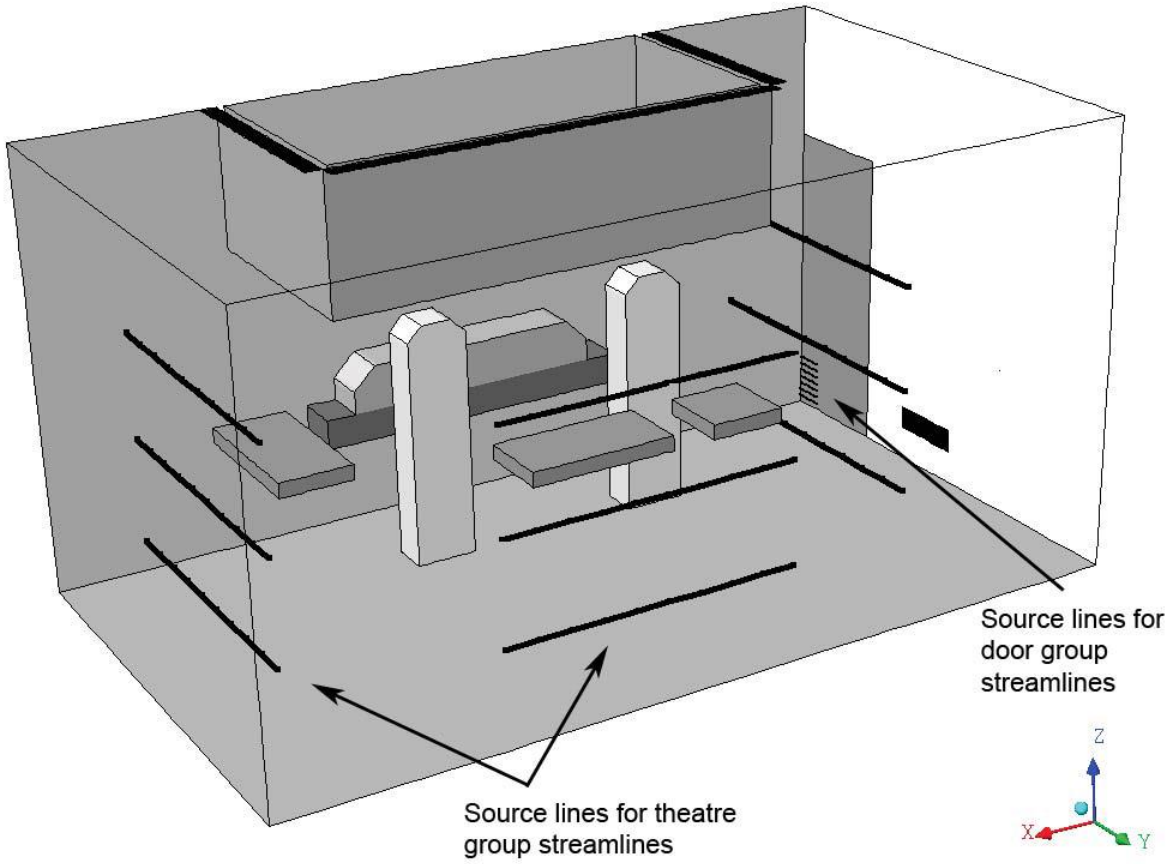


تصویر شماره ۳. بخش حدود محل درهای ورودی واقع بر محورهای XZ نشان دهنده ی نمایه سرعت استفاده شده.

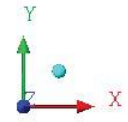
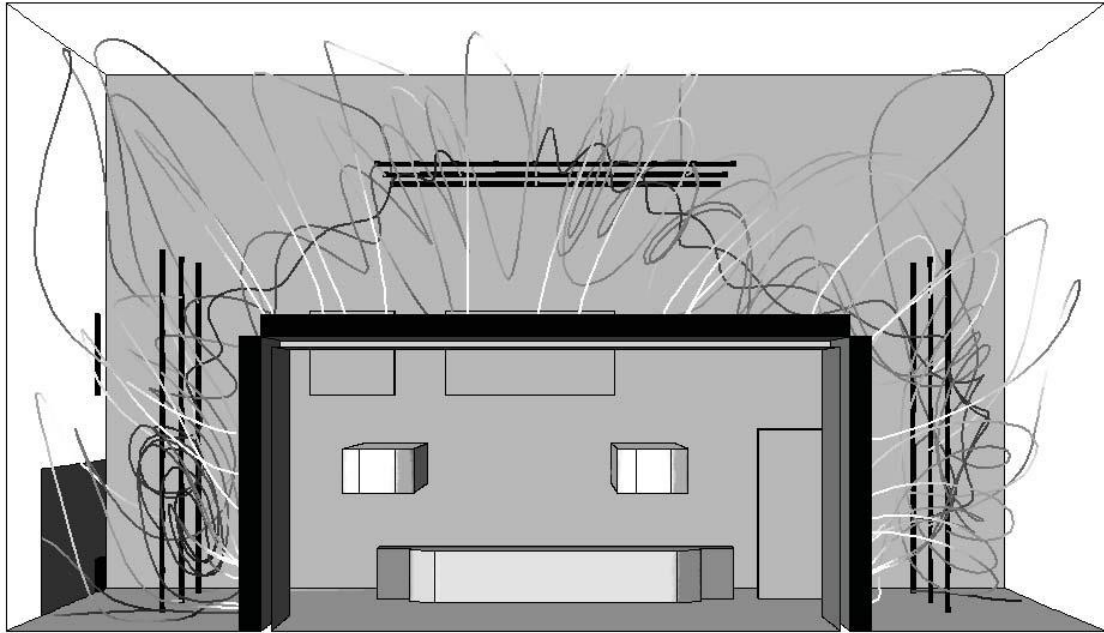
www.s-tps.com



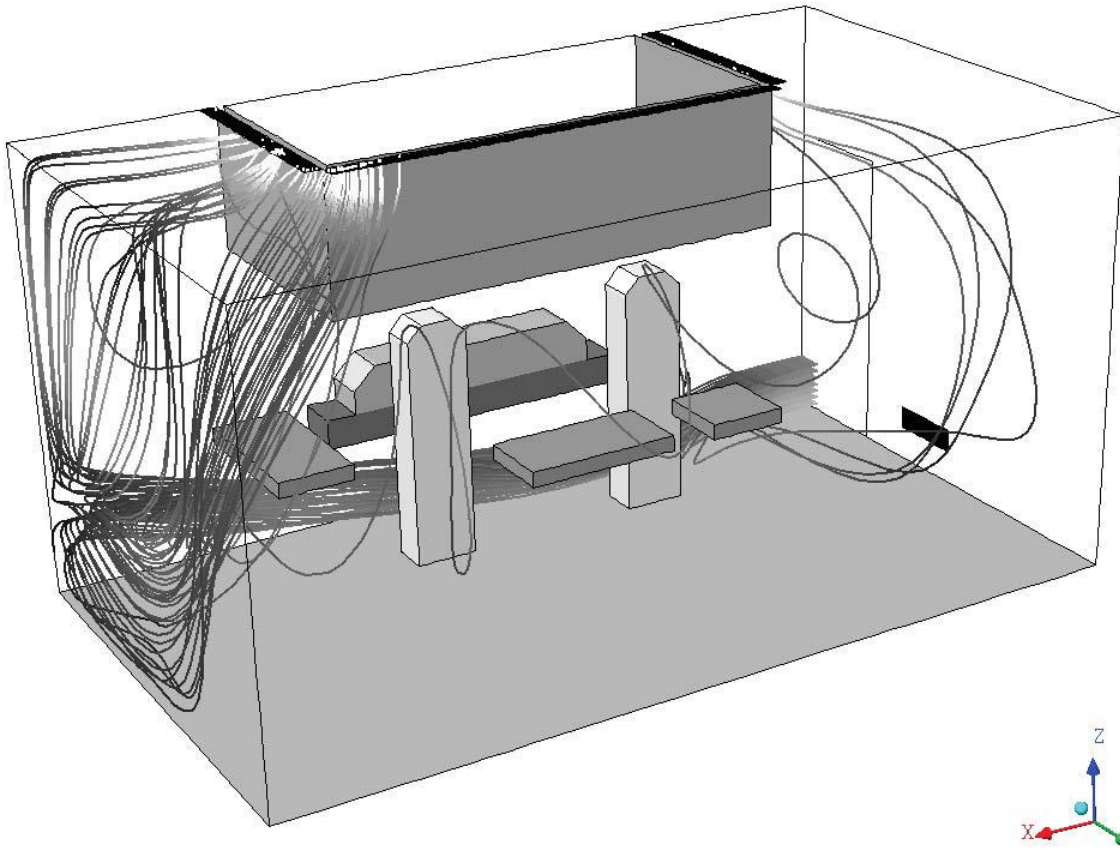
تصویر شماره ۴، نمای دیتا و اطلاعات عددی نقاط مکان های استفاده شده برای تاییدیه.



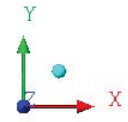
تصویر شماره ۵. مکان خطوط منبع برای سالن و گروه استریم لاین های در.



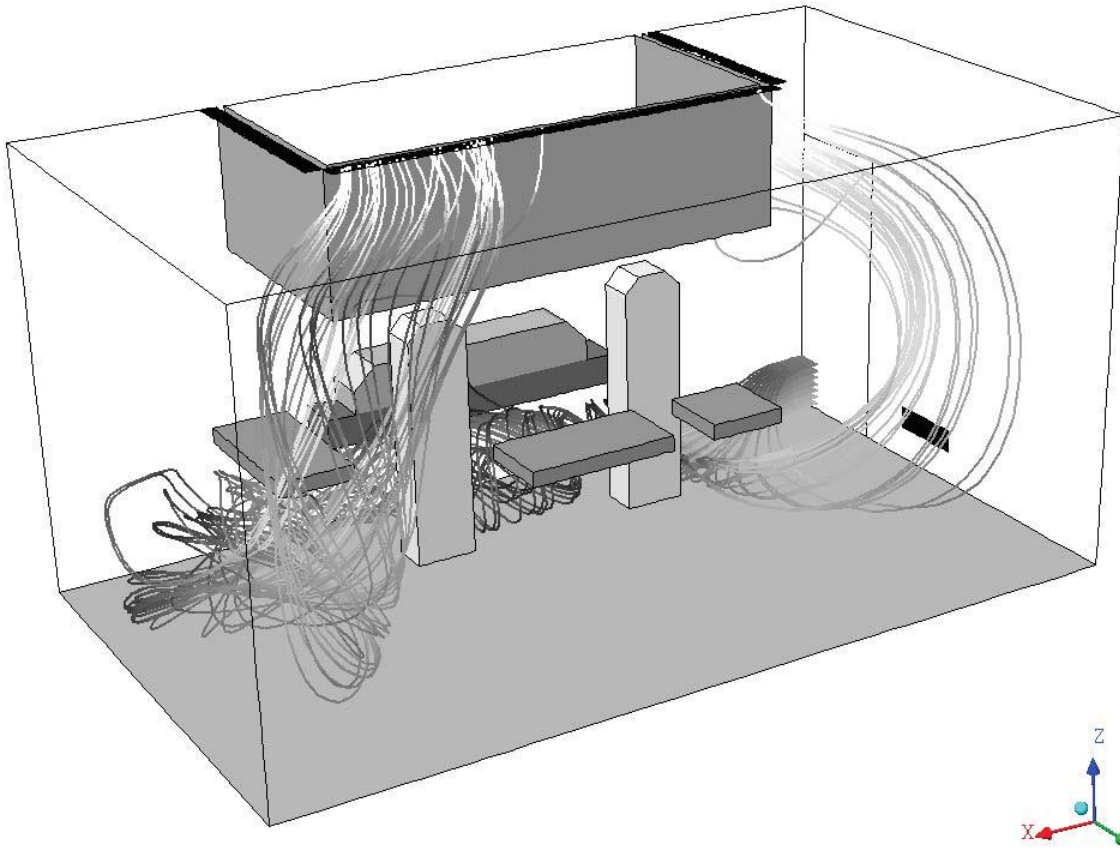
تصویر شماره ۶. گروه استریم لاین های سالن برای مورد شماره ۲۰.



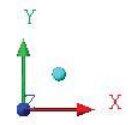
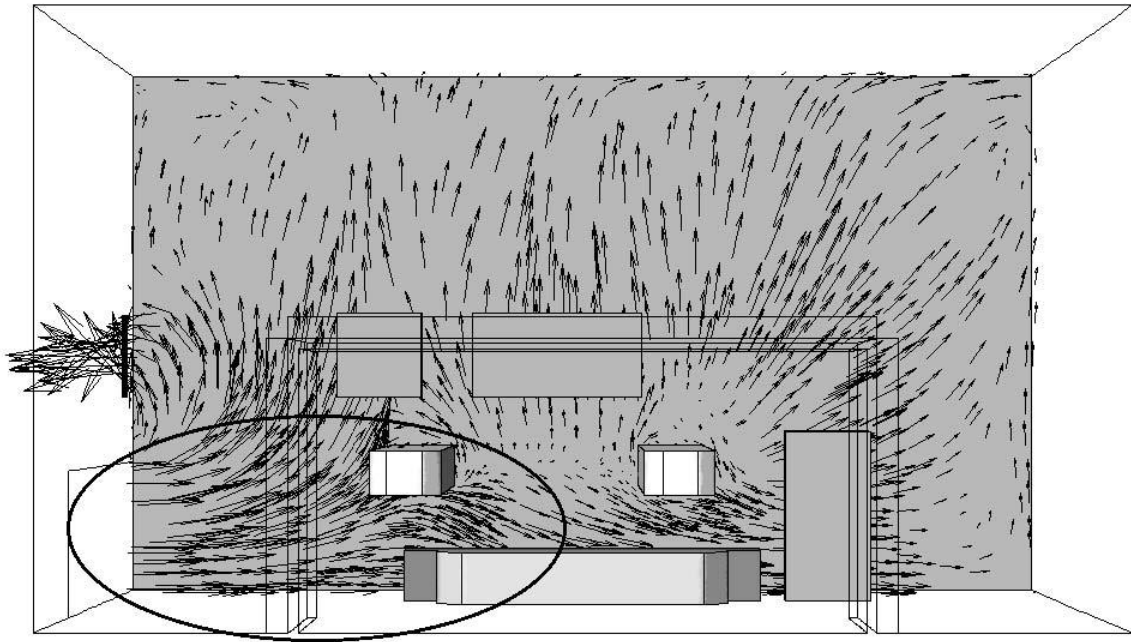
تصویر شماره ۷. گروه استریم لاین های در برای مورد شماره ۱۶.

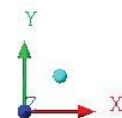


تصویر شماره ۸. گروه استریم لاین های در برای مورد شماره ۱۶.

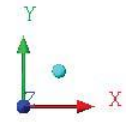
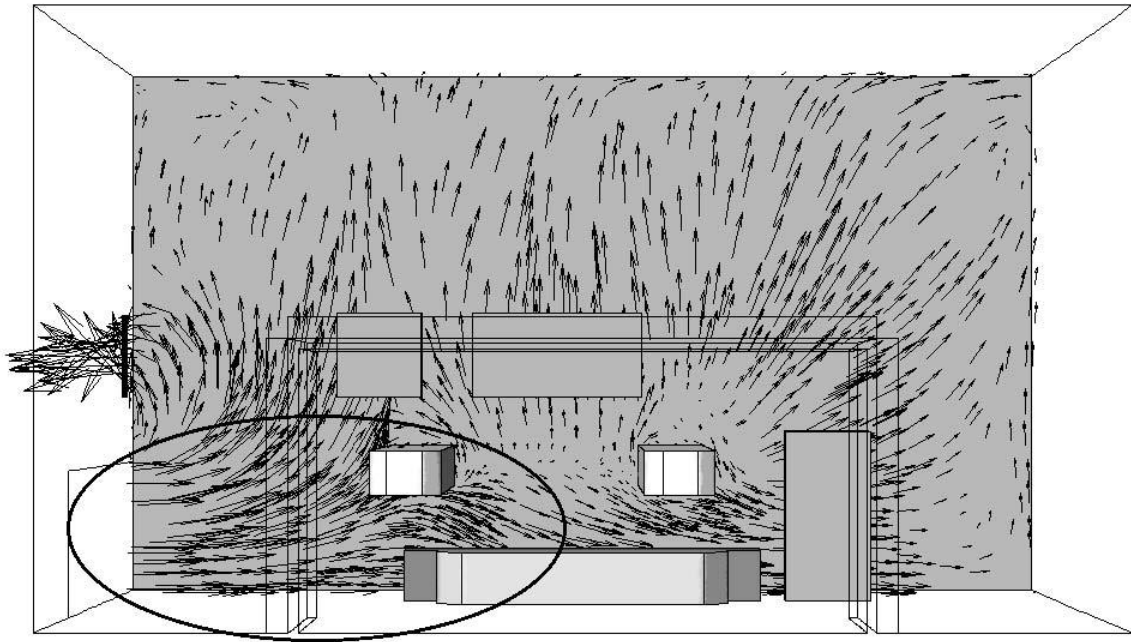


تصویر شماره ۹. گروه استریم لاین های در برای مورد شماره ۲۴.

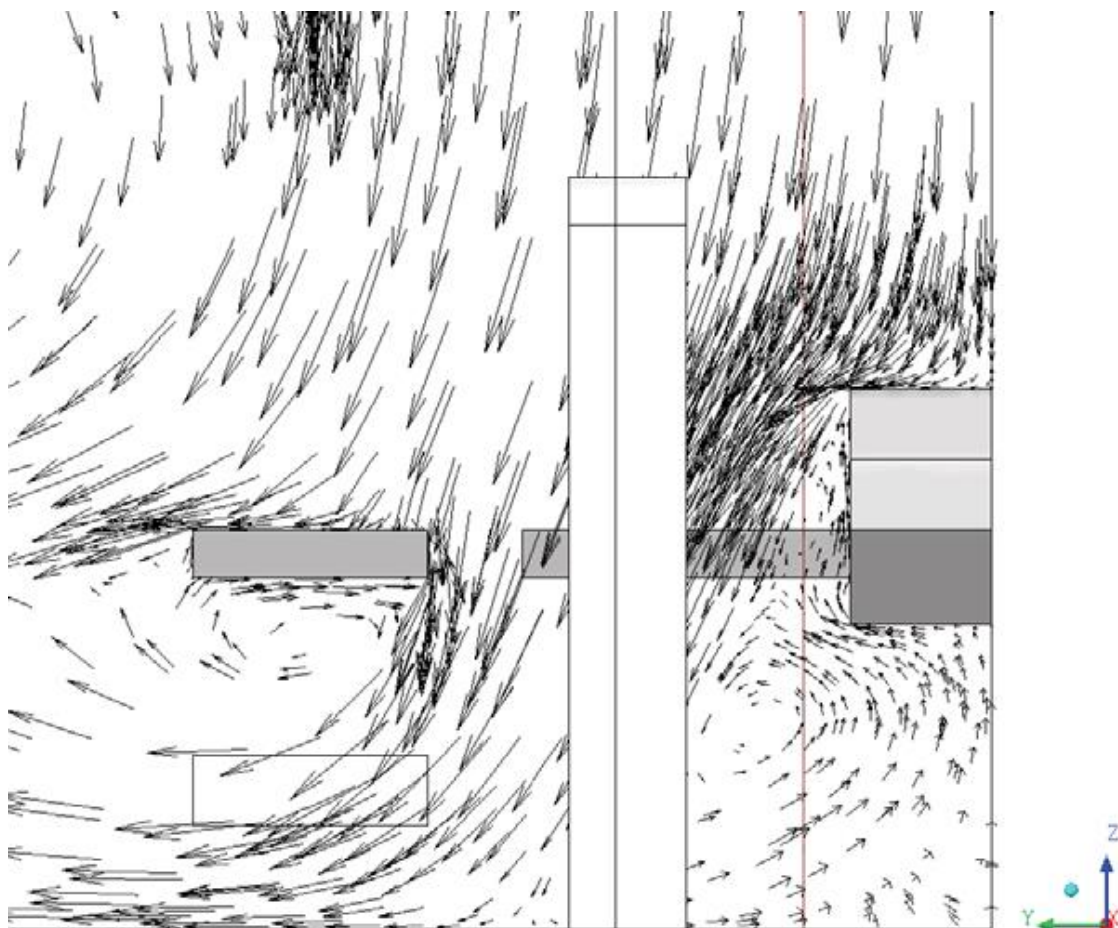




تصویر شماره ۱۰. گروه استریم لاین های در برای مورد شماره ۲۴



تصویر شماره ۱۱ بردار سرعت (۲، ۰ متر) روی محور XY برای مورد شماره ۱۶.



تصویر شماره ۱۲. بردار سرعت (۲,۵ متر) روی محور YZ برای مورد شماره ۱۶.