

چکیده

بررسی عددی اثر انحراف تیغه بینی بر جریان سیال و نشست ذرات در ابعاد مایکرو و نانو در هندسه واقعی مجاری تنفسی بینی انسان

توسط:

هاجر مقدس

در این پژوهش شکل واقعی مجاری تنفسی بینی انسان دارای عارضه انحراف تیغه بینی با استفاده از تصاویر پزشکی سی‌تی‌اسکن تهیه شده از یک فرد داوطلب و با پردازش آنها در نرم افزار متلب، به صورت یک هندسه سه بعدی در نرم افزار کتیا بازسازی و سپس این هندسه سه بعدی به کمک نرم افزار فلوننت میدان جریان درون مجاری تنفسی بینی انسان دارای عارضه انحراف پیوستگی و ناویراستوکس به کمک نرم افزار فلوننت میدان جریان درون مجاری تنفسی بینی انسان دارای عارضه انحراف بینی در حالت‌های قبل و بعد از عمل جراحی بدست آمده است. نتایج نشان می‌دهد که انحراف تیغه بینی باعث جریان مجرای داری انحراف در حدود ۵۰٪ نسبت به مجرای سالم کاهش می‌دهد. اختلاف جریان عبوری از مجرای پس از عمل با مجرای سالم به کمتر از ۶٪ می‌رسد. این امر تنفس را برای بیمار مشکل می‌کند زیرا فرد دارای انحراف تیغه بینی مجبور است فشار منفی بیشتری نسبت به فرد سالم برای تنفس ایجاد کند.

همچنین حرکت ذرات مایکرو با حل معادلات حرکت ذره از دیدگاه لاگرانژی و توزیع غلظت ذرات نانو با حل معادله غلظت ذرات از دیدگاه اویلری مورد تحقیق قرار گرفته است. بیشترین نشست ذرات مایکرو و نانو در مجرای دارای انحراف قبل از عمل دیده می‌شود که علت آن وجود عارضه انحراف تیغه بینی و ایجاد تغییرات شدید هندسی در این مجرا می‌باشد. میزان نشست ذرات در مجرای دارای انحراف بعد از عمل برای ذرات مایکرو ۶۰٪ و برای ذرات نانو ۲۰٪ کاهش می‌یابد. نشست کلی ذرات مایکرو در مجرای بعد از عمل به نشست ذرات در مجرای سالم نزدیک می‌شود و این در حالی است که نشست ناحیه ذرات مایکرو در این دو مجرا به شدت با هم متفاوت می‌باشد. برای ذرات نانو پراکندگی و روند مشابهی در هر سه مجرا دیده می‌شود بنابراین مشخص می‌شود که رفتار و نشست ذرات نانو کمتر از ذرات مایکرو تحت تأثیر تغییرات هندسه مجاری می‌باشد. اینرسی مکانیزم غالب در نشست ذرات ماکرو می‌باشد بنابراین افزایش قطر ذرات و یا افزایش جریان در مجرا باعث افزایش نشست ذرات ماکرو می‌گردد. در حالیکه برای ذرات نانو حرکت تصادفی مکانیزم غالب بر رفتار و نشست این ذرات می‌باشد و برعکس ذرات ماکرو میزان نشست ذرات نانو با افزایش قطر ذرات و یا افزایش جریان در مجرا کاهش می‌یابد. نتایج این پژوهش در مجرای بعد از عمل و مجرای سالم همخوانی قابل قبولی با نتایج آزمایشگاهی مربوط به مجاری سالم ارائه می‌دهد.

فهرست مطالب

| صفحه | عنوان |
|------|---|
| ۱ | فصل ۱ |
| ۱ | ۱-۱- مقدمه |
| ۳ | ۲-۱- اهمیت بررسی میدان جریان |
| ۳ | ۱-۲-۱- بیماری‌های تنفسی |
| ۴ | ۲-۲-۱- نشست ذرات در مجاری تنفسی |
| ۵ | ۳-۱- اهمیت بررسی نشست ذرات در مجاری تنفسی |
| ۵ | ۱-۳-۱- آلودگی هوا |
| ۶ | ۲-۳-۱- کاربرد در پزشکی |
| ۸ | ۴-۱- سیستم تنفسی انسان |
| ۱۲ | ۵-۱- پرتونگاری کامپیوتری |
| ۱۲ | ۱-۵-۱- مقدمه |
| ۱۳ | ۲-۵-۱- چگونگی عملکرد دستگاه CT Scan |
| ۱۵ | ۶-۱- علم ذرات معلق در هوا |

| صفحه | عنوان |
|------|--|
| ۱۶ | فصل ۲ |
| ۱۶ | مروری بر کارهای پیشین |
| ۱۶ | ۱-۲- کارهای صرفاً آزمایشگاهی |
| ۱۶ | ۱-۱-۲- میدان جریان درون مجاری تنفسی بینی |
| ۱۸ | ۲-۱-۲- نشست ذرات درون مجاری تنفسی بینی |
| ۲۱ | ۲-۲- کارهای آزمایشگاهی و عددی |
| ۲۱ | ۱-۲-۲- میدان جریان درون مجاری تنفسی بینی |
| ۲۴ | ۲-۲-۲- نشست ذرات درون مجاری تنفسی بینی |
| ۲۷ | ۳-۲- اهداف پژوهش |
| ۲۸ | فصل ۳ |
| ۲۸ | روش حل و معادلات حاکم |
| ۲۸ | ۱-۳- بازسازی هندسه واقعی |
| ۲۸ | ۱-۱-۳- پرتونگاری کامپیوتری |
| ۳۴ | ۲-۱-۳- پردازش تصاویر با استفاده از نرم افزار MATLAB |
| ۳۶ | ۳-۱-۳- شبیه سازی مدل سه بعدی با استفاده از نرم افزار CATIA |
| ۳۹ | ۴-۱-۳- تولید شبکه محاسباتی در نرم افزار GAMBIT |
| ۴۱ | ۲-۳- حل میدان جریان |

| صفحه | عنوان |
|------|--|
| ۴۱ | ۳-۲-۱- مقدمه |
| ۴۱ | ۳-۲-۲- معادلات حاکم |
| ۴۲ | ۳-۳- معادلات حاکم بر حرکت ذرات |
| ۴۲ | ۳-۳-۱- ذرات در ابعاد میکرومتر |
| ۴۴ | ۳-۳-۲- ذرات در ابعاد نانومتر |
| ۴۵ | ۳-۴- شرایط مرزی |
| ۴۵ | ۳-۵- روش‌های عددی |
| ۴۶ | ۳-۵-۱- روش حل تفکیکی |
| ۴۶ | ۳-۵-۲- مجزاسازی |
| ۴۷ | ۳-۵-۳- روش بالا دست مرتبه اول (First order Upwind) |
| ۴۷ | ۳-۵-۴- فرم خطی معادله مجزا |
| ۴۸ | ۳-۵-۵- الگوریتم SIMPLE |
| ۵۰ | فصل ۴ |
| ۵۰ | بررسی نتایج |
| ۵۰ | ۴-۱- مقایسه هندسه |
| ۵۳ | ۴-۲- شبیه سازی میدان جریان |
| ۶۶ | نشست ذرات میکرو |
| ۶۶ | ۴-۲-۱- نشست کلی |

| صفحه | عنوان |
|------|------------------------------------|
| ۹۳ | ۲-۲-۴- نشست ناحیه‌ای ذرات میکرو |
| ۹۷ | ۳-۴- نشست ذرات نانو |
| ۹۷ | ۱-۳-۴- نشست کلی ذرات نانو |
| ۱۰۵ | ۲-۳-۴- نشست ناحیه‌ای ذرات نانو |
| ۱۰۹ | ۴-۴- مقایسه نشست ذرات میکرو و نانو |
| ۱۱۲ | ۵-۴- خلاصه، نتیجه‌گیری و پیشنهادات |
| ۱۱۲ | ۱-۵-۴- خلاصه |
| ۱۱۲ | ۲-۵-۴- نتیجه‌گیری |
| ۱۱۴ | ۳-۵-۴- پیشنهادات |
| ۱۱۶ | مراجع |

فهرست جدول‌ها

| صفحه | عنوان |
|------|---|
| ۵۱ | جدول ۱-۴: اندازه حجم مجاری سمت راست قبل و بعد از عمل و مجرای سمت چپ |
| ۵۳ | جدول ۲-۴: مقادیر عدد رینولدز ورودی در مجاری مختلف به ازای اختلاف فشارهای متفاوت، RA ، RB و L به ترتیب معرف مجاری سمت راست قبل از عمل، سمت راست بعد از عمل و سمت چپ می‌باشد. |
| ۵۵ | جدول ۳-۴: تفاوت میان دبی عبوری از مجاری مختلف، بر حسب درصد |
| ۶۶ | جدول ۴-۴: تعداد ذرات پراکنده شده در ورودی مجاری مختلف |

فهرست شکل‌ها

| صفحه | عنوان |
|------|--|
| ۲ | شکل ۱-۱: نمای سه بعدی مجرای تنفسی بینی بیمار داوطلب، بازسازی شده در نرم افزار CATIA |
| ۲ | شکل ۲-۱: هندسه بازسازی شده مجاری تنفسی بینی انسان از نماهای مختلف در نرم افزار CATIA |
| ۴ | شکل ۳-۱: خطوط جریان سه بعدی، در طی فرآیند دم معمولی. ناحیه دریچه بینی (Nasal Valve)، با یک منحنی بسته و دو ناحیه اصلی تشکیل چرخش جریان، توسط دو مربع با اضلاع خط چین (VA)، مشخص شده‌اند، Croce و همکاران (۲۰۰۶). |
| ۵ | شکل ۴-۱: آلودگی هوا در شهرها و محیط‌های صنعتی |
| ۷ | شکل ۵-۱: نمونه‌ای از دمنده‌های ذرات دارویی از طریق بینی |
| ۷ | شکل ۶-۱: نمونه‌ای از دمنده‌های ذرات دارویی از طریق دهان |
| ۸ | شکل ۷-۱: (الف) سیستم تنفسی انسان، (ب) کیسه‌های هوا |
| ۱۰ | شکل ۸-۱: محل قرار گیری مجاری تنفسی بینی انسان |
| ۱۱ | شکل ۹-۱: در شکل بالا نمای جانبی مجرای سمت راست بینی انسان مشاهده می‌شود. A، B و C سه برش عرضی از مجرا را در سمت راست شکل، نشان می‌دهند. IT، MT و ST به ترتیب مشخص کننده توربینیت پایینی (Inferior Turbinate)، توربینیت میانی (Middle Turbinate) و توربینیت بالایی (Superior Turbinate) می‌باشند. IM، MM و SM مشخص کننده مجرای پایینی (Inferior Meatus)، مجرای میانی (Middle Meatus) و مجرای بالایی (Superior Meatus) می‌باشد و MS سینوس‌های ماکسیلاری (maxillary sinus)، را نشان می‌دهد، Croce و همکاران (۲۰۰۶). |

- شکل 1-10: نمای سه بعدی مجاری تنفسی بینی که در آن مجاری سمت چپ و راست به یکدیگر متصل هستند. ۱۲
- شکل 1-11: نمای بیرونی (A) و نیز نحوه عملکرد دستگاه CTScan در قسمت‌های (B) و (C) ۱۴
- شکل 1-12: تصویر CT Scan نمای جانبی از ناحیه سر فرد داوطلب ۱۴
- شکل 2-1: برش صفحه‌ای از میدان محاسباتی روش Lattice Boltzma که توسط Finck و همکاران (۲۰۰۶) بررسی شده است. ۱۸
- شکل 2-2: مدل ساخته شده از مجاری تنفسی بینی انسان توسط Kelly و همکاران (۲۰۰۴). ۱۹
- شکل 2-3: یازده مدل آزمایشگاهی ساخته شده بر اساس تصاویر CT Scan از مجاری تنفسی نوزادان ۱۸-۳ ماهه توسط Storey-Bishoff و همکاران (۲۰۰۸). ۲۰
- شکل 2-4: نمودار نشست ذرات در مجاری تنفسی یازده مدل مختلف از نوزادان ۱۸-۳ ماهه، توسط Storey-Bishoff و همکاران (۲۰۰۸). ۲۰
- شکل 2-5: شبکه بکار رفته برای حل عددی جریان که توسط Hörschler و همکاران (۲۰۰۳) که بر اساس مدل آزمایشگاهی Park و همکاران (۱۹۹۷) تهیه شده است. ۲۱
- شکل 2-6: نمونه آزمایشگاهی ساخته شده از پلاستیک که بوسیله لوله به تولید کننده مکش متصل است. این مدل توسط Croce و همکاران (۲۰۰۶) به کار گرفته شد. ۲۲
- شکل 2-7: شبکه بکار رفته برای حل عددی جریان که توسط Hörschler و همکاران (۲۰۰۶) ارائه گردیده است. ۲۳
- شکل 2-8: دستگاه DPIV که Hörschler و همکاران (۲۰۰۶) برای اندازه‌گیری جریان، بکار گرفتند. ۲۳

- شکل ۲-۹: مدل بازسازی شده توسط زمانخان و همکاران (۲۰۰۶) با استفاده از تصاویر MRI از بینی یک انسان زنده
۲۴
- شکل ۲-۱۰: شبکه بندی و مدل محاسباتی Shi و همکاران (۲۰۰۷).
۲۵
- شکل ۲-۱۱: مدل محاسباتی تولید شده توسط Xi و Longest (۲۰۰۸)
۲۶
- شکل ۲-۱۲: تصویر ذرات فیبری شکل که توسط میکروسکوپ الکترونی تصویر برداری شده است.
۲۶
- شکل ۳-۱: تصویر CT Scan نمای جانبی از ناحیه سر فرد داوطلب
۲۹
- شکل ۳-۲: تصاویر CT Scan فرد داوطلب قبل از عمل جراحی، از نماهای روبرو (a)، جانبی (b) و محوری (c)
۲۹
- شکل ۳-۳: تصاویر CT Scan نمای روبروی مجاری تنفسی فرد داوطلب در حالت قبل از عمل جراحی که برای تهیه حجم سه بعدی مدل از آن استفاده شده است.
۳۱
- شکل ۳-۴: تصاویر CT Scan نمای روبروی مجاری تنفسی فرد داوطلب در حالت بعد از عمل جراحی که برای تهیه حجم سه بعدی مدل از آن استفاده شده است.
۳۲
- شکل ۳-۵: تصاویر سطح مقطع کرونال دو بعدی مجاری تنفسی سمت چپ و راست بینی فرد داوطلب که مجرای سمت راست آن دارای عارضه انحراف تیغه بینی بوده است.
۳۳
- شکل ۳-۶: مقایسه یک سطح مقطع کرونال دارای انحراف در حالت‌های قبل و بعد از عمل بازسازی شده در نرم افزار CATIA
۳۴
- شکل ۳-۷: (الف) تصویر ابتدایی CT Scan، (ب) تصویر مجزا شده مجاری تنفسی
۳۵
- شکل ۳-۸: تصویر CT Scan پس از پردازش تصاویر در نرم افزار MATLAB
۳۶

- شکل ۳-۹: مراحل بازسازی هندسه مجرای تنفسی بینی انسان توسط نرم افزار CATIA. (الف) نقاط مرزی بدست آمده از پردازش تصویر. (ب) حذف نقاط اضافی. (ج) تولید منحنی مرزی. (چ) نهشت منحنی هموار بر مرز مجرا. (ح) اتصال منحنی ها و تولید حجم. (خ) تصویر سه نما از مجرای تنفسی.
- ۳۸
- شکل ۳-۱۰: شبکه تولید شده در نرم افزار GAMBIT
- ۳۹
- شکل ۳-۱۱: مقادیر سرعت در ۵ نقطه دلخواه در مجرای بینی برای شبکه‌هایی با تعداد المان‌های متفاوت
- ۴۰
- شکل ۴-۱: مجرای سمت راست بینی انسان دارای انحراف تیغه بینی (Septal Deviation) بازسازی شده در نرم افزار CATIA
- ۵۰
- شکل ۴-۲: اندازه سطح مقطع‌های کروئال بر حسب فاصله از نوک بینی برای مجاری سمت راست قبل از عمل (RB)، سمت راست بعد از عمل (RA) و مجرای سمت چپ (L)
- ۵۱
- شکل ۴-۳: مقایسه هندسه استفاده شده در این پژوهش با هندسه‌های موجود در تحقیقات پیشین، مقدار سطح مقطع مربوط به مجموع سطح مقاطع بینی در هر دو طرف می‌باشد.
- ۵۲
- شکل ۴-۴: نمودار شدت جریان عبوری از مجراهای چپ و راست در حالت‌های قبل و بعد از عمل جراحی بر حسب اختلاف فشار بین ورودی و خروجی مجاری تنفسی بینی
- ۵۴
- شکل ۴-۵: کانتور فشار در مجرای سمت راست در حالت‌های قبل و بعد از عمل در دبی $7/5 (L/min)$
- ۵۶
- شکل ۴-۶: کانتور مقدار سرعت در مجرای سمت راست در حالت‌های قبل و بعد از عمل در دبی $7/5 (L/min)$.
- ۵۷
- شکل ۴-۷: نمایش کیفی خطوط جریان در مجرای سمت راست در حالت‌های قبل و بعد از عمل به ازای اختلاف فشار $40 Pa$
- ۵۸

- شکل ۴-۸: کانتورهای سرعت در راستای محوری (عمود به مقاطع کرونال) در سه مقطع کرونال از نواحی وستیبیل، دریچه بینی و مجرای اصلی به ازای اختلاف فشار Pa ۱۰ و Pa ۴۰، در حالت‌های قبل و بعد از عمل جراحی
۵۹
- شکل ۴-۹: کانتورهای سرعت کرونال (سرعت در صفحه کرونال) در سه مقطع کرونال از نواحی وستیبیل، دریچه بینی و مجرای اصلی به ازای اختلاف فشار Pa ۱۰ و Pa ۴۰، در حالت‌های قبل و بعد از عمل جراحی
۶۱
- شکل ۴-۱۰: کانتور سرعت محوری به همراه خطوط جریان سرعت کرونال در مقطعی که به فاصله ۲۰ میلی‌متر از نوک بینی قرار دارد، در دبیهای ۷/۵ L/min و ۱۲ L/min در حالت‌های قبل و بعد از عمل
۶۳
- شکل ۴-۱۱: مدل شبیه سازی شده توسط Wen و همکاران (۲۰۰۸)
۶۴
- شکل ۴-۱۲: نمای سه بعدی مجاری سمت چپ و راست که در ناحیه حلق به یگدیگر متصل‌اند.
۶۵
- شکل ۴-۱۳: بازده نشست ذره‌ای به قطر $10 \mu m$ برای تعداد متفاوت ذرات فرستاده شده در ورودی
۶۷
- شکل ۴-۱۴: بازده نشست ذره‌ای به قطر $15 \mu m$ برای تعداد متفاوت ذرات فرستاده شده در ورودی
۶۷
- شکل ۴-۱۵: نشست ذرات در مجاری تنفسی سمت چپ، راست قبل و بعد از عمل به ازای اختلاف فشار Pa ۱۰ و قطر $10 \mu m$.
۶۹
- شکل ۴-۱۶: نشست ذرات در مجرای سمت راست قبل از عمل به ازای اختلاف فشار Pa ۴۰ برای قطرهای $20 \mu m$ و ۱۰ و ۵.
۷۱
- شکل ۴-۱۷: نشست ذرات در مجرای سمت راست بعد از عمل به ازای اختلاف فشار Pa ۴۰ برای قطرهای $20 \mu m$ و ۱۰ و ۵.
۷۳

- شکل 4-18: نشست ذرات در مجرای سمت چپ به ازای اختلاف فشار 40 Pa برای قطرهای 20 μm و 10 و 5.
- 75
- شکل 4-19: کانتور سرعت محوری و پراکندگی ذرات با قطرهای 10 و 20 میکرومتر در تعدادی از مقاطع کروئال از مجاری قبل و بعد از عمل به ازای اختلاف فشار 40 Pa
- 77
- شکل 4-20: خطوط جریان ثانویه (جریان کروئال) و پراکندگی ذرات با قطر 10 میکرومتر در تعدادی از مقاطع کروئال مجرای سمت راست قبل از عمل به ازای اختلاف فشار 40 Pa.
- 79
- شکل 4-21: خطوط جریان ثانویه (جریان کروئال) و پراکندگی ذرات با قطر 10 میکرومتر در تعدادی از مقاطع کروئال مجرای سمت راست بعد از عمل به ازای اختلاف فشار 40 Pa.
- 80
- شکل 4-22: خطوط جریان ثانویه (جریان کروئال) و پراکندگی ذرات با قطر 10 میکرومتر در تعدادی از مقاطع کروئال مجرای سمت چپ به ازای اختلاف فشار 40 Pa.
- 81
- شکل 4-23: پراکندگی ذره‌ای با قطر 10 میکرومتر در تعدادی از مقاطع کروئال مجرای سمت راست قبل از عمل به ازای اختلاف فشارهای 10 Pa و 40 Pa
- 82
- شکل 4-24: پراکندگی ذره‌ای با قطر 10 میکرومتر در تعدادی از مقاطع کروئال مجرای سمت راست بعد از عمل به ازای اختلاف فشارهای 10 Pa و 40 Pa
- 83
- شکل 4-25: پراکندگی ذره‌ای با قطر 5 و 20 میکرومتر در تعدادی از مقاطع کروئال مجرای سمت چپ به ازای اختلاف فشار 40 Pa
- 84
- شکل 4-26: مقایسه نشست ذرات با نتایج آزمایشگاهی Kelly و همکاران (2004). RB، RA و L به ترتیب معرف مجاری سمت راست قبل از عمل، بعد از عمل و مجرای سمت چپ می‌باشد.
- 85

- شکل ۴-۲۷: نمودار نشست ذرات بر حسب IP به ازای اختلاف فشار ۱۰ Pa، ۲۰ Pa و ۴۰ Pa.
۸۸
- شکل ۴-۲۸: نمودار نشست ذرات بر حسب قطر ذرات در مجاری مختلف به ازای اختلاف فشار ۱۰ Pa، ۲۰ Pa و ۴۰ Pa.
۹۰
- شکل ۴-۲۹: نمودار نشست ذرات بر حسب قطر ذرات به ازای اختلاف فشارهای یکسان در مجاری مختلف
۹۱
- شکل ۴-۳۰: نمودار نشست ذرات بر حسب قطر ذرات به ازای دبی‌های ۱۲ L/min و ۷/۵ در مجاری مختلف
۹۲
- شکل ۴-۳۱: نمودار نشست ناحیه‌ای برای ذره‌های با قطر ۲۰ میکرومتر در اختلاف فشار ۱۰ Pa.
۹۳
- شکل ۴-۳۲: نمودار نشست ناحیه‌ای ذرات در مجرای سمت راست قبل از عمل به ازای اختلاف فشار ۱۰ Pa و ۴۰ Pa
۹۴
- شکل ۴-۳۳: نمودار نشست ناحیه‌ای ذرات در مجرای سمت راست بعد از عمل به ازای اختلاف فشار ۱۰ Pa و ۴۰ Pa
۹۵
- شکل ۴-۳۴: نمودار نشست ناحیه‌ای ذرات در مجرای سمت چپ به ازای اختلاف فشار ۱۰ Pa و ۴۰ Pa.
۹۶
- شکل ۴-۳۵: توزیع شار جرمی ذرات نانو در مجاری تنفسی به ازای دبی ۴ L/min و قطر ۵ nm
۹۸
- شکل ۴-۳۶: توزیع شار جرمی ذرات نانو در مجرای راست قبل از عمل به ازای دبی ۴ L/min برای قطرهای ۱۰ nm و ۵ و ۲
۹۹

| صفحه | عنوان |
|------|---|
| ۱۰۰ | شکل ۴-۳۷: توزیع شار جرمی ذرات نانو در مجرای راست بعد از عمل به ازای دبی ۴ L/min برای قطرهای ۱۰ nm و ۵ و ۲ |
| ۱۰۱ | شکل ۴-۳۸: توزیع شار جرمی ذرات نانو در مجرای چپ به ازای دبی ۴ L/min برای قطرهای ۱۰ nm و ۵ و ۲ |
| ۱۰۲ | شکل ۴-۳۹: مقایسه میزان نشست ذرات به ازای دبی ۴ L/min با نتایج Kelly و همکاران (۲۰۰۴). |
| ۱۰۲ | شکل ۴-۴۰: مقایسه میزان نشست ذرات به ازای دبی ۷/۵ L/min با نتایج Kelly و همکاران (۲۰۰۴). |
| ۱۰۲ | شکل ۴-۴۱: مقایسه میزان نشست ذرات به ازای دبی ۱۲ L/min با نتایج Kelly و همکاران (۲۰۰۴). |
| ۱۰۴ | شکل ۴-۴۲: نمودار نشست ذرات در مجاری به ازای دبی‌های ۱۲ L/min، ۷/۵ و ۴ بر حسب قطر ذرات |
| ۱۰۵ | شکل ۴-۴۳: نمودار نشست ناحیه‌ای ذره‌های با قطر ۵ نانومتر در دبی ۴ L/min |
| ۱۰۶ | شکل ۴-۴۴: نشست ناحیه‌ای ذرات نانو در مجرای سمت راست قبل از عمل به ازای دبی‌های ۱۲ L/min و ۴ |
| ۱۰۷ | شکل ۴-۴۵: نشست ناحیه‌ای ذرات نانو در مجرای سمت راست بعد از عمل به ازای دبی‌های ۱۲ L/min و ۴ |
| ۱۰۸ | شکل ۴-۴۶: نشست ناحیه‌ای ذرات نانو در مجرای سمت چپ به ازای دبی‌های ۱۲ L/min و ۴ |
| ۱۰۹ | شکل ۴-۴۷: نمودار نشست ذرات در محدوده قطری میکرو و نانو در سه مجرا به ازای دبی ۷/۵ L/min |

- شکل ۴-۴۸: نمودار نشست ذرات در محدوده قطری مایکرو و نانو در سه مجرا به ازای دبی ۱۲ L/min
- ۱۰۹
- شکل ۴-۴۹: مقایسه نمودار نشست ذرات نانو محاسبه شده در این پژوهش با مقادیر حاصل از آزمایش Kelly و همکاران (۲۰۰۴) و همچنین نتایج عددی مقالات Zamankhan و همکاران (۲۰۰۶) و Xi و Longest (۲۰۰۸)
- ۱۱۱

فهرست علائم

| توضیح | علامت |
|---------------------------------------|--------------------|
| مساحت سلول نام | A_i |
| مساحت سطح | A_f |
| نرخ جریان خالص در سلول | b |
| غلظت ذرات | C |
| غلظت ذرات ورودی | C_{in} |
| ضریب درگ با در نظر گرفتن ضریب لغزش | C_{Dp} |
| ضریب درگ | C_D |
| ضریب لغزش | C_c و C_{Slip} |
| درصد نشست ذرات | DF |
| ضریب پخش ذرات | D |
| قطر آیرودینامیکی ذره | d و d_a |
| قطر معادل شکل کروی | d_e |
| شتاب گرانش زمین | g |
| پارامتر Impaction | IP |
| شار پخش ذرات بر دیواره | $J_{i,w}$ |
| تصحیح افزوده شده به نرخ جریان J_f^* | J'_f |

| علامت | توضیح |
|---------------------|--------------------------------------|
| J_f^* | شار وجه f |
| K_B | ثابت بولتزمن |
| \dot{m}_w | شار جرمی ذرات برخورد کننده به دیواره |
| N_{faces} | تعداد صفحات در بر گیرنده سلول |
| n_w | تعداد سلول‌های دیواره در کل میدان |
| P | فشار |
| p' | تصحیح فشار سلول |
| Q , Q _{in} | دبی هوای ورودی |
| Re _p | عدد رینولدز نسبی ذره |
| S_ϕ | منبع تولید در واحد حجم |
| t | زمان |
| T | دمای مطلق |
| u_i | سرعت سیال |
| u_i^P | سرعت ذره |
| V | حجم سلول |
| V_{TS} | سرعت توقف ذره |
| x_i | مولفه مکانی |
| α_p | فاکتور زیر تخفیف برای فشار |
| v_f | سرعت سیال عبوری از صفحه |

| علامت | توضیح |
|---------------|--|
| ϕ_f | مقدار کمیت ϕ که از صفحه f جابجا می‌شود. |
| Γ_ϕ | ضریب پخش |
| λ | فاصله آزاد متوسط بین مولکولی |
| μ | لزجت سیال |
| ν | لزجت سینماتیکی |
| ρ | چگالی سیال |
| ρ_p | چگالی ذره |

فصل ۱

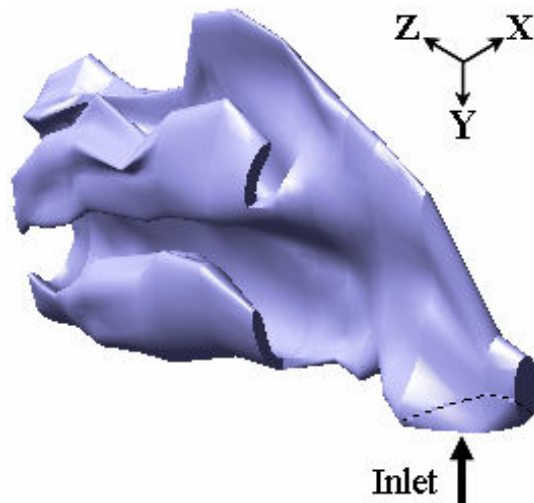
۱-۱ - مقدمه

مجاری تنفسی بینی (Nasal Airway)، نقش بسیار مهمی در فرآیند تنفس ایفا می‌کنند. این مجاری علاوه بر محل عبور جریان هوا، محل تنظیم دما و رطوبت و نیز تهویه و تصفیه هوای ورودی به نای می‌باشند. مقداری از ذرات معلق در هوای تنفس شده، متناسب با قطر ذرات، در این قسمت نشست می‌کند. همچنین سنسورهای بویایی در قسمت بالایی این مجرا قرار دارند. این مجرا باعث تنظیم فشار بین گوش میانی و اتمسفر می‌شود.

بسیاری از اختلالات تنفسی مربوط به بینی در انسان نیازمند عمل جراحی می‌باشند. آگاهی داشتن از جزئیات و خواص جریان سیال درون مجاری تنفسی برای درک مفاهیم فیزیولوژیکی و پاتولوژی مربوط به مجاری تنفسی بسیار ضروری می‌باشد. زیرا این اطلاعات به جراح کمک می‌کند که تغییرات مناسبی را در هندسه مجاری تنفسی یا دیگر قسمت‌های بینی انسان که دچار عارضه هستند، انجام دهد. شکل هندسی مجاری تنفسی و حفره‌های مرتبط به آن، تأثیر زیادی در عملکرد تنفسی انسان دارد. زیرا هندسه بر روی رفتار جریان سیال اثر گذار است.

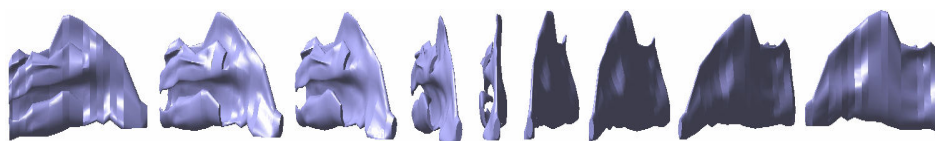
به علاوه میدان جریان نقش بسزایی در چگونگی رفتار ذرات معلق در هوا بازی می‌کند. ذرات در ابعاد میکرومتر و نانومتر به طور طبیعی در هوای پیرامون ما معلق می‌باشند و ما روزانه مقادیر زیادی از این ذرات را تنفس می‌کنیم. نشست ذرات سمی در مجاری تنفسی منجر به بیماری‌های تنفسی مانند آسم، سرطان ریه و غیره می‌شود. از طرف دیگر، امروزه در علم پزشکی سعی می‌شود که تزریق دارو به صورت افشاندن ذرات معلق در هوا به سیستم تنفسی بیمار جایگزین دیگر روش‌های تزریق دارو گردد. مجاری تنفسی بینی انسان شکل هندسی پیچیده‌ای دارد و بسیاری از ذرات قبل از ورود به نای و شش‌ها در مجاری تنفسی بینی فیلتر می‌شوند. در نتیجه بررسی رفتار جریان و ذرات تنفس شده در مجاری تنفسی بینی انسان چه از نظر آلودگی هوا و چه از نظر کمک به پزشکان برای تعیین مقدار و نحوه مصرف دارو از طریق تنفس و نیز نحوه اعمال جراحی در بیماران دارای عارضه انحراف بینی حائز اهمیت می‌باشد.

در این تحقیق جریان هوای تنفس شده در مجاری تنفسی بینی انسان دارای عارضه انحراف تیغه بینی (Septal Deviation)، برای حالت تنفس معمولی، در مجاری قبل و بعد از عمل جراحی با شبیه سازی کامپیوتری مورد بررسی قرار گرفته است. نمای سه بعدی مجرای تنفسی بینی بیمار داوطلب بعد از عمل، بازسازی شده در نرم افزار CATIA در شکل (۱-۱) قابل مشاهده است. عارضه انحراف تیغه بینی با تغییرات شدید هندسی در مجرای سمت راست بینی و کاهش جریان هوا در هنگام تنفس، مشکلاتی تنفسی زیادی را برای فرد ایجاد کرده بود.



شکل ۱-۱: نمای سه بعدی مجرای تنفسی بینی بیمار داوطلب، بازسازی شده در نرم افزار CATIA

بازسازی هندسه واقعی از مجاری تنفسی بینی انسان به گونه ای که قابلیت تولید فضای محاسباتی در نرم افزارهای تولید شبکه را داشته باشد، ملزم به تهیه تصاویر پزشکی از طریق پرتونگاری، پردازش این تصاویر و در نهایت بازسازی حجم سه بعدی آن توسط نرم افزارهای CAD می باشد. همان طور که در شکل (۲-۱) نشان داده شده است، هندسه واقعی مجاری تنفسی بینی بسیار پیچیده است و این پیچیدگی هندسی برای فرد دارای انحراف بینی، تشدید می شود. این امر مسأله تولید حجم و حل میدان جریان در آن را چالش برانگیز می کند.



شکل ۲-۱: هندسه بازسازی شده مجاری تنفسی بینی انسان از نماهای مختلف در نرم افزار CATIA