

## Numerical Simulation of Flow Field, Heat and Moisture Transfer in the Human Nasal Cavity Pre and Post Virtual Turbinectomy

Rahmani, Parisa<sup>1</sup> / Shamohammadi, Hosein<sup>1</sup> / Abouali, Omid<sup>2\*</sup> / Emdad, Homayoun<sup>3</sup> / Faramarzi, Mohammad<sup>4</sup>

<sup>1</sup> - M.Sc. Student, Thermofluid Department, Mechanical Engineering Faculty, Shiraz University, Shiraz, Iran

<sup>2</sup> - Associate Professor, Thermofluid Department, Mechanical Engineering Faculty, Shiraz University, Shiraz, Iran

<sup>3</sup> - Professor, Thermofluid Department, Mechanical Engineering Faculty, Shiraz University, Shiraz, Iran

<sup>4</sup> - Associate Professor, Department of Otolaryngology, Head and Neck Surgery Faculty, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

### ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2019.96540.1414

Received: 28 October 2018

Revised: 20/1/2019 - 1/3/2019

Accepted: 9 March 2019

### KEYWORDS

*Turbinectomy*  
*Inferior Turbinate*  
*Computational Fluid Dynamics (CFD)*  
*Virtual Surgery*  
*Nasal Cavity*  
*Heat/Moisture Transfer*

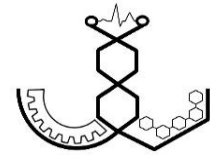
### ABSTRACT

Turbinates play an important role in conditioning of inhaled air and affect the airflow passing the nasal cavity. The purpose of this study is to investigate the effect of removing inferior turbinate on flow field, heat and moisture transfer from mucosa into the inhaled-air in a human nasal cavity and comparison of them before and after the surgery. Turbinectomy was performed virtually on the computational model under the specialist's supervision. In this study the airflow assumed to be laminar and unsteady. The nasal wall assumed to be rigid and no slip boundary condition was set. Moreover, the mucous layer assumed to be within fixed thickness in all over nasal cavity surface. The temperature and humidity distribution over the surface of mucosa are found by numerical computation. The results depict that conditioning of the nasal airway deteriorates by removing the inferior turbinate. For a specific air flow rate, both the heat and moisture flux averages decrease after surgery.

### \*Corresponding Author

<b>Address</b>	Thermofluid Department, Mechanical Engineering Faculty, Shiraz University, Shiraz, Iran
<b>Postal Code</b>	71936-16548
<b>E-Mail</b>	abouali@shirazu.ac.ir
<b>Tel</b>	+98-71-36133034
<b>Fax</b>	+98-71-36473511





## شبیه‌سازی عددی جریان هوا، انتقال حرارت و رطوبت در حفره‌ی بینی انسان قبل و بعد از جراحی مجازی توربینکتومی

رحمانی، پریسا<sup>۱</sup> / شامحمدی، حسین<sup>۱</sup> / ابوعلی، امید<sup>۲\*</sup> / امداد، همایون<sup>۳</sup> / فرامرزی، محمد<sup>۴</sup>

- <sup>۱</sup> - دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، بخش حرارت و سیالات، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
- <sup>۲</sup> - دانشیار، بخش حرارت و سیالات، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
- <sup>۳</sup> - استاد، بخش حرارت و سیالات، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
- <sup>۴</sup> - دانشیار، بخش گوش و حلق و بینی، دانشکده‌ی جراحی سر و گردن، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2019.96540.1414

پذیرش: ۱۸ اسفند ۱۳۹۷

بازنگری: ۱۳۹۷/۱۰/۳۰ - ۱۳۹۷/۱۲/۱۰

ثبت در سامانه: ۶ آبان ۱۳۹۷

### چکیده

### واژه‌های کلیدی

توربینیت‌ها در گرم و مرطوب کردن هوای عبوری از بینی نقش مهمی داشته و جریان عبوری از مجرای بینی را تحت تاثیر قرار می‌دهند. هدف این پژوهش، مدل‌سازی تاثیرات برداشتن توربینیت تحتانی بر میدان جریان، انتقال حرارت و رطوبت از مخاط حفره‌ی بینی به هوا و مقایسه‌ی آن‌ها در قبل و بعد از جراحی می‌باشد. عمل توربینکتومی به صورت مجازی روی مدل محاسباتی و تحت نظر متخصص صورت گرفته است. در این پژوهش جریان به صورت آرام و غیردائمی و دیواره‌ی مجرای بینی به صورت صلب و با شرط عدم لغزش در نظر گرفته شده و همچنین مخاط روی سطح دیواره‌ی مجرای بینی با ضخامت ثابت مدل‌سازی شده است. دما و رطوبت روی سطح مخاط با استفاده از محاسبات به دست می‌آید. نتایج نشان می‌دهد که برداشتن توربینیت تحتانی به میزان قابل توجهی روی عمل کرد گرم و مرطوب کردن هوای ورودی به بینی تاثیر می‌گذارد. میانگین مقدار هر دو شار حرارت و رطوبت برای حالت بعد از جراحی کم‌تر است.

توربینکتومی  
توربینیت تحتانی  
دینامیک سیالات محاسباتی  
جراحی مجازی  
حفره‌ی بینی  
انتقال حرارت و رطوبت

### \*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه حرارت و سیالات، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

تلفن ۹۸-۷۱-۳۶۱۳۳۰۳۴

دورنگار

دورنگار ۹۸-۷۱-۳۶۴۷۳۵۱۱

کد پستی ۷۱۹۳۶-۱۶۵۴۸

پست الکترونیک abouali@shirazu.ac.ir



## ۱- مقدمه

بدن موجودات زنده جهت تهیه‌ی اکسیژن برای انجام سوخت و ساز سلولی و دفع دی‌اکسید کربن، به دستگاه تنفسی وابسته است. وظیفه‌ی اصلی دستگاه تنفسی تامین اکسیژن و دفع دی‌اکسید کربن است. وظیفه‌ی بینی علاوه بر تبادل گازی، گرم کردن<sup>۱</sup>، مرطوب کردن<sup>۲</sup> و پالایش<sup>۳</sup> هوا نیز می‌باشد. این امر از آسیب دیدن سلول‌های حساس ریه جلوگیری کرده و باعث بهبود عمل کرد آن‌ها می‌شود.

دستگاه تنفسی با داشتن مجاری هوایی، وظایف گرم کردن، مرطوب کردن و پالایش هوا انجام می‌دهد. دستگاه تنفسی به دو بخش راه تنفس بالایی<sup>۴</sup> و راه تنفس پایینی<sup>۵</sup> تقسیم می‌شود. راه تنفس بالایی از سوراخ‌های بینی<sup>۶</sup> تا ابتدای نای<sup>۷</sup> و راه تنفس پایینی از نای تا کیسه‌های هوایی را شامل می‌شوند. در این پژوهش روی دستگاه تنفسی بالایی تمرکز شده است.

جراحی مجازی روشی برای شبیه‌سازی فرایند جراحی است که می‌تواند در انتخاب روش مناسب جراحی موثر بوده و عمل کرد جراح را بهبود بخشد. این روش اطلاعاتی درباره‌ی تغییرات آناتومی راه‌های تنفسی و نیز تغییرات پارامترهای جریان هوا، نرخ انتقال حرارت و رطوبت در راه‌های تنفسی را در اختیار قرار می‌دهد. جراحی مجازی با استفاده از نرم‌افزارهای تجاری انجام می‌شود. در این تحقیق از نرم‌افزار میمیکس<sup>۸</sup> استفاده شده است. هر حفره‌ی بینی از سه بخش دهلیز<sup>۹</sup> (قدامی)، دریچه‌ی بینی<sup>۱۰</sup> و مسیر اصلی<sup>۱۱</sup> تشکیل شده است. درون مسیر اصلی، سه توربینیت<sup>۱۲</sup> بالایی، میانی و تحتانی قرار دارد. این اجزا در حفظ عمل‌کردهای حفره‌ی بینی مانند تسهیل در مرطوب‌سازی و تنظیم دمای هوای تنفس شده، موثر می‌باشند. توربینیت‌ها در حالت طبیعی بسیار مفید می‌باشند، اما غیرطبیعی بودن آن‌ها باعث بروز مشکلاتی خواهد شد. برای مثال، بزرگ بودن غیرطبیعی توربینیت‌ها باعث انسداد مزمن راه تنفسی بینی و خون‌ریزی بینی می‌شود. برای حل مشکلات ناشی از بزرگ بودن توربینیت‌ها از روش‌های جراحی مختلفی مانند برداشتن کامل توربینیت، برداشتن بخشی از توربینیت و فشرده‌سازی توربینیت، بهره گرفته می‌شود. در برخی موارد، عمل جراحی روی قسمت‌های دیگری از بینی مانند سینوس‌ها انجام می‌شود اما برای دسترسی راحت‌تر به آن ناحیه لازم

است تا کل و یا بخشی از یک توربینیت برداشته شود. امروزه با افزایش توان محاسباتی رایانه‌ها و پیشرفت روش‌های دینامیک سیالات محاسباتی<sup>۱۳</sup> استفاده از این روش در حل بسیاری از مسائل مهندسی از جمله شبیه‌سازی سیستم تنفسی افزایش یافته است. برای مثال از رایانه برای استخراج هندسه‌ی واقعی و از روش دینامیک سیالات محاسباتی برای شبیه‌سازی پالایش ذرات هوا [۱-۵] و بررسی تاثیرات جراحی بر کارکردهای مختلف سیستم تنفسی [۶، ۷] استفاده می‌شود. تا کنون تحقیقات عددی و آزمایشگاهی زیادی برای به دست آوردن دما در سطح دستگاه تنفسی، بررسی تبادل حرارت و رطوبت بین لایه‌ی مخاطی و هوا و شبیه‌سازی جراحی‌های مختلف دستگاه تنفسی انجام شده است.

این‌توانگ و هم‌کارانش [۸] با مدل‌سازی بر اساس تصاویر سی‌تی اسکن<sup>۱۴</sup> و سپس حل جریان با روش دینامیک سیالات محاسباتی، اثر تفاوت ساختار مجرای سمت چپ و راست بینی روی جریان و انتقال حرارت هوای استنشاقی را مورد بررسی قرار داده و نتیجه گرفتند که بیش‌ترین میزان انتقال حرارت در ناحیه‌ی جلویی بینی رخ می‌دهد. در مدل آن‌ها ناحیه‌ی سمت چپ مجرای بینی از سمت راست کوچک‌تر بوده و به همین دلیل انتقال حرارت از دیواره به هوا در مجرای سمت چپ بیش‌تر بوده است. زمان حضور هوا در مجرا نیز در توانایی انتقال حرارت در حالت جریان آرام از اهمیت زیادی برخوردار است.

گارسسیا و هم‌کارانش [۹] با این هدف که نشان دهند دلیل اصلی بیماری Atrophic Rhinitis، تبخیر بیش از حد لایه‌ی مخاطی است، جریان هوا و انتقال رطوبت و حرارت در بینی را به کمک روش دینامیک سیالات محاسباتی شبیه‌سازی کردند. در این مطالعه، گرمای حاصل از تبخیر محاسبه و به عنوان ترم چشمه در معادله‌ی انرژی وارد شد اما دمای سطح به صورت ثابت در نظر گرفته شده و دمای سطح مخاط وابسته به مکان، مورد بررسی قرار نگرفت. هم‌چنین ترم چشمه نیز به صورت کامل و دقیق محاسبه نشده است. به طوری که تمام انرژی تبخیر به صورت گرمای محسوس به معادله‌ی انرژی اضافه شده و بخشی از آن که صرف گرمای نهان تبخیر می‌شود در نظر گرفته نشده است.

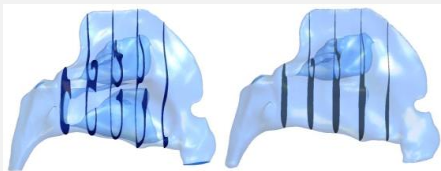
<sup>۸</sup> Mimics<sup>۹</sup> Nasal Vestibule<sup>۱۰</sup> Nasal Valve<sup>۱۱</sup> Main Airway<sup>۱۲</sup> Turbinate<sup>۱۳</sup> Computational Fluid Dynamics (CFD)<sup>۱۴</sup> Computed Tomography (CT) Scan<sup>۱</sup> Heat Transfer<sup>۲</sup> Humidification<sup>۳</sup> Filtration<sup>۴</sup> Upper Respiratory Tract (Upper Airway)<sup>۵</sup> Lower Respiratory Tract (Lower Airway)<sup>۶</sup> Nostrils<sup>۷</sup> Trachea

و در حالت بازدم دمای هوا بیش‌تر از دمای مخاط می‌باشد. هم‌چنین بیش‌ترین اختلاف دمای هوا و مخاط در انتهای بازدم و کم‌ترین اختلاف دما در انتهای دم اتفاق می‌افتد. در پژوهش حاضر، عمل جراحی توربینکتومی تحتانی بینی مورد بررسی قرار گرفته است. هدف اصلی این پژوهش مشاهده و تحلیل اثر این جراحی بر میدان جریان، انتقال حرارت و انتقال رطوبت در مجرای بینی می‌باشد. در این تحقیق جریان به صورت زمانمند در نظر گرفته شده و دمای سطح لایه‌ی مخاطی به صورت تابعی از زمان و مکان به دست آمده است.

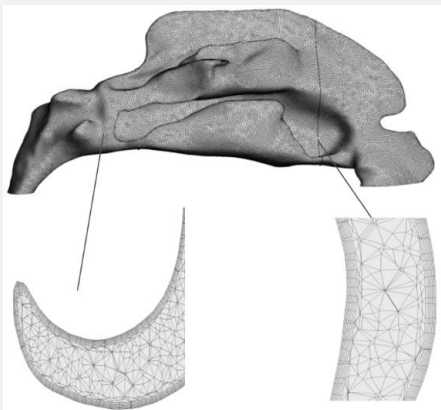
## ۲- مواد و روش‌ها

در این پژوهش از تصاویر سی‌تی اسکن مربوط به یک داوطلب مرد بالغ و سالم، برای استخراج هندسه‌ی واقعی راه تنفس بالایی به کمک نرم‌افزار میمیکس استفاده شده است. سپس تحت نظر یک متخصص، جراحی مجازی روی مدل انجام شده است. هندسه‌ی مورد استفاده در این پژوهش در دو حالت قبل و بعد از جراحی در شکل (۱) ارائه شده است.

لایه‌ی مخاطی به صورت یک لایه با ضخامت ثابت ۱ mm با استفاده از نرم‌افزار آی‌سی‌ای‌ام<sup>۲</sup> مدل‌سازی شده و شبکه‌بندی نیز با استفاده از همین نرم‌افزار انجام شده است. شبکه‌ی ایجاد شده شامل دو نوع شبکه‌ی لایه‌ی مرزی پریزم در کنار دیواره‌ها و شبکه‌ی چهاروجهی در سایر نقاط می‌باشد (شکل ۲).



شکل (۱) - مدل سه‌بعدی مجرای سمت راست بینی، تصویر چپ) قبل از جراحی، تصویر راست) بعد از جراحی



شکل (۲) - شبکه‌بندی مدل مورد بررسی

لی و هم‌کارانش [۱۰] مشخصه‌های زمانمند جریان در مسیر هوایی بینی انسان را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها برای حل زمانمند میدان جریان و میدان‌های دما و فشار، از مدل اغتشاشی LES به جای مدل RANS استفاده کرده، برای کمک به واقعی‌تر شدن حل، شرط مرزی ورودی فشار متغیر با زمان را انتخاب کرده، دمای سطح مخاط را به صورت متغیر با زمان در نظر گرفته و نشان دادند که تفاوت قابل توجهی میان توزیع نرخ جریان در سطح مقطع‌های مختلف وجود دارد. نتایج این تحقیق نشان داد که بیش‌ترین میزان تغییرات دمایی هوای درون بینی، در ابتدای حفره‌ی بینی رخ می‌دهد.

سولیوان و هم‌کارانش [۱۱] با استفاده از روش حل عددی، میزان از دست دادن گرمای مخاط در بینی بیماری که دچار گرفتگی در مسیر هوایی است را قبل و بعد از عمل جراحی محاسبه کرده و مورد مقایسه قرار دادند. در این پژوهش، جریان به صورت پایا، تنش برشی روی دیواره برابر با صفر و دمای روی مخاط، برابر با مقدار ثابت  $32/6^{\circ}\text{C}$  در نظر گرفته شده است. نتایج آن‌ها نشان داد که نرخ گرمای انتقالی از مخاط به هوا، به خصوص در سمتی که گرفتگی بیش‌تری داشته است، پس از عمل جراحی افزایش می‌یابد.

شقاقیان و هم‌کارانش [۱۲] تاثیرات جراحی سینوس ماکزیلاری<sup>۱</sup> روی جریان، گرما و رطوبت بینی را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها جریان را به صورت آرام و پایا در نظر گرفته و به این نتیجه رسیدند که این عمل جراحی تاثیر قابل ملاحظه‌ای بر جریان هوا در حفره‌ی بینی ندارد اما پس از جراحی جریان هوا در سینوس ماکزیلاری افزایش قابل توجهی داشته و به همین دلیل مقدار رطوبت در سینوس ماکزیلاری کاهش می‌یابد اما شار حرارت و رطوبت از سطح لایه‌ی مخاطی به هوا افزایش پیدا می‌کند. هم‌چنین آن‌ها گزارش کردند که با افزایش رطوبت هوای محیط، شار رطوبتی و گرمای نهان کاهش یافته اما میزان شار گرمای محسوس، ثابت باقی خواهد ماند.

لیندمن و هم‌کارانش [۱۳] با انجام آزمایشی روی بینی ۱۵ فرد سالم، دمای سطح مخاط در مکان‌های مختلف و در طول دم و بازدم را اندازه‌گیری کردند. آن‌ها با در نظر گرفتن اثر هم‌زمان مکان و زمان به این نتیجه رسیدند که دمای سطح مخاط تابعی از زمان و مکان می‌باشد.

ویسمیلر و هم‌کارانش [۱۴] دمای مخاط و هوا را در شرایط معتدل دمایی به صورت هم‌زمان اندازه‌گیری کردند. آن‌ها نتیجه گرفتند که در حالت دم دمای مخاط بیش‌تر از هوا بوده

<sup>۱</sup> ICEM

<sup>۱</sup> Maxillary Sinus

با توجه به در نظر گرفتن جریان به صورت آرام و تراکم‌ناپذیر، معادلات پیوستگی و بقای اندازه‌ی حرکت خطی با روابط (۱) و (۲) بیان می‌شوند.

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \vec{\nabla}) \vec{u} = -\frac{1}{\rho} \vec{\nabla} p + \nu \nabla^2 \vec{u} \quad (2)$$

در روابط (۱) و (۲)،  $\vec{u}$  بردار سرعت بر حسب زمان و مکان،  $P$  فشار،  $t$  زمان،  $\rho$  چگالی و  $\nu$  لزجت سینماتیکی را نشان می‌دهند. معادله‌ی بقای انرژی، معادله‌ی حاکم بر انتقال گرما بین سیال و مخاط بوده که در این مساله به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\frac{\partial T}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \vec{\nabla}) T = \frac{k}{\rho c_p} \nabla^2 T + S \quad (3)$$

در رابطه‌ی (۳)،  $T$  دما بر حسب زمان و مکان،  $C_p$  گرمای ویژه‌ی فشار ثابت  $(J/Kg.k \ 1005/9)$ ، چگالی هوا،  $k$  رسانش گرمایی هوا  $(W/m.k \ 0.0268)$  و  $S$  ترم چشمه می‌باشند. برای اعمال اثر تبخیر در سطح دستگاه تنفسی، از تابع تعریف شده توسط کاربر<sup>۳</sup> در نرم‌افزار فلونت استفاده شده است. با توجه به غلظت بخار آب<sup>۴</sup> هوا، غلظت بخار آب در نقاط مختلف دامنه‌ی محاسباتی با حل یک معادله‌ی اسکالر به دست می‌آید. سپس با این مقادیر و با استفاده از یک تابع تعریف شده توسط کاربر، اثر تبخیر با معادله‌ی انرژی همبسته خواهد شد. تابع اسکالر تعریف شده برای غلظت بخار آب به صورت زیر می‌باشد.

$$\rho \frac{\partial}{\partial t} c_{H_2O} + \vec{\nabla} \cdot (\rho c_{H_2O} \vec{u} - D \vec{\nabla} c_{H_2O}) = S_{H_2O} \quad (4)$$

در این رابطه،  $c_{H_2O}$  غلظت بخار آب،  $D$  ضریب دیفیوژن<sup>۵</sup> و  $S_{H_2O}$  ترم چشمه<sup>۶</sup> را نشان می‌دهند.

پس از به دست آوردن غلظت بخار آب به کمک رابطه‌ی (۴)، می‌توان مقدار گرمای نهان تبخیر را محاسبه کرده و آن را به رابطه‌ی (۳) اضافه نمود. ترم چشمه در رابطه‌ی (۳) شامل دو بخش انتقال انرژی به وسیله‌ی دیفیوژن و جابه‌جایی است که به دلیل انتقال رطوبت اتفاق می‌افتد. این دو قسمت به ترتیب با استفاده از روابط (۵) و (۶) محاسبه می‌شوند.

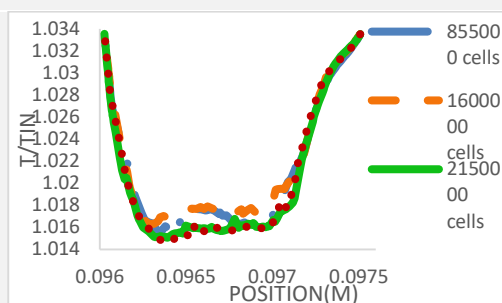
$$S_D = D \vec{\nabla}^2 (C_{H_2O} h_g) \quad (5)$$

$$S_v = -\rho (\vec{u} \cdot \vec{\nabla}) (C_{H_2O} h_g) \quad (6)$$

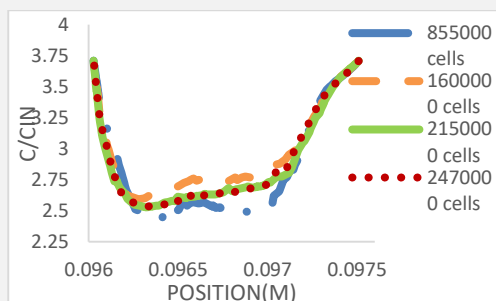
جزئیات مربوط به تعداد شبکه‌ها در جدول (۱) ارائه شده است. برای بررسی استقلال حل، نتایج روی پاره‌خط‌هایی در نواحی مختلف حفره‌ی بینی رسم شده و مورد مقایسه قرار گرفته است. برای مثال، نتایج بی‌بعد شده‌ی دما و رطوبت روی یک پاره‌خط در گذرگاه نزدیک به توربینیت میانی در شکل (۳) ارائه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، اختلاف نتایج در شبکه‌هایی با تعداد ۲۱۵۰۰۰ و ۲۴۷۰۰۰۰ ناچیز است. از این رو برای صرفه‌جویی در محاسبات از تعداد ۲۱۵۰۰۰ شبکه استفاده شده است. برای شبیه‌سازی نیز از نرم‌افزار انسیس فلونت<sup>۱</sup> بهره گرفته شده است.

جدول (۱) - تعداد شبکه‌بندی‌های استفاده شده

مدل ۱	مدل ۲	مدل ۳	مدل ۴
۸۵۵۰۰۰	۱۶۰۰۰۰	۲۱۵۰۰۰	۲۴۷۰۰۰



الف



ب

شکل (۳) - مقایسه‌ی الف) دمای بدون بعد، ب) رطوبت بدون بعد در چهار شبکه با تعداد سلول‌های مختلف

به دلیل پیچیده بودن هندسه‌ی مدل، نمی‌توان از عدد رینولدز بحرانی<sup>۲</sup> ارائه شده برای هندسه‌های استاندارد برای تشخیص آرام یا درهم بودن جریان استفاده کرد اما با توجه به گزارش هان و هم‌کارانش [۱۵]، برای جریان‌هایی با نرخ کم‌تر از ۱۲ L/min در یک حفره‌ی بینی جریان آرام بوده و دچار اغتشاش نمی‌شود. در این پژوهش، جریان به صورت آرام و زمانمند مدل‌سازی شده است.

<sup>۱</sup> Water Vapor Concentration

<sup>۵</sup> Diffusion Coefficient

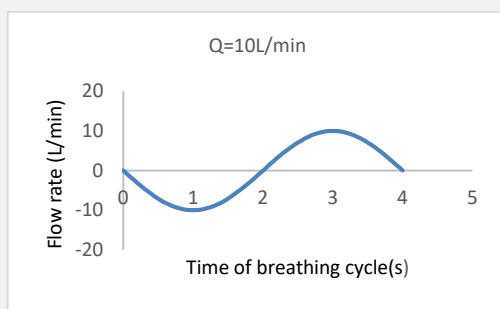
<sup>۶</sup> Source Term

<sup>۱</sup> Ansys Fluent

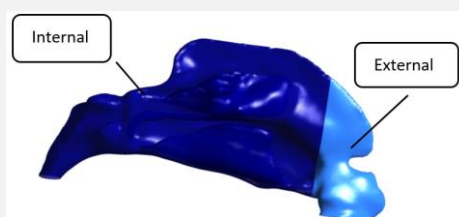
<sup>۲</sup> Critical Reynolds Number

<sup>۳</sup> User Defined Function (UDF)

می‌شود، دمای دیواره‌ی بینی در قسمت بیرونی برابر با  $32^{\circ}\text{C}$  و در قسمت داخلی برابر با  $35^{\circ}\text{C}$  بوده و رطوبت نسبی در تمامی سطح دیواره برابر با  $100\%$  می‌باشد. برای تعیین شرایط مرزی سطح پشت مخاط، مرجع دقیقی در دسترس نیست اما برای سطح مخاط، اطلاعات آزمایشگاهی محدودی در اختیار است. از این رو، مقادیر شرط مرزی سطح پشت مخاط در مدل محاسباتی، با روش سعی و خطا تا جایی تغییر داده شده که دمای سطح مخاط، توزیعی شبیه به اعداد آزمایشگاهی در شرایط محیطی یکسان داشته باشد. بیشینه‌ی مقدار خطای دمای سطح مخاط در این پژوهش، در قیاس با نتایج آزمایشگاهی برابر با  $2/1\%$  در فاز دم و  $2/2\%$  در فاز بازدم می‌باشد. مخاط روی دیواره‌ی مدل بوده و در دامنه‌ی محاسباتی می‌باشد. هم‌چنین معادلات انرژی و غلظت رطوبت علاوه بر مجرای عبور هوا برای دامنه‌ی بینی نیز حل شده است. شرط دما و رطوبت برای مرز بین مخاط و هوا به صورت همبسته در نظر گرفته شده تا توزیع دما و رطوبت سطح مخاط در روند حل به دست آید.



شکل (۴) - شرط مرزی ناحیه‌ی حلق برای دبی  $10\text{ L/min}$



شکل (۵) - مدل بینی و نمایش قسمت داخلی و بیرونی آن

### ۳- یافته‌ها و بحث

در این بخش، جراحی توربینیت تحتانی بینی مورد بررسی قرار گرفته است (در حالی که این توربینیت مشکلی در مجرای بینی ایجاد نکرده است). هدف اصلی این بخش مشاهده و تحلیل اثر این جراحی بر میدان جریان، انتقال حرارت و انتقال رطوبت در مجرای بینی می‌باشد.

در این رابطه  $h_{fg}$  (بیان‌گر آنتالپی تبخیر آب بوده و به صورت زیر محاسبه می‌شود).

$$h_{fg} = 2500.9 + 1.82(T - 273.15) \quad (7)$$

که در این رابطه  $T$  بر حسب کلونین می‌باشد. انتقال حرارت نهان و محسوس بین لایه‌ی مخاطی و هوا با استفاده از روابط (۸) تا (۱۱) محاسبه می‌شوند.

$$q_{tot}'' = q_s'' + q_l'' \quad (8)$$

$$q_l'' = \dot{m}'' h_{fg} \quad (9)$$

$$q_s'' = -k \frac{\partial T}{\partial n} \quad (10)$$

$$\dot{m}'' = -D \frac{\partial C_{H_2O}}{\partial n} \quad (11)$$

در این روابط،  $\dot{m}''$  شار جرمی رطوبت از لایه‌ی مخاطی به هوا و  $n$  بردار یکه‌ی عمود بر سطح می‌باشند.

حل مساله با استفاده از روش سیمپل<sup>۱</sup> انجام شده است. هم‌چنین فشار با روش درجه‌ی دوم<sup>۲</sup>، معادلات حرکت و انرژی با روش پیشرو درجه‌ی دوم<sup>۳</sup> و معادله‌ی اسکالر تعریف شده توسط کاربرد با روش پیشرو درجه‌ی اول<sup>۴</sup> گسسته‌سازی شده‌اند. در این تحقیق سعی بر آن بوده تا شرایط مرزی به گونه‌ای تعریف شود که بیش‌ترین مطابقت را با واقعیت داشته باشد. از این رو، جریان به صورت زمانمند در نظر گرفته شده است. در ورودی بینی، شرط فشار ورودی صفر و در حنجره، شرط شار جرمی جریان در نظر گرفته شده که با این شرط، دبی جریان طبق یک تابع سینوسی تغییر کرده و این تغییر سینوسی، جریان دم و بازدم را شبیه‌سازی می‌کند. همان‌طور که در شکل (۴) مشاهده می‌شود، این جریان سینوسی، فاز دم در نیمه‌ی اول سیکل تنفس مدل‌سازی شده و جریان از ورودی بینی به سمت حنجره می‌رود. در نیمه‌ی دوم سیکل، جهت جریان معکوس شده، جریان از حنجره به سمت ورودی بینی رفته و فاز بازدم شبیه‌سازی شده است. بیش‌ترین مقدار دبی برابر با  $10\text{ L/min}$  می‌باشد. مدت زمان هر سیکل تنفسی برابر با  $4$  ثانیه بوده که  $2$  ثانیه‌ی اول هر سیکل مربوط به دم و  $2$  ثانیه‌ی دوم مربوط به بازدم می‌باشد. محاسبات برای سیکل‌های تنفسی تا جایی ادامه پیدا می‌کند که نتایج پریودیک شده و هر سیکل نسبت به سیکل قبلی تفاوت چندانی نداشته باشد.

دیواره‌ی مجرای بینی به صورت صلب و با شرط عدم لغزش در نظر گرفته شده است. همان‌طور که در شکل (۵) مشاهده

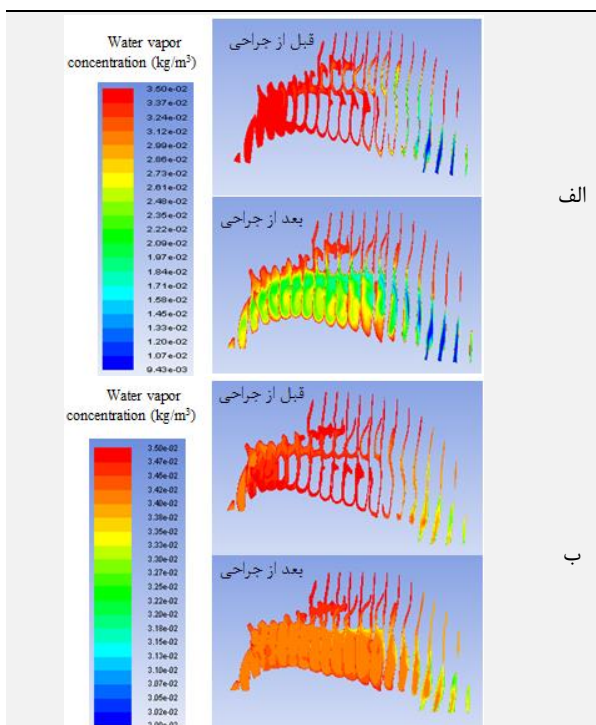
<sup>۱</sup> Second Order Upwind

<sup>۲</sup> First Order Upwind

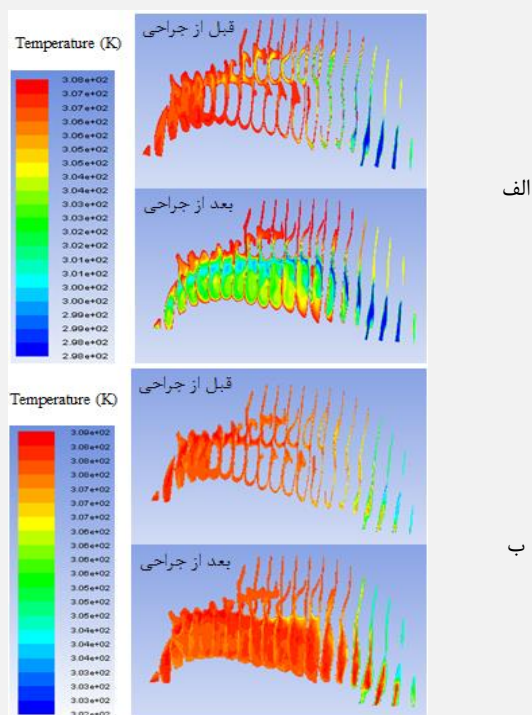
<sup>۳</sup> Simple

<sup>۴</sup> Second Order

رطوبت و دمای هوای درون مجرای بینی در لحظه‌ی بیشینه‌ی جریان دم و بازدم برای تنفس با بیشینه‌ی دبی  $10 \text{ L/min}$  به ترتیب در شکل‌های (۸) و (۹) ارائه شده است. به وضوح مشاهده می‌شود که بعد از جراحی، هوا تا انتهای حلق بینی هنوز گرم و مرطوب نشده است. در حالی که قبل از جراحی، هوا در میانه‌ی مجرا تقریباً به دمای  $35^\circ\text{C}$  و رطوبت  $100\%$  رسیده است.



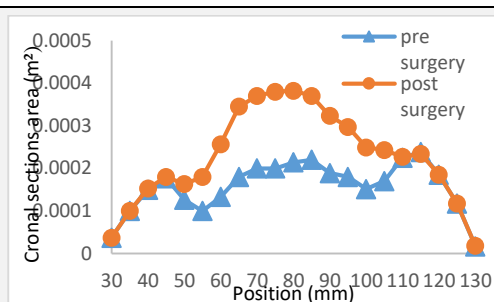
شکل (۸) - توزیع رطوبت درون مجرای بینی در زمان حداکثر جریان، الف (دم، ب) بازدم، تنفس با حداکثر دبی  $10 \text{ L/min}$



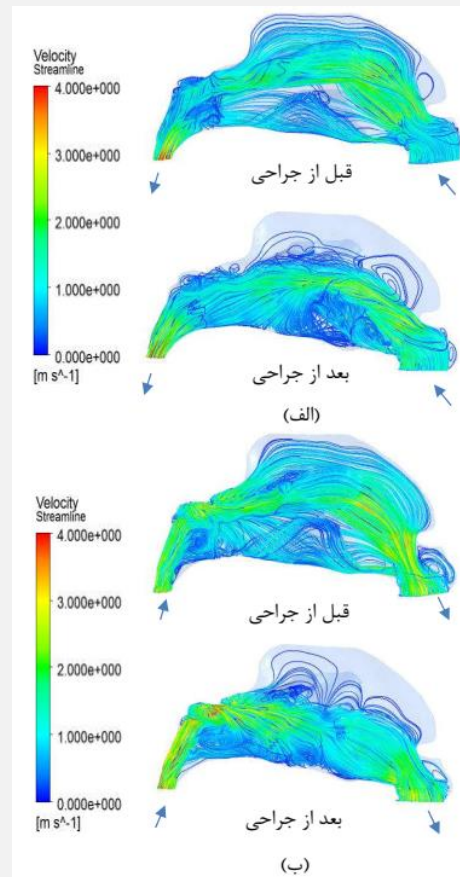
شکل (۹) - توزیع دما درون مجرای بینی در زمان بیشینه‌ی جریان، الف (دم، ب) بازدم، تنفس با حداکثر دبی  $10 \text{ L/min}$

همان‌طور که در شکل (۶) مشاهده می‌شود، با برداشته شدن توربینیت تحتانی، سطح مقطع و در نتیجه حجم مجرای عبور هوا افزایش پیدا کرده و در نتیجه با ثابت بودن دبی، انتظار می‌رود که سرعت هوا در مجرای بینی کاهش یابد.

خطوط جریان درون مجرا در شکل (۷) ارائه شده است که گواهی بر کاهش سرعت هوا در مجرای بینی می‌باشد. هم‌چنین مشاهده می‌شود که توزیع جریان پس از جراحی ناهمگون شده و بیش‌تر هوا از قسمت پایینی مجرا که گشاد شده عبور می‌کند. یکی از فواید توربینیت‌ها، تسهیل فرایند گرم و مرطوب کردن هوای عبوری از مجرای بینی است. در نتیجه انتظار می‌رود که عدم وجود یکی از توربینیت‌ها پس از جراحی، اختلالی در گرم و مرطوب کردن هوا ایجاد کند.



شکل (۶) - مساحت سطح مقطع‌ها قبل و بعد از جراحی



شکل (۷) - خطوط جریان در زمان بیشینه‌ی جریان، الف (دم، ب) بازدم، تنفس با حداکثر دبی  $10 \text{ L/min}$  قبل و بعد از جراحی



## ۵- مراجع

- [1] P. F. Ghalati, E. Keshavarzian, O. Abouali, A. Faramarzi, J. Tu, and A. Shakibafard, "Numerical analysis of micro-and nano-particle deposition in a realistic human upper airway," *Comput. Biol. Med.*, vol. 42, no. 1, pp. 39–49, 2012.
- [2] B. Tavakoli, O. Abouali, M. H. Bagheri, M. Yazdi, and G. Ahmadi, "Micro particles transport and deposition in realistic geometry of human upper airways," *Int. J. Eng. A Basics*, vol. 25, no. 4, pp. 315–322, 2012.
- [3] A. Dastan, O. Abouali, and G. Ahmadi, "CFD simulation of total and regional fiber deposition in human nasal cavities," *J. Aerosol Sci.*, vol. 69, pp. 132–149, 2014.
- [4] A. Naseri, O. Abouali, P. F. Ghalati, and G. Ahmadi, "Numerical investigation of regional particle deposition in the upper airway of a standing male mannequin in calm air surroundings," *Comput. Biol. Med.*, vol. 52, pp. 73–81, 2014.
- [5] H. Bahmanzadeh, O. Abouali, and G. Ahmadi, "Unsteady particle tracking of micro-particle deposition in the human nasal cavity under cyclic inspiratory flow," *J. Aerosol Sci.*, vol. 101, pp. 86–103, 2016.
- [6] O. Abouali, E. Keshavarzian, P. Farhadi, and A. Faramarzi, "Respiratory Physiology & Neurobiology Micro and nanoparticle deposition in human nasal passage pre and post virtual maxillary sinus endoscopic surgery," *Respir. Physiol. Neurobiol.*, vol. 181, no. 3, pp. 335–345, 2012.
- [7] H. Bahmanzadeh, O. Abouali, M. Faramarzi, and G. Ahmadi, "Numerical simulation of airflow and micro-particle deposition in human nasal airway pre-and post-virtual sphenoidotomy surgery," *Comput. Biol. Med.*, vol. 61, pp. 8–18, 2015.
- [8] K. Inthavong, Z. F. Tian, and J. Y. Tu, "CFD simulations on the heating capability in a human nasal cavity," in *16th Australasian Fluid Mechanics Conference (AFMC)*, 2007, pp. 842–847.
- [9] G. J. M. Garcia, N. Bailie, D. A. Martins, and J. S. Kimbell, "Atrophic rhinitis: a CFD study of air conditioning in the nasal cavity," *J. Appl. Physiol.*, vol. 103, no. 3, pp. 1082–1092, 2007.
- [10] J.-H. Lee, Y. Na, S.-K. Kim, and S.-K. Chung, "Unsteady flow characteristics through a human nasal airway," *Respir. Physiol. Neurobiol.*, vol. 172, no. 3, pp. 136–146, 2010.
- [11] C. D. Sullivan, G. J. M. Garcia, D. O. Frank-Ito, J. S. Kimbell, and J. S. Rhee, "Perception of better nasal patency correlates with increased mucosal cooling after surgery for nasal obstruction," *Otolaryngol. Neck Surg.*, vol. 150, no. 1, pp. 139–147, 2014.
- [12] S. Shaghaghian, A. Naseri, O. Abouali, and G. Ahmadi, "Numerical Simulation of the Virtual Maxillary Sinus Surgery Effects on the Heat

میانگین مکانی شار حرارت و رطوبت انتقالی از سطح مخاط به هوای عبوری از مجرا قبل و بعد از جراحی و در حالت دائمی، در جدول (۲) ارائه شده است. از آنجا که سطح مقطع هوای عبوری افزایش پیدا کرده و در نتیجه باعث کاهش سرعت شده و هم‌چنین با برداشته شدن توربینیت، سطح تماس هوا و مخاط کاهش پیدا کرده است، میانگین مقدار هر دو شار حرارت و رطوبت برای حالت بعد از جراحی کم‌تر می‌باشد.

**جدول (۲)** - میانگین مکانی شار حرارت و رطوبت انتقالی از سطح مخاط به هوای عبوری از مجرا، قبل و بعد از جراحی در حالت دائمی

$\dot{m} \left( \frac{kg}{m^2 \cdot s} \right)$		$q_s \left( \frac{W}{m^2} \right)$	
بعد از جراحی	قبل از جراحی	بعد از جراحی	قبل از جراحی
$1/0.25 \times 10^{-4}$	$1/4 \times 10^{-4}$	۴۵/۳	۵۱/۴

## ۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش تاثیر توربینکتومی بر جریان، انتقال دما و انتقال رطوبت در حفره‌ی بینی انسان به کمک روش دینامیک سیالات محاسباتی مدل‌سازی شده است. نتایجی که از انجام این پژوهش به دست آمده است را می‌توان به صورت زیر دسته‌بندی کرد:

۱- دمای سطح مخاط در طول فرایند تنفس ثابت نیست. مخاط در طول فاز دم گرم و رطوبت را به هوا انتقال داده، سردتر می‌شود و در طول فاز بازدم گرم و رطوبت را از هوا می‌گیرد. این رفتار که منطبق بر فیزیولوژی سیستم تنفسی است با مدل ارائه شده در این پژوهش قابل پیش‌بینی می‌باشد.

۲- مدل ارائه شده در این تحقیق می‌تواند تاثیر دما و رطوبت محیط و هم‌چنین دبی ورودی بر گرم و مرطوب شدن هوای تنفسی را پیش‌بینی کند.

۳- جراحی توربینکتومی، میدان جریان هوا را تحت تاثیر قرار می‌دهد به طوری که در دبی‌های تنفسی یک‌سان، علاوه بر کاهش سرعت متوسط هوا، مسیر عبور هوا را نیز تغییر می‌دهد.

۴- جراحی توربینکتومی موجب کاهش انتقال گرما و رطوبت از سطح مخاط به هوا می‌شود.

از نتایج این تحقیق می‌توان برای انتخاب بهینه‌ترین حالت درمان استفاده کرد. در برخی از موارد جراحی به صورت تهاجمی انجام شده و برای جلوگیری از عفونت‌های احتمالی، توربینیت‌ها به طور کامل برداشته می‌شوند که ممکن است باعث ایجاد مشکلاتی از لحاظ توزیع دما و رطوبت در بینی گردد. نتایج این تحقیق می‌تواند در این زمینه نیز مفید باشد.





- Transfer in Human Nasal Airway,” no. 57229. p. V002T26A005, 2015.
- [13] J. Lindemann, R. Leiacker, G. Rettinger, and T. Keck, “Nasal mucosal temperature during respiration,” *Clin. Otolaryngol.*, vol. 27, no. 3, pp. 135–139, 2002.
- [14] K. Wiesmiller, T. Keck, R. Leiacker, and J. Lindemann, “Simultaneous in vivo measurements of intranasal air and mucosal temperature,” *Eur. Arch. oto-rhino-laryngology*, vol. 264, no. 6, pp. 615–619, 2007.
- [15] I. Hahn, P. W. Scherer, and M. M. Mozell, “Velocity profiles measured for airflow through a large-scale model of the human nasal cavity,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 75, no. 5, pp. 2273–2287, 1993.