



Numerical simulation of two consecutive human sneezing and examining the dispersion of the resulting droplets in the surroundings

A. R. Zandaf, Gh. Heidarinejad*

Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

ABSTRACT: In the present study, by simulating the process of two consecutive sneezes using a real model of the upper airway of a 65-year-old non-smoking man, the dispersion pattern of droplets resulting from the process of two consecutive sneezes has been investigated. Using computational fluid dynamics, the velocity of airflow during two consecutive sneezes was checked and the $k-\omega$ SST turbulence model was used to check the flow. Assuming realistic flow rate changes in both sneezes, the maximum flow rate during sneezing according to the subject's age and gender is equal to 553 L/min. In the present study, the simulation has been carried out by considering a wide range of droplets with diameters of 1 to 1000 microns, and about 2 million drops have been injected into the surrounding environment during the process of two consecutive sneezes. In this study, the temperature of the air in the surrounding environment and the air jet coming out of the respiratory system are assumed to be 24 and 35 degrees Celsius, and the relative humidity of the surrounding environment and the air jet is assumed to be 65 and 95%. The maximum rate of penetration and spread of droplets resulting from two consecutive sneezes in 5 seconds is 19.9 and 7.5% higher than the rate of penetration and distribution of droplets resulting from a single normal sneeze at the same time. Most of the injected droplets have evaporated in the surrounding environment during the process of two consecutive sneezes, and less than 40,000 drops are left in the environment in 5 seconds.

Review History:

Received: Mar, 05, 2023

Revised: Oct. 28, 2023

Accepted: Nov. 01, 2023

Available Online: Nov. 03, 2023

Keywords:

Numerical simulation of Sneezing
consecutive sneezing

droplet diffusion

Two-Phase Flow

1- Introduction

The publication and transmission of viruses, especially those related to respiratory diseases, have always been one of the challenges faced by humanity. The necessity to investigate this issue has led researchers from both medical and engineering fields to collectively focus on the topic of airborne infectious disease transmission [1]. Virus transmission methods can be categorized into two main approaches. The first method involves direct contact of mucous membranes in the mouth, nose, or eyes with contaminated surfaces, while the second method is the spread of viruses through respiratory processes. In the latter method, viruses infiltrate into droplets of saliva or nasal mucus and, through respiratory processes such as sneezing and coughing, enter the surrounding environment. When these droplets are inhaled by others, the chain of virus transmission continues to spread. Analyzing the sneezing process requires proper preparation in two main aspects. The first aspect relates to modeling and meshing that align with the research objectives and the second aspect involves selecting appropriate solution methods, equations, and boundary conditions. In this research, a simulation of the sneezing process with two

consecutive sneezes was conducted for a 65-year-old non-smoking male, taking into account the upper respiratory system and the impact of the air jet resulting from two consecutive sneezes. Previous studies have not considered the effects of a secondary jet resulting from the second sneeze on the dispersion and penetration of droplets from two consecutive sneezes. However, in this study, an attempt was made to investigate the increase in droplet dispersion and penetration resulting from two consecutive sneezes and compare it with the results of a single sneeze under identical conditions.

2- Methodology

In the present study, the actual geometry of the upper respiratory system was utilized to simulate airflow during a sneeze. To create the upper respiratory system, CT scan images of a healthy, 65-year-old, non-smoking male subject were employed. The dimensions of the computational domain surrounding the subject are 3 meters (height) \times 3 meters (width) \times 5 meters (length). Further details regarding the computational domain geometry are considered in the study by Zandaf et al [2].

*Corresponding author's email: gheidari@modares.ac.ir



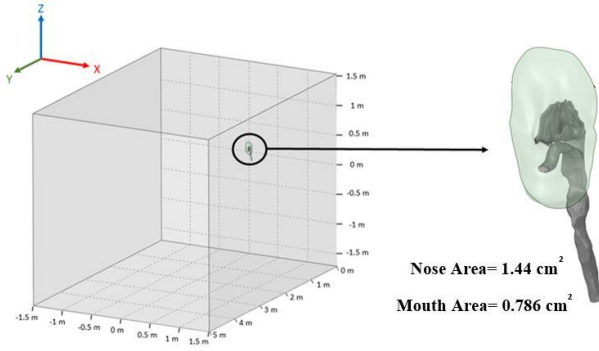


Fig. 1. The computational domain [2]

To generate the network, ICEM CFD software was used. To appropriately simulate the interactions between the airflow and the walls of the upper respiratory device, a prism layer with 4 layers was utilized. The height of the first layer is 0.01 millimeters, and a growth rate of 2.1 is employed the mesh with 1.7 million cells has been selected as the appropriate mesh in terms of accuracy and efficiency.

Zandaf et al. [2] calculated the boundary conditions for a normal single sneeze. According to the results of Busco et al. [3], the duration of a single sneeze is about 0.51 seconds, and about 0.23 seconds, the air jet enters the surrounding environment as droplets. Then only the air jet is injected into the surrounding environment. In this study, contrary to the results of Gupta et al [4], which discussed the decrease in volume flow rate in the second cough for the process of two consecutive coughs, it is assumed that the first sneeze was taken for 0.51 seconds and the second sneeze after that. The first sneeze (in 0.51 seconds) will start to calculate the maximum effect of the second sneeze jet for spreading and penetrating the droplets from the first sneeze, and before the start of the second sneeze, the inhaling process has occurred again for 0.016 seconds. Finally, the second sneeze ended in 1.02 seconds and the maximum flow rate occurred in 0.10 and 0.61 seconds. the flow rate changes from the beginning of the trachea according to Figure 2. The formulation of flow rate changes in terms of time is expressed in equation (1).

$$FlowRate(t) = \begin{cases} \left[a + \frac{b}{t} \exp\left(-0.5 \frac{\left(\ln\left(\frac{t}{c}\right)\right)^2}{d}\right) \right] & \text{for } t \leq 0.51s \\ \left[a + \frac{b}{(t-0.51)} \exp\left(-0.5 \frac{\left(\ln\left(\frac{t-0.51}{c}\right)\right)^2}{d}\right) \right] & \text{for } t > 0.51s \end{cases} \quad (1)$$

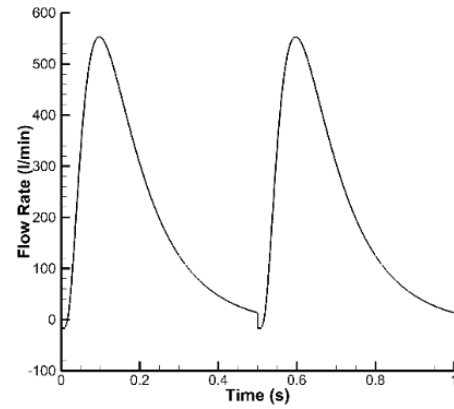


Fig.2. Changes of flow according to time during sneezing

The values of constants a , b , c , and d presented in equation 1 are equal to -17.1430, 69.5510, 0.1535, and 0.6780.

The equations governing the fluid domain can be expressed as equations (2), (3), and (4). The equation of forces affecting a droplet is expressed as equation (5).

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2)$$

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_i u_j}{\partial x_i} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \rho \overline{u_i u_j} \right] \quad (3)$$

$$\frac{\partial \rho c_p T}{\partial t} + \frac{\partial (\rho c_p u_i T)}{\partial x_j} = k \frac{\partial^2 T}{\partial x_j^2} \quad (4)$$

$$m_p \frac{dv}{dt} = F_{Drag} + F_{Gravity} = \frac{\rho_c \pi C_d d_p^2 |U - V| (U - V)}{8 C_c} + m_p g \quad (5)$$

3- Results and Discussion

In the present study, with the help of computational fluid dynamics, the simulation of the diffusion pattern of droplets resulting from two consecutive sneezes has been investigated. Figure 3 shows the location of the droplets resulting from two consecutive sneezes at 1 and 3 seconds corresponding to the viewing angle along the Z axis.

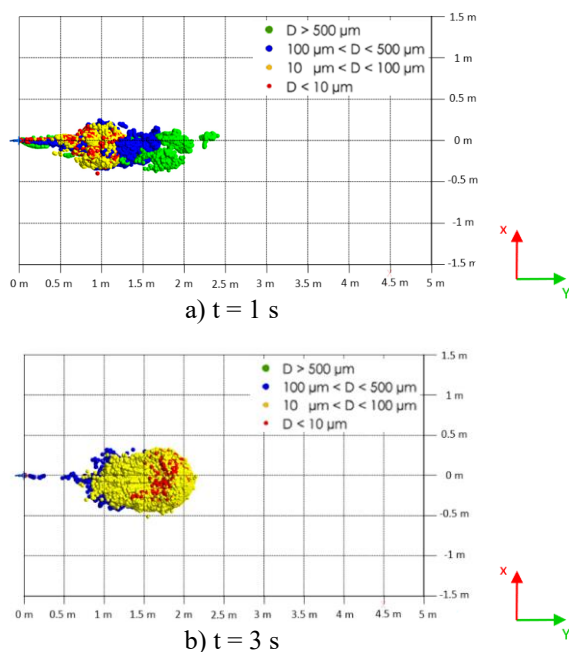


Fig. 3. Diameter contour, spread, and penetration of droplets caused by two consecutive sneezes in (a) $t = 1$ s and (b) $t = 3$ s

4- Conclusion

The simulation of the distribution of droplets resulting from two consecutive sneezes determined that the large droplets quickly moved away from the front of the mouth; so that the second jet resulting from sneezing did not have much effect on them; But the small droplets resulting from the first sneeze due to the small distance they have taken in front of the mouth and nose compared to the larger droplets; The second jet resulting from the second sneeze affected them and increased the spread and penetration of these droplets at the same time compared to a normal sneeze. The rate of penetration and distribution of droplets resulting from two consecutive sneezes in 5 seconds is 19.9 and 7.5% higher than the penetration and distribution of droplets resulting from one sneeze at the same time.

References

- [1] A. Mangili, M.A. Gendreau, Transmission of infectious diseases during commercial air travel, *The Lancet*, 365(9463) (2005) 989-996.
- [2] A. Zandaf, G. Heidarinejad, Numerical Simulation of the Dispersion of Human Sneez Droplets In The Surrounding, *Amirkabir Journal of Mechanical Engineering*, 55(1) (2023) 85-104 (in Persian).
- [3] G. Busco, S.R. Yang, J. Seo, Y.A. Hassan, Sneezing and asymptomatic virus transmission, *Physics of Fluids*, 32(7) (2020) 073309.
- [4] J.K. Gupta, C.H. Lin, Q. Chen, Flow dynamics and characterization of a cough, *Indoor air*, 19(6) (2009) 517-525.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

A. R. Zandaf, Gh. Heidarinejad, Numerical simulation of two consecutive human sneezing and examining the dispersion of the resulting droplets in the surroundings, *Amirkabir J. Mech Eng.*, 55(7) (2023) 183-186.

DOI: 10.22060/mej.2023.22245.7587





شبیه‌سازی عددی دو عطسه متوالی انسان و بررسی پخش و نفوذ قطرات حاصل از آن در محیط اطراف

علیرضا زنداف، قاسم حیدری‌نژاد*

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴۰۱/۱۲/۱۴
بازنگری: ۱۴۰۲/۰۸/۰۶
پذیرش: ۱۴۰۲/۰۸/۱۰
ارائه آنلاین: ۱۴۰۲/۰۸/۱۲

کلمات کلیدی:

شبیه‌سازی عددی عطسه
عطسه متوالی
پراکندگی قطرات
جریان دوفازی

خلاصه: در مطالعه حاضر، با شبیه‌سازی فرایند دو عطسه متوالی با استفاده از مدل واقعی راه هوایی فوقانی یک مرد ۶۵ ساله غیرسیگاری، الگوی پراکندگی قطرات حاصل از فرایند دو عطسه متوالی مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است. با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی، سرعت جریان هوا در هنگام دو عطسه متوالی بررسی شده و از مدل آشفتگی $k-\omega$ SST به منظور بررسی جریان استفاده شده است. با فرض تغییرات دبی جریان به صورت واقع‌گرایانه و یکسان در هر دو عطسه، بیشینه دبی عبوری در هنگام عطسه بر اساس سن و جنسیت سوژه برابر ۵۵۳ لیتر بر دقیقه است. در مطالعه حاضر، شبیه‌سازی با در نظر گرفتن طیف گسترده‌ای از قطرات با قطرهای ۱ تا ۱۰۰۰ میکرون انجام شده است و حدود ۲ میلیون قطره در طی فرایند دو عطسه متوالی در محیط اطراف تزیق شده است. در این مطالعه دما هوای موجود در محیط اطراف و جت هوای خروجی از درون دستگاه تنفسی به ترتیب برابر ۲۴ و ۳۵ درجه سانتی‌گراد و رطوبت نسبی محیط اطراف و جت هوا به ترتیب برابر ۶۵ و ۹۵ درصد فرض شده است. بیشینه میزان نفوذ و پخش قطرات حاصل از دو عطسه متوالی در زمان ۵ ثانیه به ترتیب ۱۹/۹ و ۷/۵ درصد بیشتر از میزان نفوذ و پخش قطرات حاصل از تک عطسه معمولی در زمان مشابه است. بخش عمده‌ای از قطرات تزیق شده در محیط اطراف در طول فرایند دو عطسه متوالی تبخیر شده‌اند؛ به طوری که در زمان ۵ ثانیه کمتر از ۴۰ هزار قطره در محیط باقی مانده‌اند.

۱- مقدمه

روش‌های انتقال ویروس را می‌توان در دو مورد بیان نمود. روش اول تماس مستقیم غشای مخاطی دهان، بینی یا چشم با سطوح آلوده و روش دوم انتشار ویروس‌ها به واسطه فرایندهای تنفسی است. در این روش، ویروس‌ها درون قطرات بزاق دهان و یا مخاط بینی نفوذ کرده و به واسطه فرایندهای تنفسی همچون عطسه و سرفه و... وارد محیط اطراف شده و با استنشاق قطرات توسط اطرافیان، زنجیره انتقال ویروس گسترش می‌یابد. سازمان بهداشت جهانی توصیه می‌کند که برای جلوگیری از ابتلا به ویروس‌های تنفسی، فاصله اجتماعی ۲ متری را با اطرافیان رعایت شود. عطسه یک مکانیسم دفاعی طبیعی از بدن است که همراه با پاک‌سازی مخاطی، انقباض برونش و فاگوسیتوز^۲ می‌تواند به طور مؤثر از دستگاه تنفسی در برابر استنشاق اجسام خارجی محافظت کند.

تحلیل فرایند عطسه با در نظر گرفتن دستگاه تنفسی همانند بسیاری دیگر از مسائل دینامیک سیالات محاسباتی، نیازمند آماده‌سازی دو بخش است. بخش اول مربوط به مدل‌سازی و شبکه‌بندی صحیح هندسه مطابق با اهداف

انتشار و ابتلا جوامع به ویروس‌ها به خصوص ویروس‌های مرتبط با دستگاه تنفسی همیشه یکی از معضلات بشر بوده است. ضرورت بررسی این موضوع سبب شده است که محققان از هر دو رشته پزشکی و مهندسی به طور جمعی به موضوع انتقال بیماری‌های عفونی منتقله از هوا بپردازند[۱]. سازمان بهداشت جهانی^۱ در سال ۲۰۰۲ گزارش داد که ۸۰۹۸ نفر در سراسر جهان به ویروس سارس مبتلا شده‌اند که ۷۷۴ نفر از آن‌ها جان خود را از دست داده‌اند. این سازمان در ماه ژون سال ۲۰۲۲ گزارش داد که بیش از ۵۰۰ میلیون نفر در جهان به ویروس کرونا^۲ مبتلا شده‌اند که بیش از ۶ میلیون نفر جان خود را از دست داده‌اند و بیش از ۱۷ تریلیون دلار برای اقتصاد جهانی هزینه داشته است و در ایران بیش از ۷ میلیون مبتلا و ۱۴۰ هزار مرگ و میر ثبت شده است[۲، ۳].

- 1 World Health Organization (WHO)
- 2 Corona

3 phagocytosis

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: gheidari@modares.ac.ir

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس <https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode> دیدن فرمایید.



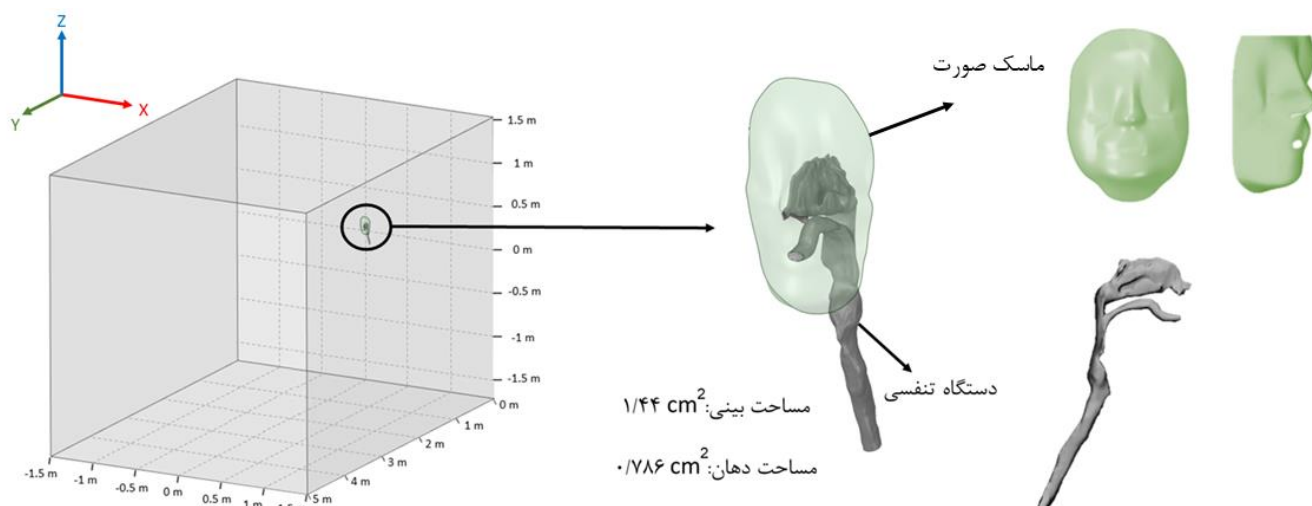
هنگام سرفه دوم حدوداً ۰/۴ بیشینه دبی خروجی هوا از دهان در هنگام سرفه اول است و هیچ‌گونه فرایند دمی بین سرفه اول و دوم مشاهده نشده است. در شبیه‌سازی عددی پراکندگی قطرات تنفسی و اندازه قطرات در محل تزریق به‌عنوان شرایط مرزی برای شبیه‌سازی دینامیک سیالات محاسباتی مورد نیاز است. اندازه قطرات بر سرعت نهایی قطره و زمان پاسخ اینرسی و در نتیجه برهم‌کنش قطرات با جریان هوا تأثیر می‌گذارند. اگرچه تعیین دقیق توزیع اندازه قطرات رها شده از فعالیت تنفسی یک کار چالش برانگیز است؛ اما مطالعات تجربی فراوانی درباره توزیع قطر قطرات خارج شده از دهان و یا بینی در هنگام فعالیت‌های تنفسی ارائه گردیده است. دامنه اندازه اولیه قطرات در ادبیات به طور قابل توجهی متفاوت است. برای مثال، بر اساس نتایج دوگنید [۲۱] در هنگام سرفه و عطسه افراد سالم، قطر بیشتر قطرات تولید شده از دهان حدود ۱۰ میکرون و برخی حتی بزرگ‌تر از ۱۰۰ میکرون است؛ درحالی‌که لی و همکاران [۲۲] گزارش کردند، اندازه قطرات سرفه در بزرگسالان جوان و سالم کمتر از ۱۰۰ نانومتر است. این محدوده‌های گزارش شده متفاوت می‌تواند به دلیل ابزار و دستگاه‌های مختلفی باشد که برای اندازه‌گیری توزیع قطر قطرات استفاده می‌شوند؛ زیرا هر ابزار ممکن است به محدوده‌ای از اندازه محدود شود. مدل‌سازی نرخ تبخیر قطرات حیاتی‌ترین مرحله در شبیه‌سازی عددی پراکندگی قطرات تنفسی است. با بررسی مطالعات گذشته، اکثر مطالعات عددی از همبستگی رنز و مارشال [۲۳] برای محاسبه ضریب انتقال گرما و جرم استفاده کردند. به‌منظور بررسی خصوصیات دینامیکی قطرات حاصل از سرفه، مطالعات زیادی با استفاده از روش‌های تجربی، عددی انجام شده است. همی [۲۴] با مطالعه تجربی تبخیر قطرات در حال سقوط در محیط‌های مرطوب توانست تغییرات قطر قطرات در حال سقوط بر اساس فاصله‌ای که از نقطه رها شده پیدا می‌کنند را به دست بیاورد. در این مطالعه سقوط دو قطره به قطرهای ۱۱۰ و ۱۱۵ میکرون با دمای ۱۶ درجه سانتی‌گراد در محیطی با رطوبت نسبی ۷۰ درصد و دمای هوا ۲۰ درجه سانتی‌گراد مطالعه کرد و نتایج را در محدوده سقوط قطرات عطسه انسان برای فاصله بیش از ۲ متر گزارش کرده است.

در این پژوهش، شبیه‌سازی فرایند دو عطسه متوالی برای یک مرد ۶۵ ساله غیرسیگاری با در نظر گرفتن دستگاه تنفسی فوقانی و تأثیر جت هوای حاصل از دو عطسه متوالی بر پخش و نفوذ قطرات حاصل از آن بررسی شده است. در مطالعات گذشته علاوه بر خلاء های فراوانی که در زمینه شرایط مرزی برای فرایند عطسه از جمله تولید دبی متغیر درون دستگاه تنفسی و

پژوهش و بخش دوم مربوط به انتخاب روش حل، معادلات و شرایط مرزی مناسب است. پیشرفت علم در زمینه عکس‌برداری سی‌تی‌اسکن^۱ و ام‌آر‌آی^۲ کمک فراوانی به دریافت مدل دقیق از مجاری تنفسی انسان نموده است که در مدل واقعی تغییرات سطح مقطع در ناحیه فوقانی و انقباض و انبساط‌های دیواره نای لحاظ شده و باعث انجام مطالعاتی بر روی دستگاه تنفسی و شبیه‌سازی جریان هوا درون دستگاه تنفسی واقعی انسان شده است [۴-۱۱]. دینامیک سیالات محاسباتی^۳ تجسم جریان هوا در داخل نای، حفره بینی و دهان را امکان‌پذیر کرده است و می‌توان برای تعیین پارامترهای جریان مانند سرعت، فشار، تنش‌های برشی دیواره و تشکیل گردابه در هر مکانی در داخل دستگاه تنفسی که کاوشگرها و سایر دستگاه‌های اندازه‌گیری نمی‌توانند در طول فرایند تنفسی داده‌برداری کنند، استفاده نمود.

ساختار پیچیده داخل حفره بینی ممکن است منجر به رفتار پیچیده جریان هوا شود؛ بنابراین، مدل شبیه‌سازی گردابه‌ای بزرگ^۴ در مقایسه با مدل ناویر - استوکس با میانگین رینولدز^۵ معمولی می‌تواند دقت بیشتری در حل جریان داشته باشند؛ اما دارای هزینه محاسباتی بسیار بیشتر هستند؛ بنابراین مدل آشفتگی $k-\omega$ SST برای شبیه‌سازی جریان درون دستگاه تنفسی مناسب است؛ زیرا مدل $k-\omega$ SST نسبت به مدل شبیه‌سازی گردابه‌ای بزرگ نیاز به زمان و مش کمتری دارد و از دقت مناسبی برخوردار هست [۱۲]. ژائو و همکاران [۱۳] سرعت قطرات بزرگ بیرون رانده شده در هنگام عطسه که توسط جریان هوا می‌توانند هدایت شوند را تا ۵۰ متر بر ثانیه اندازه‌گیری کرده است؛ درحالی‌که ولز [۱۴] حداکثر سرعت هوای بازدمی در هنگام عطسه را ۱۰۰ متر بر ثانیه گزارش کرد. جنیسون و ادگرتون [۱۵] و جنیسون [۱۶] سرعت خروج قطرات در عطسه را حدود ۴۶ متر بر ثانیه اندازه‌گیری کرد. برای سرعت اولیه جت‌های تولید شده توسط فعالیت‌های تنفسی، مدل‌های ریاضی مختلفی بر اساس تست‌های تجربی ارائه شده است. اگرچه اطلاعات ارائه شده در آن‌ها، از جمله حداکثر سرعت و زمان رسیدن به حداکثر سرعت، به‌خوبی با یکدیگر سازگار نیستند، اما همه آن‌ها نشان‌دهنده این است که مشخصات سرعت فعالیت‌های تنفسی در طول زمان متغیر است [۱۹-۱۷]. گوپتا و همکاران [۲۰] با مطالعه تجربی بر روی فرایند سرفه دریافتند که در فرایند دو سرفه متوالی جت خروجی هوا با دبی متغیر از دهان خارج شده است؛ به‌طوری که بیشینه دبی خروجی هوا در

- 1 CT Scan
- 2 MRI
- 3 Computational fluid dynamics (CFD)
- 4 Large eddy simulation (LES)
- 5 Reynolds-averaged Navier-Stokes (RANS)



شکل ۱. نمایی از مجموعه محیط محاسباتی [۲۵]

Fig. 1. Schematic of the computational domain [25]

شخص است که به کمک نرم‌افزار میمیکس^۱ از روی صورت سوژه تولید شده است) سوژه و محیط اطراف است. به منظور تولید دستگاه تنفسی فوقانی از تصاویر سی‌تی‌اسکن یک مرد سالم ۶۵ ساله و غیرسیگاری استفاده شده است. ابعاد محیط اطراف سوژه ۳ متر (ارتفاع) × ۳ متر (عرض) × ۵ متر (طول) است. مرکز مختصات در مرکز خروجی دهان سوژه قرار گرفته است و ارتفاع دهان سوژه تا سطح زمین ۱/۶ متر انتخاب شده است. شکل ۱ نمایی از مجموعه محیط محاسباتی را نمایش می‌دهد. اطلاعات بیشتر مربوط به هندسه محیط محاسباتی در مطالعه زنداف و همکاران [۲۵] لحاظ گردیده است.

۲-۲- شبکه‌بندی

به منظور تولید شبکه از نرم‌افزار آی‌سی‌ای‌ام سی‌اف‌دی^۲ استفاده شده است. شکل ۲ نمایی از شبکه انتخاب شده را نشان می‌دهد. برای شبکه‌بندی مجموعه محاسباتی از شبکه با سه ابعاد مختلف استفاده شده است. به منظور شبیه‌سازی بهتر افت فشار ناگهانی جریان خروجی ناشی از عطسه در دهان و بینی از شبکه ریز در مقابل خروجی دهان و بینی استفاده شده است تا شبیه‌سازی با دقت بالاتری انجام گرفته شود. برای محیط اطراف از شبکه درشت و برای دستگاه تنفسی از شبکه با ابعاد متوسط استفاده شده است.

پروفیل سرعت مناسب بر روی دهان و بینی در هنگام عطسه وجود داشت، همچنین تأثیر جت ثانویه حاصل از عطسه دوم بر پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی در نظر گرفته نشده بود؛ اما در مطالعه حاضر سعی شده است با شبیه‌سازی دو عطسه متوالی، میزان افزایش پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی بررسی و با نتایج تک عطسه در شرایط یکسان مقایسه شود.

نتایج حاصل از کار فعلی فرصتی برای تجزیه و تحلیل نتایج حاصل از دو عطسه متوالی در یک هندسه واقعی و تأثیر آن بر محیط پیرامون را فراهم ساخته و همچنین جزئیات بیشتری از افزایش میزان نفوذ و پخش قطرات حاصل از دو عطسه متوالی را به نمایش گذاشته است.

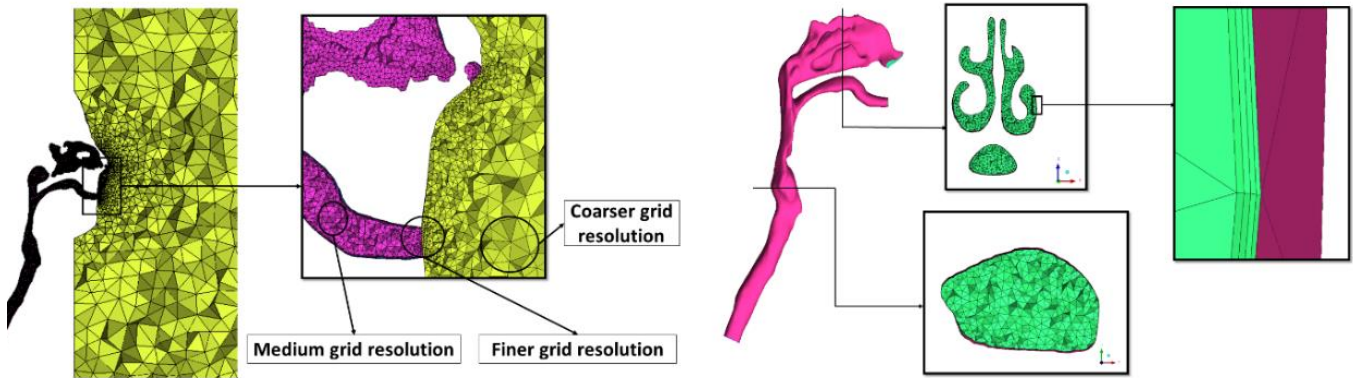
۲- روش‌های عددی

در این بخش به توصیف نحوه مدل‌سازی هندسه، تولید شبکه، شرایط مرزی، معادلات حاکم بر جریان و فرضیات در نظر گرفته شده برای شبیه‌سازی فرایند عطسه پرداخته شده است.

۲-۱- هندسه

در مطالعه حاضر به منظور شبیه‌سازی جریان هوا در هنگام عطسه از هندسه واقعی دستگاه تنفسی فوقانی استفاده شده است. محیط محاسباتی شامل یک دستگاه تنفسی و ماسک صورت (منظور از ماسک صورت چهره

1 MIMICS
2 ICEM CFD



شکل ۲. نمایی از شبکه‌بندی دستگاه تنفسی و محیط اطراف [۲۵]

Fig. 2. Schematic of the grid generation in the respiratory system and surroundings [25]

است؛ بنابراین تغییرات دبی حجمی جت هوای ورودی در ابتدای نای مطابق رابطه (۱) است. در نهایت در زمان $1/0.2$ ثانیه عطسه دوم به پایان رسیده و بیشینه دبی جریان در زمان $0/10$ و $0/61$ ثانیه رخ داده است.

به منظور شبکه‌بندی دستگاه تنفسی فوقانی از شبکه غیریکنواخت استفاده شده است. برای شبیه‌سازی مناسب تعاملات بین جریان هوا و دیواره دستگاه تنفسی فوقانی از ۴ لایه پریزم با ارتفاع اولین لایه $0/01$ میلی‌متر و ضریب رشد $1/2$ استفاده شده است [۲۵].

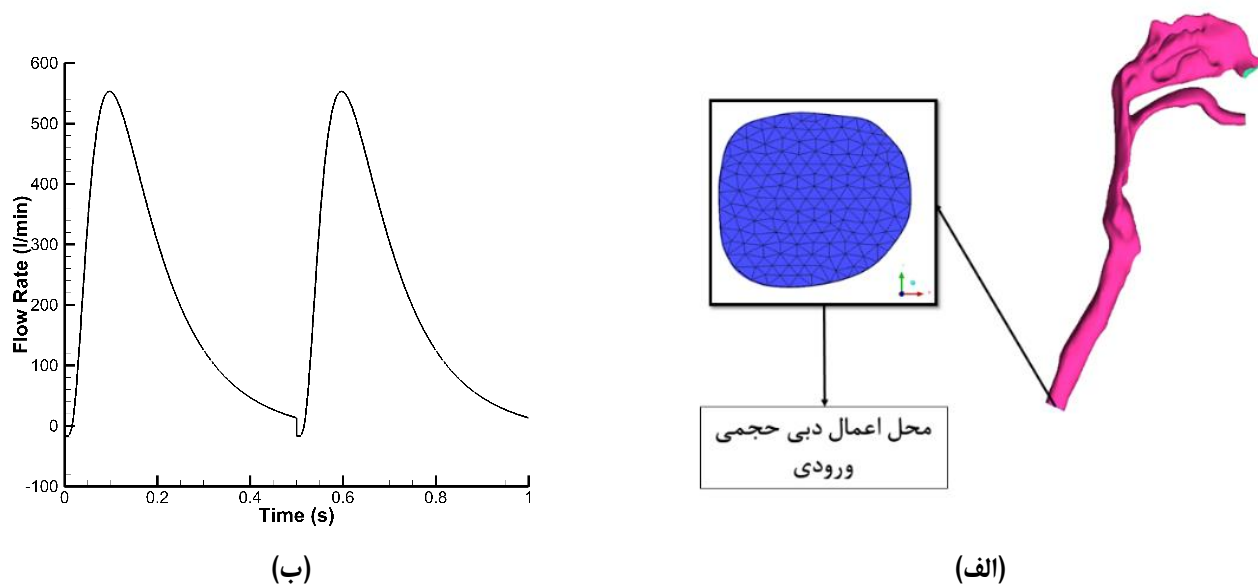
۲-۳- شرایط مرزی و اولیه

شرایط مرزی برای انجام دو عطسه متوالی کمی متفاوت از تک عطسه است. زنداف و همکاران [۲۵] شرایط مرزی برای تک عطسه معمولی را محاسبه کردند. با توجه به نتایج بوسکو و همکاران [۱۹] مدت زمان تک عطسه حدود $0/51$ ثانیه است که حدود $0/23$ ثانیه، جت هوا به همراه قطرات وارد محیط اطراف شده‌اند؛ سپس تنها جت هوا درون محیط اطراف تزیق می‌شود. در این مطالعه بر خلاف نتایج گوپتا و همکاران [۲۰] که درباره کاهش میزان دبی حجمی در سرفه دوم برای فرایند دو سرفه متوالی بحث شده بود، فرض شده است که عطسه اول به مدت $0/51$ ثانیه زمان برده و عطسه دوم بلافاصله پس از عطسه اول (در زمان $0/51$ ثانیه)، به منظور محاسبه بیشینه تأثیر جت عطسه دوم بر پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه اول شروع خواهد شد و قبل از شروع عطسه دوم مجدداً فرایند دم به مدت $0/16$ ثانیه رخ داده است و با توجه به در نظر گرفتن فرایند دم، بیشینه دبی خروجی در عطسه اول و دوم برابر در نظر گرفته شده و رابطه تغییرات دبی حجمی در ابتدای نای که توسط زنداف و همکاران [۲۵] ارائه شده بود؛ با تغییرات جزئی برای دو عطسه متوالی به صورت رابطه (۱) در نظر گرفته شده

$$FlowRate(t) = \begin{cases} a + \frac{b}{t} \exp\left(-0.5 \frac{\left(\ln\left(\frac{t}{c}\right)\right)^2}{d}\right) & \text{for } t \leq 0.51s \\ a + \frac{b}{(t-0.51)} \exp\left(-0.5 \frac{\left(\ln\left(\frac{t-0.51}{c}\right)\right)^2}{d}\right) & \text{for } t > 0.51s \end{cases} \quad (1)$$

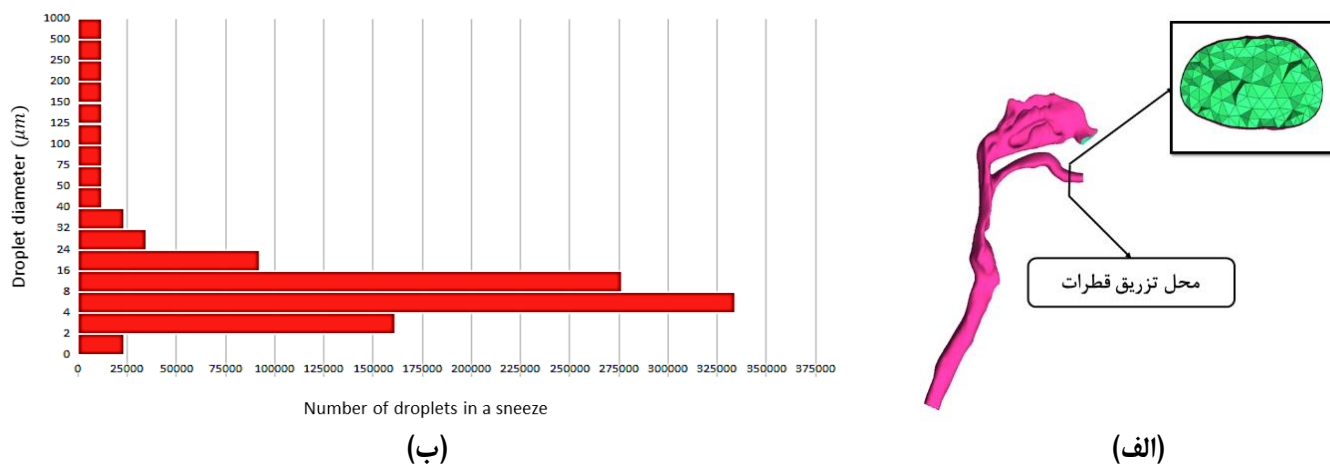
ثابت‌های a ، b ، c و d در رابطه (۱) به ترتیب برابر $17/1430$ ، $69/5510$ ، $0/1535$ و $0/6780$ هستند [۲۵].

توزیع قطر قطرات خارج شده از دهان در هنگام عطسه یکی از مولفه‌های تأثیرگذار بر پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه است. توزیع قطر قطرات حاصل از عطسه در این مطالعه بر حسب داده‌های تجربی دوگنید [۲۱] در نظر گرفته شده است. قطرات حاصل از عطسه یک بار در زمان $0/02$ الی $0/25$ ثانیه و بار دیگر در زمان $0/53$ الی $0/76$ ثانیه درون دستگاه تنفسی و نزدیک به خروجی دهان مطابق شکل ۴-الف) رها شده‌اند. شکل ۴-ب) نیز توزیع قطر قطرات حاصل از تک عطسه را نشان می‌دهد.



شکل ۳. الف) نمایی از محل اعمال دبی ورودی [۲۵] و ب) تغییرات دبی بر حسب زمان در هنگام عطسه

Fig. 3. (a) Location of an inlet flow [25] and (b) changes of flowrate according to time during sneezing



شکل ۴. الف) نمایی از محل تزریق قطرات ب) توزیع قطر قطرات حاصل از عطسه [۲۵]

Fig. 4. (a) Location of injection droplets (b) Distribution of the diameter of droplets resulting from sneezing [25]

جدول ۱. شرایط مرزی و برهمکنش قطرات با دیواره جامد در بخش‌های مختلف محیط محاسباتی

Table 1. Boundary conditions and interaction of droplets with the solid wall in different parts of the computing environment

ناحیه	شرط مرزی	برهمکنش قطرات با دیواره
دیواره دستگاه تنفسی	دیوار با دمای ۳۰۸/۱۵ کلوین	شرط بازگشت قطرات
ماسک صورت	دیوار با دمای ۲۹۷/۱۵ کلوین	شرط نشست قطرات
دیواره محیط اطراف	فشار خروجی ۱ اتمسفر (خروجی) با دمای ۲۹۷/۱۵ کلوین	شرط عبور قطرات
زمین	دیوار با دمای ۲۹۷/۱۵ کلوین	شرط نشست قطرات
ابتدای نای	رابطه (۱) با دمای ۳۰۸/۱۵ کلوین	-

جدول ۲. شرایط اولیه در دستگاه تنفسی و محیط اطراف

Table 2. Initial conditions in the respiratory system and surrounding environment

ناحیه	دما (K)	رطوبت نسبی (%)	فشار (Pa)	چگالی (kg/m ³)	لزجت (Pa.s)	ضریب هدایت حرارتی (W/(m.K))	ظرفیت گرمایی ویژه (kJ/(kg.K))
دستگاه تنفسی	۳۰۸/۱۵	۹۵	۱۰۱۳۲۵	۱/۱۲۲۶	۱/۸۶×۱۰ ^{-۵}	۰/۰۲۷۶	۱/۰۳۶
محیط اطراف	۲۹۷/۱۵	۶۵	۱۰۱۳۲۵	۱/۱۷۹۳	۱/۸۳×۱۰ ^{-۵}	۰/۰۲۶۵	۱/۰۱۷

سایر شرایط مرزی و نحوه برهمکنش قطرات با دیواره جامد نیز در جدول ۱ ارائه شده است. اطلاعات بیشتر درباره نحوه برهمکنش قطرات با دیواره جامد در مطالعه زنداف و همکاران [۲۵] ذکر شده است.

شرایط اولیه برای هوای موجود درون دستگاه تنفسی و محیط اطراف

نیز در جدول ۲ ارائه شده است.

۲-۴- معادلات حاکم

با توجه به رفتار گذرای فرایند عطسه، شبیه‌سازی دو عطسه متوالی تحت شرایط گذرا انجام شده است. معادلات حاکم بر حوزه سیال را می‌توان به صورت روابط (۲)، (۳) و (۴) بیان کرد.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2)$$

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_i u_j}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \rho u_i' u_j' \right] \quad (3)$$

$$\frac{\partial \rho c_p T}{\partial t} + \frac{\partial (\rho c_p u_i T)}{\partial x_j} = k \frac{\partial^2 T}{\partial x_j^2} \quad (4)$$

در روابط فوق، ρ چگالی، μ ویسکوزیته دینامیکی، T دما، u سرعت، P فشار، c_p ظرفیت گرمایی ویژه، k ضریب انتقال حرارت هدایتی و i و j نشان‌دهنده مختصات دکارتی است.

در این پژوهش علاوه بر حل معادلات انتقال برای فاز پیوسته، شبیه‌سازی فاز مجزای ثانویه (گسسته) نیز در قالب یک مرجع لاگرانژی انجام شده است. با توجه به اینکه کسر حجمی قطرات حاصل از عطسه کمتر از $10^{-8} \times 1/34$ است؛ لذا برای شبیه‌سازی پخش و نفوذ قطرات از همبستگی یک‌طرفه بین فاز پیوسته و گسسته استفاده شده است. همبستگی در معادله بقای مومنتوم با انتگرال‌گیری از تعادل نیروهای وارده بر قطره پیش‌بینی می‌شود که به صورت معادله (۵) بیان می‌شود.

$$m_p \frac{dv}{dt} = F_D + F_{nonD} \quad (5)$$

رژیم جریان اسپالدینگ^۱ است.

۲-۵- روش حل

در مقاله حاضر از نرم‌افزار انسیس فلونت^۲ ۲۰۲۰ برای انجام شبیه‌سازی و برای پس‌پردازش نتایج از نرم‌افزار سی‌اف‌دی پست^۳ ۲۰۲۰ استفاده شده است. برای حل معادلات حاکم از روش حجم محدود^۴ و حل‌کننده بر پایه فشار استفاده شده است. برای حل معادلات حاکم از الگوریتم فشار ضمنی با تقسیم اپراتورها^۵ و از چیدمان مرتبه دوم^۶ برای درون‌یابی فشار، تکانه^۷، انرژی جنبشی متلاطم^۸ و شدت اتلاف ویژه^۹ استفاده شده است. با در نظر گرفتن عدد کورانت^{۱۰}، اندازه گام زمانی^۵ 2×10^{-5} ثانیه انتخاب شده است و برای دستیابی به دقت و پایداری بهتر از گسسته‌سازی زمانی مبتنی بر فرمول‌بندی ضمنی مرتبه دوم استفاده شده است.

۳- نتایج

در این بخش به ارائه نتایج مربوط به استقلال از شبکه، اعتبارسنجی، نتایج حاصل از حل جریان در دو عطسه متوالی و همچنین پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی در محیط اطراف پرداخته شده است.

۳-۱- استقلال از شبکه

در حالت بیشینه دبی (۵۵۳ لیتر بر دقیقه)، شبکه با ۱/۷ میلیون سلول به‌عنوان شبکه مناسب از نظر دقت و کارایی انتخاب شده است. شکل ۵ تغییرات سرعت در مکان بیشینه سرعت درون دستگاه تنفسی و در مقابل دهان برای شبکه با ابعاد مختلف را نشان می‌دهد. در نهایت شبکه با ۱/۷ میلیون سلول به‌عنوان شبکه مناسب از نظر دقت و کارایی انتخاب شده است. برای کسب اطلاعات بیشتر درباره تولید شبکه به مقاله زنداف و همکاران [۲۵] مراجعه شود.

پارامتر F_{nonD} می‌تواند معرف نیروهای مختلفی باشد؛ اما این نیروها برای قطرات زیر یک میکرون [۲۶،۲۷] یا زمانی که چگالی قطرات نزدیک به چگالی فاز سیال باشد، کاربرد دارند [۲۸،۲۹]. بنابراین F_{nonD} در این پژوهش معادل نیرو گرانش وارده بر قطره است و می‌توان معادله (۵) را به‌صورت معادله (۶) بازنویسی نمود.

$$m_p \frac{dv}{dt} = F_{Drag} + F_{Gravity} = \frac{\rho_c \pi C_d d_p^2 |U-V|(U-V)}{8C_c} + m_p g \quad (6)$$

در روابط فوق، U سرعت جریان، V سرعت قطره، C_c ضریب کانینگهام، C_d ضریب پسا، \tilde{n}_c چگالی سیال و d_p قطر قطره است. سایر روابط مورد استفاده در این پژوهش از جمله تعادل حرارتی قطره، شدت تبخیر قطرات و عدد ناسلت (Nu) اصلاح شده به ترتیب به‌صورت روابط ۷، ۸ و ۹ بیان می‌شود.

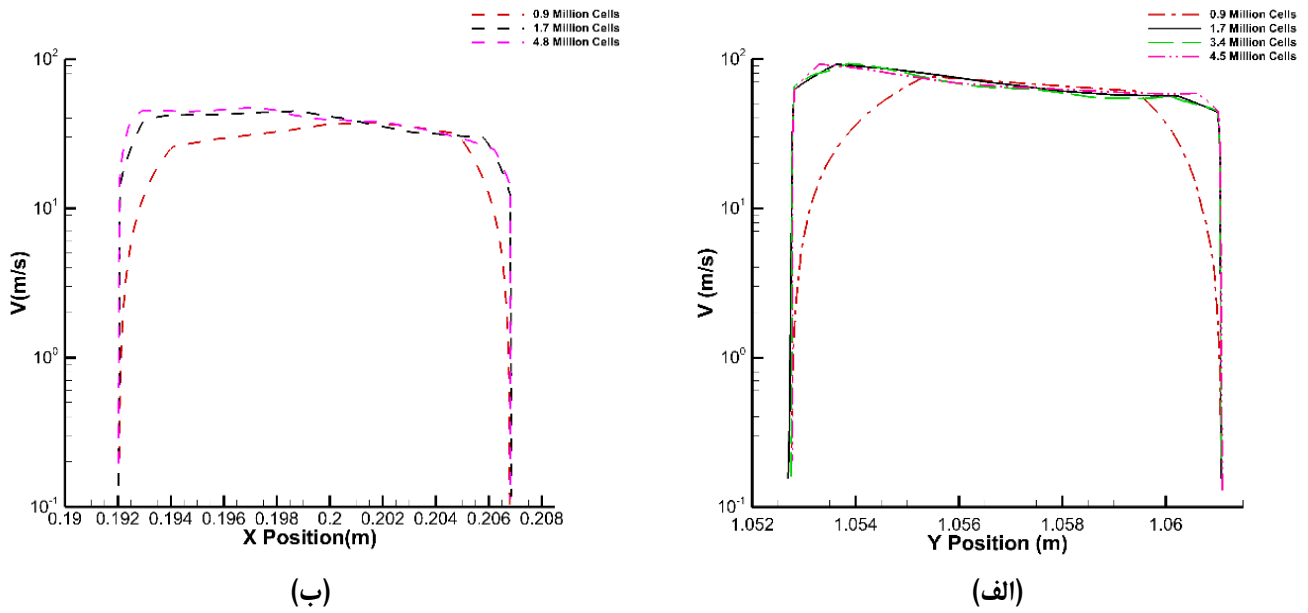
$$m_p c_p \frac{dT_p}{dt} = h A_p (T_\infty - T_p) - \frac{dm_p}{dt} h_{fg} \quad (7)$$

$$\frac{dm_p}{dt} = \rho_p \frac{d}{dt} \left(\frac{\pi}{6} d_p^3 \right) = -h_m A_p (\rho_{vs} - \rho_{vg}) \quad (8)$$

$$Nu = \frac{h d_p}{k_\infty} = \frac{\ln(1+B_t)}{B_t} \left(2.0 + 0.6 Re_p \frac{1}{Pr} \frac{1}{3} \right) \quad (9)$$

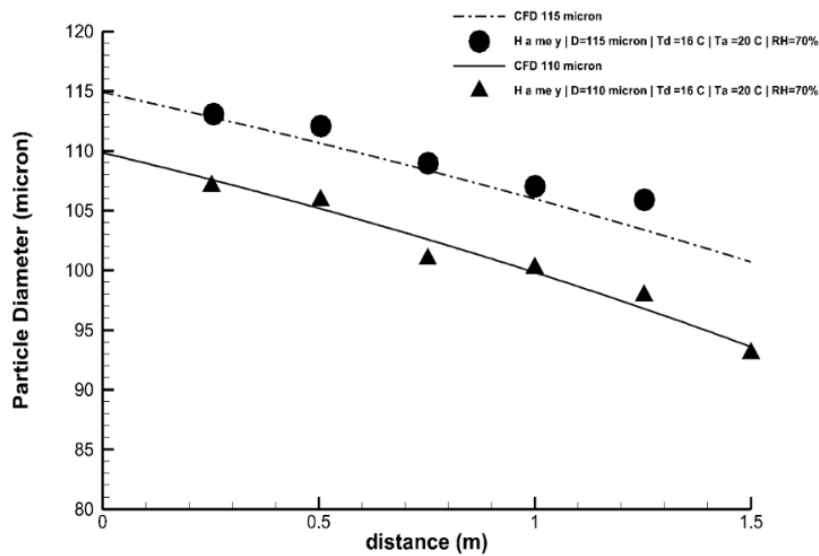
در روابط فوق C_p ظرفیت حرارتی قطره، T_p دمای قطره، h ضریب انتقال حرارت جابجایی، T_∞ دمای فاز پیوسته، $\frac{dm_p}{dt}$ شدت تبخیر قطرات، h_{fg} گرمای نهان، ρ_p چگالی قطره، d_p قطر قطره، h_m ضریب انتقال جرم، ρ_{vs} چگالی بخار آب روی سطح قطرات، ρ_{vg} چگالی بخار آب، k_∞ ضریب هدایت حرارتی فاز پیوسته، Re_p عدد رینولدز بر اساس قطر قطره و سرعت نسبی، Pr عدد پرانتل فاز پیوسته و B_t عدد انتقال حرارت در

- 1 Spalding
- 2 ANSYS Fluent
- 3 CFD Post
- 4 Finite Element Method
- 5 Pressure-Implicit with Splitting of Operators (PISO)
- 6 Second-Order
- 7 Momentum
- 8 Turbulent Kinetic Energy
- 9 Specific Dissipation Rate
- 10 Courant



شکل ۵. الف) نمودار تغییرات سرعت درون دستگاه تنفسی و ب) درون محیط اطراف [۲۵]

Fig. 5. (a) the velocity variation diagram within the respiratory system and (b) the surrounding environment [25]



شکل ۶. نتایج عددی و تجربی تغییر قطر قطرات در حال سقوط به ازای دو قطر ۱۱۰ و ۱۱۵ میکرون [۲۵]

Fig. 6. Numerical and experimental results of the change in the diameter of the falling drops for two diameters of 110 and 115 microns [25]

۱۱۵ میکرون که در شرایط سقوط از ارتفاع ۲ متری از سطح زمین می‌باشند را بر حسب طول سقوط برای نتایج تجربی و عددی نمایش می‌دهد.

۳-۲- اعتبارسنجی تبخیر، پخش و نفوذ قطرات

در پژوهش حاضر به منظور اعتبارسنجی تبخیر قطرات از نتایج همی

[۲۴] استفاده شده است. شکل ۶ نمودار تغییر قطر دو قطره به قطر ۱۱۰ و

جدول ۳. میزان خطای بیشینه نتایج پژوهش حاضر در مقایسه با نتایج عددی بوسکو و همکاران [۱۹] برای عطسه

Table 3. Comparing the maximum error obtained from the results of the present study compared to the numerical results of Busco et al. [19] for sneezing

روش مطالعه	میزان پخش (متر)	میزان نفوذ (متر)	زاویه پخش (درجه)	محققین
تجربی_عددی	۱/۰۵	۲/۵۸	۲۵	بوسکو و همکاران
عددی	۱/۰۱	۲/۸۲	۲۴/۹۳	مطالعه حاضر
-	۳/۸۱	۹/۳	۰/۲۸	درصد خطا %

۳-۴- نتایج پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی

در مطالعه حاضر به کمک دینامیک سیالات محاسباتی، شبیه‌سازی الگوی انتشار قطرات حاصل از دو عطسه متوالی بررسی و افزایش میزان نفوذ و پخش قطرات حاصل از دو عطسه متوالی نسبت به تک عطسه در شرایط اولیه مشابه مورد مطالعه قرار گرفته است. کانتور قطر قطرات دیدگاه مناسبی از ماهیت گذرای فرایند پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی نشان می‌دهد. شکل ۹ محل قرارگیری قطرات حاصل از دو عطسه متوالی را در شش زمان مختلف مربوط به زاویه دید در راستای محور X, Y و Z نمایش می‌دهد.

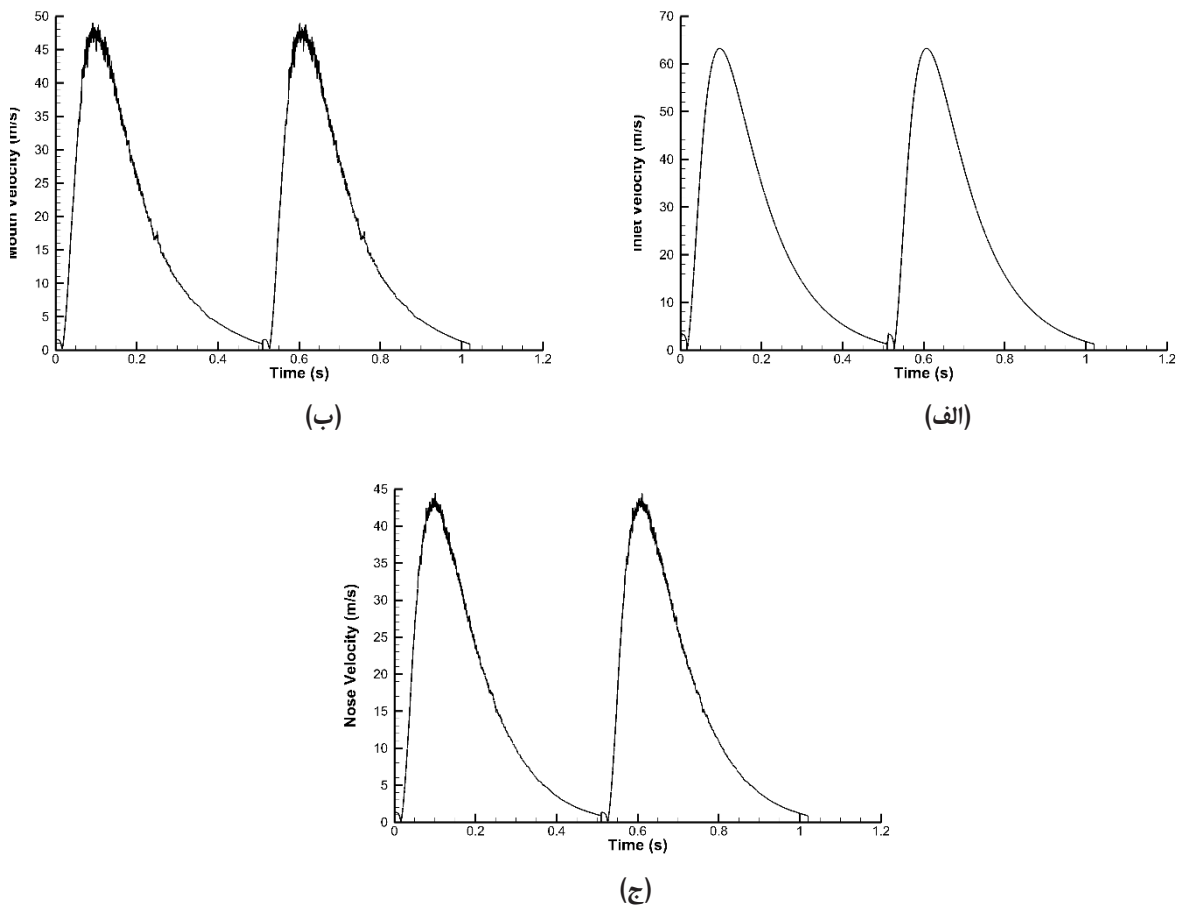
در مجموع ۲۰۹۰,۲۶۶ قطره به دامنه حل طی دو عطسه متوالی تزریق شده است. قطرات بزرگ‌تر به دلیل اینرسی بیشتری که داشته، مسافت بیشتری را نسبت به قطرات کوچک‌تر در زمان کمتر طی کرده‌اند. به عبارت دیگر، قطرات بزرگ که به واسطه نیروی گرانش و شتاب جرمی بیشتری که از جت هوای تخلیه شده از دهان در هنگام عطسه دریافت کردند، فاصله بیشتری از مقابل دهان گرفته به طوری که جت هوای حاصل از عطسه دوم بر نفوذ قطرات بزرگ حاصل از عطسه اول تأثیر چندانی نگذاشته و تنها قطرات کوچک حاصل از عطسه اول را تحت تأثیر قرار می‌دهد که با مقایسه محل قطرات بزرگ و کوچک در زمان‌های مختلف در شکل ۹ و همچنین مقایسه نتایج حاضر با نتایج حاصل از تک عطسه زنداف و همکاران [۲۵] این موضوع به وضوح قابل مشاهده است.

به منظور اعتبارسنجی فرایند انتقال قطرات و تأیید معادلات حاکم بر حرکت آن‌ها، نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعه تجربی_عددی بوسکو و همکاران [۱۹] مورد بررسی و مقایسه قرار گرفته‌اند و میزان بیشینه خطای موجود در نتایج حاصل از مطالعه حاضر در مقایسه با نتایج گزارش شده توسط بوسکو و همکاران [۱۹]، در جدول ۳ نشان داده شده است. برای کسب اطلاعات بیشتر درباره شرایط و نحوه اعتبارسنجی تبخیر، پخش و نفوذ قطرات به مقاله زنداف و همکاران [۲۵] مراجعه شود.

۳-۳- نتایج حاصل از حل جریان برای دو عطسه متوالی

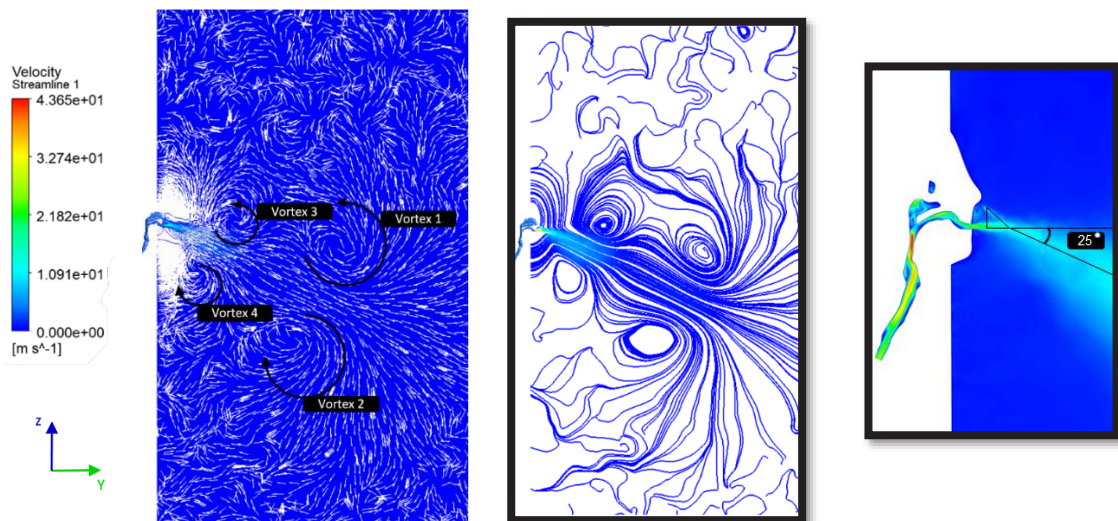
در دو عطسه متوالی همانند عطسه معمولی، جت هوا از ناحیه بینی و دهان به محیط اطراف تخلیه می‌شود با این تفاوت که پس از تخلیه جت هوای ناشی از عطسه اول، بلافاصله جت ناشی از عطسه دوم در محیط اطراف تخلیه می‌شود. شکل ۷ تغییرات سرعت در ابتدا نای، دهان و بینی را طی دو عطسه متوالی نمایش می‌دهد.

با خروج جت هوا از دهان و بینی در دو عطسه متوالی، تلاقی بین جت هوای تخلیه شده از دهان و بینی رخ می‌دهد که تلاقی این دو جت در نهایت باعث انحراف جت نهایی در محیط اطراف به میزان حدوداً ۲۵ درجه از راستای افق می‌شود. شکل ۸ خطوط جریان در زمان ۰/۶۶ ثانیه که شامل چهار گردابه در مقطع است را نشان می‌دهد. دو گردابه دور از دستگاه تنفسی (گردابه ۱ و ۲) ناشی از عطسه اول و دو گردابه نزدیک به دستگاه تنفسی (گردابه ۳ و ۴) ناشی از عطسه دوم است.



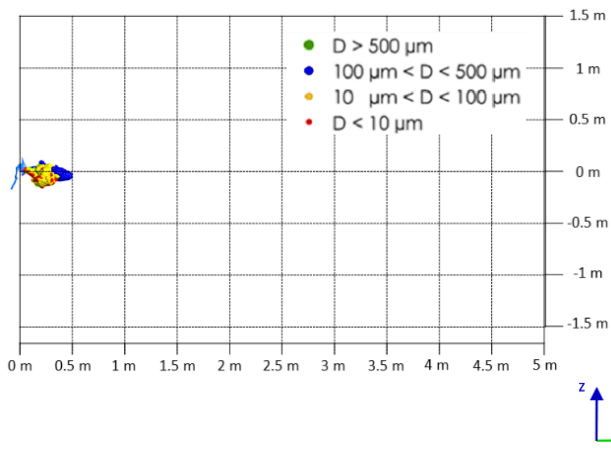
شکل ۷. تغییرات سرعت بر حسب زمان در (الف) ابتدا نای، (ب) دهان و (ج) بینی برای دو عطسه متوالی

Fig. 7. Velocity changes over time in a) first trachea, b) mouth and c) nose for two consecutive sneezes

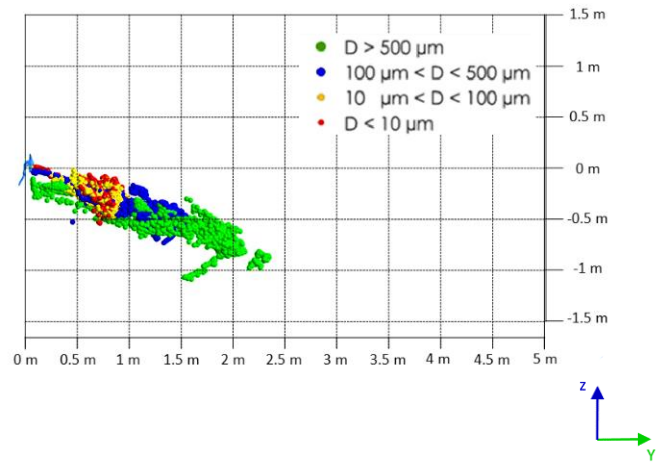


شکل ۸. نمایشی از خطوط جریان، کانتور و بردار سرعت در دو عطسه متوالی در زمان ۰/۶۶ ثانیه از نمای زاویه دید در راستای محور X

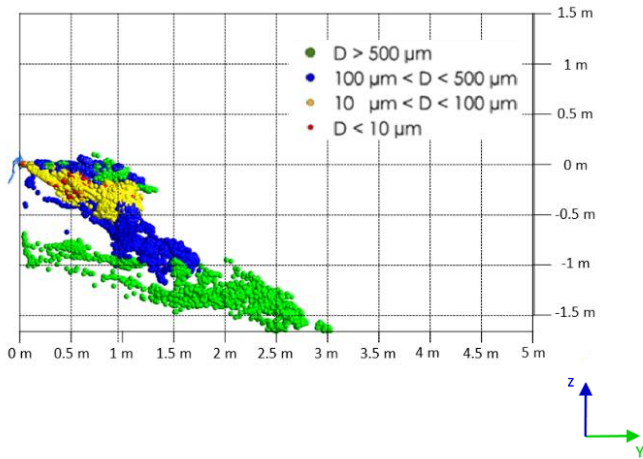
Fig. 8. Velocity contour, vector and streamlines for two consecutive sneezes in 0.66 Sec from the viewing angle along the X axis



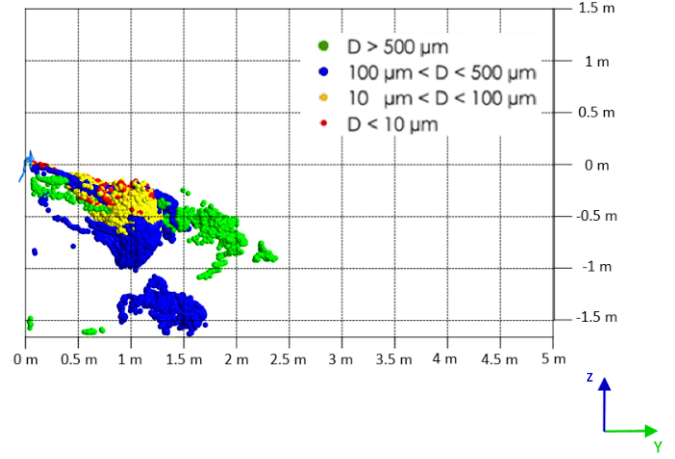
t=0.1 s



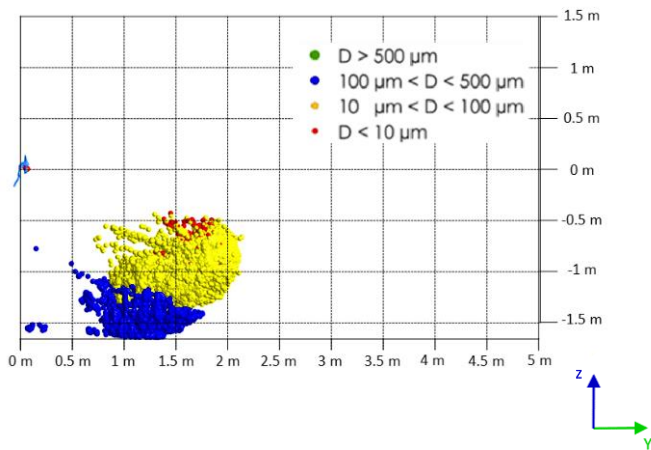
t=0.5 s



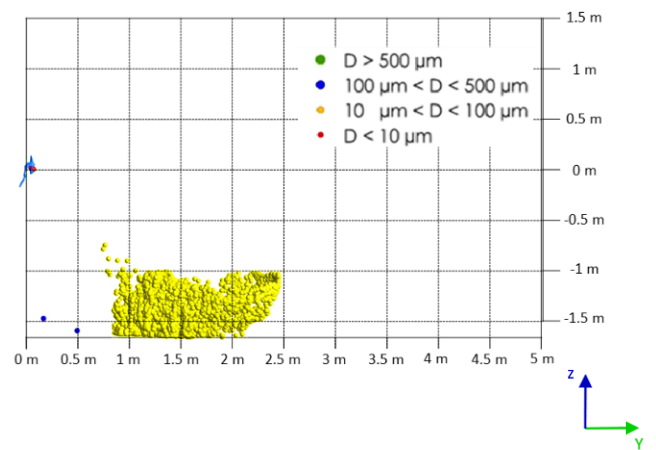
t=0.75 s



t=1 s

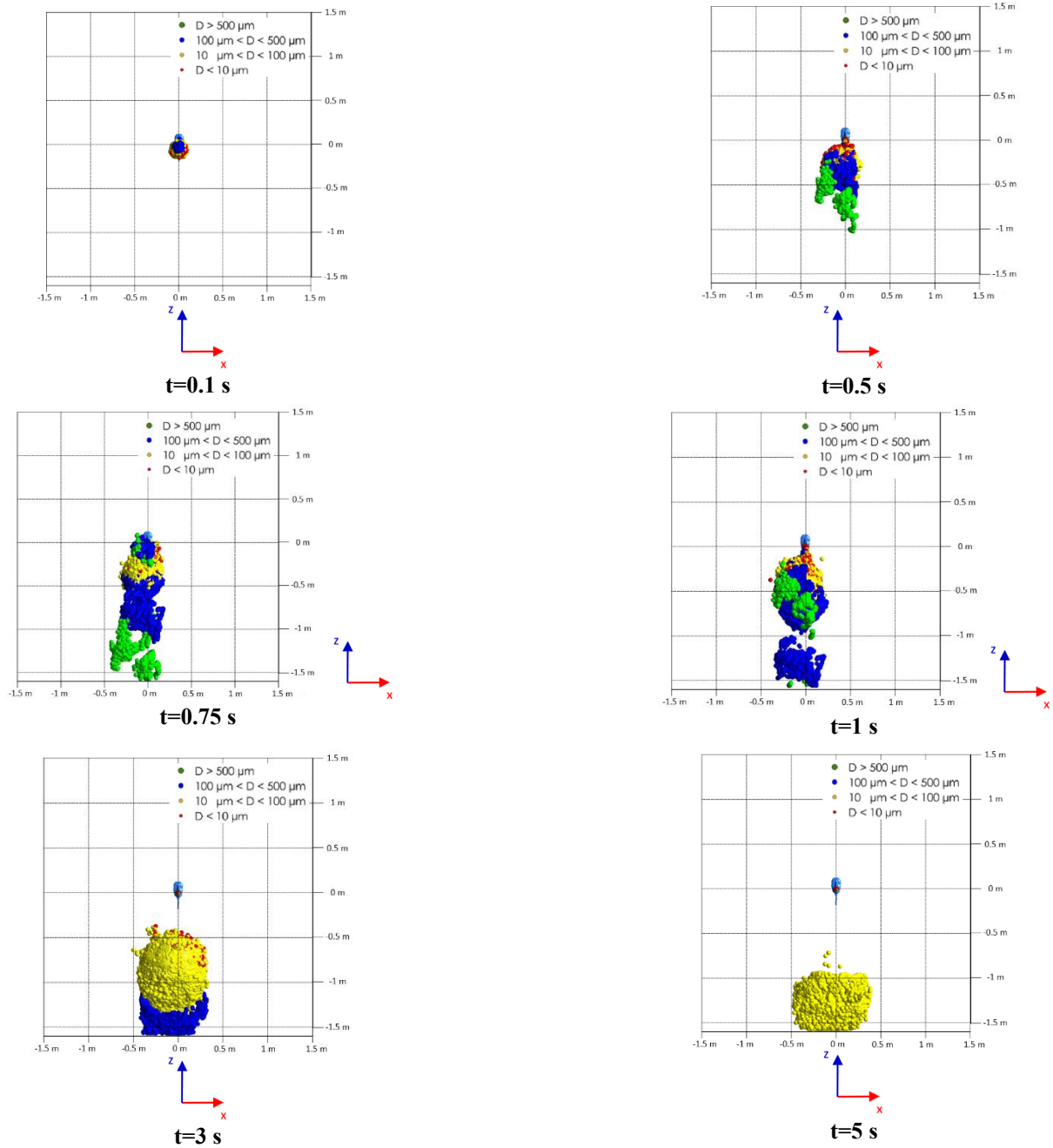


t=3 s

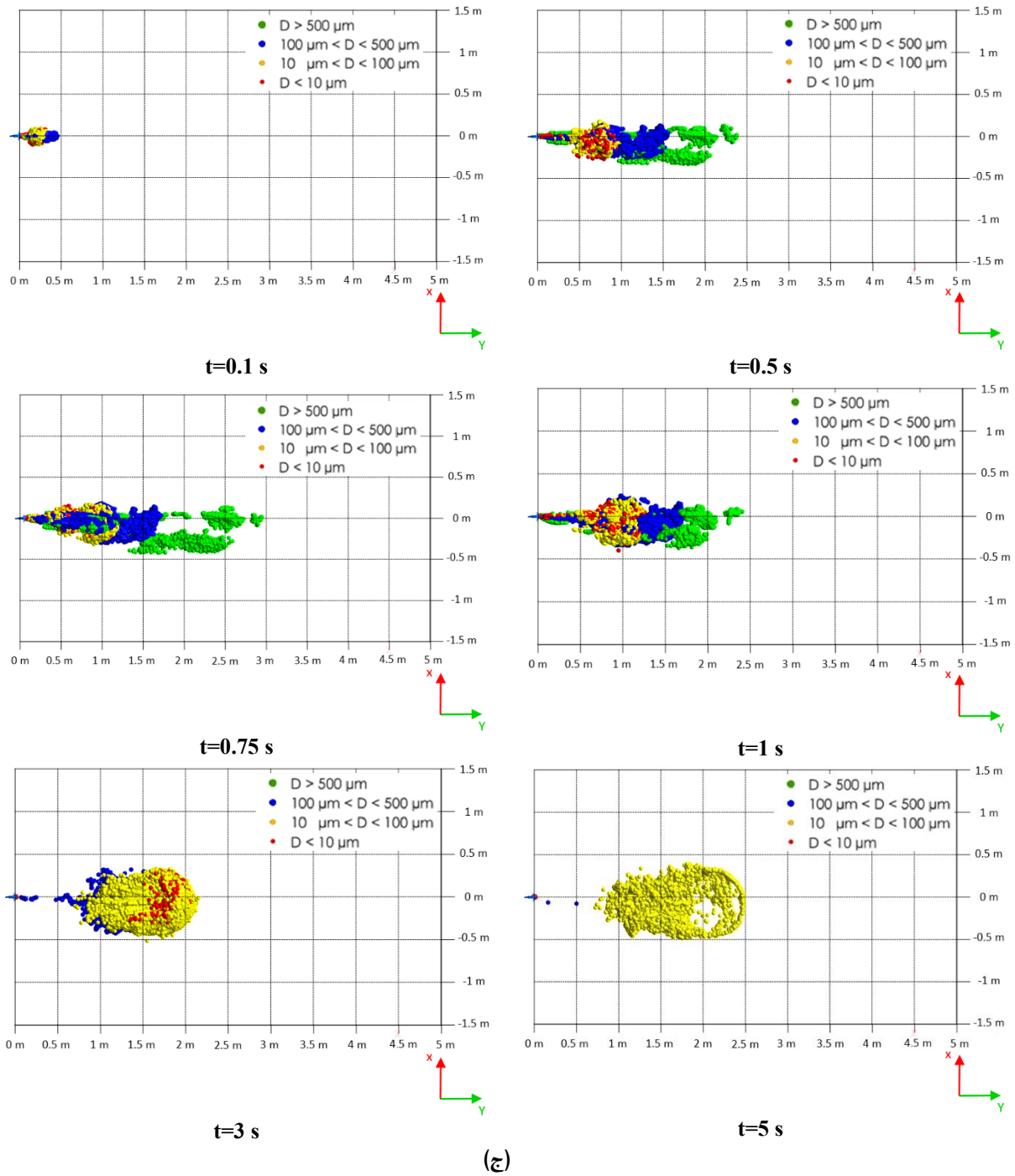


t=5 s

(الف)



(ب)



شکل ۹. کانتور قطر، پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی در زمان‌های مختلف مربوط به زاویه دید در راستای محور الف (X، ب) Y و ج) Z

Fig. 9. The contour of the diameter, spread, and penetration of droplets from two consecutive sneezes at different times related to the viewing angle in the direction of (a) X, (b) Y, and (c) Z axes

۳-۵- مقایسه پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی و تک عطسه

به منظور بررسی اختلاف میزان پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی و تک عطسه، نتایج حاصل از مطالعه حاضر با نتایج عددی زنداف و همکاران [۲۵] مورد مقایسه قرار گرفته است. شکل ۱۰ نحوه پخش قطرات حاصل از یک و دو عطسه متوالی را در چهار زمان مختلف مربوط به زاویه دید در راستای محور X, Y, Z نمایش می‌دهد. قطرات آبی رنگ متعلق به یک عطسه و قطرات قرمز رنگ متعلق به دو عطسه متوالی است. قطرات بزرگ به دلیل وزن و اینرسی بیشتری که نسبت به قطرات کوچک‌تر داشته، به سرعت از مقابل دهان فاصله گرفته، به طوری که جت حاصل از عطسه دوم تأثیر چندانی بر پخش قطرات بزرگ نداشته است. اما قطرات کوچک به دلیل وزن و اینرسی کمتری که دارند؛ نسبت به قطرات بزرگ، در پایان عطسه اول فاصله زیادی از مقابل دهان نگرفته، به طوری که جت ثانویه حاصل از عطسه دوم بر پخش و نفوذ آن‌ها تأثیر گذاشته است.

با توجه به شکل ۱۰، میزان نفوذ و پخش قطرات قرمز رنگ (قطرات حاصل از دو عطسه متوالی) به مراتب بیشتر از قطرات آبی رنگ (قطرات حاصل از یک عطسه) است. میزان اختلاف در نفوذ و پخش قطرات حاصل از دو عطسه متوالی و تک عطسه طی زمان‌های مختلف، متفاوت است. با توجه به تأثیر ناچیز جت ناشی از عطسه دوم بر پخش و نفوذ قطرات بزرگ حاصل از عطسه اول، لذا میزان اختلاف در نفوذ و پخش قطرات کوچک حاصل از تک عطسه و دو عطسه متوالی در زمان‌های مختلف مطابق جدول ۴ است. لازم به ذکر است که بیشینه میزان نفوذ و پخش قطرات ذکر شده در جدول ۴ مربوط به قطرات هوابرد^۱ موجود در دامنه محاسباتی در زمان‌های مختلف است.

۳-۶- تأثیر گردابه‌ها در پخش قطرات حاصل از دو عطسه متوالی

دمای جت هوای خروجی از دهان در هنگام عطسه برابر ۳۵ درجه سانتی‌گراد است؛ در حالی که هوای موجود در محیط اطراف دارای دمای ۲۴ درجه سانتی‌گراد است. این اختلاف دما سبب ایجاد ناپایداری در جریان هوای محیط اطراف در هنگام تزریق جت هوای ناشی از عطسه شده است که باعث

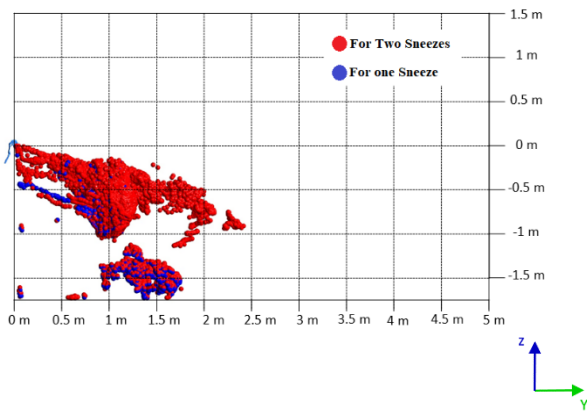
1 Airborne

تولید رینگ^۲ گردابه‌ای می‌شود. در ابتدای شروع عطسه دوم به واسطه جت دوم ناشی از آن، دو رینگ گردابه هم زمان در محیط اطراف قابل مشاهده است و باعث تولید الگو خاصی از پخش قطرات (مشابه دو قارچ کوچک و بزرگ) در محیط اطراف شده است. علت تولید این الگوهای قارچی از قطرات، وزن و اینرسی کم قطرات کوچک پراکنده شده در محیط اطراف است که تحت تأثیر جریان گردابه‌ها قرار می‌گیرند و به دلیل عدد استوکس^۳ کوچک، خطوط جریان را دنبال کرده و از مسیر اصلی کمی منحرف می‌شوند. با پیشروی گردابه حاصل از عطسه دوم و رسیدن به گردابه حاصل از عطسه اول، دو رینگ گردابه به یکدیگر پیوسته و در نهایت رینگ گردابه بزرگی تشکیل داده می‌شود. شکل ۱۱ الگویی از پخش قطرات حاصل از دو عطسه متوالی را در زمان ۰/۶۶ ثانیه نشان می‌دهد.

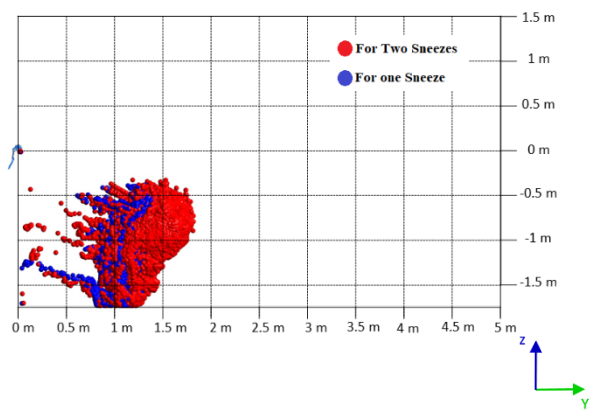
۳-۷- بررسی تبخیر، نشست و هوابرد قطرات حاصل از دو عطسه متوالی

سرنوشت قطرات تزریق شده در محیط اطراف در طول فرایند عطسه شامل سه مورد است که عبارت‌اند از: (۱) قطرات تبخیر^۴ شده، (۲) قطرات نشست^۵ یافته و (۳) قطرات هوابرد. در حالت دو عطسه متوالی، دو جت هوای ناشی از عطسه با فاصله زمانی در محیط اطراف نفوذ کرده که در هر جت حدوداً تعداد یک میلیون قطره وارد محیط اطراف شده است. شکل ۱۲- (الف) روند تبخیر، نشست و هوابرد قطرات حاصل از دو عطسه متوالی در طول زمان را نشان می‌دهد. روند تبخیر قطرات در شکل ۱۲- (الف) نشان می‌دهد که پس از انتشار جت دوم، نرخ تبخیر قطرات بیش از دو برابر نسبت به قبل افزایش یافته که میزان قابل توجهی است. روند تعداد قطرات هوابرد نیز نشان می‌دهد که دارای دو قله یا بیشینه تعداد قطرات هوابرد است که علت آن انتشار عطسه دوم می‌باشد که همراه با پرتاب قطرات در محیط اطراف است. با توجه به شکل ۱۲- (ب)، نهایتاً در زمان ۵ ثانیه، اکثر قطرات حاصل از دو عطسه متوالی تبخیر شده‌اند و سپس با اختلاف زیاد، قطرات نشست یافته بر روی زمین در جایگاه دوم قرار دارند و تعداد قطرات هوابرد نیز به کمتر از ۴۰ هزار قطره رسیده‌اند.

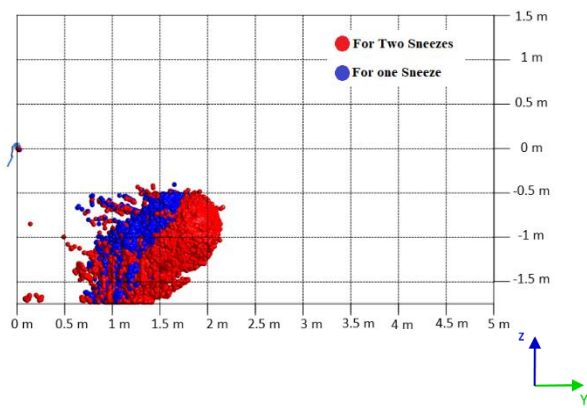
2 Ring
3 Stokes number
4 Evaporated
5 Traped



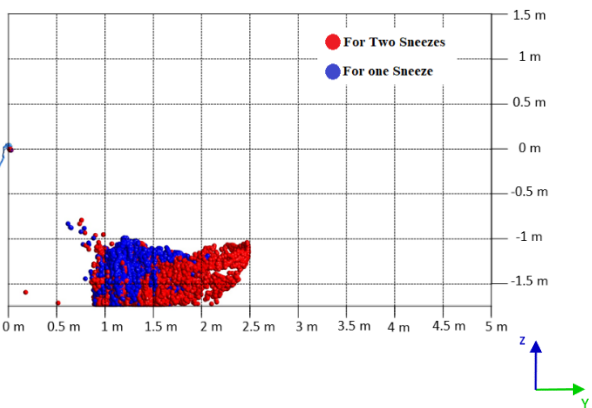
t=1 s



t=2 s

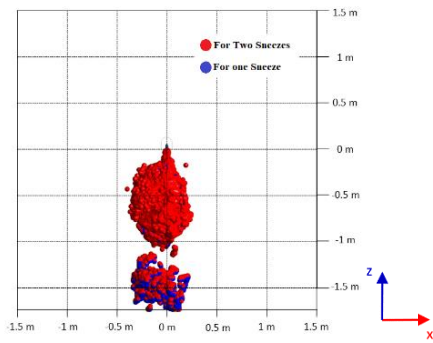


t=3 s

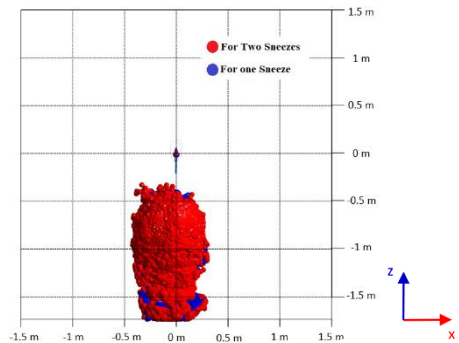


t=5 s

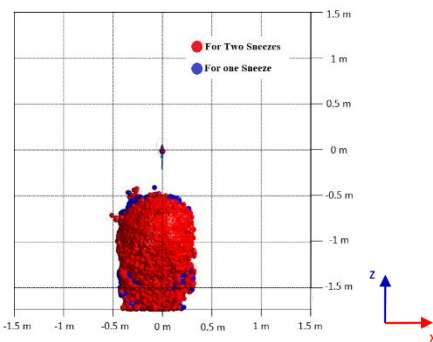
(الف)



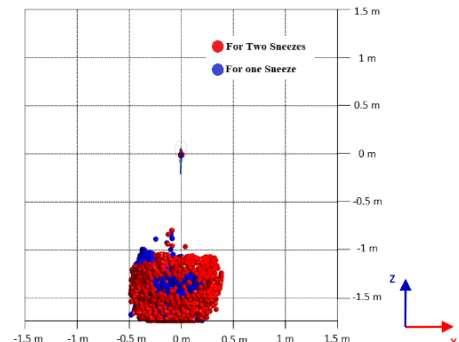
t=1 s



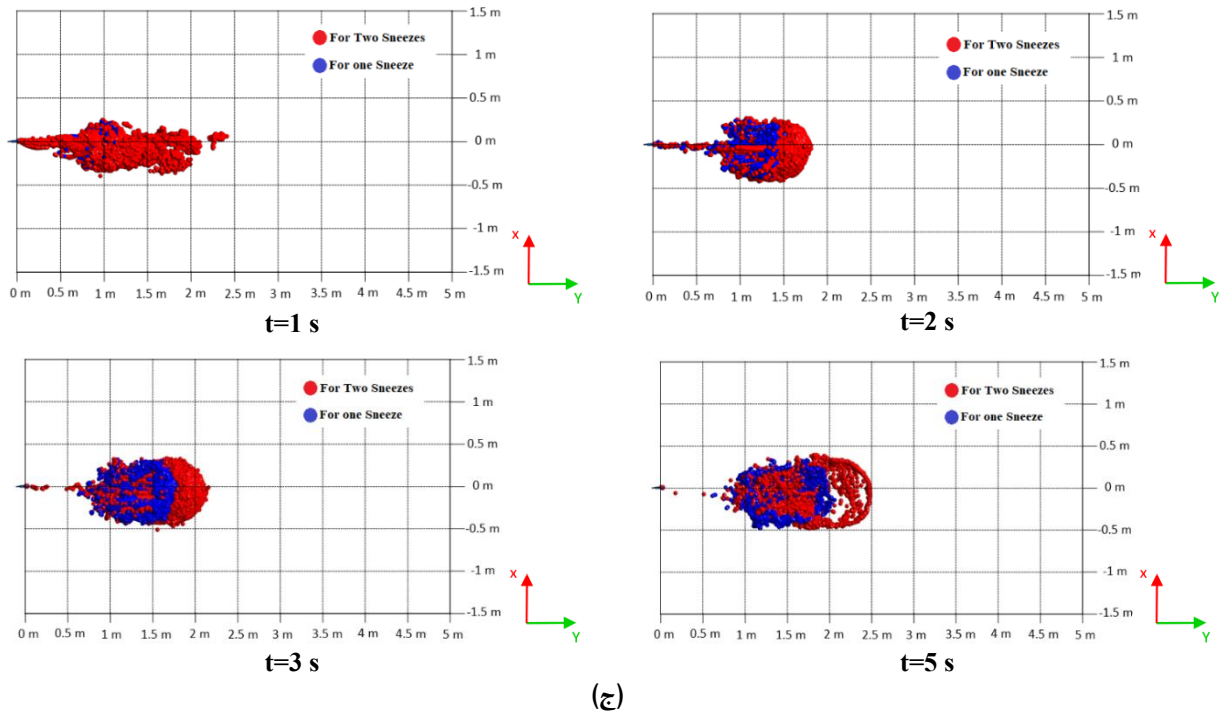
t=2 s



t=3 s



t=5 s



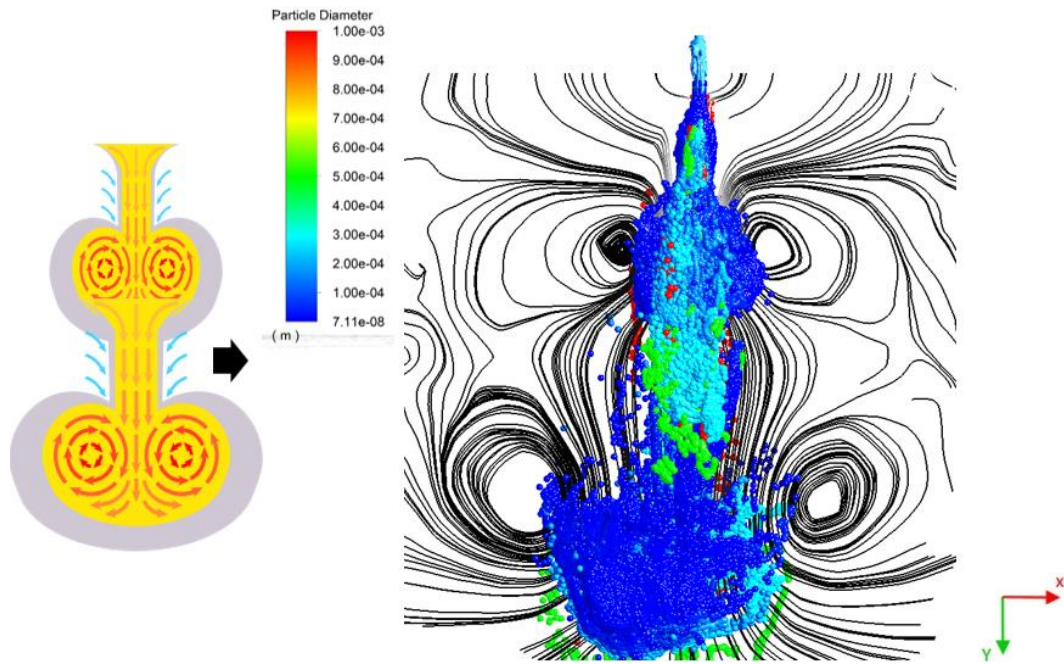
شکل ۱۰. مقایسه نتایج پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی برای مطالعه حاضر با نتایج حاصل از فرایند تک عطسه برای مطالعه زنداف و همکاران [۲۵] در زمان‌های مختلف مربوط به زاویه دید در راستای محور الف) X، ب) Y و ج) Z

Fig. 10. Comparison of the results of spread and penetration of droplets resulting from two consecutive sneezes for the present study with the results of a single sneeze process for the study of Zandaf et al. [25] at different times related to the viewing angle along the a) X, b) Y and c) Z axis

جدول ۴. مقایسه بیشینه نفوذ و پخش قطرات کوچک حاصل از نتایج پژوهش حاضر برای دو عطسه متوالی با نتایج عددی زنداف و همکاران [۲۵] برای تک عطسه

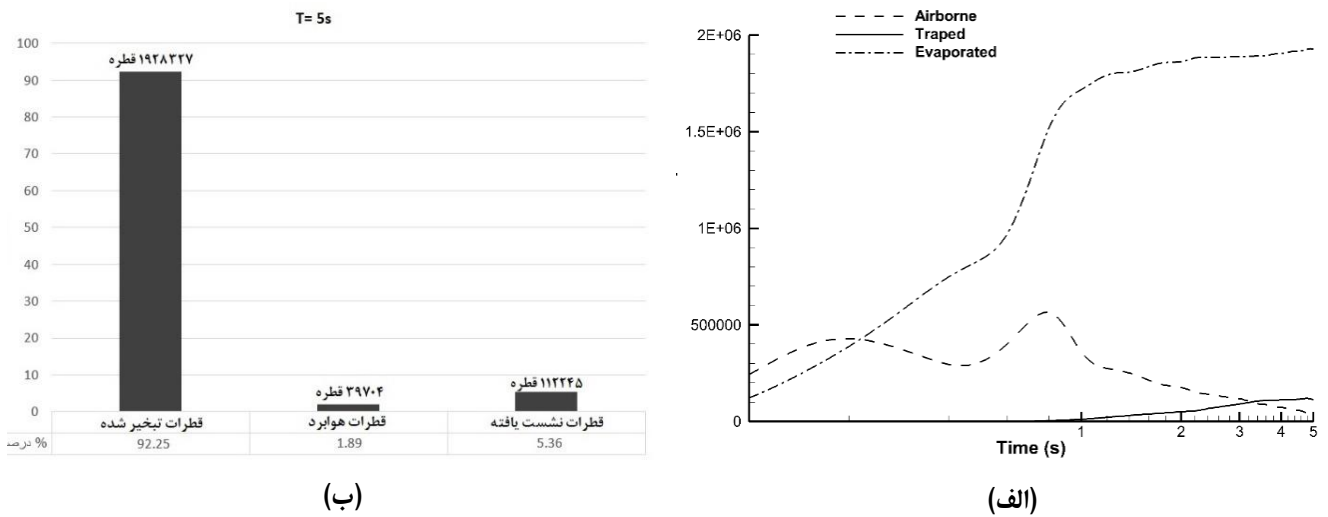
Table 4. Comparing the maximum penetration and spread of small droplets obtained from the results of the present study for two consecutive sneezes with the numerical results of Zandaf et al. [25] for a single sneeze

درصد اختلاف (%)	بیشینه پخش قطرات برای تک عطسه (متر)	بیشینه پخش قطرات برای دو عطسه متوالی (متر)	درصد اختلاف (%)	بیشینه نفوذ قطرات برای تک عطسه (متر)	بیشینه نفوذ قطرات برای دو عطسه متوالی (متر)	زمان (ثانیه)
۷/۶	۰/۶۱۳	۰/۶۶۰	۳۵/۱	۱/۷۶۷	۲/۴۰۴	۱
۳/۵	۰/۷۲۴	۰/۷۵۰	۲/۸	۱/۷۱۵	۱/۷۶۴	۲
۵/۸	۰/۸۰۵	۰/۸۵۳	۱۵/۰	۱/۸۸۳	۲/۱۶۶	۳
۷/۵	۰/۸۵۲	۰/۹۱۶	۱۹/۹	۱/۰۸۱	۲/۴۹۶	۵



شکل ۱۱. خطوط جریان و پخش قطرات از نمای بالا برای دو عطسه متوالی در زمان ۰/۶۶ ثانیه

Fig. 11. stream lines and droplet spread from the top view for sneeze in 0.66 Sec



شکل ۱۲. الف) روند تبخیر، نشست و هوابرد قطرات حاصل از دو عطسه متوالی در زمان های مختلف و ب) درصد قطرات تبخیر شده، نشست یافته و هوابرد نسبت به کل قطرات حاصل از دو عطسه متوالی در زمان ۵ ثانیه

Fig. 12. a) The process of evaporation, settling, and airborne droplets resulting from two consecutive sneezes at different times and b) the percentage of evaporated, settled, and airborne droplets compared to the total droplets resulting from two consecutive sneezing in 5 seconds

۴- بحث، نتیجه‌گیری و پیشنهادها

در مطالعه حاضر به کمک دینامیک سیالات محاسباتی فرایند دو عطسه متوالی شبیه‌سازی و از مدل واقعی دستگاه تنفسی انسان استفاده شده است. دستگاه تنفسی فوقانی متعلق به یک مرد ۶۵ ساله غیرسیگاری است که به کمک نرم‌افزار میمیکس از تصاویر سی‌تی‌اسکن سوژه تولید شده است. به‌منظور حل مسئله از بسته حلگر تجاری انسیس فلونت با استفاده از الگوریتم مبتنی بر فشار استفاده شده است. با توجه به اهمیت شبیه‌سازی دقیق جریان در نزدیکی دیواره دستگاه تنفسی بر جریان خروجی از دهان و بینی و در نهایت پراکندگی قطرات در فرایند عطسه، لذا از مدل آشفتگی $k-\omega$ SST در این شبیه‌سازی استفاده شده است.

در این شبیه‌سازی شرایط جریان هوا درون دستگاه تنفسی برای دو عطسه متوالی و تک عطسه مشابه یکدیگر است با این تفاوت که پس از عطسه اول مجدداً فرایند دم رخ داده و سپس عطسه دوم با دبی مشابه به عطسه اول درون دستگاه تنفسی جریان یافته؛ به طوری که بیشینه سرعت جت هوا بر روی دهان و بینی سوژه به ترتیب به ۵۰ و ۴۵ متر بر ثانیه رسیده است.

اما شرایط نفوذ جریان هوا و همچنین پخش و نفوذ قطرات حاصل از دو عطسه متوالی نسبت به تک عطسه معمولی درون محیط اطراف متفاوت است؛ به طوری که نفوذ جت هوای گرم عطسه درون محیط اطراف با هوای سرد باعث ایجاد ناپایداری در جریان محیط اطراف شده است و الگوهای قارچی شکل از قطرات را درون محیط اطراف ایجاد کرده که به واسطه دو عطسه متوالی در لحظاتی دو الگوی قارچی شکل هم‌زمان درون محیط اطراف قابل مشاهده است.

شبیه‌سازی پخش قطرات حاصل از دو عطسه متوالی، مشخص کرد که قطرات بزرگ به سرعت از مقابل دهان فاصله گرفته؛ به طوری که جت دوم حاصل از عطسه بر روی آن‌ها تأثیر چندانی ندارد؛ اما قطرات کوچک حاصل از عطسه اول به دلیل فاصله کمی که نسبت به قطرات بزرگ‌تر از مقابل دهان و بینی گرفته‌اند؛ جت دوم حاصل از عطسه دوم بر روی آن‌ها تأثیر گذاشته و میزان پخش و نفوذ این قطرات را در زمان یکسان نسبت به عطسه معمولی بیشتر کرده است. میزان نفوذ و پخش قطرات حاصل از دو عطسه متوالی در زمان ۵ ثانیه به ترتیب ۱۹/۹ و ۷/۵ درصد بیشتر از نفوذ و پخش قطرات حاصل از یک عطسه در زمان مشابه است.

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده به‌منظور افزایش دقت در حل مسئله از مدل آشفتگی شبیه‌سازی گردابه‌ای بزرگ برای شبیه‌سازی عطسه با در نظر گرفتن دستگاه تنفسی استفاده شود و نتایج آن با مدل آشفتگی استفاده شده در این مطالعه مقایسه گردد.

۵- فهرست علائم

علائم انگلیسی

C_c	ضریب کانینگهام
C_d	ضریب درگ
C_p	ظرفیت حرارتی قطره، ($J kg^{-1} K^{-1}$)
d_p	قطر قطره، (μm)
F_D	نیروی پسا، (N)
F_{nonD}	نیروی غیر پسا، (N)
h_{fg}	گرمای نهان، ($kJ kg^{-1}$)
m_p	جرم قطره، (kg)
B_t	عدد انتقال حرارت در رژیم جریان اسپالدینگ
g	شتاب گرانش، ($m s^{-2}$)
h	ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی، ($W m^{-2} K^{-1}$)
h_m	ضریب انتقال جرم، ($m s^{-1}$)
Nu	عدد ناسلت
P	فشار، (Pa)
Pr	عدد پرانتل
Re	عدد رینولدز
S	چشمه
t	زمان، (s)
T	دما، (K)
u	سرعت سیال، ($m s^{-1}$)
v	سرعت قطره، ($m s^{-1}$)

علائم یونانی

ρ	چگالی، ($kg m^{-3}$)
μ	لزجت، ($kg m^{-1} s^{-1}$)

- [10] M. Faramarzi, M. Hossein Baradaranfar, O. Abouali, S. Atighechi, G. Ahmadi, P. Farhadi, E. Keshavarzian, N. Behniafard, A. Baradaranfar, Numerical investigation of the flow field in realistic nasal septal perforation geometry, *Allergy & Rhinology*, 5(2) (2014) ar. 2014.2015. 0090.
- [11] A.A. Borojeni, M.L. Noga, R. Vehring, W.H. Finlay, Measurements of total aerosol deposition in intrathoracic conducting airway replicas of children, *Journal of aerosol science*, 73 (2014) 39-47.
- [12] M. Zubair, M.Z. Abdullah, R. Ismail, I.L. Shuaib, S.A. Hamid, K.A. Ahmad, A critical overview of limitations of CFD modeling in nasal airflow, *Journal of Medical and Biological Engineering*, 32(2) (2012) 77-84.
- [13] X. Xie, Y. Li, A. Chwang, P. Ho, W. Seto, How far droplets can move in indoor environments--revisiting the Wells evaporation-falling curve, *Indoor air*, 17(3) (2007) 211-225.
- [14] W.F. Wells, Airborne contagion and air hygiene: an ecological study of droplet infections, *Commonwealth Fund*, (1955) 1-19.
- [15] M. Jennison, H. Edgerton, Droplet Infection of Air: High-speed Photography of Droplet Production by Sneezing, *Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine*, 43(3) (1940) 455-458.
- [16] M.W. Jennison, Atomizing of mouth and nose secretions into the air as revealed by high-speed photography, *Aerobiology*, 17 (1942) 106-128.
- [17] A. Khosronejad, S. Kang, F. Wermelinger, P. Koumoutsakos, F. Sotiropoulos, A computational study of expiratory particle transport and vortex dynamics during breathing with and without face masks, *Physics of Fluids*, 33(6) (2021).
- [1] A. Fabregat, F. Gisbert, A. Vernet, S. Dutta, K. Mittal, J. Pallarès, Direct numerical simulation of the turbulent flow generated during a violent expiratory event, *Physics of Fluids*, 33(3) (2021).
- [19] G. Busco, S.R. Yang, J. Seo, Y.A. Hassan, Sneezing and asymptomatic virus transmission, *Physics of Fluids*, 34(1) (2022) 011701.
- [1] A. Mangili, M.A. Gendreau, Transmission of infectious diseases during commercial air travel, *The Lancet*, 365(9463) (2005) 989-996.
- [2] S. Leroux, <https://www.who.int/emergencies/diseases/novel-coronavirus-2019/situation-reports>, (2022).
- [3] The World Bank, <https://www.worldbank.org/en/news/press-release/2021/12/06/learning-losses-from-covid-19-could-cost-this-generation-of-students-close-to-17-trillion-in-lifetime-earnings>, (2021).
- [4] Y. Liu, R. So, C. Zhang, Modeling the bifurcating flow in a human lung airway, *Journal of biomechanics*, 35(4) (2002) 465-473.
- [5] P. Nithiarasu, O. Hassan, K. Morgan, N. Weatherill, C. Fielder, H. Whittet, P. Ebdon, K. Lewis, Steady flow through a realistic human upper airway geometry, *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, 57(5) (2008) 631-651.
- [6] H. Moghadas, O. Abouali, A. Faramarzi, G. Ahmadi, Numerical investigation of septal deviation effect on deposition of nano/microparticles in human nasal passage, *Respiratory physiology & neurobiology*, 177(1) (2011) 9-18.
- [7] S. Vinchurkar, L. De Backer, W. Vos, C. Van Holsbeke, J. De Backer, W. De Backer, A case series on lung deposition analysis of inhaled medication using functional imaging based computational fluid dynamics in asthmatic patients: effect of upper airway morphology and comparison with in vivo data, *Inhalation toxicology*, 24(2) (2012) 81-88.
- [8] O. Abouali, E. Keshavarzian, P. Farhadi Ghalati, A. Faramarzi, G. Ahmadi, M.H. Bagheri, Micro and nanoparticle deposition in human nasal passage pre and post virtual maxillary sinus endoscopic surgery, *Respir Physiol Neurobiol*, 181(3) (2012) 335-345.
- [9] G. Ahmadi, M. Yazdi, M.H. Bagheri, O. Abouali, B. Tavakoli, Micro particles transport and deposition in realistic geometry of human upper airways, *International Journal of Engineering*, 25(4) (2012) 315-322.

- [25] A. Zandaf, G. Heidarinejad, Numerical Simulation of the Dispersion of Human Sneeze Droplets In The Surrounding, Amirkabir Journal of Mechanical Engineering, 55(1) (2023) 85-104 (in Persian).
- [26] C.T. Crowe, J.D. Schwarzkopf, M. Sommerfeld, Y. Tsuji, Multiphase flows with droplets and particles, CRC press, 2011.
- [27] H. Ounis, G. Ahmadi, J.B. McLaughlin, Brownian diffusion of submicrometer particles in the viscous sublayer, Journal of Colloid and Interface Science, 143(1) (1991) 266-277.
- [28] K. Inthavong, J. Tu, C. Heschl, Micron particle deposition in the nasal cavity using the v_2 -f model, Computers & Fluids, 51(1) (2011) 184-188.
- [29] Y. Feng, C. Kleinstreuer, Analysis of non-spherical particle transport in complex internal shear flows, Physics of Fluids, 25(9) (2013).
- [20] J.K. Gupta, C.H. Lin, Q. Chen, Flow dynamics and characterization of a cough, Indoor air, 19(6) (2009) 517-525.
- [21] J. Duguid, The size and the duration of air-carriage of respiratory droplets and droplet-nuclei, Epidemiology & Infection, 44(6) (1946) 471-479.
- [22] J. Lee, D. Yoo, S. Ryu, S. Ham, K. Lee, M. Yeo, K. Min, C. Yoon, Quantity, size distribution, and characteristics of cough-generated aerosol produced by patients with an upper respiratory tract infection, Aerosol and Air Quality Research, 19(4) (2019) 840-853.
- [23] W.E. Ranz, Evaporation from Drops-I and-II, Chem. Eng. Progr, 48 (1952) 141-146,173-180.
- [24] P.Y. Hamey, The evaporation of airborne droplets, MSc Thesis, Cranfield Institute of Technology, Bedfordshire, UK, (1982) 48-58.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

A. R. Zandaf, Gh. Heidarinejad, Numerical simulation of two consecutive human sneezing and examining the dispersion of the resulting droplets in the surroundings, Amirkabir J. Mech Eng., 55(7) (2023) 875-894.

DOI: 10.22060/mej.2023.22245.7587

