



## Numerical Simulation of the Dispersion of Human Sneeze Droplets In The Surrounding

A. Zandaf, G. Heidarinejad\*

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

**ABSTRACT:** The important feature of viral respiratory diseases is the rapid transmission and spread of these viruses through respiratory processes. In this study, computational fluid dynamics and heat transfer have been used for the airflow inside the human Airway and the surrounding environment, as well as the penetration and spread of droplets from sneezing for a 65-year-old non-smoking man. In the current study, about one million drops from sneezing with an initial temperature of 35 degrees Celsius were injected inside the mouth, and the majority of these drops are small drops with a diameter of 4 to 16 microns. In this study, the  $k-\omega$  SST turbulence model was used to investigate the flow, and the Euler-Lagrange approach with a one-way view was used to investigate the forces acting on the droplets and also the phase change of the droplets. For a human sneeze with a maximum flow rate of 553 liters per minute through the respiratory system with a temperature of 35 degrees Celsius and a relative humidity of 95% in an environment with an air pressure of one atmosphere, a temperature of 24 degrees Celsius and a relative humidity of 65%, it was determined that the maximum amount of penetration belongs to large drops equal to 3 meters. While the highest amount of spread belongs to small drops equal to 1 meter and the results of droplet evaporation indicated that more than 95% of the droplets injected during sneezing evaporated at the end of 5 seconds.

### Review History:

Received: Sep. 02, 2022

Revised: Dec. 01, 2022

Accepted: Jan. 25, 2023

Available Online: Feb. 07, 2023

### Keywords:

Computational fluid dynamics

Sneeze

Lung

Virus diffusion

Two-phase flow

### 1- Introduction

The rapid spread of viruses is always one of the problems that affect people's lives. Viruses such as Covid-19 have the highest rate of spread and people with the disease. The velocity of spreading the virus through inhalation of air containing the virus is very high; because droplets containing the virus can enter the air through an exhalation process such as sneezing, coughing, and even talking, and by entering the respiratory system of a healthy person, a person becomes ill. The amount of penetration and spread of droplets from sneezing depends on many parameters. Environmental conditions such as temperature, humidity, and wind velocity affect the spread and penetration of droplets. Exhalation conditions such as sneezing, coughing, or talking can also affect the initial velocity of the droplets and as a result their spread and penetration [1,2]. Nunn and Gregg [3] were able to develop a maximum flow curve during sneezing based on age and gender with an experimental study on maximum outflow during sneezing. Busco et al. [4], with an experimental study of the pressure on the mouth during sneezing, were able to develop a curve of pressure changes on the mouth and concluded that the duration of the entire sneezing process is about 0.5 Sec and in 0.23 Sec At the beginning of the sneeze, the sneeze drops come out of the mouth along with the air

jet, and in the remaining time (after 0.23 Sec), only the air jet is discharged from the mouth and nose. Gupta et al. [5], with an experimental study of changes in flow rate during coughing, were able to develop a curve of changes in flow rate during coughing and record the flow rate behavior during one cough as well as two consecutive coughs. Fontes et al. [6] investigated the distribution of droplets with a numerical study of sneezing considering an ideal respiratory system. Considering the importance of the spread and penetration of viral droplets from sneezing and coughing, as well as the many differences between numerical and experimental results and even experimental results with each other; in this research, considering the human respiratory system, the sneezing process was simulated and the structure of the flow inside the respiratory system during sneezing was investigated.

### 2- Methodology

In the present study, the actual geometry of the upper respiratory tract was used to simulate airflow during sneezing. In order to produce the upper respiratory tract, CT scan images of a 65-year-old healthy and non-smoking adult man was used. The distance between consecutive CT scan images used in the present study to pass the imaging process was 0.625 mm. The dimensions of the environment around the

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



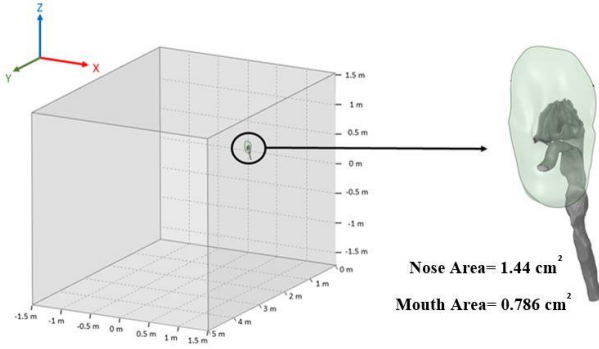


Fig. 1. The computational domain

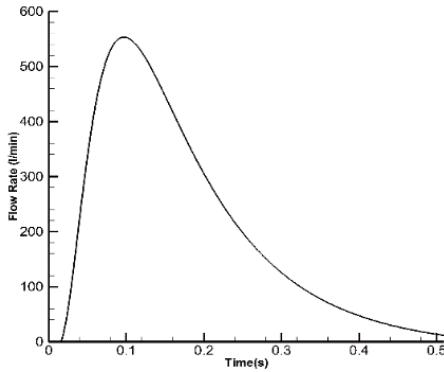


Fig. 2. Changes of flow according to time during sneezing

subject are 3m (height) × 3m (width) × 5m (length). Fig. 1 is a view of the computational environment of the present study.

A non-uniform mesh was used to mesh the upper respiratory tract and the surrounding environment. To properly simulate the interactions between the airflow and the wall of the upper respiratory tract, four prism layers with a height of the first layer of 0.01 mm and a growth coefficient of 1.2 were used, and the mesh with 1.7 million cells has been selected as the appropriate mesh in terms of accuracy and efficiency.

In the present study, by determining the maximum flow rate of 553 liters per minute and considering the flow rate changes according to the studies of Busco et al. [4] and Gupta et al. [5], the flow rate changes from the beginning of the trachea are according to Fig. 2. The formulation of flow rate changes in terms of time is expressed in Eq. (1).

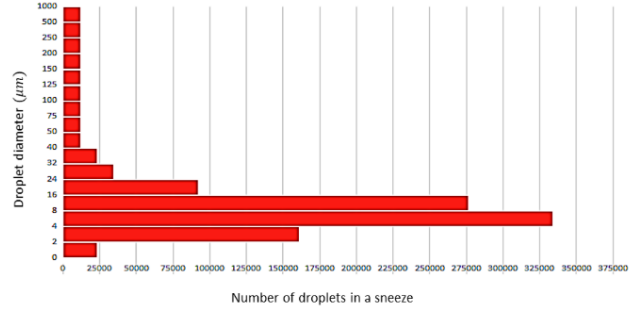


Fig. 3. Distribution of the diameter of droplets resulting from sneezing

$$FlowRate(t) = a + \frac{b}{t} \exp \left( -0.5 \frac{\left( \ln \left( \frac{t}{c} \right) \right)^2}{d} \right) \quad (1)$$

Using the results of Nunn and Gregg [3] to calculate the maximum flow rate of 553 liters per minute and the results of Busco et al. [4] and to calculate the volume flow rate change trend in the sneezing process, the values of constants  $a$ ,  $b$ ,  $c$  and  $d$  presented in Eq. (1) are equal to -17.1430, 69.5510, 0.1535 and 0.6780. In this study, the diameter distribution of droplets resulting from sneezing is considered according to Doguid's experimental data [23] (Fig. 3).

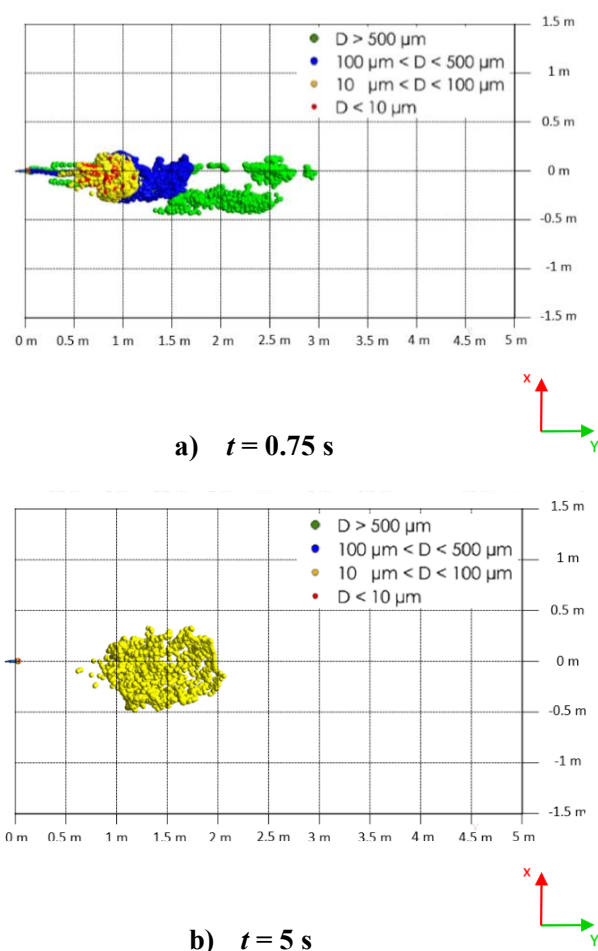
The equations governing the fluid domain can be expressed as Eqs. (2), (3), and (4). The equation of forces affecting a droplet is expressed as Eq. (5).

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

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

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

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



**Fig. 4. Diameter contour, expansion, and penetration of droplets caused by sneezing in (a)  $t = 0.75s$  and (b)  $t = 5s$**

In this study, the ANSYS Fluent 2020 commercial solver package was used for simulation and CFD-Post 2020 for the post-processing of the results, the finite volume method was used to solve the governing equations, and the pressure-based solver was used. The Pressure-Implicit with Splitting of Operators (PISO) algorithm is also used to solve the equations.

### 3- Results and Discussion

The diameter contour of sneeze droplets provides a good picture of the transient nature of droplet locations of different sizes. A total of 1045133 drops have been injected into the solution domain at a distance of 8 mm from the mouth (inside the respiratory system). According to Fig. 4, the maximum amount of droplet penetration in the surrounding environment for large drops is equal to 3 meters. But the maximum diffusion of droplets in the surrounding environment belongs to small droplets, which is equal to 1 meter.

### 4- Conclusion

The diameter contour of sneeze droplets provides a good picture of the transient nature of droplet locations of different sizes. A total of 1045133 drops have been injected into the solution domain at a distance of 8 mm from the mouth (inside the respiratory system). According to Fig. 4, the maximum amount of droplet penetration in the surrounding environment for large drops is equal to 3 meters; but the maximum diffusion of droplets in the surrounding environment belongs to small droplets, which is equal to 1 meter.

### References

- [1] W.F. Wells, On air-borne infection. Study II. Droplets and droplet nuclei, American Journal of Hygiene,20 (1934)611-618.
- [2] 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.
- [3] A. Nunn, I. Gregg, New regression equations for predicting peak expiratory flow in adults, British medical journal, 298(6680) (1989) 1068-1070.
- [4] G. Busco, S.R. Yang, J. Seo, Y.A. Hassan, Sneezing and asymptomatic virus transmission, Physics of Fluids,32(7) (2020) 073309.
- [5] J.K. Gupta, C.H. Lin, Q. Chen, Flow dynamics and characterization of a cough, Indoor air, 19(6) (2009)517-525.
- [6] D. Fontes, J. Reyes, K. Ahmed, M. Kinzel, A study of fluid dynamics and human physiology factors driving droplet dispersion from a human sneeze, Physics of Fluids, 32(11) (2020) 1119.

#### HOW TO CITE THIS ARTICLE

A. Zandaf, G. Heidarinejad, Numerical Simulation of the Dispersion of Human Sneeze Droplets In The Surrounding, Amirkabir J. Mech Eng., 55(1) (2023) 19-22.

DOI: 10.22060/mej.2023.21744.7502







## شبیه‌سازی عددی پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه انسان در محیط اطراف

علیرضا زنداف، قاسم حیدری‌نژاد\*

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

### تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴۰۱/۰۶/۱۱  
بازنگری: ۱۴۰۱/۰۹/۱۰  
پذیرش: ۱۴۰۱/۱۱/۰۵  
ارائه آنلاین: ۱۴۰۱/۱۱/۱۸

### کلمات کلیدی:

دینامیک سیالات محاسباتی  
عطسه  
ریه  
انتشار ویروس  
جریان دوفازی

**خلاصه:** ویژگی مهم بیماری‌های تنفسی ویروسی، انتقال و انتشار سریع این ویروس‌ها به واسطه فرایندهای تنفسی است. در مطالعه حاضر از دینامیک سیالات محاسباتی و انتقال حرارت به‌منظور بررسی جریان هوا درون دستگاه تنفسی و محیط اطراف در فرایند عطسه و همچنین نفوذ و پخش قطرات حاصل از عطسه برای یک مرد ۶۵ ساله غیرسیگاری استفاده شده است. در این مطالعه حدود یک میلیون قطره با دمای اولیه ۳۵ درجه سانتی‌گراد در داخل دهان تریق شده است که بخش عمده‌ای از این قطرات را قطرات کوچک با قطر ۴ الی ۱۶ میکرون تشکیل می‌دهند. در مطالعه حاضر از مدل آشفتگی  $k-\omega$  SST به‌منظور بررسی جریان و از رویکرد اویلر-لاگرانژ با دیدگاه یک‌طرفه به‌منظور بررسی نیروهای وارد بر قطرات و تغییر فاز قطرات استفاده شده است. برای یک عطسه معمولی انسان با بیشینه دبی هوای ۵۵۳ لیتر بر دقیقه از درون دستگاه تنفسی با دمای ۳۵ درجه سانتی‌گراد و رطوبت نسبی ۹۵ درصد در محیطی با فشار هوای یک اتمسفر، دمای ۲۴ درجه سانتی‌گراد و رطوبت نسبی ۶۵ درصد مشخص شده است که بیشترین میزان نفوذ قطرات متعلق به قطرات بزرگ و برابر ۳ متر است؛ درحالی‌که بیشترین میزان پخش قطرات متعلق به قطرات کوچک و برابر ۱ متر است و نتایج حاصل از تبخیر قطرات مشخص کرد که بیش از ۹۵ درصد قطرات تریق شده در هنگام عطسه در پایان زمان ۵ ثانیه تبخیر شدند.

### ۱- مقدمه

قطرات تأثیرگذارند. شرایط بازدمی همانند عطسه، سرفه یا صحبت کردن نیز می‌تواند در سرعت اولیه قطرات و در نتیجه پخش و نفوذ آن‌ها تأثیرگذار باشد. عطسه در محیط بسته مانند آپارتمان یا محیط باز مانند پارک نیز در الگو پخش و نفوذ قطرات تأثیرگذار است [۸-۵]. ولز [۹] اولین تلاش برای شبیه‌سازی قطرات ویروسی خارج شده از بینی و یا دهان در هنگام سرفه و یا عطسه را انجام و برای تخمین زمان تبخیر قطرات در حال سقوط، منحنی سقوط قطرات را توسعه داده است. ژائو و همکاران [۱۰] منحنی سقوط قطرات را با در نظر گرفتن سرعت، رطوبت نسبی<sup>۱</sup> هوا و سرعت جت عطسه و یا سرفه در دو بعد توسعه دادند. وی و لی [۱۱] اثرات مربوط به آشفتگی را در پراکندگی قطرات مطالعه کردند. چن و ژائو [۱۲] با مطالعه بر روی اتاق‌های تهویه، نحوه پراکندگی قطرات در این اتاق‌ها را بررسی کردند. بهارودواج و آگراوال [۱۳] با مطالعه بر روی طول عمر ویروس‌های موجود در قطرات دریافتند که بقای ویروس درون قطرات تحت تأثیر دما و رطوبت محیط است. دبوک و دریکاکیس [۱۴] با مطالعه بر روی شدت تبخیر قطرات

انتشار سریع ویروس‌ها همیشه یکی از معضلاتی است که زندگی میلیاردها انسان را تحت تأثیر خود قرار می‌دهد. ویروس‌هایی همچون کووید-۱۹ دارای شدت بالایی در انتشار و ابتلا انسان‌ها به بیماری تنفسی هستند [۱ و ۲]. این نوع ویروس‌ها ممکن است از طریق تماس مستقیم با سطوح آلوده یا از طریق استنشاق هوایی که حاوی قطرات مملو از ویروس می‌باشد، منتقل شود [۳ و ۴]. سرعت انتشار ویروس از طریق استنشاق هوای حاوی ویروس بسیار بالاست؛ چون قطرات حاوی ویروس می‌توانند از طریق یک فرایند بازدمی مانند عطسه، سرفه و حتی صحبت کردن وارد هوا شده و با ورود به دستگاه تنفسی انسان سالم، فرد به بیماری مبتلا گردد. برای کاهش شیوع این نوع ویروس‌ها، دستورالعمل‌هایی مربوط به فاصله گذاری اجتماعی وضع شد که افراد را ملزم به رعایت فاصله دو متری از یکدیگر می‌کند. میزان نفوذ و پخش قطرات حاصل از عطسه تابع پارامترهای بسیاری است. شرایط محیطی همانند دما، رطوبت، سرعت باد در میزان پخش و نفوذ

1 Relative humidity

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



متوسط چهار بار عطسه و دو بار سرفه می‌کند که در هر بار تعداد زیادی قطره از دهان خارج می‌شود؛ بنابراین تعداد عطسه نیز در انسان سالم بیشتر از سرفه است [۲۱ و ۲۲].

در سال‌های اخیر به دلیل گسترش ویروس کرونا که یکی از منابع اصلی انتشار این ویروس، قطرات هوابرد ناشی از عطسه و سرفه است؛ شبیه‌سازی پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه امری ضروری در نظر گرفته شده است؛ زیرا بررسی نفوذ و پخش قطرات حاصل از عطسه و سرفه به منظور تعیین محدوده امن برای اطرافیان امری مهم است و همچنین انجام مطالعه تجربی بر روی این زمینه نیز نیازمند صرف هزینه و زمان فراوان است. شبیه‌سازی‌های انجام شده با گذشت زمان و توجه پژوهشگران به جزئیات تأثیرگذار در روند پخش و نفوذ قطرات به واقعیت نزدیک‌تر شدند.

با توجه به اهمیت موضوع پخش و نفوذ قطرات ویروسی حاصل از عطسه و سرفه و همچنین تفاوت‌های فراوان که میان نتایج عددی و تجربی و حتی نتایج تجربی با یکدیگر وجود دارد؛ در این پژوهش سعی بر آن شده است که با در نظر گرفتن دستگاه تنفسی انسان، شبیه‌سازی فرایند عطسه انجام گرفته و ساختار جریان درون دستگاه تنفسی در هنگام عطسه بررسی و گامی به سمت پیشرفت در شبیه‌سازی فرایند عطسه برداشته شده و خلأ حضور دستگاه تنفسی که در سایر پژوهش‌ها هویداست، پوشانده شده باشد. ویژگی‌های فردی دستگاه تنفسی فوقانی انسان، سبب تولید الگوهای جریان داخلی شده است. ساختار جریان درون دستگاه تنفسی انسان در هنگام عطسه سبب تولید الگوی خاصی از پخش قطرات ویروسی درون محیط اطراف شده است که علت آن وجود پروفیل سرعت خاص و متغیر و همچنین وجود گردابه‌ها و تغییر شکل آن‌ها در هنگام عطسه بر روی دهان و بینی است. به همین منظور در این پژوهش با در نظر گرفتن دستگاه تنفسی یک فرد ۶۵ ساله مذکر و شبیه‌سازی فرایند عطسه، نحوه پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه انسان با ارائه محل قرارگیری قطرات در زمان‌های مختلف بررسی شده 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

محیط محاسباتی شامل یک دستگاه تنفسی و ماسک صورت (منظور از

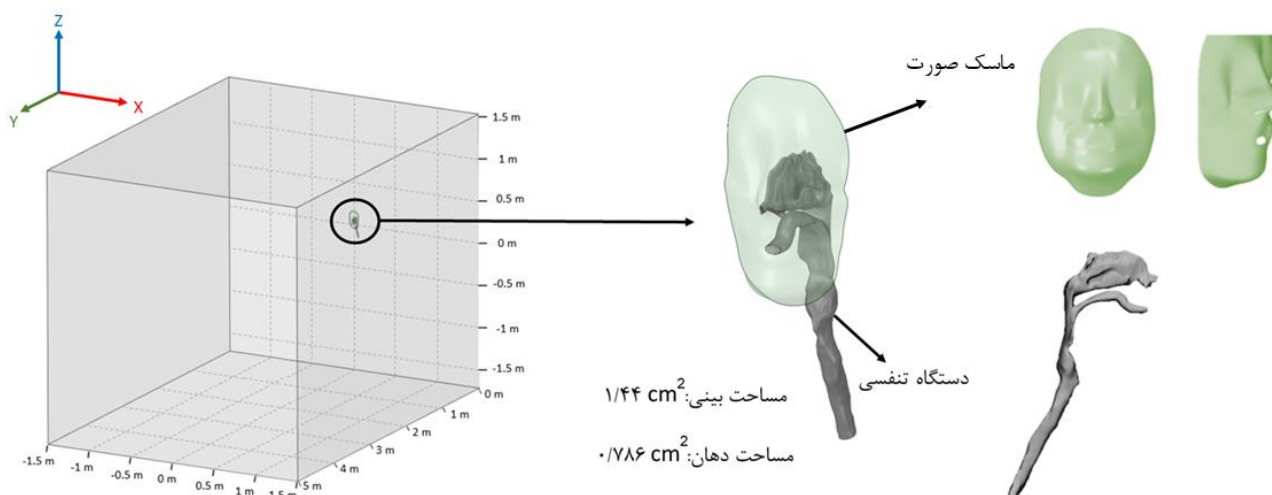
حاصل از عطسه تحت تأثیر دما و رطوبت متفاوت، دریافتند که دمای زیاد و رطوبت نسبی کم محیط باعث افزایش سرعت تبخیر و کاهش زمان زنده ماندن ویروس می‌شود.

با وجود کمبود دانش در زمینه ویژگی‌های فیزیولوژی فردی انسان در هنگام عطسه که مربوط به داده‌های درون تنی است و دسترسی به این اطلاعات در حال حاضر غیرممکن است؛ اما با داشتن درک عمیق‌تر از وابستگی‌های این ویژگی‌ها می‌توان باعث شبیه‌سازی دقیق‌تر و در نتیجه دستیابی به نتایج نزدیک‌تر به واقعیت شد.

چین شیانگ و همکاران [۱۵] با مطالعه بر روی فیزیولوژی دستگاه تنفسی فوقانی افراد مختلف به این نتیجه رسیدند که ابعاد و حجم دستگاه تنفسی فوقانی افراد بر اساس سن و جنسیت متفاوت است. هان و همکاران [۱۶] با مطالعه تجربی در مورد قطر قطرات خارج شده از دهان در هنگام عطسه توانستند منحنی توزیع قطر قطرات را توسعه دهند. نان و گرگ [۱۷] با مطالعه تجربی در مورد بیشینه دبی خروجی در هنگام عطسه توانستند منحنی بیشینه دبی در هنگام عطسه بر اساس سن و جنسیت را توسعه دهند. بوسکو و همکاران [۱۸] با مطالعه تجربی در مورد فشار بر روی دهان در هنگام عطسه توانستند منحنی تغییرات فشار بر روی دهان را توسعه دهند و رفتار گذرای فشار در طی یک عطسه را بر روی دهان ثبت کنند و همچنین با بررسی جت هوا و قطرات خارج شده از دهان در هنگام عطسه به این نتیجه رسیدند که مدت زمان کل فرایند عطسه حدود ۰/۵ ثانیه است که در ۰/۲۳ ثانیه ابتدای عطسه، قطرات عطسه به همراه جت هوا از دهان خارج و در مدت زمان باقی‌مانده (پس از ۰/۲۳ ثانیه) تنها جت هوا از دهان و بینی تخلیه شده است. گوپتا و همکاران [۱۹] با مطالعه تجربی در مورد تغییرات دبی عبوری در هنگام سرفه توانستند منحنی تغییرات دبی در هنگام سرفه را توسعه دهند و رفتار گذرای دبی در هنگام یک سرفه و همچنین دو سرفه متوالی را ثبت کنند. فونتنس و همکاران [۲۰] با مطالعه عددی در مورد عطسه با در نظر گرفتن دستگاه تنفسی ایده‌آل، نحوه پخش قطرات را بررسی کردند. در این مقاله شبیه‌سازی عطسه واقع‌گرایانه با حضور دستگاه تنفسی فوقانی مورد مطالعه قرار گرفته است. هدف اصلی این مقاله پیش‌بینی دقیق گسترش قطرات ویروسی حاوی بیماری ویروس کرونای ۲۰۱۹<sup>۱</sup> یا هر ویروس هوابرد<sup>۲</sup> دیگری است. علت انتخاب عطسه بین فرایندهای بازدمی مانند سرفه و صحبت کردن، انتشار بیشترین تعداد قطرات ویروسی و دبی هوای خروجی از دهان و بینی در هنگام عطسه است. انسان در روز به طور

1 Coronavirus disease 2019 (COVID-19)

2 Airborne



شکل ۱. نمایی از مجموعه محیط محاسباتی

Fig. 1. Schematic of the computational domain

هندسه‌ای برای مطالعه جنبه‌های مختلف اثرات سیال بر نفوذ و پخش قطرات حاصل از عطسه انسان مناسب است.

## ۲-۲- شبکه‌بندی

برای شبکه‌بندی مجموعه محیط محاسباتی از شبکه غیریکنواخت استفاده شده است. به منظور شبیه‌سازی صحیح تعاملات بین جریان هوا و دیواره سیستم تنفسی فوقانی از ۴ لایه پریزم<sup>۳</sup> با ارتفاع اولیه ۰/۰۱ میلی‌متر 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 بادقت بالاتری انجام گرفته شده باشد. برای محیط اطراف از شبکه درشت و برای دستگاه تنفسی از شبکه با ابعاد متوسط استفاده شده است.

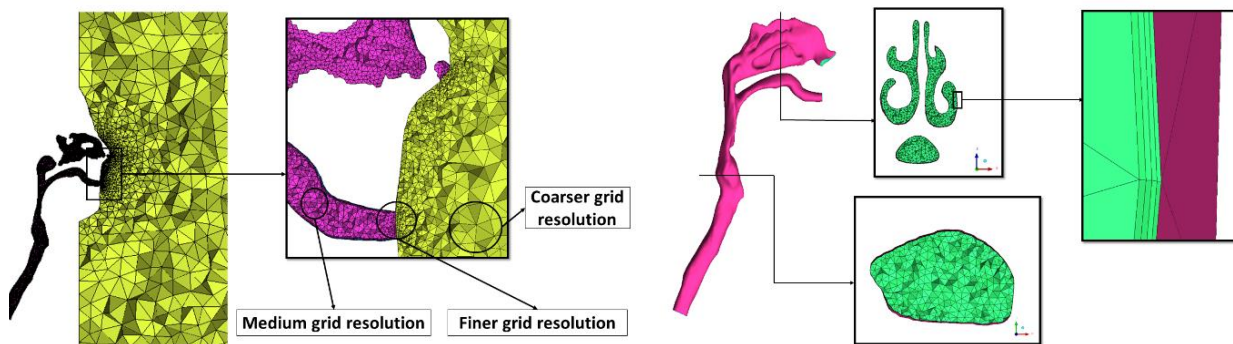
## ۲-۳- شرایط مرزی و اولیه

برای محاسبه جریان متغیر در عطسه از نتایج نان و گرگ [۱۷]، بوسکو و همکاران [۱۸] و گوپتا و همکاران [۱۹] استفاده شده است. نان و گرگ [۱۷] مطالعه تجربی بر روی بیشینه جریان بازدمی در سنین و جنسیت‌های

ماسک صورت، چهره شخص است که به کمک نرم‌افزار میمیکس<sup>۱</sup> از روی صورت سوژه استخراج شده است) سوژه است که درون یک اتاق با ابعاد ۳ متر (ارتفاع) × ۳ متر (عرض) × ۵ متر (طول) قرار گرفته است. سوژه مورد نظر در موقعیت مکانی  $X = 0$  m و  $Y = 0$  m مرکز دهان در موقعیت  $Z = 0$  m قرار گرفته است؛ به عبارت دیگر مرکز مختصات بر روی دهان فرد در حال عطسه قرار گرفته شده و فاصله دهان تا سطح زمین ۱/۶ متر در نظر گرفته شده است. شکل ۱ نمایی از اتاق و ویژگی‌های ماسک صورت انسان قرار گرفته در اتاق و همچنین ویژگی‌های کلی دستگاه تنفسی فوقانی را نشان می‌دهد. هندسه دستگاه تنفسی با استفاده از عکس‌های سی‌تی‌اسکن به روش توموگرافی کامپیوتری<sup>۲</sup> از یک سوژه ۶۵ ساله غیرسیگاری استخراج شده است. برای تولید دستگاه تنفسی از تصاویر سی‌تی‌اسکن، راه هوایی به‌عنوان هدف به نرم‌افزار میمیکس فراخوانی شده است. مراحل تولید ماسک صورت نیز مشابه دستگاه تنفسی است با این تفاوت که پوست صورت فرد به‌عنوان هدف به نرم‌افزار فراخوانی شده است.

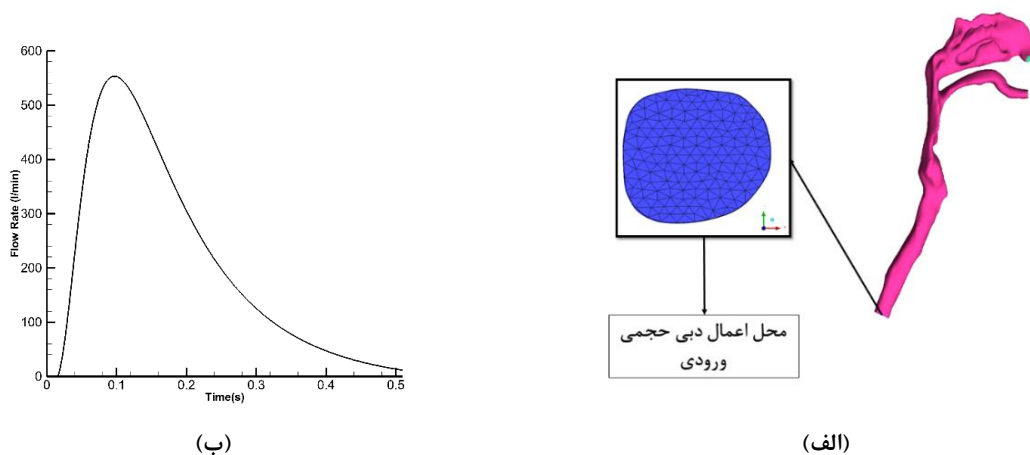
ابعاد مدل ساخته شده از دستگاه تنفسی فوقانی به روش توموگرافی کامپیوتری بر اساس ابعاد واقعی از دستگاه تنفسی سوژه است. سوراخ‌های بینی مساحتی در حدود ۱/۴۴ سانتی‌متر مربع داشتند، درحالی‌که خروجی دهان تقریباً مساحتی برابر ۰/۷۸۶ سانتی‌متر مربع داشته است. چنین

1 Mimics  
2 Computed Tomography



شکل ۲. نمایشی از شبکه‌بندی دستگاه تنفسی و محیط اطراف

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



شکل ۳. الف) نمایشی از محل اعمال دبی ورودی و ب) تغییرات دبی بر حسب زمان در هنگام عطسه

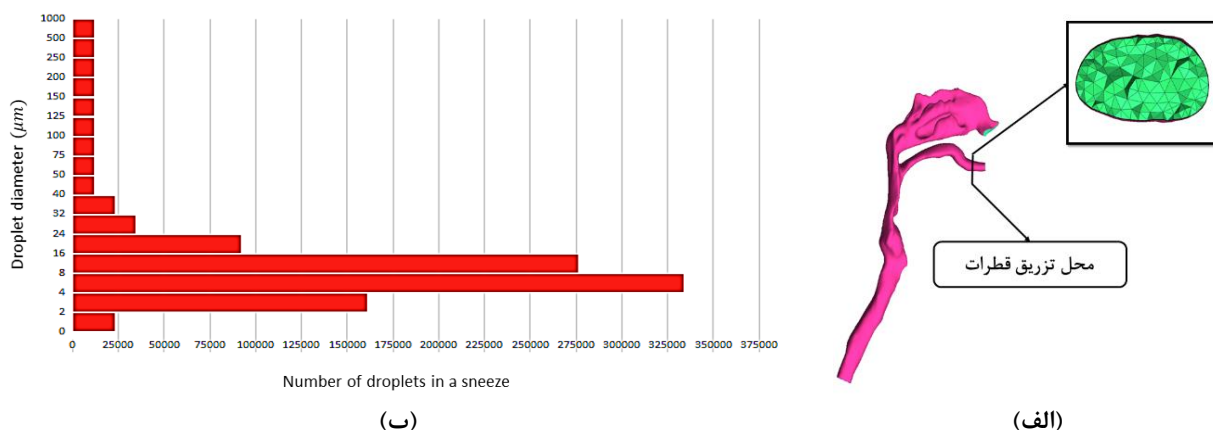
Fig. 3. (a) Location of an inlet flow and (b) changes of flowrate according to time during sneezing

نای مطابق شکل ۳ است. فرمولاسیون تغییرات دبی بر حسب زمان در رابطه (۱) بیان شده است. با توجه به در نظر گرفتن فرایند دم در این شبیه‌سازی، دبی هوا تا زمان  $0.16$  ثانیه منفی بوده و هوا از محیط اطراف وارد دستگاه تنفسی شده است.

$$FlowRate(t) = a + \frac{b}{t} \exp \left( -0.5 \left( \frac{\ln \left( \frac{t}{c} \right)}{d} \right)^2 \right) \quad (1)$$

مختلف را ارائه دادند. سوژه مورد نظر در مطالعه حاضر مرد حدوداً ۶۵ ساله است که میانگین بیشینه جریان بازدمی ۵۵۳ لیتر بر دقیقه گزارش شده است. بوسکو و همکاران [۱۸] و گوپتا و همکاران [۱۹] با مطالعه تجربی درباره عطسه و سرفه دریافتند که بیشینه اختلاف فشار، سرعت و نیز دبی جریان عبوری در هر دو حالت عطسه و سرفه در زمان  $0.1$  ثانیه رخ می‌دهد و روند تغییرات دبی در عطسه و سرفه مشابه یکدیگر هستند با این تفاوت که بیشینه جریان عبوری در عطسه و سرفه با یکدیگر متفاوت است. در مطالعه حاضر با تعیین بیشینه دبی عبوری ۵۵۳ لیتر بر دقیقه و در نظر گرفتن روند تغییرات دبی عبوری مطابق مطالعات گذشته، تغییرات دبی جریان عبوری از ابتدای





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

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

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
ماسک صورت	دیوار با دمای ۲۹۷/۱۵ کلوین	شرط نشست قطرات
دیواره دستگاه تنفسی	دیوار با دمای ۳۰۸/۱۵ کلوین	شرط بازگشت 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	-

تجربی دوگوید [۲۳] در نظر گرفته شده است. نمودار توزیع قطر قطرات حاصل از عطسه مطابق شکل ۴ است. بیشترین تعداد قطرات در بازه ۴ الی ۱۶ میکرون قرار داشته و دمای قطرات رها شده در دهان از نوع آب و هم دما با هوای درون دستگاه تنفسی، ۳۵ درجه سانتی‌گراد در نظر گرفته شده است و مجموع جرم قطرات تزریق شده ۰/۳ گرم است که به طور پیوسته از زمان ۰/۰۲ ثانیه تا زمان ۰/۲۵ ثانیه به مدت ۰/۲۳ ثانیه با فرض رها شدن قطرات در محل تزریق در نظر گرفته شده است [۱۸].

سایر شرایط مرزی و نحوه برهمکنش قطرات با دیواره جامد نیز در جدول ۱ ارائه شده است. برهمکنش قطره با مرز دیوار به سه صورت

در نهایت رابطه (۱) با ترکیب نتایج نان و گرگ [۱۷] به منظور محاسبه بیشینه دبی ۵۵۳ لیتر بر دقیقه و نتایج بوسکو و همکاران [۱۸] به منظور محاسبه روند تغییرات دبی حجمی در فرایند عطسه با ثابت‌های  $a$ ،  $b$ ،  $c$  و  $d$  که به ترتیب برابر ۰/۱۷۱۴۳۰، ۶۹/۵۵۱۰، ۰/۱۵۳۵ و ۰/۶۷۸۰ هستند، ارائه گردیده است.

تعداد قطرات خارج شده از دهان و بینی و توزیع قطر آن‌ها یکی از مهم‌ترین مؤلفه‌های پخش قطرات در محیط هستند؛ چون اندازه قطرات حاصل از فعالیت تنفسی انسان تأثیر قابل توجهی بر مسافتی که طی می‌کنند، دارند. توزیع قطر قطرات حاصل از عطسه در این مطالعه بر حسب داده‌های

جدول ۲. شرایط اولیه در دستگاه تنفسی و محیط اطراف

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

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

شرایط گذرا انجام شده است. جریان ناپایا، آشفته و با احتمال وجود ناحیه‌های گذار در نظر گرفته 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،  $\rho$  چگالی،  $u$  سرعت،  $P$  فشار،  $\mu$  ویسکوزیته دینامیکی،  $c_p$  ظرفیت گرمایی ویژه،  $T$  دما،  $k$  ضریب انتقال حرارت هدایتی و  $i$  و  $j$  نشان‌دهنده مختصات دکارتی است.

انتخاب مدل آشفتگی به عوامل متعددی از جمله مزایا و محدودیت‌های مدل، زمان و دقت مورد نیاز، فیزیک جریان و همچنین در نظر گرفتن مطالعات عددی قبلی در مورد مسئله مشابه بستگی دارد. در مطالعه حاضر از مدل آشفتگی SST k- $\omega$  استفاده شده است. در این مدل ناحیه نزدیک دیواره از مدل k- $\omega$  و ناحیه دور از دیواره از مدل  $k - \epsilon$  استفاده شده است [۲۴]. مسیر حرکت یک قطره به صورت فاز مجزا، با انتگرال‌گیری از تعادل نیروهای وارده بر قطره پیش‌بینی می‌شود. در تعادل نیروهای وارده بر یک

نشست<sup>۱</sup>، بازگشت<sup>۲</sup> و عبور<sup>۳</sup> رخ می‌دهد. در مطالعه حاضر با انتخاب فرضیات مناسب سعی بر آن شده است که برهمکنش قطرات با مرز دیوار به واقعیت نزدیک‌تر باشد؛ بنابراین، این فرض در نظر گرفته شده است که قطرات حاصل از عطسه که به ماسک صورت و زمین برخورد کردند از شرط نشست قطرات پیروی کنند؛ به عبارت دیگر ردیابی مسیر قطره پس از برخورد با مرز خاتمه می‌یابد و قطراتی که به دیواره دستگاه تنفسی برخورد کردند از شرط بازگشت قطرات پیروی کنند؛ یعنی قطرات با برخورد به دیواره دستگاه تنفسی، به درون جریان بازگشت یافته و همواره مورد ردیابی قرار گیرند و همچنین قطراتی که به دیواره محیط اطراف برخورد کردند از شرط عبور قطرات پیروی کنند؛ به عبارت دیگر پس از برخورد قطرات با دیواره محیط اطراف، قطرات مورد ردیابی قرار نمی‌گیرند و از مرز عبور می‌کنند.

شرایط اولیه برای هوای موجود درون دستگاه تنفسی و محیط اطراف نیز در جدول ۲ ارائه شده است.

برای کسر حجمی کمتر از  $10^{-6}$  حرکت قطرات از فاز پیوسته تأثیر پذیرفته، اما هیچ تقابل نیرو از سوی فاز مجزا به فاز پیوسته وجود ندارد که در این حالت رابطه بین فاز پیوسته و مجزا از نوع همبستگی یک‌طرفه خواهد بود که کسر حجمی قطرات در این پژوهش نیز در همین محدوده و برابر  $10^{-9} / 7 \times 10^{-6}$  است.

۲-۴- معادلات حاکم

میدان جریان عطسه وابسته به زمان است؛ بنابراین، ویژگی‌های دینامیکی، از جمله پارامترهای میدان فشار، سرعت و آشفتگی با زمان تغییر می‌کنند. در مطالعه حاضر، شبیه‌سازی دینامیک سیالات محاسباتی<sup>۴</sup> تحت

- 1 Trap
- 2 Reflect
- 3 Escape
- 4 Computational fluid dynamics (CFD)

که  $C_p$  ظرفیت حرارتی قطره،  $T_p$  دمای قطره،  $h$  ضریب انتقال حرارت جابجایی،  $T_\infty$  دمای فاز پیوسته،  $\frac{dm_p}{dt}$  شدت تبخیر قطرات و  $h_g$  گرمای نهان است و شدت تبخیر قطرات به صورت معادله (۱۰) بیان می‌گردد [۲۹].

$$\frac{dm_p}{dt} = \rho_p \frac{d}{dt} \left( \frac{\pi d_p^3}{6} \right) = -h_m A_p (\rho_{vs} - \rho_{vg}) \quad (10)$$

که  $\rho_p$  چگالی قطره،  $d_p$  قطر قطره،  $h_m$  ضریب انتقال جرم،  $\rho_{vs}$  چگالی بخار آب روی سطح قطرات و  $\rho_{vg}$  چگالی بخار آب در محیط اطراف است.

در مسائلی همانند این پژوهش که شدت تبخیر بالاست، تأثیر انتقال حرارت جابه‌جایی جریان بر تبخیر از سطح قطره به فاز گازی دارای اهمیت می‌باشد، لذا ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی ( $h$ ) با یک عدد ناسلت ( $Nu$ ) اصلاح شده به صورت معادله (۱۱) بیان می‌گردد [۳۰].

$$Nu = \frac{hd_p}{k_\infty} = \frac{\ln(1+B_t)}{B_t} \left( 2.0 + 0.6 Re_p \frac{1}{Pr} \right) \quad (11)$$

که  $d_p$  قطر قطره،  $k_\infty$  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 رژیم جریان اسپالدینگ<sup>۱</sup> می‌باشد.

## ۲-۵- روش حل

در این مطالعه از بسته حلگر تجاری انسیس فلونت<sup>۲</sup> ۲۰۲۰ برای انجام شبیه‌سازی و نرم‌افزار سی‌اف‌دی پست<sup>۳</sup> ۲۰۲۰ برای پس‌پردازش نتایج استفاده شده است. در این شبیه‌سازی از روش حجم محدود برای حل معادلات حاکم و از حل‌کننده مبتنی بر فشار و همچنین از الگوریتم فشار ضمنی با تقسیم اپراتورها<sup>۴</sup> برای حل معادلات استفاده شده است. برای

قطره، اینرسی قطره برابر با نیروهای وارده بر آن قطره است که در مختصات کارتزین و در راستای محور  $X$  می‌توان تعادل نیروهای وارده بر یک قطره را به صورت معادله (۵) بیان نمود.

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

که  $F_D$  نیروی پسا وارد بر واحد جرم قطره است و به صورت معادله (۶) بیان شده است.

$$F_D = \frac{\rho_c \pi C_d d_p^2 |U-V|(U-V)}{8C_c} \quad (6)$$

$$m_p \frac{dv}{dt} = F_{Drag} + F_{Gravity} = \frac{\rho_c \pi C_d d_p^2 |U-V|(U-V)}{8C_c} + m_p g \quad (7)$$

$$\frac{dx_p}{dt} = V \quad (8)$$

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 و  $F_{nonD}$  می‌تواند معرف نیروهای مختلفی باشد؛ اما این نیروها برای قطرات زیر یک میکرون [۲۵ و ۲۶] یا زمانی که چگالی قطرات نزدیک به چگالی سیال باشد، کاربرد دارند [۲۷ و ۲۸]. از این رو  $F_{nonD}$  در این پژوهش معادل نیرو گرانش وارده بر قطره است. در نهایت معادله (۷) بیانگر معادله حرکت قطرات می‌باشد. معادله (۸) نیز بیانگر معادله مکان قطرات در هر لحظه است. دمای قطره بر اساس تعادل حرارتی که تغییر حرارت محسوس در قطره را با انتقال حرارت نهان بین قطره و فاز پیوسته مربوط می‌سازد، به‌روزرسانی می‌شود (معادله (۹)).

$$m_p c_p \frac{dT_p}{dt} = h A_p (T_\infty - T_p) - \frac{dm_p}{dt} h_{fg} \quad (9)$$

1 Spalding  
2 ANSYS Fluent  
3 CFD Post  
4 Pressure-Implicit with Splitting of Operators (PISO)

نمایش می‌دهد که نتایج شبیه‌سازی با مطالعه تجربی مطابقت دارد.

### ۳-۳- اعتبارسنجی پخش و نفوذ قطرات

برای اعتبارسنجی معادلات حاکم بر حرکت قطرات، از نتایج مطالعه تجربی-عددی<sup>۱</sup> بوسکو و همکاران [۱۸] استفاده شده است. در این مطالعه، از یک صفحه با مساحت ۱۲۸/۹ میلی‌متر مربع که معرف دهان است، قطرات حاصل از عطسه در محیط اطراف پخش شدند. سرعت قطرات خارج شده از دهان ۱۷ متر بر ثانیه با زاویه ۲۷/۵- درجه نسبت به افق است. توزیع قطر قطرات خارج شده از دهان مطابق نتایج تجربی دوگناید [۲۳] و دمای اولیه قطرات ۳۵ درجه سانتی‌گراد در نظر گرفته شده است. قطرات درون محیطی با دمای ۲۴ درجه سانتی‌گراد و رطوبت نسبی ۶۵ درصد پخش شدند. شکل ۷ نتایج پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه در زمان یک ثانیه برای شبیه‌سازی انجام شده با نتایج تجربی-عددی بوسکو و همکاران [۱۸] را نمایش می‌دهد.

میزان بیشینه خطای نتایج پژوهش حاضر در مقایسه با نتایج گزارش شده توسط بوسکو و همکاران [۱۸]، در جدول ۳ نشان داده شده است.

### ۳-۴- نتایج حاصل از حل جریان عطسه

در عطسه معمولی هر دو حفره دهان و بینی باز است و هوا از ناحیه بینی و دهان به محیط اطراف تخلیه می‌شود. در این بخش از شبیه‌سازی، نتایج برای دبی جریان هوا مطابق رابطه (۱) در نظر گرفته شده است. بیشینه سرعت جریان عبوری از دهان ۵۰ متر بر ثانیه محاسبه شده است که با نتایج ژائو و همکاران [۱۰] مطابقت دارد. بیشینه فشار محلی بر روی دهان ۱۰۱۴۵۰ پاسکال است که نسبت به محیط اطراف دارای فشار نسبی ۱۲۵ پاسکال است. نتایج حاصل شده از فشار بر روی دهان مطابق نتایج تجربی گواتتی و همکاران [۳۲] است.

شکل ۸ نمایی از کانتور سرعت درون محیط محاسباتی را نشان می‌دهد. جهت هوای خروجی از دهان و بینی بر اثر اختلاط با یکدیگر درون محیط محاسباتی، جهت اصلی با زاویه ۲۵ درجه نسبت افق را ساخته است. نمای درون دستگاه تنفسی نشان می‌دهد که با توجه به هندسه دستگاه تنفسی مناطق کم‌سرعت و پرسرعت درون دستگاه تنفسی شکل می‌گیرد و خطوط جریان نیز تشکیل گردابه‌هایی در مناطق کم‌سرعت را تأیید می‌کند.

درون‌یابی فشار، تکانه<sup>۱</sup>، انرژی جنبشی متلاطم<sup>۲</sup> و شدت اتلاف ویژه<sup>۳</sup> از چیدمان مرتبه دوم<sup>۴</sup> استفاده شده است؛ زیرا می‌تواند راه‌حل‌های قابل‌قبولی برای اکثر موارد به دست آورد و برای ارزیابی گرادیان<sup>۵</sup> از چیدمان مبتنی بر سلول حداقلی مربع<sup>۶</sup> به‌منظور به دست آوردن نتایج دقیق‌تر استفاده شده است. برای حل گسسته‌سازی زمانی، فرمول‌بندی ضمنی مرتبه دوم انجام شده است؛ زیرا می‌تواند دقت بالاتر و پایداری بهتری نسبت به سایر انواع فرمول‌بندی ارائه دهد. با در نظر گرفتن عدد کورانت<sup>۷</sup>، اندازه گام زمانی<sup>۵-۲×۱۰</sup> ثانیه انتخاب شده است. معیار همگرایی برای باقیمانده معادله انرژی<sup>۸-۷×۱۰</sup> و برای معادله تکانه<sup>۵-۳/۶×۱۰</sup> است.

### ۳-۲- نتایج

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

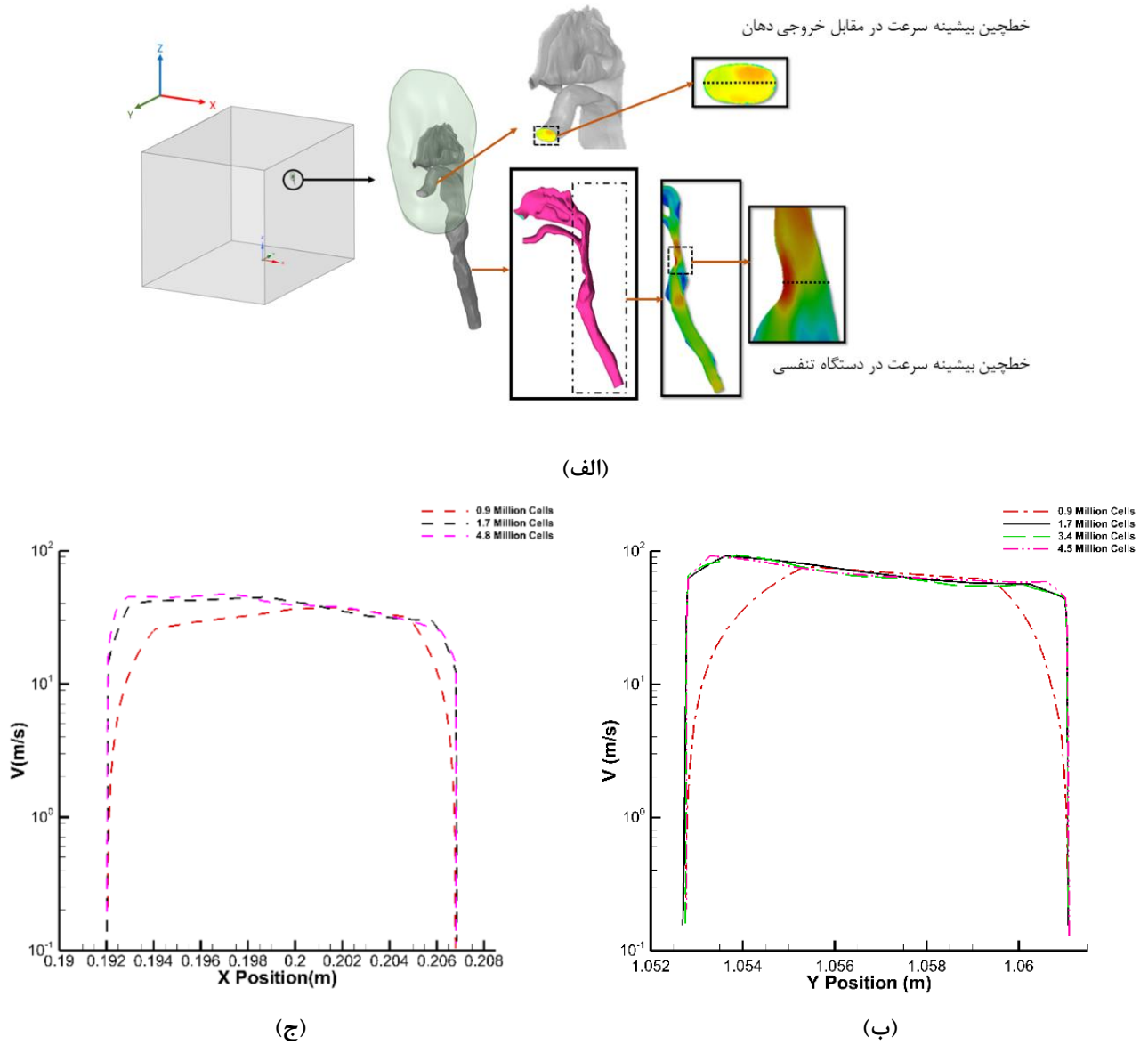
#### ۳-۱- استقلال از شبکه

برای مستقل شدن نتایج از شبکه، شبیه‌سازی در حالت بیشینه دبی برای شبکه با ۰/۹، ۱/۷، ۳/۴، ۴/۵ و ۴/۸ میلیون سلول در مکان بیشینه سرعت درون دستگاه تنفسی و در مقابل دهان انجام شده است (شکل ۵). نتایج برای شبکه با ۱/۷، ۳/۴ و ۴/۵ میلیون سلول برای خط بیشینه سرعت درون دستگاه تنفسی و همچنین نتایج برای شبکه با ۱/۷ و ۴/۸ میلیون سلول برای خط بیشینه سرعت در مقابل دهان تقریباً یکسان بوده؛ لذا شبکه با ۱/۷ میلیون سلول به‌عنوان شبکه مناسب از نظر دقت و کارایی انتخاب شده است.

#### ۳-۲- اعتبارسنجی تبخیر قطرات

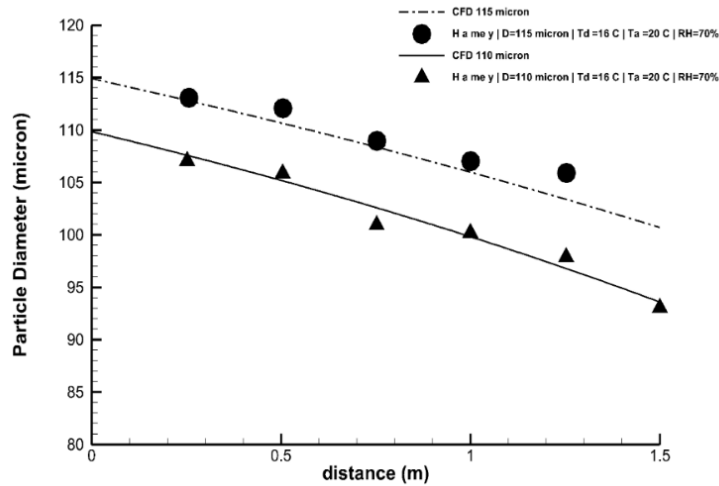
برای اعتبارسنجی مدل تبخیر قطرات از نتایج همی [۳۱] استفاده شده است. در این مطالعه، دو قطره با قطرهای ۱۱۰ و ۱۱۵ میکرون با دمای اولیه ۱۶ درجه سانتی‌گراد از ارتفاع ۲ متر از سطح زمین درون یک محیط مرطوب با رطوبت نسبی ۷۰ درصد و دما ۲۰ درجه سانتی‌گراد رها شده و در موقعیت سقوط قرار گرفتند. شکل ۶ منحنی تغییر قطر قطره بر حسب طول سقوط

- 1 Momentum
- 2 Turbulent Kinetic Energy
- 3 Specific Dissipation Rate
- 4 Second-Order
- 5 Gradient
- 6 Least squares cell-based
- 7 Courant



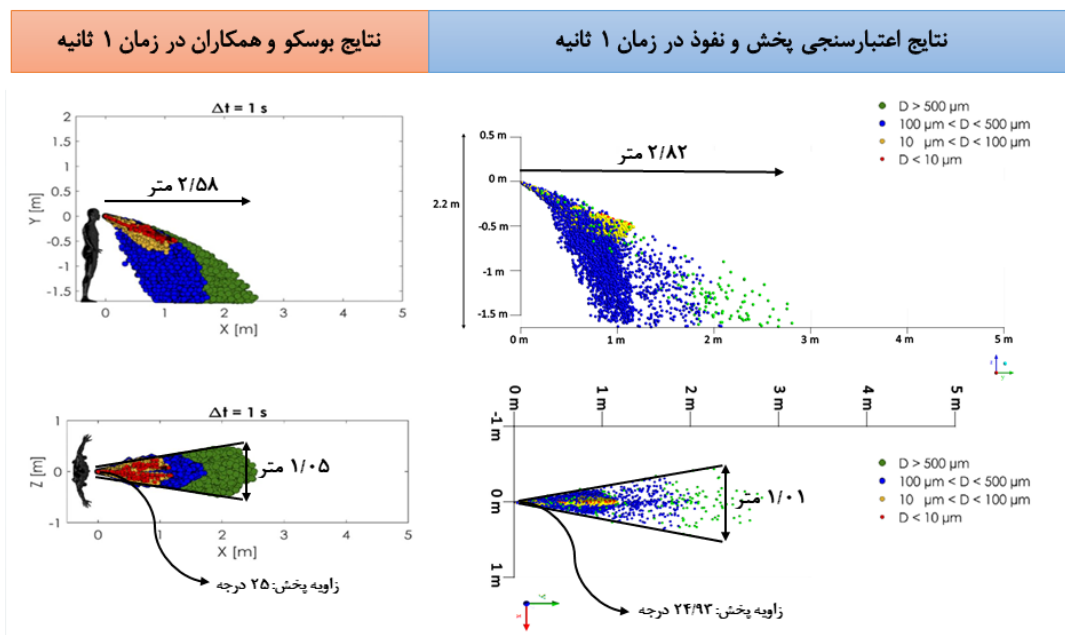
شکل ۵. الف) مکان بیشینه سرعت درون دستگاه تنفسی و محیط اطراف و ب) نمودار تغییرات سرعت درون دستگاه تنفسی و ج) درون محیط اطراف

Fig. 4. (a) Location of maximum velocity in the respiratory system and the surrounding environment (b) the velocity variation diagram within the respiratory system, and (c) the surrounding environment



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

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



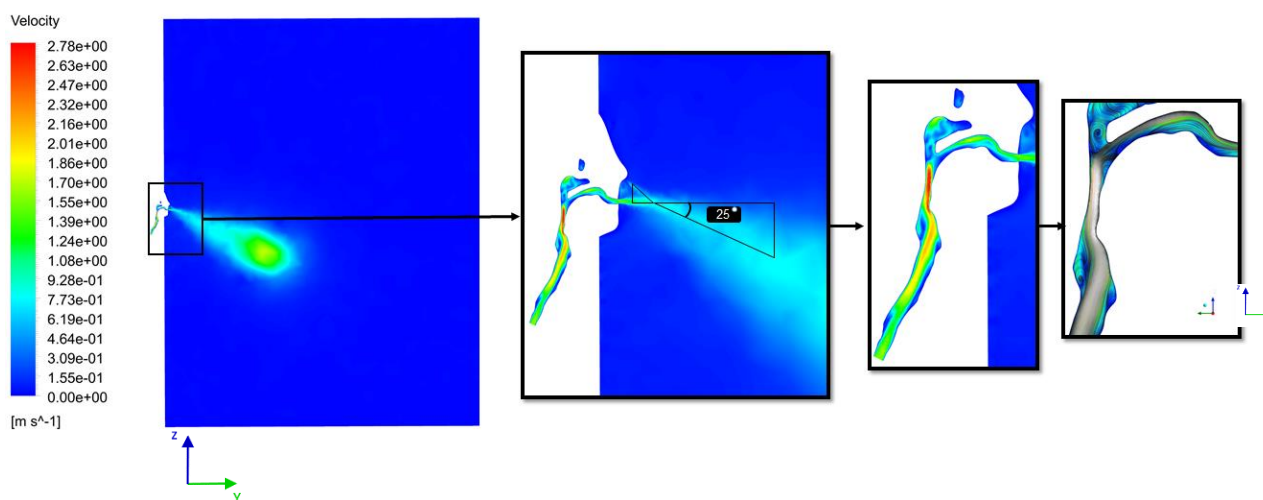
شکل ۷. مقایسه پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه در زمان یک ثانیه در شبیه‌سازی حاضر با نتایج بوسکو و همکاران [۱۸]

Fig. 7. Comparing the diffusion of droplets resulting from sneezing at a time of 1 Sec in the present study with Busco et al. [18]

جدول ۳. میزان خطای بیشینه نتایج پژوهش حاضر در مقایسه با نتایج عددی بوسکو و همکاران [۱۸] 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. [18] 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 (%)



شکل ۸. کانتور سرعت و خطوط جریان درون دستگاه تنفسی و محیط اطراف در زمان ۰/۵ ثانیه از نمای زاویه دید در راستای محور X

Fig. 8. Velocity contour and streamlines inside the respiratory system and the surrounding environment in 0.5 Sec from the viewing angle along the X axis

عمیق تری از فرایند پراکندگی قطرات ارائه می‌دهد. شکل ۹ محل قرارگیری قطرات حاصل از یک عطسه معمولی را در شش زمان مختلف مربوط به زاویه دید در راستای محور  $X$ ،  $Y$  و  $Z$  نمایش می‌دهد.

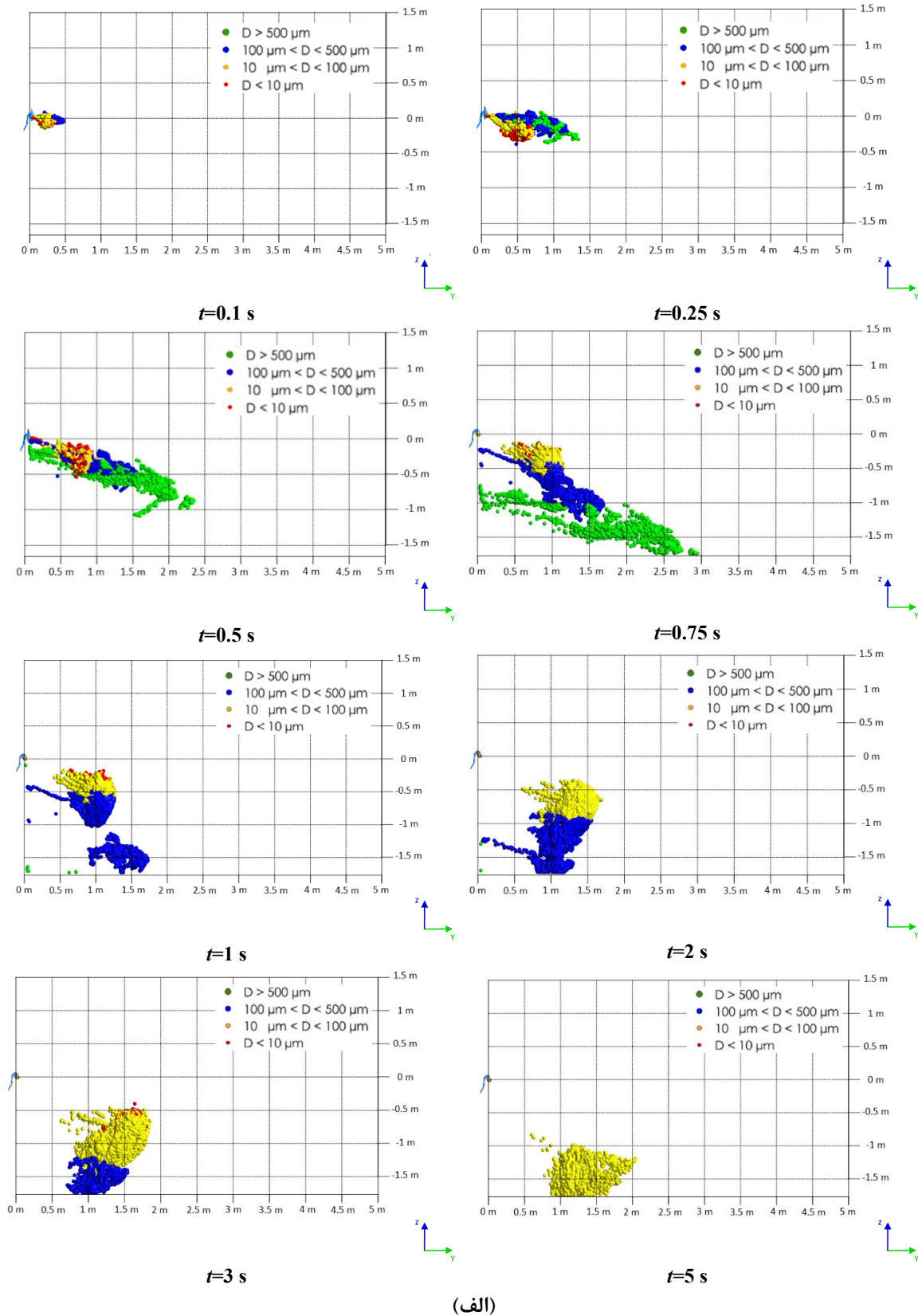
در مجموع ۱،۰۴۵،۱۳۳ قطره به دامنه حل در فاصله ۸ میلی‌متری از دهان (درون دستگاه تنفسی) تزریق شده است. همان‌طور که انتظار می‌رفت، هر چه قطر قطرات بزرگ‌تر باشد، به دلیل اثر گرانش، قطرات زودتر به زمین برخورد می‌کنند و قطرات کوچک‌تر (قطر کمتر از ۱۰ میکرون) برای مدت طولانی‌تری معلق می‌مانند.

به‌طور کلی، در هنگام عطسه، قطرات بزرگ با توجه به اینرسی بالایی که دارند با سرعت بیشتر درون محیط اطراف نفوذ کرده و از مقابل دهان فاصله می‌گیرند. با توجه به اینکه قطرات بزرگ دارای وزن بیشتری هستند؛

۳-۵ نتایج پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه

در این مطالعه با مدل محاسباتی که بر مبنای دینامیک سیالات بنا شده است، سعی در پیش‌بینی و شبیه‌سازی الگوی انتشار در محیط اطراف شده است. هنگامی که فرایند عطسه رخ می‌دهد طیف وسیعی از قطرات درون محیط اطراف فرد پراکنده می‌شود. این پراکندگی بر مبنای الگوهای انتشار قطرات بر اساس سرعت نفوذ جریان است. هنگامی که این قطرات در محیط هوا انتشار می‌یابند، مدل انتقالی آن‌ها بر مبنای توزیع قطر قطرات تغییر می‌کند؛ به عبارت دیگر فرایند پخش و نفوذ قطرات ناشی از عطسه بر مبنای وزن و نیروی پسا وارد به قطرات از طرف سیال تعریف می‌شود.

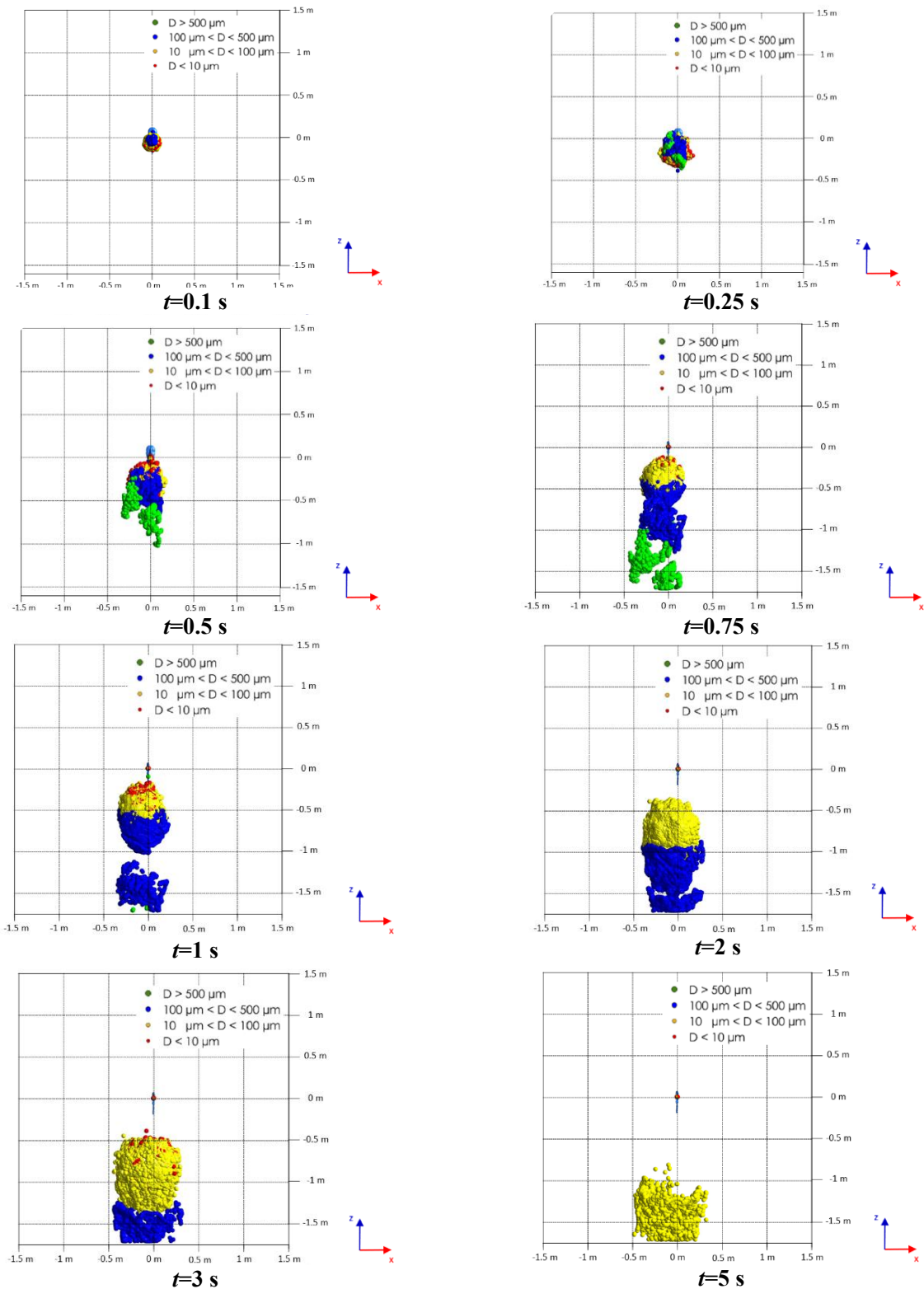
کانتور قطر قطرات حاصل از عطسه، تصویر مناسبی از ماهیت گذرا محل قطرات در اندازه‌های مختلف را ارائه و به نوبه خود درک گرافیکی‌تر و



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

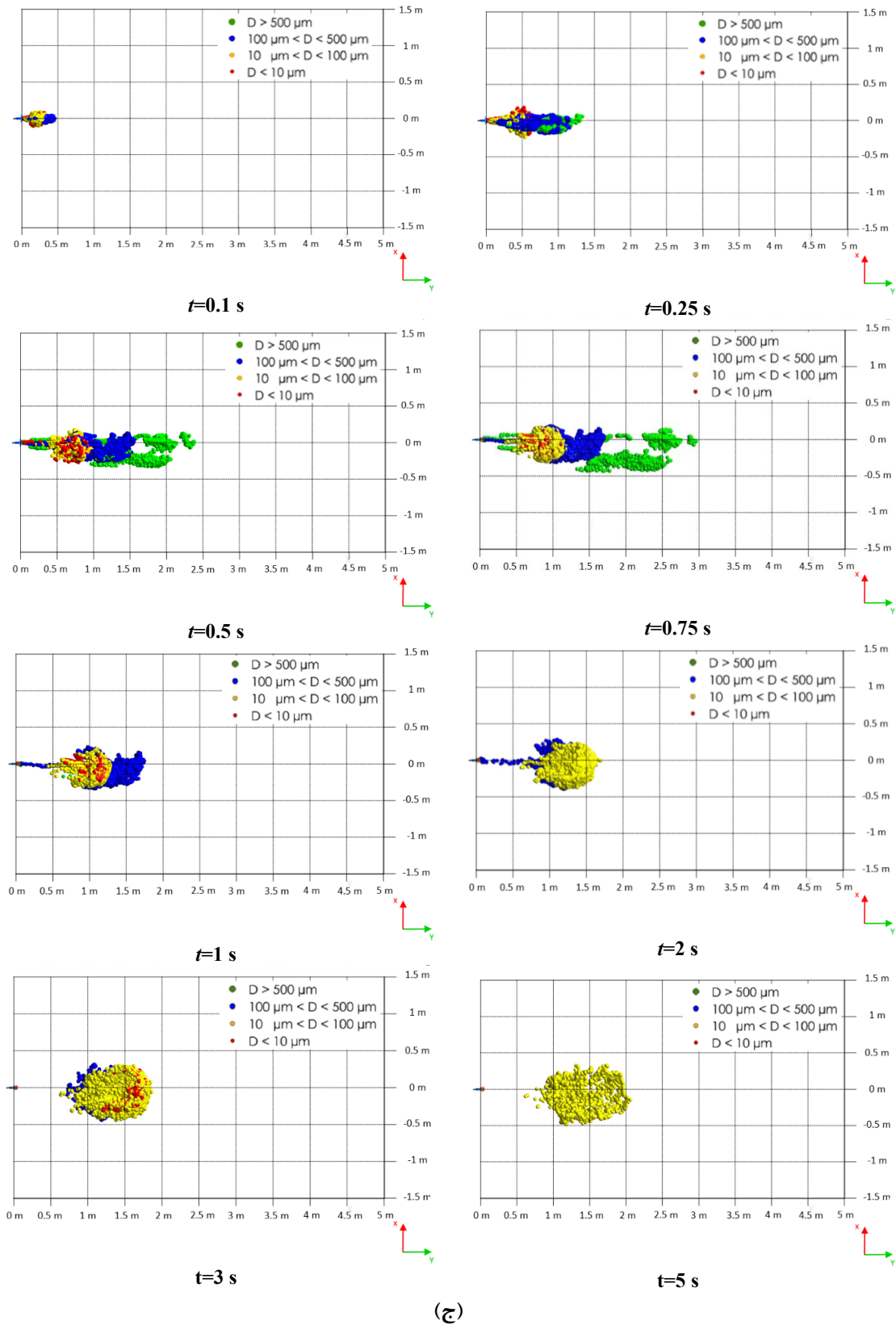
Fig. 9. The contour of the diameter, spread, and penetration of droplets from sneezing at different times related to the viewing angle in the direction of (a) X, (b) Y, and (c) Z axes (Continued)





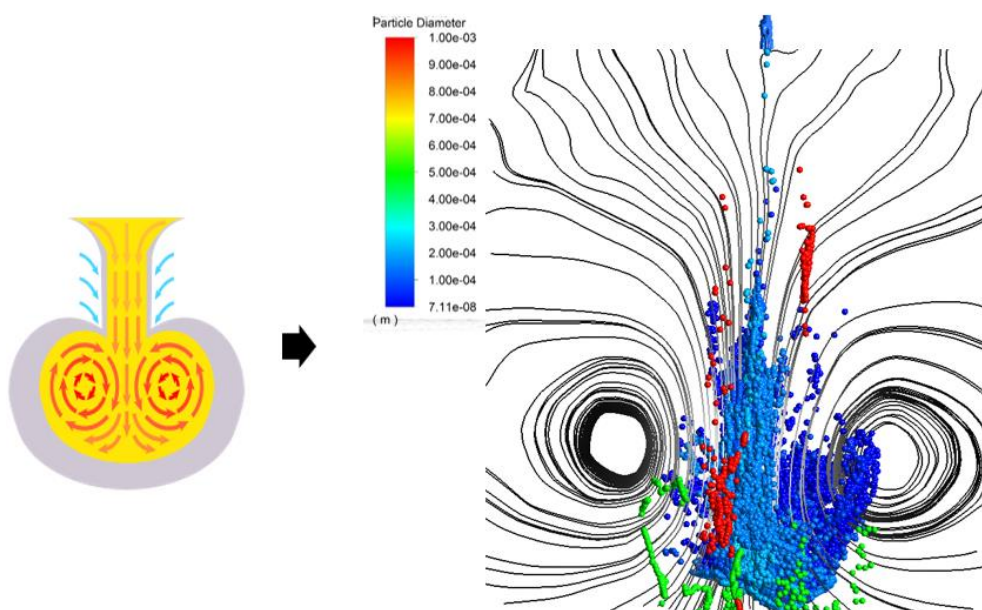
شکل ۹. کانتر قطر، پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه در زمان‌های مختلف مربوط به زاویه دید در راستای محور الف (X، ب) Y و ج (Z) (ادامه دارد)

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



شکل ۹. کانتر قطر، پخش و نفوذ قطرات حاصل از عطسه 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 sneezing at different times related to the viewing angle in the direction of (a) X, (b) Y, and (c) Z axes



شکل ۱۰. خطوط جریان و کانتور پخش قطرات از نمای بالا برای عطسه در زمان ۰/۶۶ ثانیه

Fig. 10. stream lines and droplet spread contour from the top view for sneeze in 0.66 Sec

گرم با دمای ۳۵ درجه سانتی‌گراد است که با نفوذ در هوای سرد با دمای ۲۴ درجه سانتی‌گراد، به دلیل اختلاف چگالی هوای سرد و گرم موجود در محیط اطراف، ناپایداری در جریان محیط اطراف ایجاد کرده که باعث تولید رینگ گردابه‌ای می‌شود. این گردابه‌ها می‌توانند بر روی برخی از قطرات تأثیر گذاشته و آن‌ها را از مسیر اصلی‌شان منحرف کنند. قطرات بزرگ به دلیل اینرسی و وزن بالایی که دارند، گردابه‌ها بر روی آن‌ها تأثیر چندانی نمی‌گذارند و خطوط جریان گردابه‌ای را دنبال نمی‌کنند. اما قطرات کوچک به دلیل وزن و اینرسی کم، تحت تأثیر جریان گردابه‌ها قرار می‌گیرند و از مسیر اصلی کمی منحرف می‌شوند؛ به طوری که الگوهایی از پخش قطرات در محیط اطراف به وجود می‌آورند که شبیه به قارچ هستند (شکل ۱۰). با گذشت زمان این گردابه‌ها بزرگ‌تر شده و میزان پخش قطرات را افزایش می‌دهند.

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

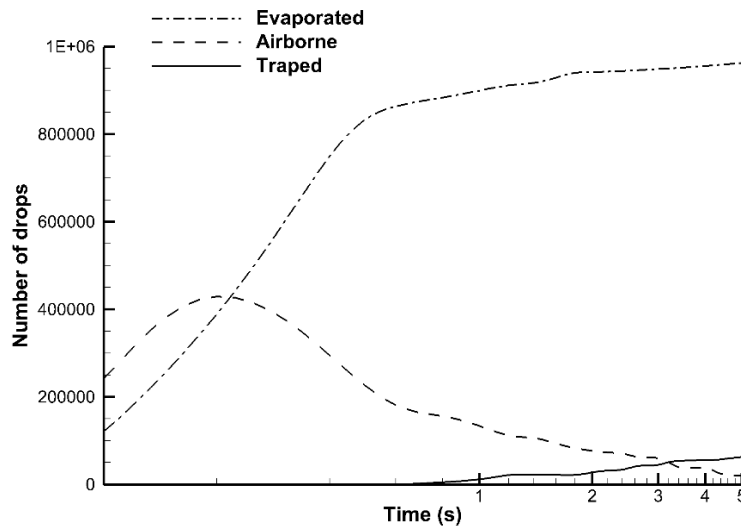
با توجه به اینکه ابعاد محیط حل به اندازه‌ای بزرگ در نظر گرفته شده است که بتواند مسیر حرکت تمام قطرات را پوشش دهد، لذا قطرات خارج شده از دهان در هنگام عطسه می‌تواند در هر لحظه زیرمجموعه از سه حالت

در حین نفوذ در محیط اطراف، به سمت زمین نیز حرکت کرده و زودتر از قطرات کوچک به زمین برخورد می‌کنند. قطرات کوچک به دلیل وزن کم، تمایل کمتری برای سقوط به سمت زمین نسبت به قطرات بزرگ‌تر دارند. قطرات کوچک‌تر با توجه به اینرسی کمتری که دارند، نمی‌توانند در زمان یکسان نسبت به قطرات بزرگ در محیط اطراف نفوذ کنند؛ اما میزان پخش بیشتری در فاصله یکسان از دهان دارند و همچنین مدت‌زمان بیشتری در محیط اطراف حضور دارند.

با توجه به شکل ۹ بیشینه مقدار نفوذ قطرات در محیط اطراف برای زمان ۵ ثانیه متعلق به قطرات بزرگ است که این مقدار برابر ۳ متر است؛ اما بیشینه پخش قطرات در محیط اطراف متعلق به قطرات کوچک است که برابر ۱ متر است. پخش نامتقارن قطرات با قطرهای یکسان در محیط اطراف به دلیل دبی ورودی متغیر و در نتیجه تولید و اضمحلال گردابه‌ها در طول فرایند عطسه است؛ به عبارت دیگر با توجه به دبی متغیر ورودی هوا در ابتدای نای، گردابه‌هایی در جریان به وجود می‌آیند و یا از بین می‌روند که این تولید و از بین رفتن گردابه‌ها در مسیر قطرات تأثیرگذار هستند.

### ۳-۶- تأثیر گردابه‌ها در پخش قطرات

جت هوای خارج شده از دهان در هنگام عطسه، تشکیل شده از هوای



شکل ۱۱. روند تبخیر، نشست و هوابرد قطرات حاصل از تک عطسه

Fig. 11. The process of evaporation, trapping, and airborne droplets resulting from a single sneeze

زیر باشند.

(۱) قطرات تبخیر<sup>۱</sup> شده، (۲) قطرات نشست<sup>۲</sup> یافته بر روی زمین و (۳) قطرات موجود در هوا و یا به عبارت دیگر هوابرد<sup>۳</sup>.

شکل ۱۱ روند تبخیر، نشست و هوابرد قطرات حاصل از تک عطسه را نمایش می‌دهد. با توجه به اینکه بخش عمده‌ای از قطرات خارج شده از دهان در هنگام عطسه (حدود ۶۱ درصد) را قطرات کوچک با ابعاد ۴ الی ۱۶ میکرون تشکیل می‌دهند، لذا بخش عمده‌ای از قطرات خارج شده از دهان به علت سرعت بالای جت خروجی، تبخیر می‌شوند و حتی پس از گذر از زمان بیشینه دبی خروجی از دهان (۰/۱ ثانیه) که سرعت جت به میزان بیشینه خود می‌رسد، شدت تبخیر حدود ۱۰ درصد افزایش یافته و در نهایت با گذشت زمان تقریباً روند ثابتی به خود می‌گیرد. نمودار مربوط به هوابرد نیز در زمان بیشینه دبی عبوری هوا از دهان (۰/۱ ثانیه) بیشینه قطرات هوابرد را نشان می‌دهد و سپس با افزایش شدت تبخیر، تعداد قطرات هوابرد نیز کاهش یافته به طوری که در زمان ۵ ثانیه تعداد قطرات هوابرد به زیر ۵۰ هزار قطره رسیده است؛ به عبارت دیگر بیش از ۹۵ درصد قطرات تزریق شده، تبخیر شدند.

#### ۴- بحث، نتیجه‌گیری و پیشنهادات

در این مقاله، مسئله پخش و نفوذ قطرات در هنگام عطسه توسط نرم‌افزار دینامیک سیالات محاسباتی فلوئنت (۲۰۲۰) با استفاده از الگوریتم مبتنی بر فشار شبیه‌سازی شده است. هدف اصلی این پژوهش شبیه‌سازی مسئله عطسه با رویکردی واقع‌بینانه است. به همین منظور برای آنکه تحلیل‌ها به واقعیت جریان نزدیک‌تر باشد، برای تولید دستگاه تنفسی از مدل واقعی دستگاه تنفسی که توسط نرم‌افزار میمیکس از عکس‌های سی‌تی‌اسکن یک فرد ۶۵ ساله مذکر ساخته شده، استفاده شده است تا در شبیه‌سازی عطسه، تأثیر دستگاه تنفسی فوقانی نیز دیده شود. در این پژوهش، جریان درون دستگاه تنفسی با استفاده از مدل آشفتگی  $k-\omega$  SST تحلیل و مورد بررسی قرار گرفته است.

شبیه‌سازی جریان درون دستگاه تنفسی در هنگام عطسه معمولی، مشخص کرد که بیشینه سرعت بر روی دهان و بینی برای سوژه موردنظر به ترتیب به ۵۰ و ۴۵ متر بر ثانیه رسیده است. در نظر گرفتن دستگاه تنفسی در هنگام عطسه، مشخص کرد که در هنگام عطسه درون دستگاه تنفسی گردابه‌هایی تولید شده که حتی آثار آن در خروجی دهان و بینی قابل مشاهده است. این گردابه‌ها می‌توانند در پخش و نفوذ قطرات تأثیرگذار باشند؛ به طوری که میزان پخش و نفوذ قطرات حاصل از یک عطسه معمولی

- 
- 1 Evaporated
  - 2 Traped
  - 3 Airborne

$Pr$	عدد پراتل
$Re$	عدد رینولدز
$S$	چشمه
$t$	زمان، (s)
$T$	دما، (K)
$u$	سرعت سیال، ( $ms^{-1}$ )
$v$	سرعت قطره، ( $ms^{-1}$ )
<b>علائم یونانی</b>	
$\rho$	چگالی، ( $kgm^{-3}$ )

### منابع

- [1] S. Thurner, P. Klimek, R. Hanel, A network-based explanation of why most COVID-19 infection curves are linear, *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 117(37) (2020) 22684-22689.
- [2] Q. Li, X. Guan, P. Wu, X. Wang, L. Zhou, Y. Tong, R. Ren, K.S.M. Leung, E.H.Y. Lau, J.Y. Wong, X. Xing, N. Xiang, Y. Wu, C. Li, Q. Chen, D. Li, T. Liu, J. Zhao, M. Liu, W. Tu, C. Chen, L. Jin, R. Yang, Q. Wang, S. Zhou, R. Wang, H. Liu, Y. Luo, Y. Liu, G. Shao, H. Li, Z. Tao, Y. Yang, Z. Deng, B. Liu, Z. Ma, Y. Zhang, G. Shi, T.T.Y. Lam, J.T. Wu, G.F. Gao, B.J. Cowling, B. Yang, G.M. Leung, Z. Feng, Early Transmission Dynamics in Wuhan, China, of Novel Coronavirus-Infected Pneumonia, *N Engl J Med*, 382(13) (2020) 1199-1207.
- [3] L. Morawska, D.K. Milton, It is time to address airborne transmission of coronavirus disease 2019 (COVID-19), *Clinical Infectious Diseases*, 71(9) (2020) 2311-2313.
- [4] R. Zhang, Y. Li, A.L. Zhang, Y. Wang, M.J. Molina, Identifying airborne transmission as the dominant route for the spread of COVID-19, *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 117(26) (2020) 14857-14863.
- [5] Á. Briz-Redón, Á. Serrano-Aroca, A spatio-temporal analysis for exploring the effect of temperature on COVID19 early evolution in Spain, *Science of the total environment*, 728 (2020) 138811.
- [6] Y. Feng, T. Marchal, T. Sperry, H. Yi, Influence of wind and relative humidity on the social distancing effectiveness to prevent COVID-19 airborne transmission: A numerical

را به ترتیب به ۱ و ۳ متر برسانند. قطرات کوچک به دلیل وزن و اینرسی کمتر تا حدودی تحت تأثیر جریان گردابه‌ای موجود در محیط اطراف که به واسطه جت عطسه تشکیل شده است، قرار گرفته و به همین منظور الگوهایی از پخش قطرات همانند قارچ در محیط اطراف تشکیل داده شده است. حدود ۶۱ درصد قطرات حاصل از عطسه را قطرات کوچک با قطر ۴ الی ۱۶ میکرون تشکیل می‌دهند؛ بنابراین به دلیل سرعت بالای جت هوا، بیش از ۹۵ درصد از قطرات در طی فرایند عطسه تبخیر شده است.

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده علاوه بر در نظر گرفتن دستگاه تنفسی در هنگام عطسه، با تغییر زاویه سر و گردن در هنگام عطسه، شبیه‌سازی به واقعیت نزدیک‌تر شود. از محدودیت‌های کار حاضر برش دستگاه تنفسی فوقانی از بخش ابتدای نای و عدم در نظر گرفتن اختلاط جریان در هنگام عبور از نسل اول ریه و ورود به نای است که پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده به آن پرداخته شود.

با توجه به افزایش مبتلایان به ویروس کرونا و تأکید بر استفاده از ماسک به عنوان پوشش محافظ در برابر پخش قطرات حاصل از عطسه، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده علاوه بر در نظر گرفتن دستگاه تنفسی، ماسک نیز در شبیه‌سازی لحاظ گردد تا تأثیر آن بر پخش و نفوذ قطرات به‌وضوح بیان گردد.

### ۵- فهرست علائم

<b>علائم انگلیسی</b>	
$C_c$	ضریب کابینگهام
$C_d$	ضریب درگ
$C_p$	ظرفیت حرارتی قطره ( $Jkg^{-1}K^{-1}$ )
$d_p$	قطر قطره، ( $\mu m$ )
$F_D$	نیروی پسا، (N)
$F_{nonD}$	نیرو غیر پسا، (N)
$h_{fg}$	گرمای نهان ( $kJkg^{-1}$ )
$m_p$	جرم قطره، (kg)
$B_t$	عدد انتقال حرارت در رژیم جریان اسپالدینگ
$g$	شتاب گرانش، ( $ms^{-2}$ )
$h$	ضریب انتقال حرارت جا به جایی، ( $Wm^{-2}K^{-1}$ )
$h_m$	ضریب انتقال جرم، ( $ms^{-1}$ )
$Nu$	عدد ناسلت
$P$	فشار، (Pa)

- [18] G. Busco, S.R. Yang, J. Seo, Y.A. Hassan, Sneezing and asymptomatic virus transmission, *Physics of Fluids*,32(7) (2020) 073309.
- [19] J.K. Gupta, C.H. Lin, Q. Chen, Flow dynamics and characterization of a cough, *Indoor air*, 19(6) (2009)517-525.
- [20] D. Fontes, J. Reyes, K. Ahmed, M. Kinzel, A study of fluid dynamics and human physiology factors driving droplet dispersion from a human sneeze, *Physics of Fluids*, 32(11) (2020) 111904.
- [21] B. Hansen, N. Mygind, How often do normal persons sneeze and blow the nose?, *Rhinology*, 40(1) (2002) 1012.
- [22] S.S. Birring, S. Matos, R.B. Patel, B. Prudon, D.H. Evans, I.D. Pavord, Cough frequency, cough sensitivity and health status in patients with chronic cough, *Respiratory medicine*, 100(6) (2006)1105.1109.
- [23] J. Duguid, The size and the duration of air-carriage of respiratory droplets and droplet-nuclei, *Epidemiology & Infection*, 44(6) (1946) 471-479.
- [24] F.R. Menter, Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering applications, *AIAA journal*, 32(8) (1994) 1598-1605.
- [25] C. Crowe, J. Schwarzkopf, M. Sommerfeld, Y. Tsuji, *Multiphase flows with droplets and particles*.2011, DOI,10 (2011) b11103.
- [26] 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.
- [27] 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.
- [28] Y. Feng, C. Kleinstreuer, Analysis of non-spherical particle transport in complex internal shear flows, *Physics of Fluids*, 25(9) (2013) 091904.
- [29] W. Ranz, Evaporation from Drops-I and-II, *Chem. Eng. Progr*, 48 (1952) 141-146,173-180.
- [30] S.S. Sazhin, Advanced models of fuel droplet heating study, *Journal of aerosol science*,147 (2020)105585.
- [7] M.A. Kohanski, L.J. Lo, M.S. Waring, Review of indoor aerosol generation, transport, and control in the context of COVID-19, in: *International forum of allergy & rhinology*, Wiley Online Library, 2020, pp.1173.1179.
- [8] C. Sun, Z. Zhai, The efficacy of social distance and ventilation effectiveness in preventing COVID-19 transmission, *Sustainable cities and society*, 62 (2020) 102390.
- [9] W.F. Wells, On air-borne infection. Study II. Droplets and droplet nuclei, *American Journal of Hygiene*,20 (1934)611-618.
- [10] 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.
- [11] J. Wei, Y. Li, Enhanced spread of expiratory droplets by turbulence in a cough jet, *Building and Environment*,93 (2015) 86-96.
- [12] C. Chen, B. Zhao, Some questions on dispersion of human exhaled droplets in ventilation room: answers from numerical investigation, *Indoor Air*, 20(2) (2010) 95-111.
- [13] R. Bhardwaj, A. Agrawal, Likelihood of survival of coronavirus in a respiratory droplet deposited on a solid surface, *Physics of Fluids*, 32(6) (2020) 061704.
- [14] T. Dbouk, D. Drikakis, On coughing and airborne droplet transmission to humans, *Physics of Fluids* ,32(5) (2020)053310.
- [15] J. Xi, X. Si, Y. Zhou, J. Kim, A. Berlinski, Growth of nasal and laryngeal airways in children: implications in breathing and inhaled aerosol dynamics, *Respiratory care*, 59(2) (2014) 263-273.
- [16] Z. Han, W. Weng, Q. Huang, Characterizations of particle size distribution of the droplets exhaled by sneeze, *Journal of the Royal Society Interface*, 10(88) (2013) 20130560.
- [17] A. Nunn, I. Gregg, New regression equations for predicting peak expiratory flow in adults, *British medical journal*, 298(6680) (1989) 1068-1070.

- [32] J.M. Gwaltney Jr, J.O. Hendley, C.D. Phillips, C.R. Bass, N. Mygind, B. Winther, Nose blowing propels nasal fluid into the paranasal sinuses, *Clinical infectious diseases*, 30(2) (2000) 387-391.
- and evaporation, *Progress in energy and combustion science*, 32(2) (2006) 162-214.
- [31] 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. Zandaf, G. Heidarnejad, *Numerical Simulation of the Dispersion of Human Sneezing Droplets In The Surrounding*, *Amirkabir J. Mech Eng.*, 55(1) (2023) 85-104.

DOI: 10.22060/mej.2023.21744.7502



