呼吸道内病毒飞沫来源的数值模拟

魏健健^{1†}, 郭勇^{2†}, 雷浩^{3*}, 王磊¹, 金滔¹, 汤灵玲⁴

1. 浙江大学能源工程学院, 杭州 310027;

2. 清华大学建筑学院, 北京 100091;

3. 浙江大学公共卫生学院, 杭州 310058;

4. 树兰(杭州)医院, 杭州 310016

† 同等贡献* 联系人, E-mail: leolei@zju.edu.cn

2020-06-30 收稿, 2020-08-03 修回, 2020-08-12 接受, 2020-08-13 网络版发表

国家自然科学基金(51808488)和中央高校基本科研业务费专项资金资助

摘要 截至2020年7月底, 新型冠状病毒肺炎(COVID-19, 简称“新冠肺炎”)已导致全球超过1700万人感染, 但其传播途径仍存在争议。呼吸道是病毒飞沫的重要来源, 研究飞沫在呼吸道的沉积规律有助于明确它们的产生位置及不同粒径飞沫在新冠传播过程中的相对重要性。本文构建了人体呼吸道三维模型, 利用计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)模拟的方法研究了30 L/min(正常呼吸)、60 L/min(说话)和180 L/min(咳嗽)等稳态呼气工况下, 由咽、喉和气管等病灶位置释放的飞沫的沉积规律。结果表明, 咽、喉连接部位释放并能逃逸到体外的飞沫最大粒径是20 μm (30 L/min)或10 μm (60~180 L/min), 声带或气管底部对应的临界粒径都是7 μm (30 L/min)、5 μm (60 L/min)或3 μm (180 L/min); 由于喉部射流的存在, 喉部和咽、喉连接部位是最重要的飞沫沉积位置, 鼻腔对小粒径飞沫的沉积也有重要作用。口腔可产生直径数百微米的飞沫, 但口腔并非病灶, 这些飞沫携带病原体量很少, 新冠肺炎患者发病前期有上呼吸道症状时, 由病灶释放并能逃逸到体外的病毒飞沫临界粒径是20 μm ; 当上呼吸道症状消失、以下呼吸道症状为主时, 临界粒径降为7 μm 。需进一步研究真实呼气瞬态工况下的飞沫沉积规律, 以明确携带病毒的呼吸飞沫的临界粒径。

关键词 新型冠状病毒肺炎, 呼吸道, 呼吸飞沫, 临界粒径, 计算流体动力学模拟

截至2020年7月底, 新型冠状病毒肺炎(COVID-19, 简称“新冠肺炎”)已导致全球超过1700万人感染, 其中我国累计确诊8万余人^[1]。作为一种呼吸道传染病, 呼吸飞沫传播和接触传播被认为是新冠肺炎的主要传播途径^[2]; 虽然医护人员的高等级防护(例如佩戴N95口罩)和提倡通风等措施是针对空气传播途径的, 但空气传播的重要性仍存在较大争议。

学界已围绕呼吸飞沫开展了大量的研究, 主要包括咳嗽、说话和正常呼吸等活动产生的飞沫数量和粒径分布, 飞沫在室内环境中的蒸发、扩散以及易感者的暴露, 相应的感染风险评估等^[3]。决定飞沫扩散规律的主要因素是其尺寸大小, 即空气动力学直径^[4]。根据对飞沫中病原体含量的直接测量结果, 空气动力学尺

寸小于5 μm 的飞沫是流感病毒的重要载体^[5]; 环境空气采样也发现了2019新型冠状病毒(简称“新冠病毒”)^[6]。相对而言, 大尺寸飞沫难以被采样装置收集, 其病原体携带量很难准确评估。

呼吸飞沫源于呼吸道的特定部位。咽、喉等上呼吸道部位或下呼吸道都是新冠肺炎的病灶位置, 病毒含量较高, 而口腔里的病毒很少^[7], 因而病毒飞沫的来源直接决定了其病毒载量。普遍接受的呼吸飞沫产生机理有3种: 细支气管液膜破碎^[8], 在正常呼吸过程中产生亚微米级别的飞沫; 咽喉和气管的黏液层在较大的气流剪切力作用下产生微米级别的飞沫^[9], 主要发生在声带发声和咳嗽过程中; 口腔内在说话或咳嗽过程中会产生大粒径飞沫($\geq 100 \mu\text{m}$)^[10]。针对呼气(尤其

引用格式: 魏健健, 郭勇, 雷浩, 等. 呼吸道内病毒飞沫来源的数值模拟. 科学通报, 2021, 66: 486-492

Wei J J, Guo Y, Lei H, et al. Numerical investigation on the origin of virus-laden droplets in the respiratory tract (in Chinese). Chin Sci Bull, 2021, 66: 486-492, doi: 10.1360/TB-2020-0811

说话和咳嗽)过程中呼吸道内飞沫的运动和沉积机理开展研究,有利于确定释放到体外的病毒飞沫的来源及其在呼吸道传染病传播中的重要性。

本文将利用计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)的方法模拟呼气时来自气管、声带和咽喉连接处飞沫的运动和沉积情况,以探讨由呼吸道产生并逃逸到体外的病毒飞沫的具体产生位置和临界粒径。着重研究了复杂呼吸道结构引起的湍流和射流对飞沫运动的影响,得到了完整的飞沫直径-沉积率曲线,确定了人呼吸活动中产生的病毒飞沫的来源,可为COVID-19等呼吸道传染病传播途径的确定提供一定的依据。

1 研究方法

1.1 呼吸道模型

本文使用的三维呼吸道模型如图1所示。使用CTI全身扫描仪(GE Medical Systems)对一名健康男性受试者进行仰卧位扫描,并使用ANSYS SpaceClaim三维建模软件对导出的几何图形做进一步改进,最终得到包含口腔、鼻腔、咽、喉、气管、支气管第4分支以上部位的人体呼吸道模型。该模型包含16个支气管入口,为简化CFD模型的边界条件,重构了肺腔并在其顶部设置了两个气流入口^[11]。

1.2 数值模拟方法

假设呼吸道中的气流稳态、不可压缩且等温,流

动的连续性和动量方程可表示为

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0, \quad (1)$$

$$u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left((\nu + \nu_t) \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right), \quad (2)$$

其中, u_i ($i=1, 2, 3$) 表示直角坐标系中的气流流速, P 为流体的压力, ρ 为流体的密度, ν 为气流的运动黏度, ν_t 为运动湍流黏度。

本文采用ANSYS Fluent的SST $k-\omega$ 湍流模型。该模型能更准确地预测边界层的湍流动能 k , 从而减小各向同性和各向异性脉动速度假设的差异, 提高计算的准确性^[12]。SST $k-\omega$ 模型的控制方程如下:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + G_k - Y_k + S_k, \quad (3)$$

$$\begin{aligned} & \frac{\partial}{\partial t}(\rho \omega) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \omega u_i) \\ &= \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\Gamma_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right) + G_\omega - Y_\omega + D_\omega + S_\omega, \end{aligned} \quad (4)$$

其中, G_k 表示湍流动能, Γ_k 和 Γ_ω 分别代表 k 和 ω 的有

图1 (网络版彩色)呼吸道模型示意图(a)和咽、喉部位网格示意图(b)。 (a)中气流入口由箭头标注; 有3个飞沫释放位置: I, 咽、喉相连部位; II, 声带部位; III, 气管底部。 (b)为咽、喉部位网格示意图, 网格由四面体和六面体组成。

Figure 1 (Color online) Illustration of the respiratory model (a) and the mesh structure in the pharynx and larynx (b). In (a), airflow inlets are illustrated with arrows; there are three droplet release locations: I, joint of the pharynx and larynx; II, the vocal cord; III, trachea

效扩散项, Y_k 和 Y_ω 分别代表 k 和 ω 的发散项, D_ω 代表正交发散项.

在流场计算收敛后, 由于飞沫在气流中的体积率较小, 可采用拉格朗日离散相模型计算飞沫的运动和沉积情况并追踪飞沫的运动轨迹. 由于呼吸道内接近恒温、饱和(湿度为100%)状态^[13], 忽略飞沫与呼吸气流的传热和传质过程, 即将飞沫视为不可蒸发颗粒物对待. 采用随机漫步(discrete random walk)模型来模拟湍流对飞沫运动的影响^[14], 飞沫的运动遵循牛顿运动定律; 研究的飞沫粒径 $\geq 1 \mu\text{m}$ 且飞沫密度远高于空气密度, 忽略重力和曳力之外的其他次要力(如布朗运动力和虚拟质量力等), 飞沫的运动方程为

$$\frac{du_p}{dt} = F_D(u - u_p) + F_G, \quad (5)$$

其中, u 是气流流速, u_p 是颗粒物运动速度, F_G 为单位质量飞沫受到的重力^[15], $F_D(u - u_p)$ 为单位质量飞沫所受到的曳力. F_D 被定义为

$$F_D = \frac{18\mu_g C_D Re_p}{24\rho_p d_p^2}, \quad (6)$$

其中, d_p 是飞沫的粒径, μ_g 是流体的动力黏度, Re_p 是飞沫的雷诺数, C_D 是阻力系数.

为验证湍流模型的可靠性, 重构了Zhang等人^[16]的理想呼吸道模型, 采用ICEM CFD划分非结构网格, 近壁面使用棱柱边界层保证 $y^+ < 1$, 在30 L/min的流量工况下模拟了不同粒径飞沫在呼吸道内的沉积率, 并与已有的实验结果进行比较. 验证发现, 使用SST $k-\omega$ 模型计算得到的近壁面湍流动能 k 和使用RNG $k-\epsilon$ 计算并加以近壁面修正得到的结果较为接近, 飞沫沉积的模拟结果也与实验结果吻合较好^[11], 说明采用的非结构网格和SST $k-\omega$ 湍流模型是合适的.

1.3 边界条件设置

呼吸道模型通过ICEM CFD进行非结构网格的划分, 在网格独立性验证结果的基础上, 综合考虑计算的准确性和计算效率, 最终选取的计算网格数量为 2×10^7 (详见文献[17]). 呼吸道近壁面设置了三层棱柱网格, 如图1(b)所示, 以保证边界层求解的准确性.

在稳态假设的基础上, 用3种气流流量来分别代表正常呼吸(30 L/min)、说话(60 L/min)和咳嗽(180 L/min). 气流入口位于肺腔顶部(图1), 边界类型设

置为速度入口; 口、鼻的边界类型定义为压力出口, 其他表面的边界类型均定义为可以捕获飞沫的墙壁. 本文认为, 飞沫和气流之间是单向耦合, 忽略了飞沫对流动场的影响, 同时也忽略了飞沫之间的相互作用. 本文主要研究对象是空气动力学直径为1~50 μm 的呼吸飞沫; 根据我们的初步研究, $\geq 50 \mu\text{m}$ 的飞沫难以从咽、喉和下呼吸道等部位逃逸^[11]. 这些颗粒物分别从I、II、III所标注的平面(位置I、II代表咽、喉的病灶位置, 位置III释放的颗粒物代表来自下呼吸道的带病毒颗粒物)均匀释放. 呼吸道内气温为37.5°C^[13], 对应的空气密度和运动黏度分别是1.14 kg/m³和1.68 m²/s; 飞沫密度为1000 kg/m³.

2 结果与讨论

2.1 呼吸道内流场分析

呼吸气流自肺部进入支气管, 汇集到气管, 再依次流经喉、咽、鼻腔或口腔, 最后由口鼻排出. 以60 L/min流量工况为例, 呼吸道对称面的流场如图2所示. 气管流道形状较规则, 因此流场相对稳定, 气流速度约为6 m/s. 气流流经喉部时, 由于流道尺寸骤减, 形成显著的射流, 其流速高达32 m/s(在咳嗽场景, 即180 L/min时, 流速高达102 m/s); 喉部射流贴近会厌的壁面流动, 在咽、喉连接部位形成回流, 随后撞击到咽部壁面. 气流流经咽部后, 在惯性作用下向鼻腔方向流动, 但由于鼻腔阻力大, 口张开时多数气流经口腔排出.

2.2 飞沫沉积规律

呼吸过程产生的飞沫或源自下呼吸道, 或源自气流速度高、呼吸道黏膜易破裂的咽、喉部位, 或源自口腔; 说话时声带振动, 喉部是飞沫的重要产生位置^[8~10]. 对于新冠肺炎患者, 病灶除了下呼吸道, 感染前期易表现出上呼吸道症状, 咽、喉也是病灶^[18,19], 因此, 本文设置了如图1所示的3个飞沫释放平面, 即咽、喉连接部位(释放位置I), 声带部位(释放位置II)和气管底部(释放位置III).

以60 L/min(说话)工况为例, 5 μm 飞沫的沉积模式如图3所示. 飞沫若在咽、喉连接部位释放, 超过半数飞沫随喉部射流撞击呼吸道壁面时就会沉积; 鼻腔也能捕获较多飞沫, 约占释放飞沫总数的7%; 约11%飞沫从口逃脱进入室内环境, 少量飞沫(约2%)从鼻逃逸. 若飞沫从声带部位或气管底部释放, 绝大多数飞沫(>98%)在喉部或咽、喉连接部位就会沉积, 没有飞沫从口、鼻逃逸; 气管在飞沫捕获方面发挥的作用很

图 2 (网络版彩色)呼吸道对称面的流场. (a) 速度大小云图(3个飞沫释放位置已标出); (b) 速度矢量图 **Figure 2** (Color online) Velocity field of the respiratory tract symmetrical plane. (a) Contour of velocity magnitude (three droplet release locations are marked); (b) velocity vector

图 3 (网络版彩色)飞沫在呼吸道内沉积模式示意图(60 L/min). (a) 释放位置 I; (b) 释放位置 II; (c) 释放位置 III **Figure 3** (Color online) Deposition of droplets inside the respiratory tract at a flow rate of 60 L/min. Released from position I (a), position II (b) and position III (c)

小($<1.5\%$).

对60 L/min工况下1、5和10 μm 的飞沫沉积统计结果做比较(图4),发现咽、喉连接部位对3种粒径飞沫的沉积都有重要作用,主要原因是喉部射流造成的壁面撞击和回流(图2).若飞沫从位置 II 和 III 释放,喉部由于流道尺寸骤减,也造成大量飞沫沉积.悬浮飞沫经过咽部之后,最重要的沉积位置是鼻腔,气流惯性和鼻腔的复杂结构是产生该结果的重要原因.在图4的研究工况下,只有50%左右的1 μm 飞沫和从位置 I 释放的5 μm 飞沫(13.1%)与10 μm 飞沫(1.3%)可以从口、鼻逃逸到体外环境.

呼吸道内产生的飞沫若粒径太大,将因重力或惯性作用完全在呼吸道内沉积,能够逃逸到体外的最大粒径称为临界粒径.结合图4和5(b)可以发现,说话(60 L/min)时喉部声带部位(位置 II)和下呼吸道(位置 III)释放的飞沫只有其直径 $<5 \mu\text{m}$ 才能逃逸到体外;更靠近口、鼻的位置,即咽、喉连接部分(位置 I)释放的飞沫,逃逸到体外的临界粒径约为10 μm .在30 L/min工况下,所研究的3个位置释放并能逃逸到体外的飞沫临界粒径分别是20 μm (释放位置 I)和7 μm (释放位置 II 和 III);更大呼气流量,即180 L/min(咳嗽)工况下,临界粒径降为7~10 μm (释放位置 I)和3 μm (释放位

图 4 (网络版彩色) 飞沫沉积位置与粒径和释放位置的关系 (60 L/min)
Figure 4 (Color online) Droplet deposition location influenced by droplet size and release position (60 L/min)

图 5 (网络版彩色) 不同呼气量下的飞沫逃脱率. (a) 30 L/min(正常呼吸); (b) 60 L/min(说话); (c) 180 L/min(咳嗽)
Figure 5 (Color online) Escape rate of droplets under various exhaling flowrate. (a) 30 L/min (normal breathing); (b) 60 L/min (speaking); (c) 180 L/min (coughing)

置 II 和 III), 此时 $1\ \mu\text{m}$ 飞沫的逃逸率低于 30%.

人在说话、咳嗽等过程中能释放直径达数百微米的飞沫, 依据本文的研究, 这些大飞沫源自下呼吸道或咽、喉等上呼吸道部位的可能性很小, 口腔里唾液的雾化很可能是大飞沫的来源^[10]. 由于新冠病毒等呼吸道病毒难以在口腔复制, 这些大飞沫携带病原体的概率或浓度相对较低. 因此, 在本文所述的 $3\sim 20\ \mu\text{m}$ 临界粒径以下、源自病灶的飞沫会在新冠肺炎等传染病的传播中发挥更重要的作用; 考虑到呼吸飞沫的蒸发效应, 蒸发后的飞沫核直径是其初始直径的 $1/3$ 左右, $20\ \mu\text{m}$ 飞沫完全蒸发所需时间仅为 $0.3\sim 7.1\ \text{s}$ ^[20], 表明空气传播途径(或称气溶胶传播途径)在新冠病毒传播中的重要性或许被现有研究低估. 需要指出的是, 本文是针对呼吸道内飞沫沉积规律的初步研究, 将咳嗽、说话和呼吸等动态过程简化成恒定流量的稳态过程, 并且未考虑流道形状的动态变化. 此外, 新冠肺炎患者呼吸道病灶的具体位置及其随病程的演化以及飞沫的形成机制尚待进一步明确.

3 总结

本文在 $30\sim 180\ \text{L/min}$ 的稳态呼气工况下, 研究了咽、喉和气管等病灶部位释放的飞沫运动及沉积规律, 呼吸道复杂的结构、呼气流量和飞沫直径都是影响沉积率的重要因素. 新冠肺炎患者发病前期有上呼吸道

症状时, 由这些病灶释放并能释放到体外的飞沫临界粒径是 $20\ \mu\text{m}$; 随着上呼吸道症状消失、以下呼吸道症状为主, 临界粒径降为 $7\ \mu\text{m}$, 证明空气传播途径在新冠病毒传播中潜在的重要作用. 由于喉部射流的存在, 喉部和咽喉连接部位是飞沫沉积的重要位置, 其次是鼻腔. 将来的研究将考虑真实咳嗽、说话和呼吸时的瞬

态工况;此外,将结合患者呼出飞沫的采样和病原体量化实验,验证临界粒径及其受病灶、呼气类型等因素的影响规律。

- 1 World Health Organization. Coronavirus disease 2019 (COVID-19): Situation report-194. 2020, https://www.who.int/docs/default-source/coronaviruse/situation-reports/20200801-covid-19-sitrep-194.pdf?sfvrsn=401287f3_2
- 2 Chen L, Xie J G. Interpretation of “The Diagnosis and Treatment Plan for COVID-19 (The 7th Trial Ed)” (in Chinese). *Herald Med*, 2020, 39: 613–615 [陈蕾, 谢俊刚. 《新型冠状病毒肺炎诊疗方案(试行第七版)》解读. *医药导报*, 2020, 39: 613–615]
- 3 Ai Z T, Melikov A K. Airborne spread of expiratory droplet nuclei between the occupants of indoor environments: A review. *Indoor Air*, 2018, 28: 500–524
- 4 Morawska L. Droplet fate in indoor environments, or can we prevent the spread of infection? *Indoor Air*, 2006, 16: 335–347
- 5 Lindsley W G, Noti J D, Blachere F M, et al. Viable influenza a virus in airborne particles from human coughs. *J Occup Environ Hyg*, 2015, 12: 107–113
- 6 Liu Y, Ning Z, Chen Y, et al. Aerodynamic analysis of SARS-COV-2 in two Wuhan hospitals. *Nature*, 2020, 582: 557–560
- 7 Hatagishi E, Okamoto M, Ohmiya S, et al. Establishment and clinical applications of a portable system for capturing influenza viruses released through coughing. *PLoS One*, 2014, 9: e103560
- 8 Milton D K, Fabian M P, Cowling B J, et al. Influenza virus aerosols in human exhaled breath: Particle size, culturability, and effect of surgical masks. *PLoS Pathog*, 2013, 9: e1003205
- 9 Hasan M D A, Lange C F, King M L. Effect of artificial mucus properties on the characteristics of airborne bioaerosol droplets generated during simulated coughing. *J Non-Newton Fluid Mech*, 2010, 165: 1431–1441
- 10 Morawska L, Johnson G R, Ristovski Z D, et al. Size distribution and sites of origin of droplets expelled from the human respiratory tract during expiratory activities. *J Aerosol Sci*, 2009, 40: 256–269
- 11 Guo Y, Wei J, Ou C, et al. Deposition of droplets from the trachea or bronchus in the respiratory tract during exhalation: A steady-state numerical investigation. *Aerosol Sci Tech*, 2020, 54: 869–879
- 12 Chen X, Feng Y, Zhong W, et al. Numerical investigation of the interaction, transport and deposition of multicomponent droplets in a simple mouth-throat model. *J Aerosol Sci*, 2017, 105: 108–127
- 13 Grotberg J B. Respiratory fluid mechanics and transport processes. *Annu Rev Biomed Eng*, 2001, 3: 421–457
- 14 Gosman A D, Ioannides E. Aspects of computer simulation of liquid-fueled combustors. *J Energy*, 1983, 7: 482–490
- 15 Farhadi Ghalati P, Keshavarzian E, Abouali O, et al. Numerical analysis of micro- and nano-particle deposition in a realistic human upper airway. *Comput Biol Med*, 2012, 42: 39–49
- 16 Zhang Y, Finlay W H, Matida E A. Particle deposition measurements and numerical simulation in a highly idealized mouth-throat. *J Aerosol Sci*, 2004, 35: 789–803
- 17 Hvelplund M H, Liu L, Frandsen K M, et al. Numerical investigation of the lower airway exposure to indoor particulate contaminants. *Indoor Built Environ*, 2020, 29: 575–586
- 18 Wölfel R, Corman V M, Guggemos W, et al. Virological assessment of hospitalized patients with COVID-2019. *Nature*, 2020, 581: 465–469
- 19 The Novel Coronavirus Pneumonia Emergency Response Epidemiology Team. The epidemiological characteristics of an outbreak of 2019 Novel Coronavirus Diseases (COVID-19)—China, 2020. *China CDC Weekly*, 2020, 2: 113–122
- 20 Liu L, Wei J, Li Y, et al. Evaporation and dispersion of respiratory droplets from coughing. *Indoor Air*, 2017, 27: 179–190

Summary for “呼吸道内病毒飞沫来源的数值模拟”

Numerical investigation on the origin of virus-laden droplets in the respiratory tract

Jianjian Wei^{1†}, Yong Guo^{2†}, Hao Lei^{3*}, Lei Wang¹, Tao Jin¹ & Lingling Tang⁴

¹ School of Energy Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China;

² School of Architecture, Tsinghua University, Beijing 100091, China;

³ School of Public Health, Zhejiang University, Hangzhou 310058, China;

⁴ Shulan (Hangzhou) Hospital, Hangzhou 310016, China

† Equally contributed to this work* Corresponding author, E-mail: leolei@zju.edu.cn

There have been over 17 million COVID-19 infections worldwide up to July 31, 2020, but the exact transmission route remains a subject for debate. Virus load in different-sized respiratory droplets is the key to address the above question. Investigation on the droplet deposition characteristics during exhalation inside the respiratory tract will facilitate the understanding of their origin and importance in transmitting the respiratory infection.

Based on a realistic respiratory model, this study utilized the computational fluid dynamic (CFD) simulation to investigate the deposition of droplets originating from infection sites like pharynx, larynx and trachea under three flow conditions, namely 30 L/min (representing the normal breathing condition), 60 L/min (speaking) and 180 L/min (coughing). The SST k- ω turbulence model integrated in ANSYS Fluent software was utilized to obtain the flow field inside the respiratory tract by solving the continuity and momentum equations, and the Lagrangian approach was used to calculate droplet motion and deposition with the discrete random walk model to account for the turbulence fluctuation effect. Evaporation of droplets was not considered inside the saturated respiratory tract.

Droplet diameter, flow rate of the exhaling air, and complexity of the respiratory tract geometry are the most important factors in determining the deposition pattern of respiratory droplets. It is revealed that the largest droplet that originates from the joint of pharynx and larynx and is able to escape out of the respiratory tract is about 20 μm (30 L/min) or 10 μm (60–180 L/min) in diameter; the so-called cut-off sizes for vocal cord and trachea originated droplets are 7 μm (30 L/min), 5 μm (60 L/min) or 3 μm (180 L/min). Larynx and joint of larynx and pharynx are the most important deposition sites due to their complexity in geometry and the existence of the laryngeal jet, whose velocity is up to 102 m/s during coughing and 32 m/s during speaking; the nasal cavity is also effective in trapping relatively small droplets as the airflow has a sudden change in direction before entering the oral cavity. Under the investigated speaking scenario (60 L/min), the escape rate of 1 μm droplets is around 50%, and the maximum escape rates of 5 and 10 μm droplets are respectively 13.1% and 1.3% (originating from the joint of pharynx and larynx).

Although large droplets up to several hundred micrometers can be produced inside the oral cavity due to the atomization mechanism, they seldom carry pathogen. Thus, for COVID-19 patients in the early stage of infection who show upper respiratory symptoms, the cut-off size of virus-laden droplets released into the environment is about 20 μm ; with the shifting of infection to the lower respiratory tract in the later stage, the cut-off size decreases to 7 μm . Respiratory droplets evaporate immediately after escaping into the indoor environments and shrink to about one third of their initial size, so airborne route is speculated to be important in the transmission of COVID-19. Further investigations considering realistic flow conditions together with droplet sampling experiments on human volunteers are necessary to confirm these cut-off sizes.

COVID-19, respiratory tract, respiratory droplets, cut-off size, computational fluid dynamics simulation

doi: 10.1360/TB-2020-0811