arXiv:2305.01198v1 [physics.flu-dyn] 2 May 2023

# 通过风扇式呼吸器提升呼吸舒适度：二氧化碳降低、温度调节和湿度对照的计算分析

Hana Salati[a]、Patrick Warfield-McAlpine[a]、David F Fletcher[b]、Kiao Inthavong[a],*

[a]机械与汽车工程系，工程学院，皇家墨尔本理工大学，*Bundoora*，*VIC*，*3083*，澳大利亚

[b]化学与生物分子工程学院，悉尼大学，悉尼，*NSW*，*2006*，澳大利亚

摘要

呼吸器可防止吸入化学品和感染性颗粒等危险物质，包括含有 SARS-Covid 的飞沫和气溶胶。然而，面罩会形成受呼出气体影响的微气候，因此佩戴者容易接触到不新鲜的空气。结果，肺部呼出的气体积聚在面罩内，形成温暖潮湿的环境，其中二氧化碳（$CO_2$）浓度较高，不适合再次吸入。风扇是为呼吸器通风并排出不新鲜空气的理想选择。本研究采用计算流体动力学模拟，运用雷诺平均纳维-斯托克斯（RANS）与大涡模拟（LES）相结合的湍流方法，比较不同风扇位置（底部、顶部和侧面）与常规呼吸器呼吸时的吸气流动特性。在两个呼吸周期（呼吸时间约为 9.65 秒）内，对面罩顶部、侧面和底部这三种位置进行了评估。结果表明，使用风扇呼吸器可显著降低面罩内部的温度、湿度和 $CO_2$浓度。底部、顶部和侧面位置的平均 $CO_2$ 浓度分别降低了 87%、67% 和 73%。顶部和侧面安装风扇有助于排出呼出气体混合物，而底部风扇呼吸器更有效地排出鼻孔射流气体混合物，因此对呼吸功能的阻碍最小。这些结果为以下方面提供了重要见解

*通讯作者：kiao.inthavong@rmit.edu.au

预印本已提交至 *Physics of Fluids* *2023年5月3日*

：长期使用风扇呼吸器可降低 $CO_2$ 浓度、口罩温度和湿度，从而提升佩戴者在危险环境中的安全性和舒适度，尤其是在 COVID-19大流行期间。

关键词： N95、呼吸器、计算流体力学、计算流体力学、风扇、SBES

---

## 1. 引言

尽管自新冠肺炎大流行开始以来已经过去两年多，但在公共交通和医院等部分室内场所，口罩和呼吸器仍是强制要求。不同国家以及传播高峰期的面罩要求各不相同。医护人员会感到鼻腔闷塞、鼻腔干燥、过热和鼻腔阻塞（Purushothaman 等人，2021年）。暴露于 $CO_2$ 会导致各种健康影响，包括呼吸频率增加、脑血流增加、代谢应激、头痛、头晕、意识混乱和呼吸困难（Atangana and Atangana，2020年；Azuma 等人，2018年；Raub 等人，2000年）。Salati 等人（2021年）报告称，与正常呼吸相比，呼吸器可能导致每次呼吸过量吸入 $CO_2$ ，约为 7× 更多。有人提出使用风扇驱动口罩来解决呼吸相关并发症，并在较长时间内提供舒适的呼吸体验。

既有研究已探讨与口罩相关的主题，包括过滤（Dboukand Drikakis，2020年；Verma etal.，2020年；Arumuru et al.，2020年）、口罩泄漏（Solano et al.，2022年；Kang et al.，2021年）以及过滤材料（Xi et al.，2022年；Hos-sain et al.，2020年）。针对如何向使用者的口罩死腔供应新鲜空气，以及呼气阀如何改变口罩内部流动特性的研究较为有限。Bhattacharyya et al. （2022年）提出了一种电池供电的主动式呼吸器设计，通过在侧面安装呼气阀

N95呼吸器，使每次呼吸都能获得新鲜空气。传统N95与改良N95的$CO_2$ 浓度与正常呼吸（对照）进行了比较。对照情况下的相对$CO_2$ 浓度为100%，而改良N95将其降至16.67%。Zhang et al. （2016年b）使用安装在口罩正面中央区域的风扇，测量了N95口罩死腔内的温度和$CO_2$ 浓度。计算流体力学模拟和实验测量显示，增加通风风扇可将死腔温度降低 2°℃。Staymates （2020年）利用纹影成像分析了带呼气阀和不带呼气阀的N95呼吸器的流动特性。结果表明，带呼气阀的N95呼吸器不适合减少传染病的传播。尽管风扇式呼吸器在各种危险环境中的应用日益增多，但目前仍缺乏全面研究来探讨不同风扇位置对吸气流动特性的影响，这凸显了进一步开展相关研究的必要性。

本文旨在了解N95呼吸器内部在不同风扇位置（呼吸器底部、顶部和侧面）下的呼吸气流特性。本研究比较了不同风扇位置下的再吸入空气质量（空气中$CO_2$ 和$H_2O$的浓度及温度），并与N95呼吸器呼吸（不带风扇）和正常呼吸（不佩戴呼吸器）进行对比。为实现这些目标，我们采用混合RANS-LES湍流模型，研究风扇驱动的N95呼吸器内部鼻腔气流射流在连续两个呼吸周期（8秒）内的流体特性。

## 2. 方法

### *2.1.* 几何模型

将 N95呼吸器的 3D 模型导入建模 CAD 软件（Ansys SpaceClaim），然后将其定位并贴合到人脸上。该呼吸器是一种未完全密封的面罩，用于模拟呼吸器的自然泄漏（Salati 等人，2021年）。考虑到人脸的曲率，呼吸器与面部之间的间隙设为 1 mm 至 2 mm。本研究考察了在临床实践中使用的现有 N95呼吸器上加装风扇的效果。由于这类口罩的设计特点是轻便且一次性使用，因此不含有在面罩与佩戴者面部之间形成气密密封所需的材料。因此，研究采用了泄漏阈值，以尽可能贴近实际应用场景。未来研究可进一步考察密封性能更先进的呼吸器。

从一名健康受试者的 CT 扫描中获取鼻前庭，并导入 3D Slicer® 分割软件。采用圆柱体体积表示微型风扇（Pelonis Technologies，AGA178），其尺寸为 1。$25 \times 10^{-6}\,\mathrm{m}^3$（直径为 20 mm），并将其安装在呼吸器上的三个不同位置：顶部、底部和侧面，如图 1 所示（未考虑风扇的几何细节）。

### *2.2.* 边界条件与网格划分

在面部前方、鼻子外部建立了一个外部域，并将该域的外表面设为大气压力。通过在每个鼻孔内部区域（即鼻前庭）中的流动出口处定义质量流量，启动呼吸过程。呼吸周期被简化

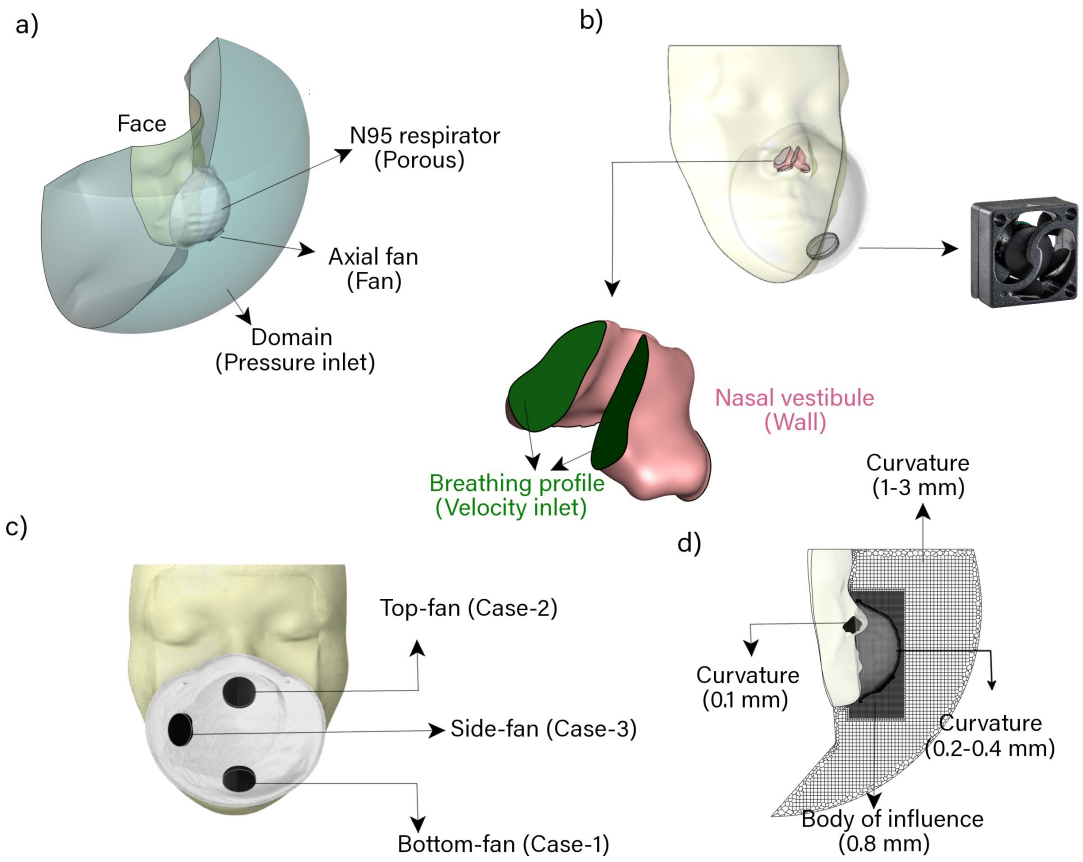


图1：（a）环境、风扇和呼吸器的计算域及所施加的边界条件。（b）鼻前庭和呼吸边界条件表面。（c）不同的风扇位置包括底部风扇、侧面风扇和顶部风扇呼吸器。（d）体网格及其尺寸的剖面图。

为基于实测生理数据的纯正弦波，数据来源于 Benchetrit 等人（1989年），并用于 Calmet 等人 （2020年），从而提供一种描述潮气量、呼吸周期和周期性的简单方法：

$$\dot{m} = A \sin\left(\frac{\pi(t-C)}{B}\right) \tag{1}$$

对于吸气，振幅为 $A = 5.832 \times 10^{-4}$ kg/s；周期为 $B = 1.65$ s；多个呼吸周期的周期性为 $C = 4(n - 1)$ s，其中 n 为呼吸周期编号。对于呼气，A 为 $= 4.0945 \times 10^{-4}$ kg/s；B 为 $= 2.35$ s；C 为 $= (1.65 + 4(n - 1))$ s。该表达式产生的潮气量为 500 mL，其中吸气时段为 1.65 s，呼气时段为 2.35 s。质量流量在各鼻孔出口之间均匀分配，但实际上，大多数鼻腔中的气流分布都存在一定的不对称性（Tan 等，2012；Wang 等，2016年；Kahana-Zweig 等，2016年）。在时间 $t = 0$ s 时，采用环境条件的稳态设置对求解进行初始化，随后继续计算 9.65 秒（图 2）。

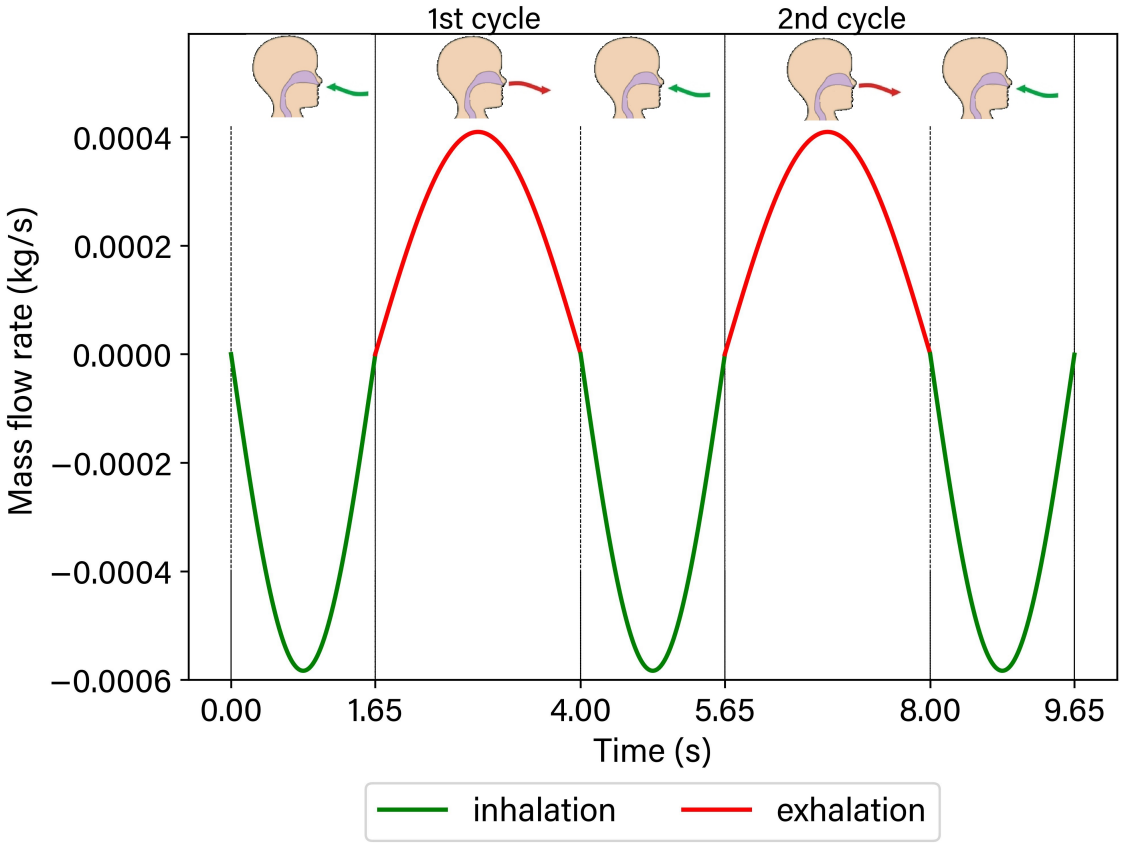


图 2：分配至鼻孔的呼吸周期质量流量曲线。质量流量在两个鼻孔之间均分，并转换为速度分布。模拟进行了两个完整的呼吸周期，另加一个吸气阶段；为避免启动效应影响结果，该吸气阶段被舍弃。

模拟时间包含三个吸气时段和两个呼气时段。为避免启动效应影响分析，并确保呼吸结果反映连续呼吸，排除了第一个吸气阶段。效应。环境空气温度、相对湿度和 $CO_2$ 浓度分别设为 20°C、30% 和 385 ppm。假定呼出气体温度、相对湿度和 $CO_2$ 浓度分别为 36°C、100% 和 36000 ppm（Salati 等人，2021年）。

该模型的网格划分遵循Van Strien等人(2021年)所采用的方法，其中 SBES 模型的 LES 部分使用了足够精细的网格来解析大涡。使用 Ansys Fluent 2021R1，以多面体-六面体核心单元对模型进行网格划分。对所有区域应用了 0.1 mm 和 0.4 mm 的最小表面尺寸。在面罩前方应用了一个影响体。通过“影响体”网格区域对流动变化迅速的区域进行局部网格单元细化，尺寸设为 0.8 mm。应用了五层棱柱层，末层比率为 28%，首层高度为 0.05 mm（图1d），以确保所有壁面上的归一化壁面距离 $y+ < 1$ 。SBES 模型不需要满足归一化壁面距离 x+和 z+的严格要求。我们采用迭代网格划分策略，以获得足够精细、能够解析含能涡的网格。第一步使用 150 万个多面体-六面体核心单元对模型进行网格划分，并在所有壁面上设置五层膨胀层。随后对模型进行预备稳态模拟，并检查最小解析长度尺度与湍流积分尺度之比，以确认是否解析了 80% 的湍动能。最后，使用影响体细化感兴趣区域，最终网格由 240 万个单元组成。

<escape>N95 面罩表面被设定为孔隙率为 0.88 的多孔区域，黏性阻力系数为 1。$12 \times 10^{10}$ 米$^{-2}$，依据 Zhang 等人 (2016年a) 以及 Salati 等人(2021年)。风扇的流量为 0.8 立方英尺每分钟。采用风扇边界条件，并施加 5 Pa 的压力跃升，以再现风扇流量。通过调节压力跃升，使其达到该特定风扇的目标流量。该区域的壁面温度设定为 34°°C，壁厚假定为 6 mm（Senanayake 等人，2021年；Lindemann 等人，</escape>

2002，2004年；Salati 等人，2021年；Keck等人，2000年）。

### *2.3.* 数值设置

本研究采用应力混合涡模拟（SBES）湍流模型。SBES 是一种混合RANS-LES模型，在主体流动区域应用大涡模拟（LES）以解析大涡，并在近壁面的$k-\omega$–雷诺平均纳维–斯托克斯（RANS）区域采用 SST 模型（Vara Almirall等人，2022年；Bradshaw等人，2022年；Menter，2018年；Wickramarachchi等人，2023年）。近期研究采用 SBES 模型模拟呼吸流场（Vara Almirall等人，2022年；Bradshaw等人，2022年）。同样，在我们先前的研究中，我们通过比较不同区域的气道压力变化与ffVan Strien等人（2021年）的3D打印模型实验测量结果，验证了 SBES 模型能够可靠地描述气流通过鼻腔气道的情况。研究表明，采用包括网格尺寸和时间步长敏感性分析在内的最佳实践，可确保数值模拟的准确性和可靠性。

描述质量和动量守恒的不可压缩流动方程表示为：

$$\frac{\partial}{\partial x_i}\left(\bar{u}_i\right)=0 \tag{2}$$

$$\frac{\partial}{\partial t}\left(\rho\bar{u}_i\right)+\frac{\partial}{\partial x_j}\left(\rho\bar{u}_i\bar{u}_j\right)=-\frac{\partial\bar{p}}{\partial x_i}+\frac{\partial\sigma_{ij}}{\partial x_j}+\frac{\partial\tau_{ij}}{\partial x_j} \tag{3}$$

其中，$u_i$ 为流速矢量，$\rho$ 为流体密度，$p$ 为压力，而$\sigma_{ij}$ 为由分子黏度产生的应力张量。标量 $\varphi$ 上方的上划线 $\bar{\varphi}$ 表示 RANS 公式中的雷诺平均运算。

化和 LES 方法中的时空滤波操作。SBES 方法的湍流应力张量 $\tau_{ij} \equiv \rho\left(u_i u_j - \bar{u}_i \bar{u}_j\right)$被定义为根据以下混合函数,在 RANS 方法的雷诺应力张量 $\tau_{ij}^{\mathrm{RANS}}$与 LES 方法的亚格子应力张量 $\tau_{ij}^{\mathrm{LES}}$之间进行混合:

$$\tau_{ij} = f_s \tau_{ij}^{\mathrm{RANS}} + (1 - f_s)\, \tau_{ij}^{\mathrm{LES}} \tag{4}$$

其中， $0 \le f_s \le 1$ 为屏蔽函数。

所选时间步长旨在解析含能涡。根据时间尺度计算了模型时间分辨率的估计值。为在保持稳定性的同时尽量缩短模拟时间，采用可变时间步长，以确保局部库朗-弗里德里希斯-刘维数（CFL数） $< 1$。在吸气和呼气峰值时，使用的最小时间步长为 $1 \times 10^{-5}$ 。随着流量降低，为提高计算效率，时间步长增加至 $1 \times 10^{-4}$ 。压力-速度耦合采用SIMPLE算法。动量方程中的对流项采用二阶有界格式进行求解。梯度采用基于单元的最小二乘法计算，时间步进则采用二阶有界隐式格式进行离散化。采用默认的欠松弛因子。能量方程的残差监测器设为 $1 \times 10^{-6}$ ，其余残差监测器设为 $1 \times 10^{-4}$。

## 3. 结果

环境水平和呼气中的 $CO_2$ 浓度分别为 385 百万分率和 36,000 百万分率（呼气中的 $CO_2$ 浓度是环境水平的 93 倍）。健康成年人暴露于 10,000 百万分率的 $CO_2$ 浓度下 30 分钟或更长时间。

会导致呼吸性酸中毒，而过量的 $CO_2$ 会导致呼吸频率升高和代谢应激。在第一个呼吸周期内（$t$ = 1.65 至 4.00 s），由于风扇位置不同，右侧鼻道正中矢状面上的 CO的分布如图3所示。共有三个风扇位置（顶部、侧面和底部），如图 1c 所示。

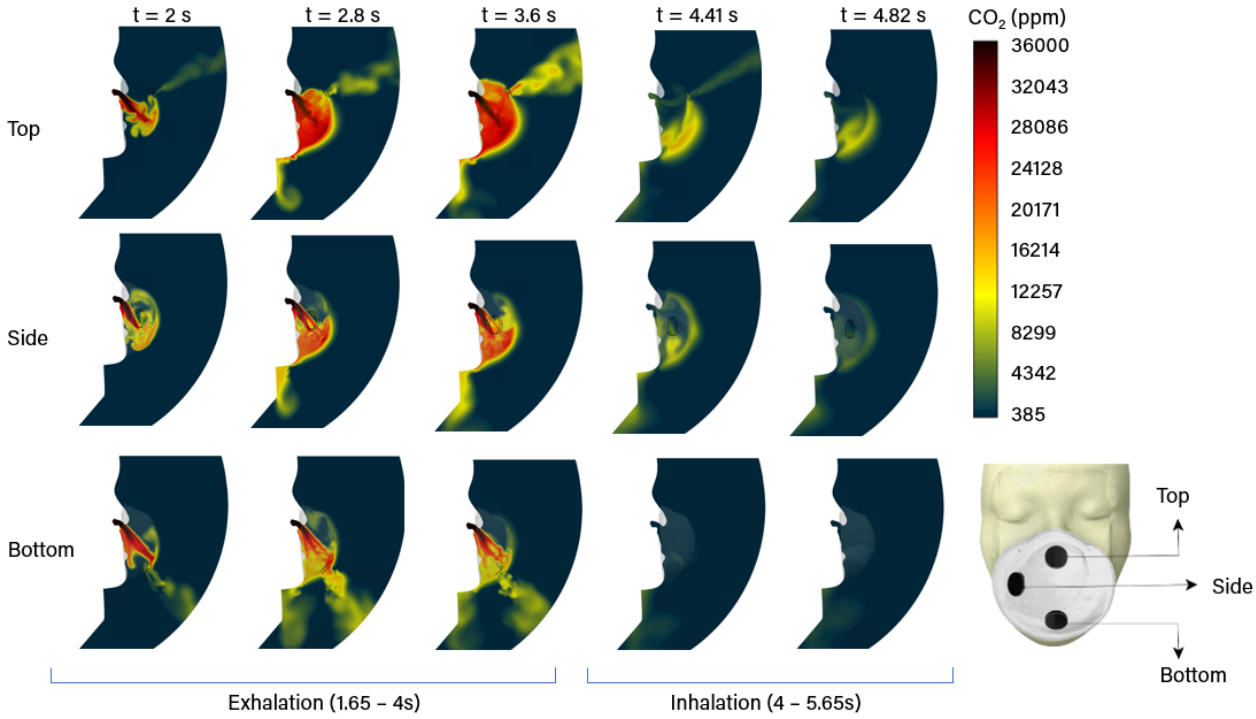


图 3：不同风扇位置下右侧鼻道正中矢状面的 $CO_2$ 分布。

在$t$ = 2 秒时，由于位于“顶部”位置的风扇形成的鼻孔射流含有高浓度的 $CO_2$（36,000 百万分率），因此射流被引向呼吸器的底部。当射流撞击风扇的内表面时，射流发生扩散，其中一部分气体向顶部位置的风扇移动。在侧面风扇位置，气流被重新引向面罩的右侧

风扇位于该处，从而导致呼吸器内部形成循环。呼吸器底部的风扇位置与鼻孔射流平行，因此减少了呼吸器内部的气流循环。在$t$ = 3.6 秒时，顶部风扇位置充满高浓度的 $CO_2$ （>28,000 百万分率），而底部风扇位置在呼气期间保持较低的 $CO_2$ 浓度。

吸气发生在$t$ = 4 – 5.65 秒，此期间可以观察到，对于底部风扇呼吸器，呼气过程中呼吸器内残留的 $CO_2$ 已排出。因此，低浓度 $CO_2$ （385 ppm）的新鲜空气进入面罩区域，避免了吸气过程中 $CO_2$ 浓度升高。然而，对于顶部风扇位置，吸气过程中可以看到呼吸器内 $CO_2$ 浓度较高。

图4展示了第一个呼吸周期内的空气温度分布。呼气期间，高温空气（36°C）从鼻孔排出并积聚在面罩内，呼吸器内部温度随之升高。在$t$ = 3.6 s 时，与其他位置相比，顶部风扇位置的呼吸器内充满了高温空气。对于底部风扇位置，高温空气仅积聚在面罩底部周围。吸气期间，呼吸器内的高温空气被重新吸入鼻腔，不同风扇位置的呼吸器内温度均有所下降。在$t$ = 4.4 s 时，底部风扇呼吸器的空气温度达到环境温度（20°C）。

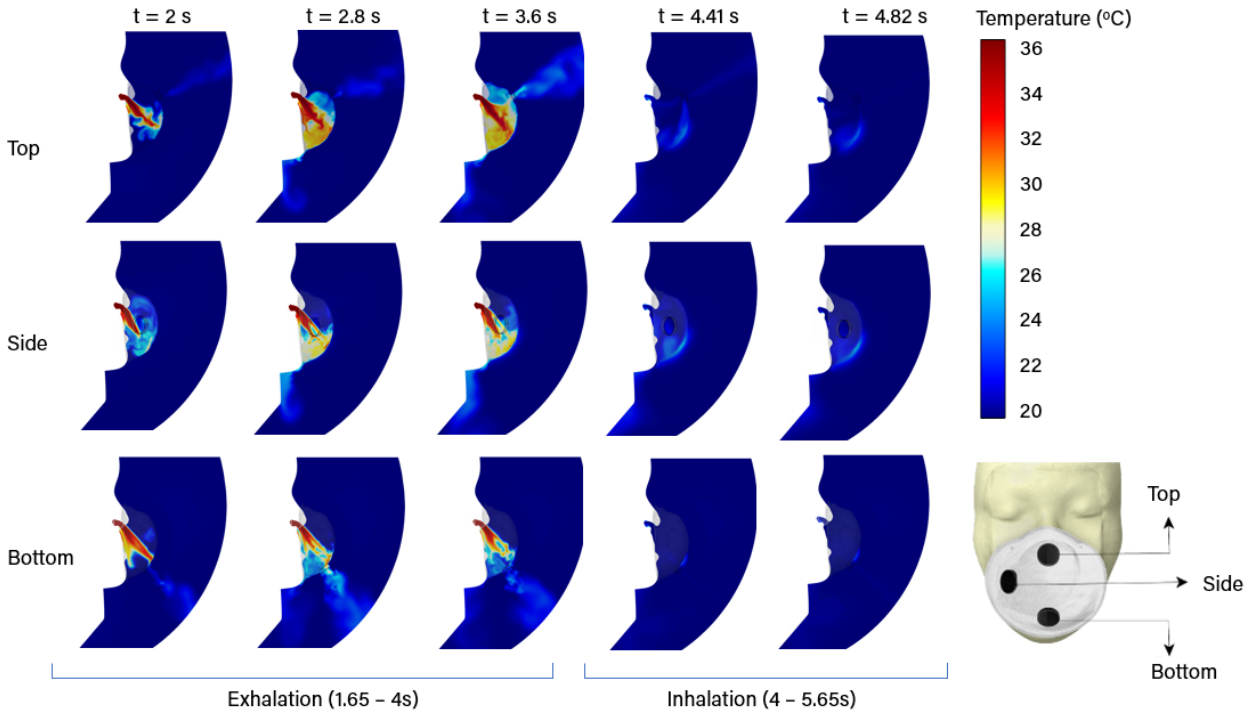


图 4：不同风扇位置下右侧鼻道正中矢状面的空气温度分布

图5 显示了右侧鼻孔正中矢状面上的水蒸气质量分数。水蒸气分布与温度分布一致。呼气期间，来自肺部的气流湿度为 100%，呼吸器截留了湿润的呼出气体，因此呼气期间呼吸器内的水蒸气水平升高。在$t$ = 4.4 s 时，底部风扇呼吸器排出了所有湿润空气，水蒸气质量分数达到吸气时的环境水平。

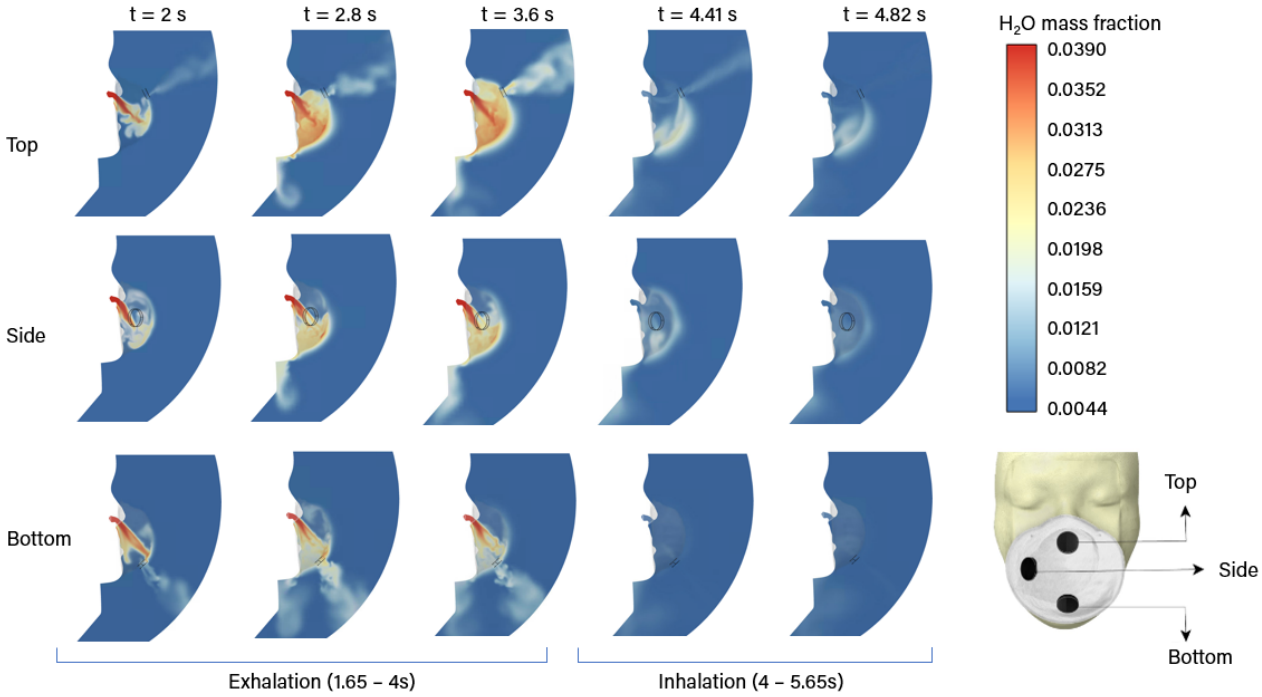


图5：不同风扇位置下右侧鼻腔正中矢状面上的水蒸气质量分数分布。$H_2O$质量分数表示每千克干空气中所含水蒸气的千克数，即比湿。作为参考，峰值$H_2O$质量分数0.039表示在 36°°C下相对湿度为100%。

图 6 显示了吸气期间的 $CO_2$ 浓度、水蒸气质量分数和温度，并将这些结果与 Salati 等人 (2021年) 报告的无风扇呼吸器面罩数据进行了比较。不使用风扇呼吸器（标记为“无风扇”）会使所有参数升高，即湿度、$CO_2$ 含量和温度均有所增加。与其他风扇位置相比，底部风扇位置产生的吸入 $CO_2$ 浓度最低（580 ppm）。在第二个呼吸周期中，$CO_2$ 水平略有升高，这表明呼气产生的混合气体有残留积聚。底部风扇位置也使温度降幅最大，降至20°C。

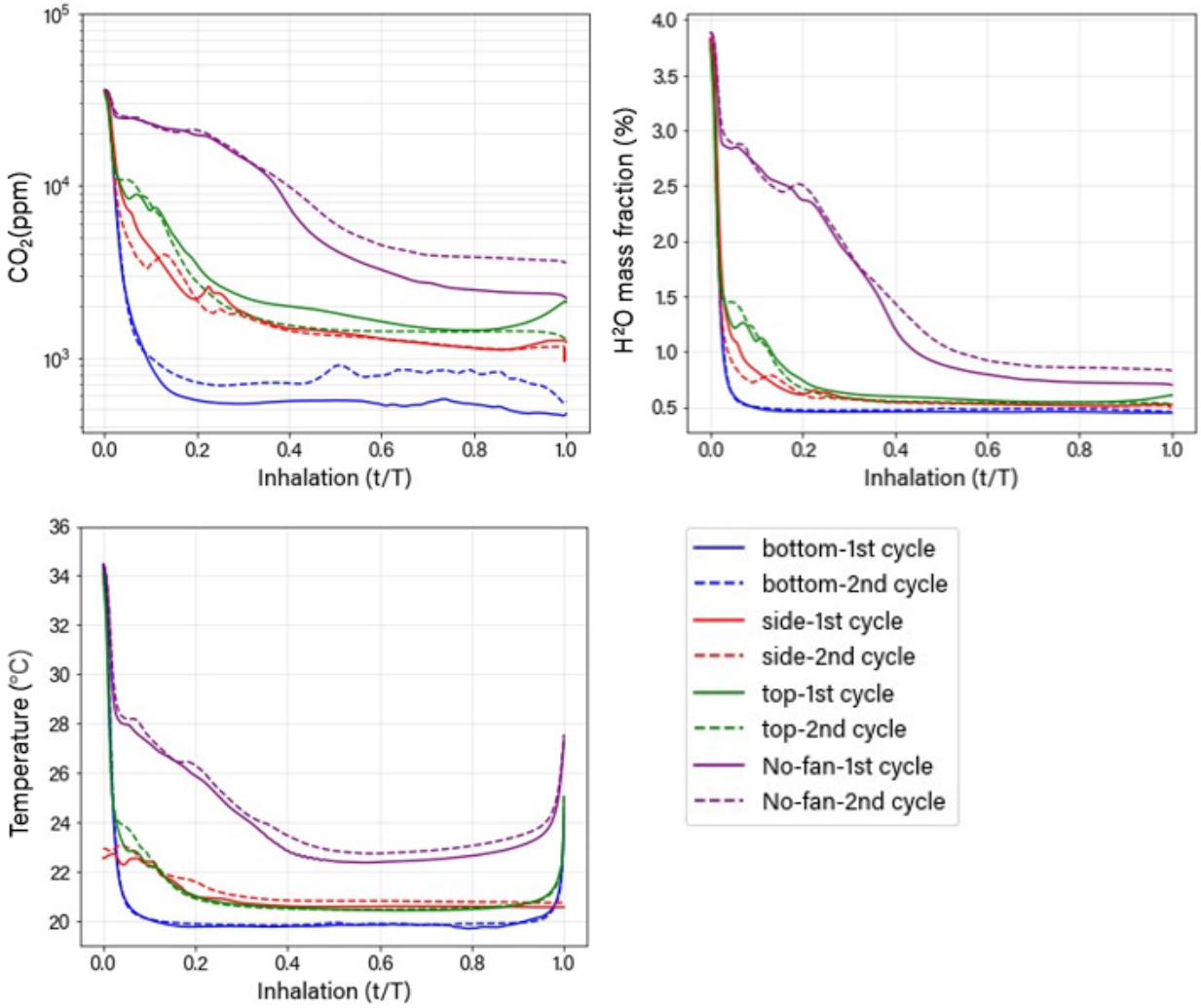


图6：$CO_2$ 浓度、水蒸气质量分数及空气温度在第一和第二个呼吸周期内的变化。将风扇位置不同的风机驱动式呼吸器的结果与 Salati 等人 的无风扇呼吸器结果进行比较，后者摘自 Salati 等人（2021年）。

## 4. 讨论

N95口罩是重要的个人防护装备（PPE），可过滤吸入空气，保护人们免受病毒、病原体和过敏原等环境污染物的侵害。医护人员面临的暴露风险最高，

COVID-19病毒，因此必须佩戴个人防护装备以确保自身安全。然而，由于佩戴面罩时气流阻力较高，以及温度和二氧化碳的积聚[2]，，医护人员更倾向于在高风险环境中工作时使用限制较少的呼吸器。尽管医疗环境中强制规定必须使用呼吸器Goh等人（2020年），人们仍因身体不适和呼吸不适而拒绝佩戴呼吸器Feng等人（2020年）。改良N95呼吸器能够提供更清新的空气，并改善呼吸状况。

本研究调查了N95呼吸器上不同风扇位置的影响，并分析了呼吸器内部的气流参数、$CO_2$，温度和相对湿度。Salati 等人（2021）表明，与正常呼吸相比，佩戴呼吸器呼吸会使吸入空气的时间平均温度升高7%，从而提高黏膜温度，尤其是鼻甲区域的黏膜温度，进而降低鼻腔的空气调节能力。根据（Sullivan 等人，2014；Zhao 等人，2011；Lindemann，2008），鼻黏膜冷却（空气调节功能）会影响对鼻腔气流充足程度的感觉和感知。图6表明，风扇呼吸器能显著降低（即冷却）吸入空气的温度；底部风扇位置的呼吸器能够充分更新空气，使其达到 20°C的环境温度。这项发现表明，使用风扇呼吸器可以消除鼻腔充盈感和鼻塞感，尤其是在风扇位于面罩底部时。没有风扇的N95呼吸器会限制呼出气体与环境空气的混合，导致$CO_2$ 在这一封闭空间内积聚（Salati 等人，2021）。本研究表明，在现有呼吸器上加装风扇可以显著减少呼吸器内部$CO_2$ 的积聚。

图 7 展示了在佩戴装有三个不同位置风扇的呼吸器面罩以及未装风扇的呼吸器面罩时，呼吸的第一个和第二个吸气周期内吸入 $CO_2$ 浓度率的时间平均值。未装风扇时吸入 $CO_2$ 浓度率的数据取自 Salati 等人 (2021年)。风扇式呼吸器显著降低了 $CO_2$ 暴露量，因为风扇为呼出气体提供了逸出通道。相较于无风扇呼吸器，不同风扇位置的呼吸器面罩所对应的 $CO_2$ 浓度降低百分比标注在图中各柱形上方，见图7。

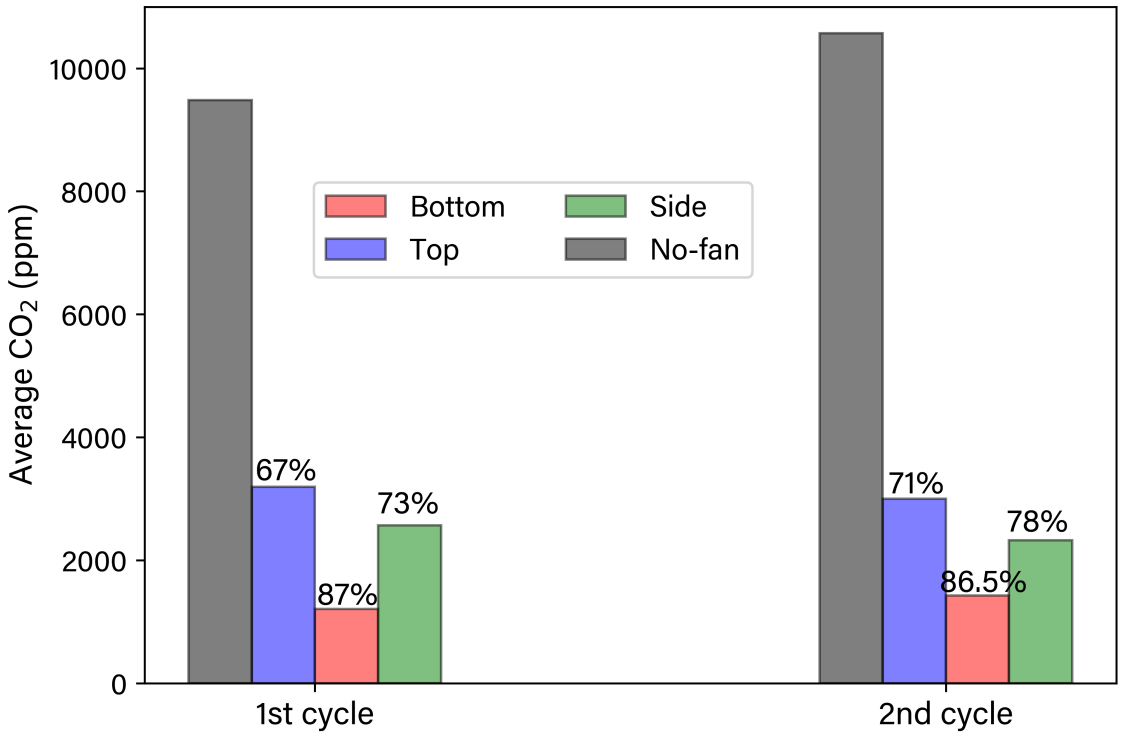


图 7：使用风扇呼吸器时吸入 $CO_2$，不同风扇位置下的时间平均值。将风扇位置不同的风机驱动式呼吸器结果与无风扇呼吸器进行比较；后者的数据取自 Salati 等人 (2021年)，每个柱形上方标注了降低百分比。

底部风扇呼吸器使平均 $CO_2$ 浓度降幅最大，与佩戴无风扇呼吸器时相比降低了 87%。顶部和侧面风扇位置也降低了平均 $CO_2$ 浓度，但效果不如底部风扇位置，降幅为 67% 至 78%。在呼吸器中加入风扇，可让呼出气体排出，从而显著改善呼吸器内部的空气状况。风扇将呼吸器内的 $CO_2$ 浓度降低至无害水平，使用户能够安全地长时间佩戴呼吸器，并避免摘下呼吸器。

尽管我们的研究调查了呼吸器与面部之间存在缝隙时不同风扇位置的影响，但值得注意的是，在密封式呼吸器中使用风扇式呼吸器，更有利于降低 $CO_2$ 浓度、面罩内部温度和湿度。密封式呼吸器消除了通过缝隙进行的额外气体交换，因此更依赖风扇提供气体交换。传统呼吸器（如 N95口罩）在透气性、舒适度和有效性方面存在局限，尤其是在存在有害物质或感染性颗粒的高风险环境中。这些局限可能导致人们不遵守呼吸防护规程，尤其是在通常不要求采取呼吸防护措施的非职业环境中。相比之下，风扇式呼吸器可改善通风，并降低 $CO_2$ 浓度、口罩温度和湿度，从而提高佩戴者的舒适度以及对呼吸防护规程的依从性。在 COVID-19 大流行期间，这一点可能尤为重要；当时人们普遍建议使用呼吸防护用品，但由于不适或其他因素，可能会遭到抵触或不遵守。

此外，环境空气与 20°C 处的人体 34°C 之间较大的温差，会产生热羽流，抵消呼出气体的上升运动，从而影响呼吸区的流场。热羽流会形成垂直流场，实验和计算研究表明，其速度约为 0.2 至 0.4 m/s（Tacutu等人，2022年；Zong等人，2022年）。这些低速是自然对流流动的典型特征，远低于强制对流流动的速度。Salati 等人（2022年）对包含热羽流的呼气流进行了建模。结果显示，在正弦呼吸波形的大部分呼吸周期内，尽管存在热羽流，呼气射流仍主导自然对

流作用力；此时吸气和呼气的速度均大于 0.4 m/s。不过，呼吸过程中有一小段时间，流速会低于 0.4 m/s，这发生在吸气向呼气转换期间。在此期间，热羽流可能会影响流场。

## 5. 结论

使用计算流体力学（CFD）模拟，监测了不同风扇位置的风扇呼吸器在呼吸过程中吸入气体混合物的特性，包括温度、湿度和 $CO_2$ 。并将结果与呼吸过程中的无风扇呼吸器进行了比较。采用底部风扇位置时，吸入空气得到了充分更新，面罩内吸气时的空气温度恢复至环境温度，从而消除了无风扇呼吸器所致的鼻塞感。所有风扇位置下的平均 $CO_2$ 浓度均显著降低。与无风扇呼吸器相比，底部、侧面和顶部风扇位置分别使平均 $CO_2$浓度降低至原来的 87%、73% 和 67%。使用任何风扇位置的呼吸器时，$CO_2$ 暴露水平均处于无害范围内。呼气时，鼻孔射流朝面罩底部移动。因此，顶部和侧面安装风扇的呼吸器无法快速排出呼出气体。总体而言，与其他风扇式呼吸器相比，底部风扇呼吸器在呼气时清除具有呼气特性的鼻孔射流气体混合物方面效率更高。

参考文献

Arumuru, V., Pasa, J., Samantaray, S.S., 2020年。喷嚏可视化实验以及口罩和面罩的防护效果。Physics of Fluids 32, 115129。Atangana, E., Atangana, A., 2020年。口罩虽简单，却是防止新冠肺炎传播的有力武器：它们会产生副作用吗？《物理学研究成果》，103425。Azuma, K., Kagi, N., Yanagi, U., Osawa, H., 2018年。室内环境中低水平吸入二氧化碳的影响：关于人类健康与心理运动表现的简短综述。《国际环境》121, 51–56。Benchetrit, G., Shea, S., Dinh, T.P., Bodocco, S., Baconnier, P., Guz, A., 1989年。对成年人呼吸模式随时间变化的个体差异评估。《呼吸生理学》75, 199–209。Bhattacharyya, N., Singh, S., Ghosh, R., Banerjee, A., Adhikari, A., Halder, A., Goswami, M., Chattopadhyay, A., Mondal, P., Natto, S., Ahmed, S., Mallick, A., Pal, S., 2022年。开发智能主动式呼吸器，实现舒适且卫生的呼吸。Physics of Fluids 34, 051901。doi:10.1063/5.0091456。Bradshaw, K.R., Warfield-McAlpine, P., Vahaji, S., Emmerling, J., Salati, H., Sacks, R., Fletcher, D.F., Singh, N., Inthavong, K., 2022年。通过瞬态呼吸鼻腔模拟，深入认识呼吸生理学。Physics of Fluids。Calmet, H., Inthavong, K., Owen, H., Dosimont, D., Lehmkuhl, O., Houzeaux, G., Vázquez, M., 2020年。鼻腔呼吸气流的计算建模。《生物力学与生物医学工程计算方法》，1–19。Dbouk, T., Drikakis, D., 2020年。关于呼吸道飞沫与口罩。Physics of Fluids 32, 063303。Feng, S., Shen, C., Xia, N., Song, W., Fan, M., Cowling, B.J., 2020年。COVID-19大流行期间口罩的合理使用。《柳叶刀·呼吸医学》8, 434–436。Goh, Y., Tan, B.Y., Bhartendu, C., Ong, J.J., Sharma, V.K., 2020年。口罩：实际防护如何成为 COVID-19 大流行期间的心理象征？《大脑、行为与免疫》88, 1–5。Hossain, E., Bhadra, S., Jain, H., Das, S., Bhattacharya, A., Ghosh, S., Levine, D., 2020年。去污后的 N95 口罩的再充电与再生。Physics of Fluids 32, 093304。Kahana-Zweig, R., Geva-Sagiv, M., Weissbrod, A., Secundo, L., Soroker, N., Sobel, N., 2016年。人体鼻周期的测量与特征描述。PLOS ONE 11, e0162918。Kang, Y., Park, J., Park, H., 2021年。模拟人体呼吸流动条件下颗粒物经口罩呼气阀泄漏：一项批判性评估。Physics of Fluids 33, 103326。Keck, T., Leiacker, R., Heinrich, A., Kühnemann, S., Rettinger, G., 2000年。鼻腔内的湿度与温度分布。《鼻科学》38, 167–171。Lindemann, J., Keck, T., Wiesmiller, K., Sander, B., Brambs, H.J., Rettinger, G., Pless, D., 2004年。吸气过程中鼻腔内空气温度的数值模拟。《喉镜》114, 1037–1041。

Lindemann, J.、Leiacker, R.、Rettinger, G.、Keck, T.，2002年。呼吸过程中的鼻黏膜温度。Clinical Otolaryngology & Allied Sciences 27，135–139。Lindemann, J.、Tsakiropoulou, E.、Scheithauer, M.O.、Konstantinidis, I.、Wiesmiller, K.M.，2008年。薄荷醇吸入对鼻黏膜温度和鼻腔通畅度的影响。American journal of rhinology 22，402–405。Menter, F.，2018年。应力混合涡模拟（SBES）——混合RANS-LES建模中的新范式，载于：Progress in Hybrid RANS-LES Modelling: Papers Contributed to the 第六届混合RANS-LES方法研讨会，2016年9月26日至28日，法国斯特拉斯堡 6，施普林格。第27–37页。Purushothaman, P.、Priyangha, E.、Vaidhyswaran, R.，2021年。COVID-19大流行期间三级护理医院医护人员长期使用口罩的影响。Indian Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery 73，59–65。Raub, J.A.、Mathieu-Nolf, M.、Hampson, N.B.、Thom, S.R.，2000年。一氧化碳中毒——公共卫生视角。Toxicology 145，1–14。Salati, H.、Fletcher, D.F.、Khamooshi, M.、Dong, J.、Ito, K.、Vahaji, S.、Inthavong, K.等，2022年。鼻腔喷嚏产生的呼出射流和含病毒气溶胶输运。Aerosol and Air Quality Research 22，210338。Salati, H.、Khamooshi, M.、Vahaji, S.、Christo, F.C.、Fletcher, D.F.、Inthavong, K.，2021年。N95呼吸器面罩呼吸会导致过量吸入二氧化碳，并降低人类鼻腔中的热传递。Physics of Fluids 33，081913。Senanayake, P.、Salati, H.、Wong, E.、Bradshaw, K.、Shang, Y.、Singh, N.、Inthavong, K.，2021年。鼻腔粘连对气流和黏膜冷却影响的计算流体动力学分析。Respiratory Physiology & Neurobiology 293，103719。Solano, T.、Ni, C.、Mittal, R.、Shoele, K.，2022年。口罩周边泄漏及其对口罩功效的影响。Physics of Fluids 34，051902。Staymates, M.，2020年。利用纹影成像和光散射可视化带呼气阀和不带呼气阀的N95呼吸器的流动。Physics of Fluids 32，111703。Sullivan, C.D.、Garcia, G.J.、Frank-Ito, D.O.、Kimbell, J.S.、Rhee, J.S.，2014年。鼻腔通畅度改善的感知与鼻腔阻塞手术后黏膜冷却增加相关。Otolaryngology–Head and Neck Surgery 150，139–147。Tacutu, L.、Bode, F.、Năstase, I.、Croitoru, C.、Dogeanu, A.，2022年。手术室内站立和躺卧人体热羽流的实验与数值研究。Science and Technology for the Built Environment 28，2–20。Tan, J.、Han, D.、Wang, J.、Liu, T.、Wang, T.、Zang, H.、Li, Y.、Wang, X.，2012年。中国成年人正常鼻腔气流的数值模拟：一种计算流体动力学模型。European archives of oto-rhino-laryngology 269，881–889。Van Strien, J.、Shrestha, K.、Gabriel, S.、Lappas, P.、Fletcher, D.F.、Singh, N.、Inthavong, K.，2021年。利用尺度解析模拟研究鼻气道中的压力分布和流动动力学。Physics of Fluids 33，011907。Vara Almirall, B.、Inthavong, K.、Bradshaw, K.、Singh, N.、Johnson, A.、Storey, P.、Salati, H.，2022年。吸入药物过程中口腔内的流动模式和颗粒停留时间

输送。Pharmaceuticals 15。URL：https://www.mdpi.com/1424-8247/15/10/1259，doi：10.3390/ph15101259。Verma, S.、Dhanak, M.、Frankenfield, J.，2020年。利用呼气阀面罩和口罩可视化液滴扩散。Physics of Fluids 32，091701。Wang, T.、Chen, D.、Wang, P.、Chen, J.、Deng, J.，2016年。鼻腔前部狭窄的鼻气流特性研究。Brazilian Journal of Medical and Biological Research 49。Wickramarachchi, A.、Gregory, S.D.、Khamooshi, M.，2023年。静脉-动脉体外膜肺氧合过程中单级与多级引流插管流动特性的比较。Physics of Fluids 35，021905。Xi, J.、Barari, K.、Si, X.A.、Abdollahzadeh Jamalabadi, M.Y.、Park, J.H.、Rein, M.，2022年。不同间隙和过滤材料下医用口罩的吸气泄漏流量比例。Physics of Fluids。Zhang, X.、Li, H.、Shen, S.、Cai, M.，2016年a。佩戴N95过滤式面罩时上呼吸系统内流场的研究。Journal of occupational and environmental hygiene 13，372–382。Zhang, X.、Li, H.、Shen, S.、Rao, Y.、Chen, F.，2016年b。一种改进的ffr设计及其通风风扇：计算流体力学模拟与验证。PLOS ONE 11，e0159848。Zhao, K.、Blacker, K.、Luo, Y.、Bryant, B.、Jiang, J.，2011年。通过黏膜冷却而非空气温度或鼻阻力感知鼻腔通畅度。PLOS ONE 6，e24618。Zong, J.、Liu, J.、Ai, Z.、Kim, M.K.，2022年。人体热羽流及其对颗粒物吸入暴露影响的综述。Indoor and Built Environment 31，1758–1774。