

不同湿度环境条件下鼻腔加温加湿功能的数值模拟分析

杜雪情, 高 然*, 刘博然, 尚颖辉, 张雍宇, 王 毅, 赵可杰

西安建筑科技大学, 建筑设备科学与工程学院, 陕西 西安

收稿日期: 2023年6月6日; 录用日期: 2023年7月12日; 发布日期: 2023年7月18日

摘 要

环境空气的温度和相对湿度的变化会引起人体感受的变化, 除已知暴露于周围环境中的人体体表皮外, 人体呼吸气道也是环境空气和人体之间直接接触的场所。为了更加准确清晰地了解不同气道结构内鼻腔的加温加湿效果及对比分析, 通过相关数值模拟来研究鼻腔气道结构的变化对鼻腔内部加温加湿功能的影响。利用相关人员的CT数据构建鼻腔的三维模型, 将三维模型用于CFD数值模拟, 模拟鼻腔内气流的流动及温度、相对湿度的变化。通过对比相同环境条件下正常健康人体鼻腔与病理状态下的人员的鼻腔内气流的数值模拟结果, 发现气道结构会对鼻腔的生理功能产生影响, 特别是气流的加温和加湿功能。本研究研究分析人体呼吸所在环境中空气的湿度变化对于人体呼吸感受的影响, 为提高室内人员舒适性研究提供了一个新的思考方向, 鼻腔结构变化对鼻腔生理功能的影响为缓解呼吸道疾病患日常生活中的气道的不适感提供理论依据。

关键词

呼吸, 鼻腔功能, 数值模拟, 计算流体力学

Numerical Simulation Analysis of Nasal Heating and Humidification under Different Humidity Conditions

Xueqing Du, Ran Gao*, Boran Liu, Yinghui Shang, Yongyu Zhang, Yi Wang, Kejie Zhao

School of Building Services Science and Engineering, Xi'an University of Architecture and Technology, Xi'an Shaanxi

Received: Jun. 6th, 2023; accepted: Jul. 12th, 2023; published: Jul. 18th, 2023

*通讯作者。

文章引用: 杜雪情, 高然, 刘博然, 尚颖辉, 张雍宇, 王毅, 赵可杰. 不同湿度环境条件下鼻腔加温加湿功能的数值模拟分析[J]. 建模与仿真, 2023, 12(4): 3807-3817. DOI: 10.12677/mos.2023.124348

Abstract

Changes of temperature and relative humidity of ambient air will cause changes in human perception. In addition to the skin on human body surface exposed to the surrounding environment, human respiratory airway is also the place of direct contact between ambient air and human body. In order to more accurately and clearly understand the effect of nasal cavity heating and humidification in different airway structures and comparative analysis, the influence of the change of nasal airway structure on the function of internal nasal cavity heating and humidification was studied by numerical simulation. CT data of relevant personnel were used to construct a three-dimensional model of the nasal cavity, and the three-dimensional model was used in CFD to simulate the flow of air in the nasal cavity and the changes of temperature and relative humidity. By comparing the numerical simulation results of the nasal flow of normal healthy people under the same environmental conditions with those in pathological conditions, it was found that the airway structure would affect the physiological function of the nasal cavity, especially the heating and humidification function of the airflow. This study analyzed the influence of changes in air humidity in the environment where people breathe on people's breathing experience, providing a new direction of thinking for the study of improving indoor comfort. The influence of changes in nasal structure on nasal physiological function provides a theoretical basis for relieving airway discomfort in the daily life of patients with respiratory diseases.

Keywords

Breath, Nasal Function, Numerical Simulation, Computational Fluid Dynamics

Copyright © 2023 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

近年来,随着计算机技术的不断进步,研究中通过实验无法顺利测量或者实现的部分可以利用计算机进行数值模拟,从而客观地判断所研究内容的有效性。

在对于鼻腔的生理功能研究的过程中,Hahn [1]、Kelly [2]和 Kim 等人[3]分别通过人体的 CT 图像建立了等比例放大的人体鼻腔模型,利用模型对鼻腔内的气体流动分布进行了相关研究。Van Strien 等人[4]本研究考察了在不同流速下吸入过程的非正常性。

在 1995 年 Keyhani KIS 等人[5]就根据医学 CT 扫描数据构建出了一例身体健康的人体的右侧鼻腔结构的数值模拟。1998 年 Subramaniam.R.P 等人[6]对吸入过程中的人体鼻腔和鼻咽部位内的气流进行了数值模拟,模拟平静和轻松训练时吸气条件下的气流分布。Chung S 等人[7]采用非定常数值模拟的方法研究了呼吸循环中鼻腔空调的动态特性,以评估吸入空气是否被鼻腔充分调节。Taber R 等人[8]利用一系列 CT 扫描图像生成气道横截面的拓扑数据,用于生成计算模型。周梓莹等人[9]通过数值模拟方法准确且快速地模拟人体鼻腔内的气流及热湿交换,并且该方法可以应用于不同环境对鼻咽功能结构影响的量化评价及辅助临床评估诊断。

对于非健康状态下人体鼻腔内的生理环境,目前已经有很多学者进行了深入研究,Keck 等人[10]在对鼻中隔穿孔患者鼻腔模型进行吸气过程中气流和温度的数值模拟,证明了气流和鼻子内的空气调节之

间存在密切关系。Garcia 等人[11]在对萎缩性鼻炎对鼻腔空气调节能力的研究中采用了 CFD 数值模拟方法。Lindemann J 等人[12]主要分析鼻中隔穿孔患者术前和术后鼻内温度和湿度的变化,发现鼻中隔穿孔扰乱了鼻内的温度和湿度分布。Moniripiri 等人[13]模拟两种人体活动呼吸频率,包括休息和适度活动,探讨不同手术和呼吸频率对上颌窦的影响。在对鼻中隔成形术和部分侧鼻翼切除术空气动力学效应的数值研究中,Ozlugedik 等人[14]发现,手术前鼻腔内气流大多通过靠近鼻腔底部的较为狭窄的区域。

考虑实验的不足之处,后期逐渐发展到使用计算机数值模拟的方法对鼻腔内的加温功能进行研究。Anderson 等人[15]将仿真结果与前人的实验结果进行了比较,验证了仿真结果的正确性。对于呼气过程的研究,主要有 Pless 和 Keck 等人[16],通过 CT 数据构造三维模型,之后对人鼻子的双侧三维模型进行了数值模拟数值,模拟结果和实验对比之后发现实验体内温度测量结果一致。所以,人体吸入空气的加热不仅取决于吸入,还取决于呼气。国内大连理工大学的刘迎曦教授团队中苏英锋、唐媛媛和于申等人[17][18][19][20]在鼻腔相关模拟分析中形成了很全面的研究成果,其中包括对于鼻腔模型的三维构建方法和模型的数值模拟分析。

目前的研究中绝大多数针对鼻腔自身结构及生理功能,研究鼻腔内物理场的变化,但是对于呼吸气道与环境条件之间的交互关系较少涉及,需要进一步研究环境对人体呼吸过程的影响。

2. 材料与方法

2.1. 模型数据选取及模型建立

选用 5 名志愿者作为研究对象,为相同年龄的健康男性和女性,另外三名是相同年龄的鼻腔疾病患者:一名患有过敏性鼻炎,两名有明显的鼻甲缺失(并且缺失侧无法执行鼻腔正常功能)。使用高分辨率的 CT (SIMENS Somatom Emotion)进行扫描,并获取 DICOM 格式的图像数据。研究使用 MIMICS21.0 医学处理软件将扫描后的人体 DICOM 图像进行初步处理,从鼻尖开始提取出整个气道结构,同时去除上面的鼻旁窦结构,如上颌窦、额窦、筛窦等,仅仅保留下鼻腔和咽腔,其中一名志愿者是 24 岁男性。将提取出来的上呼吸道模型保存为 STP 格式后导入进 GEOMAGIC STUDIO 进行后续的分割和光滑处理,导出的 STP 模型可以导入 ANSYS ICEM 进行网格划分,如图 1 所示,数值模拟运算过程中选取间隔相同的多个面作为温度和相对湿度的监测平面。

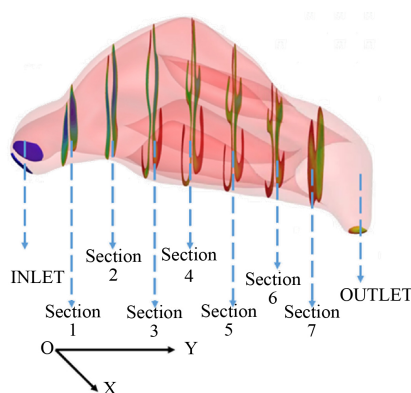


Figure 1. Measurement plane position division

图 1. 测量平面位置划分

2.2. 数值模拟

在整个模拟计算中考虑热交换和水分湿度的交换,研究将环境空气简化为不可压缩的牛顿流体,其

设定参考相关文献[21] [22] [23]。考虑鼻腔的生理结构和功能，鼻腔对吸入的气流进行加温加湿处理，鼻腔内的气流认为是稳态的湍流。雷诺数介于 50 到 1000。当流动状态为湍流时，流经的气体和鼻腔表面黏膜之间可以更好的直接接触，从而使得鼻腔功能达到更好的效果，故本研究采用湍流模型，其中标准模型 $k-\varepsilon$ 对应的计算结果更加接近实际情况[24] [25] [26]。

根据 Navier-Stokes 方程、连续性方程、能量守恒方程和组分守恒方程得到：

$$\frac{\partial}{\partial x_i}(\rho u_i) = 0 \quad \text{式(1)}$$

$$\frac{\partial(\rho u_i)}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\mu \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \rho u_i u_j \right) + S_i \quad \text{式(2)}$$

$$\frac{\partial(\rho T)}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\frac{k_T}{C_p} \frac{\partial T}{\partial x_j} - \rho u_j T \right) + S_T \quad \text{式(3)}$$

$$\frac{\partial C}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(D_i \frac{\partial C}{\partial x_j} - u_j C \right) + S_C \quad \text{式(4)}$$

式中： T 为温度； C_p 空气比热容； S_T 为自定义的源项，本研究中设为 0； k_T 为湍流热传导系数； C 为水蒸气的浓度； D_i 为湍流的质量扩散系数。

鼻腔数值模拟的边界条件可以设定为：设压力入口： $P = 101325 \text{ Pa}$ ；鼻腔壁面固定，黏膜表面不能移动，设为无滑移固体壁面边界条件， $V = 0 \text{ m/s}$ ，本研究设恒定壁温 $T = 34^\circ\text{C}$ 。考虑鼻腔黏膜表面分泌粘液，鼻腔表面的水蒸气的质量分数为 0.032。根据气体流量 Q 和截面积 A 可以得到通过鼻咽出的气体的流速 v 。

研究环境参数变化(主要针对环境湿度变化)对于鼻腔生理功能(对鼻腔内气体温湿度影响)的影响情况，需要设定多组环境。

对于湿度变化，在温度保持在设定范围内 $[15^\circ\text{C}, 18^\circ\text{C}]$ 的前提下，主要设定四种环境相对湿度(Environment Relative Humidity, ERH)范围：ERH < 45%；ERH [45%, 65%]；ERH [65%, 80%]；ERH [80%, 100%]。设定 13 种环境湿度条件：ERH1, ERH2, ERH3, ERH4, ERH5, ERH6, ERH7, ERH8, ERH9, ERH10, ERH11, ERH12, ERH13。考虑到空气的温度和相对湿度存在不可忽视的相互影响，在环境的相对湿度保持在设定的范围内 $[50\%, 70\%]$ 的前提下，设定五种环境温度(Environment Temperature, ET)：ET1 = 15°C ；ET2 = 20°C ；ET3 = 25°C ；ET4 = 30°C ；ET5 = 35°C 。

3. 数值模拟结果分析

3.1. 呼吸过程中鼻腔进行空气调节的生理机制分析

人体完整的呼吸机制主要包括吸气阶段和呼气阶段，吸气阶段主要是环境空气进入人体鼻腔—咽喉—下呼吸道—肺部的过程，而呼气阶段则是沿着此路径反向回到环境中。吸气和呼气过程中的气流都要和气道表面进行接触，接触的过程中存在热量和水气的传递和运输。吸气阶段的起始是环境：ET = 15°C ，ERH ∈ [65%, 80%]，呼气阶段的初始位置是人体肺部器官，气流的温度认为是人体核心温度 37°C ，饱和状态 100%，对应的水蒸气的质量分数是 0.039。图 2 所示的是环境温度 15°C ，相对湿度 70% 的环境中人体呼吸前后鼻腔内气体的温度和水蒸气质量分数的变化。图 2(a)中可以看出吸气过程中鼻腔气体的温度和湿度都出现了显著的增加，温度升高了 15°C ，相对湿度增加到 91.3%；呼气过程中气流的温度和相对湿度降低，但是降低的幅度不大，温度降低了 2.7°C ，相对湿度减小到 92.9%。图 2(b)中可以看出

INLET~Section 2 区域中, 吸气阶段的湿度变化幅度大, 对鼻腔表面感受的影响显著, 而呼气阶段该区域流过的气体相对湿度基本保持不变。

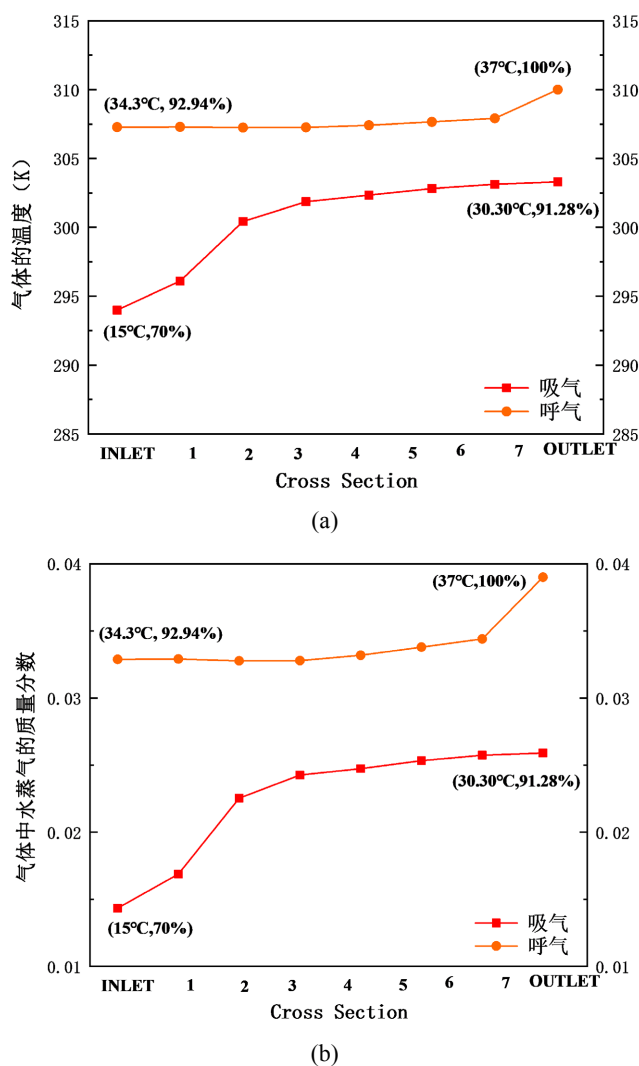


Figure 2. Temperature and relative humidity changes of the gas in the nasal cavity before and after breathing under environment of 15°C and 70%. (a) The change of the temperature; (b) The change in the mass fraction of water vapor in a gas

图 2. 环境温度 15°C, 相对湿度 70% 的环境中人体呼吸前后鼻腔内气体的温湿度变化。(a) 气体的温度变化; (b) 气体中水蒸气的质量分数的变化

3.2. 健康人体在不同环境参数下鼻腔中的气流场和气体温度、气体相对湿度

图 3 表示的是健康人体鼻腔气流的温度分布情况(选取 Section 1、Section 2、Section 3、Section 4、Section 6、Section 7 冠状截面)。正常人体鼻腔的内侧壁面的恒定温度是 34°C, 可以发现, 整个鼻腔流动模型中和鼻腔内壁相邻的气流的温度会逐渐升高, 并且这种温度变化沿径向递减。环境气体经前鼻孔进入鼻腔, 在左右鼻道中被加热, 加热的程度受到鼻道结构的变化而发生变化。在到达鼻咽出口处之前, 鼻道内的气流的平均温度已经接近 32°C, 并且右侧鼻道的气流温度略高于左侧鼻道, 主要原因在于右侧鼻道较为狭窄, 气流在该鼻道中湍流更为强烈。温度显著升高的区域主要是上鼻甲顶部、中鼻甲的侧面

位置以及下鼻甲位置处。

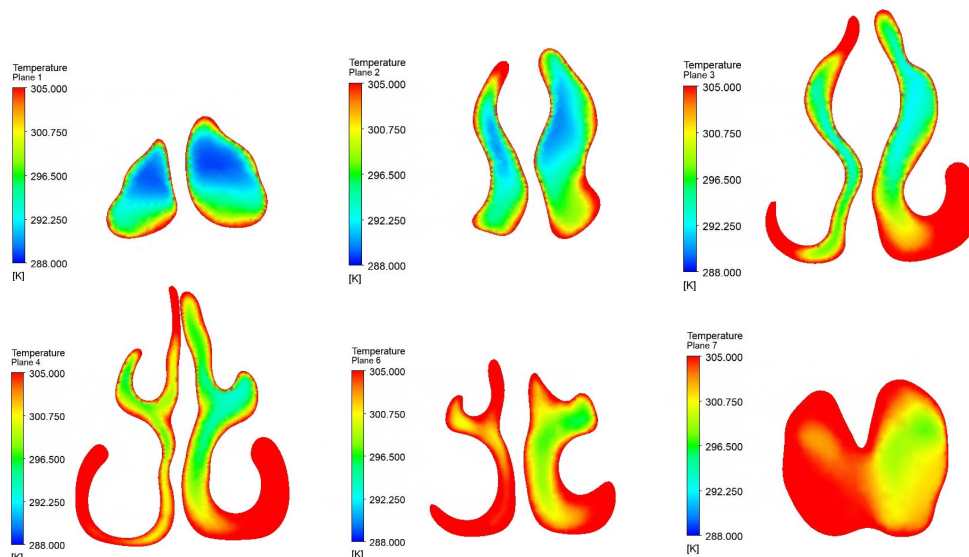


Figure 3. Temperature distribution nephogram of airflow with a healthy nasal cavity

图 3. 健康人体鼻腔内气流的温度分布云图

在鼻腔结构内温度出现显著变化的区域会出现特定的气流模式，主要是一种低速涡流的湍流形式，而这种流动形式可以强化流动气流和周围鼻腔壁面之间的紧密接触，从而强化壁面黏膜表面与空气气流之间的流动传热过程。由于鼻腔壁表面黏膜也分布有外周感受器，可以感受环境变化对于黏膜的刺激，所以呼吸过程中的冷感和热感出现于鼻腔黏膜和鼻腔气道内气流之间换热强度及换热量。研究中认为 Section 1~7 冠状截面的边界壁面是人应对环境变化的呼吸感受产生的主要场所。气流在鼻前庭以及到达 Section 1 位置时，鼻腔黏膜表面感受到的气流温度接近所处外周空气环境的空气温度，此刻气流温度会对鼻腔产生冷刺激，人体感受到的吸入的空气是凉的，气流到达 Section 5 截面时，黏膜表面基本感受不到气流温度对于鼻腔以及人体神经中枢感受的刺激。

图 4 表示的是健康人体鼻腔气流的湿度分布情况(选取 Section 1、Section 2、Section 3、Section 4、Section 6、Section 7 冠状截面)。这里研究中的湿度参数考虑湿气流的水蒸气质量分数。正常人体鼻腔的内侧鼻腔黏膜下存在粘液腺分泌粘液维持鼻腔表面的湿润，考虑湿度 100% 的状态，鼻腔壁面的湿度维持在 39.34 g/m^3 ，所对应的水蒸气质量分数为 0.032。从图 5 可以看出气流在鼻腔内流动过程中，湿空气中水蒸气的含量也在不断增加，并且冠状截面的气流湿度从壁面到截面中心位置是逐渐降低的。和温度分布类似，环境中的空气经前鼻孔进入鼻腔气道，非饱和空气的温度和相对湿度都处于低水平，而鼻腔壁面的粘液毯边缘会产生一个薄的饱和空气层，当气流流经黏膜表面时，两者之间的水蒸气分压力差驱动水蒸气从饱和边界层传递到鼻腔内的气流中，从而改变气流的相对湿度。鼻腔的左右鼻道结构不同也会导致鼻腔内气流中不同腔道内湿度变化程度出现差异。到达鼻咽出口处之前，在 Section 7 处鼻道内气体中水蒸气的平均质量分数接近 0.029，并且左侧鼻道流出的气体的水蒸气质量分数略高于右侧鼻道流出的气流。气流湿度出现显著升高的区域主要是上鼻甲顶部和下鼻甲位置处。

通过观察模拟结果发现，在鼻腔结构最为狭窄的区域的时间和相对湿度也最为接近壁面状态，该区域的湍流剧烈，从而形成涡流。涡流的存在加速水蒸气从壁面传递至气流的核心流动区域。鼻腔内呼吸过程温度感受的出现在于气流与壁面之间的温差，而干湿感受的出現则取决于壁面对气流加湿的过程

中所提供的水分量。当气流在鼻前庭以及到达 Section 1 位置时, 鼻黏膜表面所接触的气流的湿度等于外界环境的空气的湿度, 此刻在空气 - 黏膜之间的水量差的驱使下, 黏膜呈现“流失水分”状态, 人体感受到气流的干燥; 当气流到达 Section 5 截面时, 气流的湿度达到了基本饱和的状态, 从而避免气体对下部呼吸道及肺部等重要部位的影响。

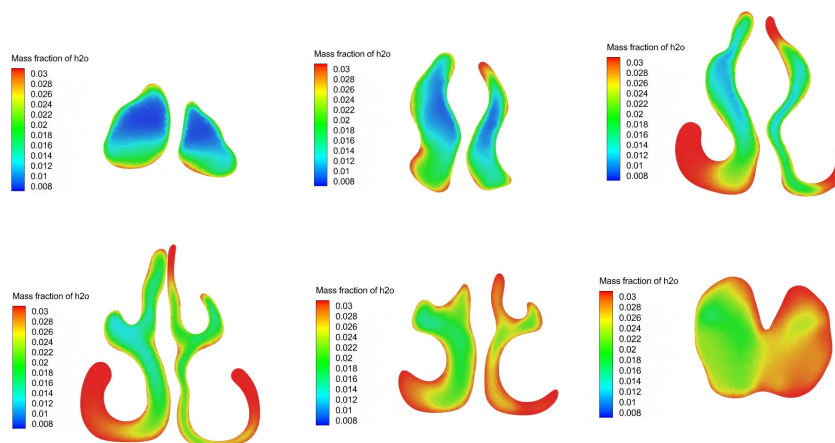


Figure 4. Relative humidity distribution nephogram of airflow in nasal cavity of healthy human

图 4. 健康人体鼻腔内气流的湿度分布云图

图 5 不同相对湿度环境中健康人体鼻腔中气流的相对湿度变化, 可以看出, 吸气阶段, 环境空气进入鼻腔内部, 在鼻腔黏膜表面粘液的作用下, 气流整体相对湿度增加。经前鼻孔进入鼻道, 最终到达鼻咽出口, 气流处于持续加湿状态, 加湿的强度随截面距离的增加而趋于下降, 出口处的气流的相对湿度接近饱和值 100%。从图中可以看出, 湿度变化最明显的区域是前侧鼻区, 如鼻阈、鼻前庭等位置, Section 1~3 范围内鼻黏膜对气流的影响显著。Section 5~Section 6 出口范围内的气流相对湿度保持不变。环境空气的相对湿度越小, 进入鼻腔后, 鼻腔黏膜传递的水份量越多, 气道出现干燥感的可能性越高。ERH7~ERH9 条件下气流的相对湿度在鼻腔前部区域出现涡流, 起到强化加湿的作用。当气流流经冠状截面 Section 2 位置处时的相对湿度达到 90%, 鼻腔气道内的干燥感可以得到充分缓解。

空气的温度和相对湿度是独立而不可分割的两个环境变量, 大多数学者会采用控制变量的方式来研究与温度、相对湿度有关的参数变化。

图 6 所示的是不同温度环境中健康人体鼻腔中气流的温度变化和相对湿度变化。在黏膜下毛细血管的作用下, 鼻腔壁面的温度默认为恒定 34°C, 当鼻腔内吸入的气流温度低于壁面温度, 壁面可以实现恒定壁温的对流传热边界条件。黏膜 - 空气界面的温差越大, 气流升温潜力随之增加。从图 6(a)可以看出, 人体吸入环境空气沿 Y 截面距鼻腔入口后 40 mm 位置处的气流温度基本达到稳定值, 从此处直到出口位置过程中气流的温度保持不变。所以, 鼻腔前侧 40 mm 内是人体呼吸感受易受影响的区域。当环境温度高于壁面设定的温度时, 人体不会有强烈的不适感, 因为壁面起到冷却的作用, 当温差在可接受的范围内时, 呼吸感受是不变的。从图 6(b)可以看出, 人体吸入环境空气沿 Y 截面距鼻腔入口后 40 mm 位置处的气流的相对湿度也基本可以达到稳定值。环境的温度升高, 吸入鼻腔的气流和鼻腔壁面之间的温差减小, 同时气体的饱和水容量以及水蒸气分压力增加, 故可以通过接触面进入到气体中的水蒸气量相应减少。考虑到温度升高对于环境湿空气的水蒸气吸附能力的影响, 适当增加环境的温度可以降低壁面的失水量, 从而避免出现气道干燥感。

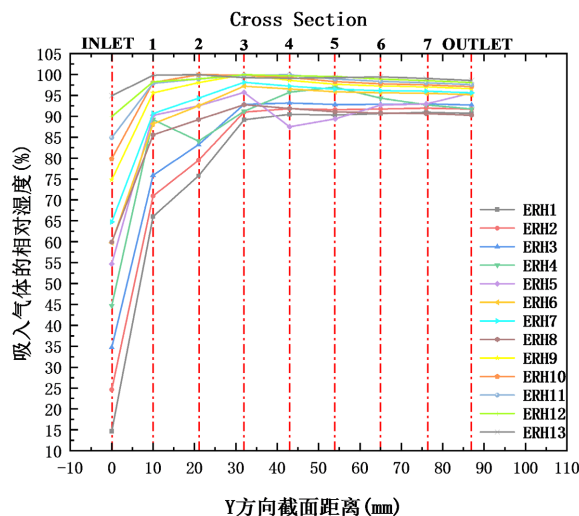


Figure 5. Changes of the relative humidity of air flow in the nasal cavity of healthy human subjects in different relative humidity environments
图 5. 不同相对湿度环境中健康人体鼻腔中气流的相对湿度变化

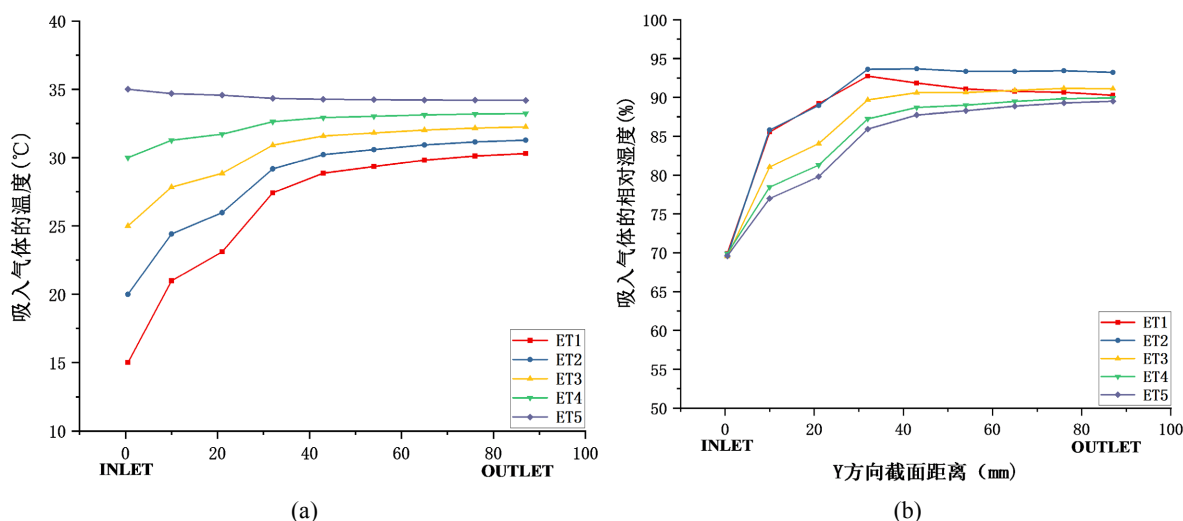


Figure 6. Temperature and relative humidity changes of airflow in the nasal cavity of healthy human subjects in different temperature environments. (a) Change of temperature; (b) Change of relative humidity

图 6. 不同温度环境中健康人体鼻腔中气流的温度和相对湿度变化。(a) 温度变化；(b) 相对湿度变化

相同的环境中，相同状态下的男性和女性鼻腔内气流的温度分布存在差异，但是差异并不显著。从实际角度出发，认为男性的日常代谢强度高于女性；从数值模拟的角度考虑，因为所提取的男性和女性的鼻腔模型的结构不同，所以气流在鼻腔内的紊流程度不同。同样地，环境相对湿度的增加对鼻腔内气流的温度分布并没有明显地影响。

3.3. 不同的鼻腔气道结构变化对鼻腔气流场和气体温度、气体相对湿度

在三种不同的环境条件下：ET = 15°C，ERH ∈ [65%, 80%]。对上述不同结构的鼻腔模型进行数值模拟后，可以得到不同鼻腔结构内气流的温度和相对湿度变化情况。

图 7 为不同结构鼻腔内气流温度在不同截面的对比，总体来看，不同结构的鼻腔均可以对吸入的环

境空气实现加温的功能，但是功能之间存在差异。从图中可以看出正常鼻腔对腔内气流的加温能力高于非正常鼻腔结构的加温能力，气流经过冠状面 Section 3 后气流的温度逐渐趋于恒定。图 7(a)~7(c)是不同相对湿度的环境下，鼻腔内气流温度情况，Section 3 位置前鼻甲缺失对应的鼻腔的空气调节能力高于正常鼻腔功能，Section 3 位置后气流的温湿度分布情况接近，并且正常人体鼻腔的功能逐渐处于优势。

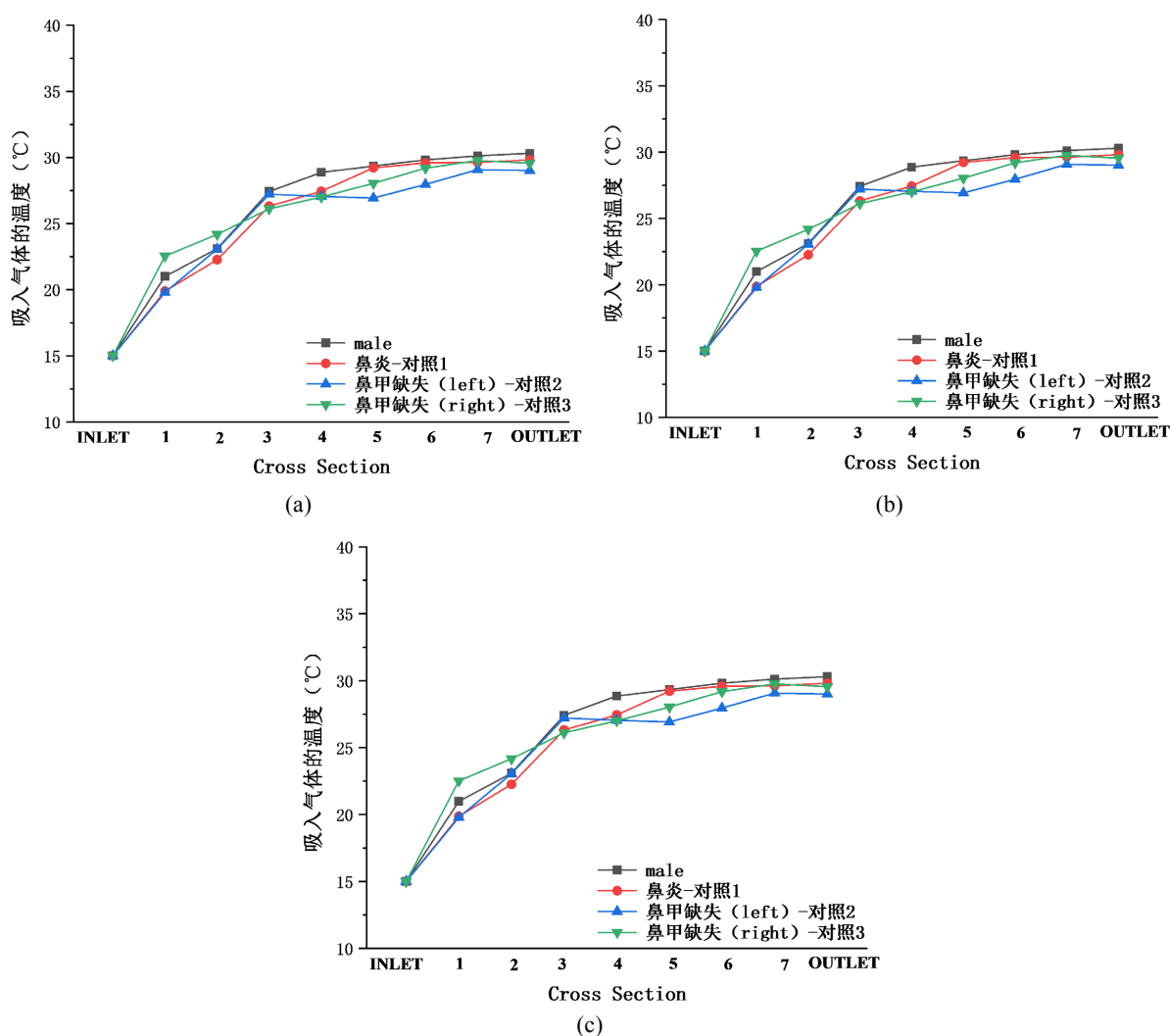


Figure 7. Comparison of air flow temperature in nasal passages with different structures at different sections. (a) ET1, ERH7; (b) ET1, ERH8; (c) ET1, ERH9

图 7. 不同结构鼻腔内气流温度在不同截面的对比。(a) ET1, ERH7; (b) ET1, ERH8; (c) ET1, ERH9

图 8 为不同结构鼻腔内气流相对湿度在不同截面的对比，总体来看，不同结构的鼻腔均可以对吸入的环境空气实现加湿的功能，但是功能之间存在差异。从图中可以看出正常鼻腔对腔内气流的加湿能力高于非正常鼻腔结构的加湿能力，气流经过冠状面 Section 3 后气流的温度逐渐趋于恒定。图 8(a)~8(c)是不同相对湿度的环境下，鼻腔内气流相对湿度变化情况，可以得到环境相对湿度和吸入气体的温度变化呈现正相关，环境相对湿度增加，吸入气体的相对湿度的平均水平相应增加。Section 3 位置前鼻甲缺失对应的鼻腔的空气调节能力高于正常鼻腔功能，Section 3 位置后气流的温湿度分布情况接近，并且均处于稳定不变的状态。

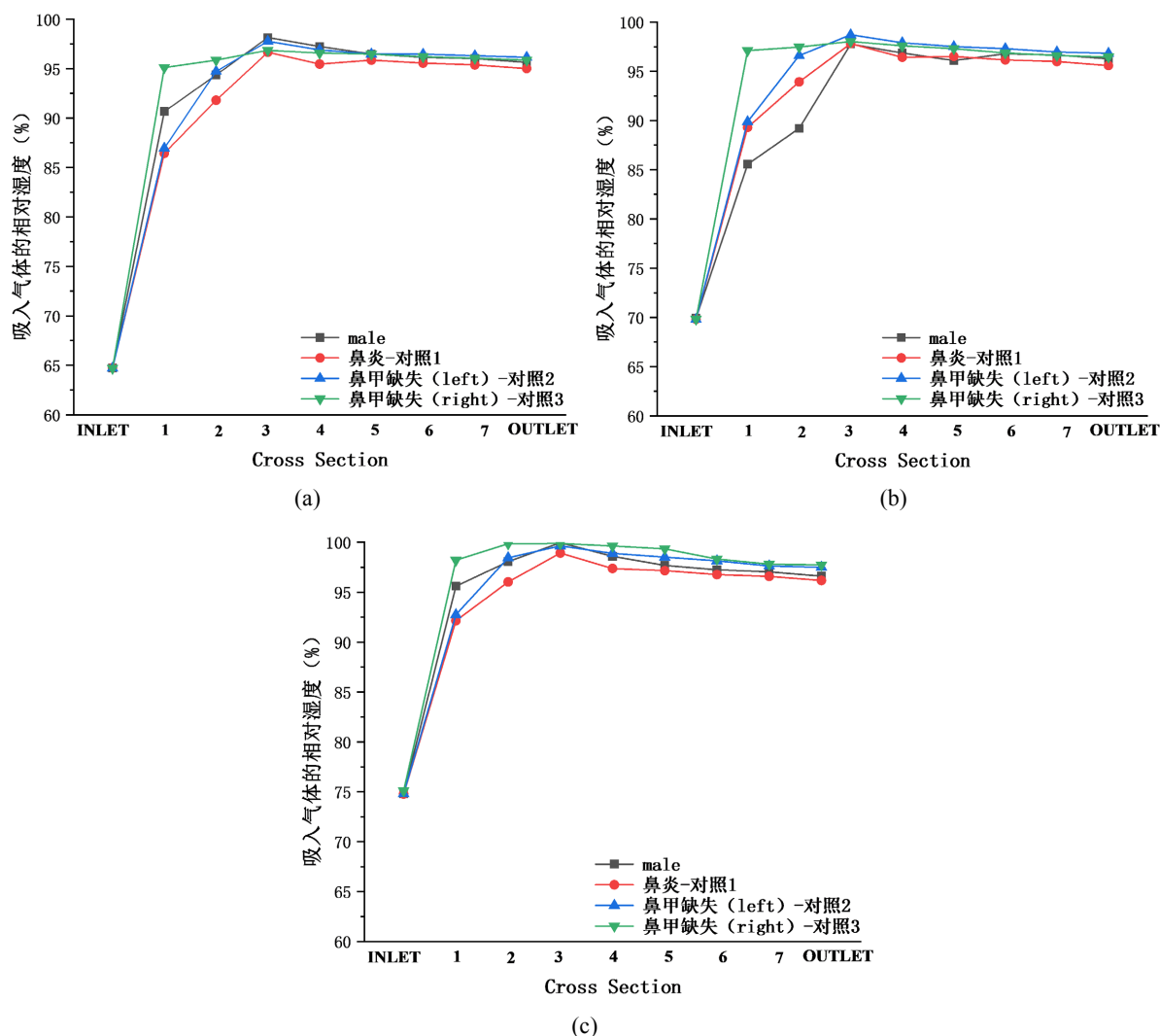


Figure 8. Comparison of the relative humidity of air flow in nasal passages with different structures at different sections. (a) ET1, ERH7; (b) ET1, ERH8; (c) ET1, ERH9

图 8. 不同结构鼻腔内气流相对湿度在不同截面的对比。(a) ET1, ERH7; (b) ET1, ERH8; (c) ET1, ERH9

4. 结论

在对健康人体鼻腔的模拟中，施加不同相对湿度的环境空气，发现环境相对湿度对于鼻腔内气流的温度分布没有明显的影响。鼻腔内气流的湿度会受到环境空气相对湿度的影响，并且相对湿度小会增加气道干燥感出现的风险。环境空气的相对湿度过高则会导致气道内沉积水分子，造成鼻孔的阻塞感。鼻腔气道结构变化对鼻腔生理功能产生影响，主要体现在鼻腔前端对气流的加温、加湿效果的变化。

当鼻腔气道因病理因素出现鼻甲不全、缺失的情况后，鼻腔对气流的空气调节能力减弱；当鼻炎导致鼻腔黏膜出现肿胀、充血后，黏膜表面的温度及粘液变化会强化鼻腔的空气调节能力。

参考文献

- [1] Hahn, I., Scherer, P.W. and Mozell, M.M. (1993) Velocity Profiles Measured for Airflow through a Large-Scale Model of the Human Nasal Cavity. *Journal of Applied Physiology*, **75**, 2273-2287. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.75.5.2273>

- [2] Kelly, J.T., Prasad, A.K. and Wexler, A.S. (2000) Detailed Flow Patterns in the Nasal Cavity. *Journal of Applied Physiology*, **89**, 323-337. <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.1.323>
- [3] Kim, S.K. and Chung, S.K. (2004) An Investigation on Airflow in Disordered Nasal Cavity and Its Corrected Models by Tomographic PIV. *Measurement Science and Technology*, **15**, 1090-1096. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/15/6/007>
- [4] Van Strien, J., Shrestha, K., Gabriel, S., *et al.* (2021) Pressure Distribution and Flow Dynamics in a Nasal Airway Using a Scale Resolving Simulation. *Physics of Fluids*, **33**, Article ID: 011907. <https://doi.org/10.1063/5.0036095>
- [5] Keyhani, K., Scherer, P.W. and Mozell, M.M. (1995) Numerical Simulation of Airflow in the Human Nasal Cavity. *Journal of Biomechanical Engineering*, **117**, 429-441. <https://doi.org/10.1115/1.2794204>
- [6] Kurts, C., Miller, J.F.A.P., Subramaniam, R.M., Carbone, F.R. and Heath, W.R. (1998) Major Histocompatibility Complex Class I—Restricted Cross-Presentation Is Biased towards High Dose Antigens and Those Released during Cellular Destruction. *The Journal of Experimental Medicine*, **188**, 409-414. <https://doi.org/10.1084/jem.188.2.409>
- [7] Chung, S.K. and Na, Y. (2021) Dynamic Characteristics of Heat Capacity of the Human Nasal Cavity during a Respiratory Cycle. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, **290**, Article ID: 103674. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2021.103674>
- [8] Tabe, R., Rafee, R., Valipour, M.S. and Ahmadi, G. (2022) Transition and Laminar Flows in a Realistic Geometry of Human Upper Airway. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, **22**, Article ID: 2150070. <https://doi.org/10.1142/S0219519421500706>
- [9] 周梓莹, 麻建超, 刘荔, 等. 不同空调环境下鼻腔内环境的数值模拟[J]. 科学技术与工程, 2022, 22(22): 9874-9880.
- [10] Lindemann, J., Keck, T., Wiesmiller, K., Pless, D., *et al.* (2010) A Numerical Simulation of Intranasal Air Temperature during Inspiration. *Laryngoscope*, **114**, 1037-1041. <https://doi.org/10.1097/00005537-200406000-00015>
- [11] Garcia, G.J.M., Bailie, N., Martins, D.A. and Kimbell, J.S. (2007) Atrophic Rhinitis: A CFD Study of Air Conditioning in the Nasal Cavity. *Journal of Applied Physiology*, **103**, 1082-1092. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01118.2006>
- [12] Lindemann, J., Leiacker, R., Rettinger, G. and Keck, T. (2010) Nasal Mucosal Temperature during Respiration. *Clinical Otolaryngology*, **27**, 135-139. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2273.2002.00544.x>
- [13] Moniripiri, M., Amjadimanesh, H., Faramarzi, M., Sadrizadeh, S. and Abouali, O. (2021) Numerical Simulation of Unsteady Airflow in a Nasal Cavity for Various Sizes of Maxillary Sinus Opening in a Virtual Endoscopic Surgery. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, **291**, Article ID: 103690. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2021.103690>
- [14] Ozlugedik, S., Nakiboglu, G., Sert, C., *et al.* (2008) Numerical Study of the Aerodynamic Effects of Septoplasty and Partial Lateral Turbinectomy. *The Laryngoscope*, **118**, 330-334. <https://doi.org/10.1097/MLG.0b013e318159aa26>
- [15] Anderson, P., Green, S. and Fels, S. (2022) Modeling Fluid Flow in the Airway Using CFD with a Focus on Frictive Acoustics. <https://www.researchgate.net/publication/267965528>
- [16] Pless, D., Keck, T., Wiesmiller, K.M., *et al.* (2004) Numerical Simulation of Airflow and Temperature during Inspiration in a Nose Model with Septal Perforation. *International Congress Series*, **1268**, Article ID: 1304. <https://doi.org/10.1016/j.ics.2004.03.035>
- [17] 苏英锋, 刘迎曦, 孙秀珍, 等. 健康国人鼻腔气流场数值模拟研究[J]. 中国耳鼻咽喉头颈外科, 2015(11): 545-547, 562.
- [18] 唐媛媛, 苏英锋, 关庆捷, 等. 鼻腔结构异常者有限元数值模型建立及气流场特征分析[J]. 中国医科大学学报, 2015(3): 209-213.
- [19] 唐媛媛, 孙秀珍, 于申. 鼻腔结构异常及其矫正术后气流场改变的数值分析[J]. 力学与实践, 2018, 40(3): 308-313.
- [20] 于申. 人鼻腔生物力学模型的基础研究及其临床应用[D]: [博士学位论文]. 大连: 大连理工大学, 2008.
- [21] Naftali, S., Rosenfeld, M., Wolf, M. and Elad DSc, D. (2005) The Air-Conditioning Capacity of the Human Nose. *Annals of Biomedical Engineering*, **33**, 545-553. <https://doi.org/10.1007/s10439-005-2513-4>
- [22] Naftali, S., Schroter, R.C., Shiner, R.J. and Elad, D. (1998) Transport Phenomena in the Human Nasal Cavity: A Computational Model. *Annals of Biomedical Engineering*, **26**, 831-839. <https://doi.org/10.1114/1.108>
- [23] 于申, 刘迎曦, 孙秀珍, 等. 鼻腔气道结构对鼻腔加温加湿功能影响的数值模拟[J]. 医用生物力学, 2010, 25(6): 444-448.
- [24] 苏英锋. 鼻腔呼吸及加温生物功能数值模型和临床应用研究[D]: [博士学位论文]. 大连: 大连理工大学, 2018.
- [25] Kim, S.K., Na, Y., Kim, J.I. and Chung, S.K. (2013) Patient Specific CFD Models of Nasal Airflow: Overview of Methods and Challenges. *Journal of Biomechanics*, **46**, 299-306. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.022>
- [26] 王莹, 孙秀珍, 刘迎曦, 等. OSAHS 患者与正常人上呼吸道流场特性比较[J]. 大连理工大学学报, 2009, 49(4): 476-481.