

上呼吸道内可吸入颗粒物运动及沉降的模拟研究

尹景娟, 宁智*, 付娟, 卢小珍

(北京交通大学机电工程学院, 北京 100044)

摘要:建立了一个从人体口腔到前3级支气管的上呼吸道3维几何模型和流场计算模型以及可吸入颗粒物运动模型. 将数值模拟结果与相关的实验数据进行了对比, 表明数值模拟结果与实验结果基本吻合. 在此基础上, 在拉格朗日框架下追踪研究了可吸入颗粒物的运动轨迹, 并统计了颗粒物在气道内不同部位的沉积分数; 对人体上呼吸道内可吸入颗粒物的运动及沉积过程以及影响因素进行了分析. 结果表明, 可吸入颗粒物在上呼吸道内不同部位的沉积与呼吸强度、颗粒物密度以及粒径等因素密切相关; 高呼吸强度时颗粒物在气管内的沉积分数明显升高, 且随粒径的增大呈下降趋势; 颗粒物在喉部的沉积分数最大, 可以达到35%左右, 但沉积分数受呼吸强度和粒径的影响相对较小; 颗粒物在支气管内的沉积分数随粒径增大呈明显下降趋势; 中小呼吸强度下颗粒物在支气管内的沉积分数明显高于高呼吸强度下的沉积分数. 研究成果可以为可吸入颗粒物对人体健康影响的研究以及医学中气溶胶吸入疗法的研究等提供一定的依据.

关键词:上呼吸道; 可吸入颗粒物; 运动; 沉降; 数值模拟

中图分类号: X18 文献标识码: A 文章编号: 0250-3301(2010)07-1476-07

Simulation Research on the Movement and Deposition of Inhalational Particles in the Human Respiratory Tract

YIN Jing-juan, NING Zhi, FU Juan, LU Xiao-zhen

(College of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044, China)

Abstract: An entire 3-dimensional geometry model from mouth, pharynx, larynx, trachea to triple bifurcation and the mathematics models for the calculation of the fluid flow and inhalational particle movement in the respiratory tract were proposed in this paper. The deposition fraction of inhalational particles in the respiratory tract obtained from the numerical simulation was coincident with the experimental data basically. Particles were traced in the Lagrangian frame, and at the same time, particle deposition fraction and position were recorded based on the models. The movement and deposition of the inhalational particles in the upper respiratory tract were analyzed. The results show that the deposition of inhalational particles in different positions have important correlation with the breathing intensity, particle density and particle diameter; deposition fraction of the inhalational particles in the trachea will increase at high breathing intensity and decrease with particle diameter increased; the deposition fraction of the inhalational particles in the larynx is maximal and can attain 35%, but the influence of the breathing intensity and particle diameter on the deposition fraction is smaller relatively; the deposition fraction of the inhalational particles in the triple bifurcation will decrease observably with particle diameter increased; the deposition fraction of the inhalational particles in the triple bifurcation is higher obviously at medium and small breathing intensity compared with that of high breathing intensity. The simulation results of this paper can provide a foundation for the research of the effect of inhalational particles on the human health and the research of the inhaling remedy in medicine.

Key words: upper respiratory tract; inhalational particle; movement; deposition; numerical simulation

可吸入颗粒物在人体呼吸系统内动力学行为的研究是气溶胶人体健康效应研究的重要组成部分^[1~5]. 气溶胶粒子在人体呼吸系统内动力学行为的研究可以为医学上研究和治疗呼吸道疾病以及气溶胶吸入疗法的研究提供一定基础.

近年来, 国内外许多学者通过模拟试验和仿真的方法对可吸入颗粒物在人体呼吸道内不同部位处的沉积问题进行了研究, 得到了许多研究成果^[6~11]; 但对完整的人体上呼吸道内可吸入颗粒物运动及沉积规律的研究还相对较少.

本研究的创新性主要体现在建立了一个从口腔到前3级支气管的较为完整的人体上呼吸道几何模

型和计算模型; 在此基础上, 在拉格朗日框架下追踪研究了可吸入颗粒物在人体上呼吸道内的运动情况, 探讨了颗粒物在人体上呼吸道内各部位的沉积状况, 并对呼吸强度、颗粒粒径以及颗粒密度等因素对颗粒物在上呼吸道内沉积的影响进行了分析.

本研究工作可以为可吸入颗粒物对人体健康影响的研究以及医学中气溶胶吸入疗法的研究提供一定的依据.

收稿日期: 2009-08-30; 修订日期: 2009-10-26

基金项目: 国家自然科学基金项目 (50876007)

作者简介: 尹景娟 (1982~), 女, 硕士, 主要研究方向为大气环境与污染控制, E-mail: yinjingjuan@163.com

* 通讯联系人, E-mail: zhining@bjtu.edu.cn

1 上呼吸道几何模型及其网格划分

研究表明,由于鼻腔具有特殊的过滤特性,因此可吸入颗粒物常常由口腔进入呼吸道;颗粒物在随气流流经口咽、喉、气管、支气管时,随着气流速度及方向的改变而沉积并粘附于气道粘液及其管壁上,直径 $< 2 \mu\text{m}$ 的颗粒物甚至可沉积在呼吸道细支气管壁和肺泡壁上。

本研究参考相关文献建立了 3 维口喉模型和气管支气管模型,如图 1 所示。

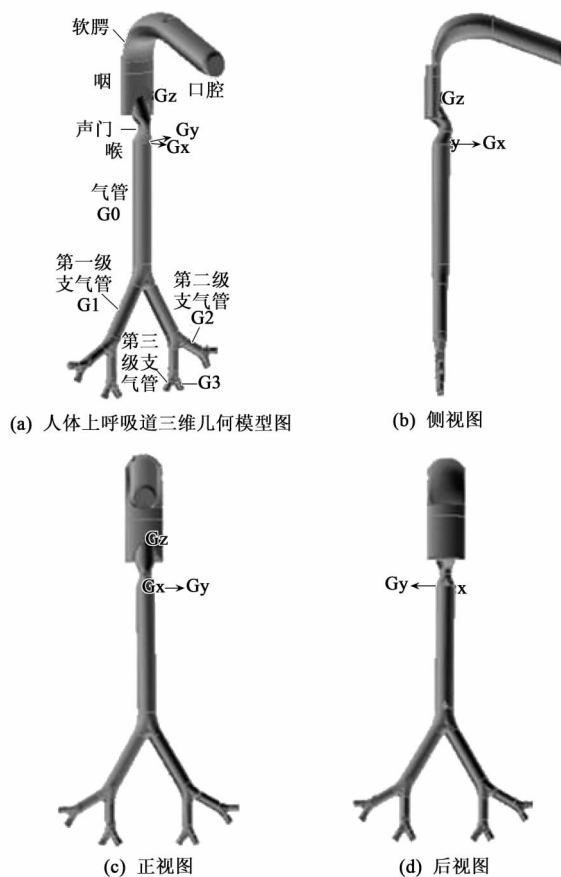


图 1 人体上呼吸道 3 维几何模型

Fig. 1 3-dimensional geometry model of human respiratory tract

在上呼吸道几何模型中,口腔的拱顶近似为冠状面,并假定随着向口腔呼吸道的深入,冠状面的半径逐渐缩小;口腔底部与咽部前壁面光滑连接,而顶壁则与咽部顶端的半个椭圆面相接;咽部被模拟为椭圆柱体,其前后壁面近似平行;声门被模拟成椭圆管,并与气管光滑相连;气管被模拟为光滑圆管并忽略其内壁软骨质环状物;与气管类似,支气管也被简化为圆形管,并假定左右分支对称.上述几何模型中的各部分参数参考相关文献进行确定^[12, 13]。

根据上呼吸道 3 维几何模型的结构特点,本研究采用分块划分网格的方法进行网格划分.经过计算比较,确定将整个计算域划分为 80 万个网格单元,如图 2 所示。

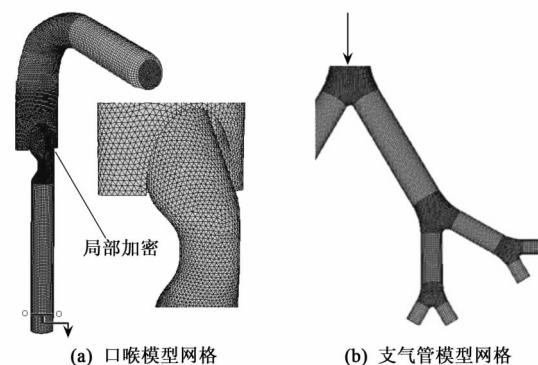


图 2 人体上呼吸道 3 维几何模型的网格划分

Fig. 2 Grid partition of human respiratory tract geometry model

2 数学模型

2.1 气流流动模型

对于人体上呼吸道内的气流流动来说,在所计算的最小吸气体积流量 $Q = 30 \text{ L/min}$ 条件下,入口处气流流动速度最小,雷诺数 Re 为 2 000 左右;随着流动的深入,呼吸道横截面积不断变化,导致气流加速、减速及变向,这种现象在咽部和喉部尤为明显,局部平均轴向速度能够达到 9 m/s ,而雷诺数 Re 可以超过 8 000。

文献[14]比较分析了不同湍流模型在人体上呼吸道内的计算结果,认为在典型呼吸强度下, $k-\omega$ 湍流模型比较适合于人体上呼吸道内流体流动的计算.本研究也对 $k-\omega$ 湍流模型、RNG $k-\varepsilon$ 湍流模型以及标准 $k-\varepsilon$ 湍流模型进行了对比;结果表明, $k-\omega$ 湍流模型的计算结果与试验结果相比较为理想.因此,在本研究的计算中,将采用 $k-\omega$ 湍流模型对呼吸道内的气流流动过程进行模拟。

描述上呼吸道内气流流动的主要输运方程包括:

(1) 连续性方程:

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

(2) 动量方程:

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \left[(\nu + \nu_T) \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right]}{\partial x_j} \quad (2)$$

(3) k 方程:

$$\frac{\partial k}{\partial t} + u_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = \tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \beta^* k \omega + \frac{\partial \left[(\nu + \sigma_k \nu_T) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right]}{\partial x_j} \quad (3)$$

(4) ω 方程:

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} + u_j \frac{\partial \omega}{\partial x_j} = \frac{\alpha \omega \tau_{ij}}{k} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \beta \omega^2 + \frac{\partial \left[(\nu + \sigma_\omega \nu_T) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right]}{\partial x_j} \quad (4)$$

式中, u 和 x 分别表示速度分量和空间坐标; $t, \rho, p, \nu, \nu_T, \tau_{ij}, k$ 和 ω 分别表示时间、密度、压强、分子运动粘度、湍流粘度、雷诺应力张量、湍动能和比耗散率; $\alpha, \beta, \beta^*, \sigma_k$ 和 σ_ω 则为湍流常量。

2.2 颗粒运动模型

本研究采用随机轨道模型,在拉格朗日框架下,用追踪颗粒运动轨迹的方法描述颗粒的运动。

为简化求解过程,做如下简化和假设:

(1) 颗粒为密度恒定的球形,其密度远大于气相密度;不考虑颗粒运动中的破碎、变形及聚集。

(2) 颗粒间的平均距离比颗粒粒径大得多,假定气流运动不受颗粒相影响,且忽略颗粒间的交互作用,即气相与颗粒相间为单向耦合。

(3) 气流与颗粒间主要存在粘性曳力以及边界层中的 Saffman 力。

颗粒轨道模型首先在 Lagrangian 坐标系下处理单个颗粒,然后再对大量颗粒轨迹进行统计分析,以得到颗粒群的运动概貌。

颗粒在气固两相流场中的受力非常复杂,但并非所有力的作用都同等重要。研究表明,在呼吸道中,由于颗粒密度远大于气相密度,故与颗粒的惯性力相比,附加质量力、浮力、压力梯度力等均可忽略;考虑到人体上呼吸道内气流和气道壁面的温差较小,故也可忽略热泳力。

研究表明,对人体上呼吸道内颗粒运动具有较大影响的是气流对颗粒的曳力以及颗粒自身的重力;而对于 Saffman 力来说,在主流区中可忽略不计,但在边界层中一般不可忽略。

气流对颗粒的曳力可以表达为:

$$F_D = \frac{3\mu C_D Re_p}{4\rho_p d_p^2} \quad (5)$$

式中, d_p 和 ρ_p 分别为颗粒的粒径和密度; C_D 为阻力系数,是颗粒雷诺数 Re_p 的函数;颗粒雷诺数 Re_p 定义为:

$$Re_p = \frac{\rho d_p |U - V_p|}{\mu} \quad (6)$$

式中 U 和 V_p 分别为流体速度和颗粒速度。

Saffman 力可以表达为:

$$F_s = 1.6(\mu\rho)^{\frac{1}{2}} d_p |U - V_p| \cdot \left| \frac{dU}{dx_p} \right|^{\frac{1}{2}} \quad (7)$$

由此,根据牛顿第二定律,单个颗粒的运动方程可以表示为:

$$m_s \frac{dV_p}{dt} = \frac{3\mu C_D Re_p}{4\rho_p d_p^2} + 1.6(\mu\rho)^{\frac{1}{2}} d_p |U - V_p| \cdot \left| \frac{dU}{dx_p} \right|^{\frac{1}{2}} + m_p g \quad (8)$$

式中, m_p 为颗粒质量; x_p 为颗粒位置坐标。

将上式无量纲化后可得:

$$\frac{dV_p}{dt} = \left[\frac{f}{Stk} + \frac{9.66\nu^{\frac{1}{2}} l_r \rho \left| \frac{dU}{dx_p} \right|^{\frac{1}{2}}}{\pi d_p \rho_p u_r^2} \right] (U - V_p) + g \quad (9)$$

式中, f 为颗粒阻力系数修正因子; Stk 为颗粒的 Stokes 数; u_r 为速度尺度,由气流的体积流速与几何体的平均截面积之比得到; l_r 为长度尺度。

对式(9)进行积分,可得到单个颗粒的速度;由 $dx_p/dt = V_p$,即可确定颗粒在计算域中的位置。

计算分析时,将计算得到的稳态呼吸状态下呼吸道内的稳态流场作为颗粒运动计算的基础;在此基础上,向气流中释放颗粒,颗粒入口速度与吸气气流速度一致。

本研究仅考虑 2 种颗粒相壁面边界条件:在口腔气流入口及 8 个分支气管气流出口处,颗粒直接穿越壁面;颗粒在运动过程中如接触呼吸道壁面,则认为其将沉积于壁面,不再进行下一时刻跟踪计算。

为了量化分析颗粒物在人体上呼吸道内的沉积情况,引入颗粒沉积分数:

$$DE = \frac{N_d}{N_t} \times 100\% \quad (10)$$

式中, N_d 表示颗粒在人体上呼吸道各个部位壁面上的沉积数; N_t 表示进入人体上呼吸道的总颗粒数。

图 3 给出的是本研究利用 $k-\omega$ 湍流模型和 RNG $k-\varepsilon$ 湍流模型计算得到的颗粒沉积分数的数值模拟结果与文献[15]给出的实验数据的对比。

从图 3 中可以看到,总体上看,数值模拟结果与文献给出的实验数据基本吻合;相比较,模拟结果略大于实验数据,其差异主要源于几何模型、计算模型

以及实验模型中的各种假设以及实验误差等. 本研究计算时将采用 $k-\omega$ 湍流模型.

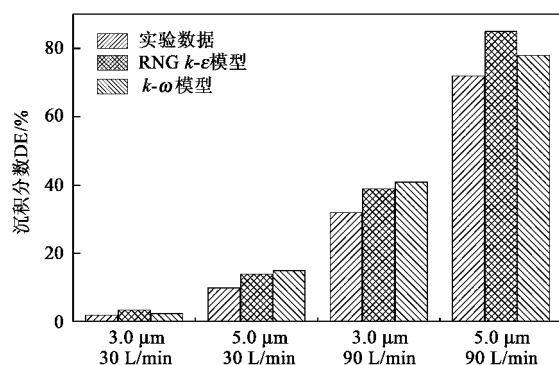


图3 数值模拟结果与已有实验数据的对比

Fig.3 Comparison of numerical simulation with experimental result

3 上呼吸道内颗粒物运动及沉降的模拟分析

本研究将采用随机轨道模型在拉格朗日框架下追踪颗粒相并对其运动及沉积规律进行模拟. 在分析颗粒物在人体上呼吸道内运动及沉积规律时, 主要考虑稳态呼吸情况. 根据一般人体静态、轻微运动以及剧烈运动时的呼吸情况, 主要针对呼吸强度 Q 分别为 30、60 和 90 L/min 3 种情况下的颗粒运动及沉积进行讨论. 另外, 由于惯性作用是影响颗粒物沉积的重要因素, 而颗粒物的惯性与颗粒物密度密切相关, 因此对 $1\,000\text{ kg/m}^3$ 和 $2\,000\text{ kg/m}^3$ 这 2 种密度对颗粒物沉积的影响进行分析; 这里的密度指的是颗粒物“真实”密度.

3.1 颗粒轨迹追踪的描述

对于微米和亚微米级颗粒物来说, 影响其在人体上呼吸道内沉积的主要原因是惯性碰撞、重力沉降以及布朗运动等.

研究表明, 单个颗粒在人体上呼吸道模型中运动时, 颗粒有可能沉积于口腔、咽部、喉部、气管以及各级支气管分叉处, 也可能穿过第 3 级支气管而进入下一级支气管分支中.

为了更深入地了解颗粒物在人体上呼吸道内的运动及沉积情况, 本研究采用面入射法释放颗粒, 即在气流入口截面上均匀布置所要释放的颗粒, 使其以入口气流速度进入气道. 面入射考虑了入口截面上任何位置处颗粒进入口腔的情况, 并能通过统计所释放的颗粒数确定颗粒在气道内的总沉积分数以及气道内各部位的沉积分数.

颗粒轨迹追踪的结果表明, 随着颗粒物向气道内的深入, 部分颗粒接触到壁面而终止运动, 气道下

游颗粒数逐渐减少. 由于口腔内没有明显的流体阻力面, 气流波动不大, 因此颗粒紧随流体质点运动; 然而在口 T 顶处, 颗粒的运动受气流回流扰动的影响增大, 且有可能被卷起.

在口咽气道内, 随着气道截面积的收缩, 颗粒运动速度增大; 进入咽部气道时, 由于收缩结构的影响, 形成喷射型颗粒流. 咽部收缩气道内颗粒所受到的扰动较大; 由于受到咽部后壁面的阻力作用, 靠近后壁面处的颗粒运动速度明显小于中心及前壁面处的颗粒速度. 咽部气道底部靠近后壁面的腔体内很少有颗粒到达. 咽部气道底部是气流由咽部进入喉部的主要阻力面, 运动颗粒与咽部气道底部发生碰撞的几率相对较大.

喉部内的颗粒运动轨迹方向朝向前壁面, 与气流方向一致; 在与气管上部的交接处, 由于回流作用, 靠近后壁面处存在颗粒无法到达的区域, 颗粒在此区域靠近后壁面处的沉积几率很小.

由于部分颗粒在上游气道中已接触到壁面而沉积, 因此支气管中的颗粒数明显减少; 颗粒经气管进入支气管时, 由于各级支气管分叉处的气流运动比较复杂, 因此颗粒运动轨迹也相对比较复杂. 由于支气管分叉处存在明显的阻力面, 使得颗粒物在此区域内的沉积分数相对较大. 值得注意的是, 靠近支气管内侧管壁处的颗粒运动速度相对较大.

颗粒在第 2、3 级支气管分支内的运动特性与第一级相似; 各级支气管分叉处颗粒的运动轨迹都比较复杂; 受气流影响, 支气管气道内靠近内侧壁面处的颗粒轨迹密度与外侧相比较大会.

整个上呼吸道内颗粒的运动轨迹表明, 颗粒物具有向壁面沉积的趋势; 颗粒物在呼吸道壁面的沉积受气流运动及呼吸道几何结构的影响较大.

3.2 颗粒沉积及其影响因素分析

呼吸强度会影响到整个上呼吸道内的流场结构, 进而对颗粒物的运动及沉积产生影响.

图 4 给出的是 2 种不同颗粒物密度下, 不同粒径的可吸入颗粒物在上呼吸道内的总沉积分数随呼吸强度的变化.

从图 4 中可以看到, 不同粒径的颗粒物在上呼吸道气道内的总沉积分数随呼吸强度的增加而增大. 相比较, 粒径 $5\text{ }\mu\text{m}$ 的颗粒物在中高呼吸强度时总沉积分数随呼吸强度的提高增加较快. 粒径 $5\text{ }\mu\text{m}$ 的颗粒物呼吸强度 90 L/min 时的总沉积分数比呼吸强度 30 L/min 时增加超过 15%, 而其他较小粒径颗粒物总沉积分数的增加则在 5% 左右.

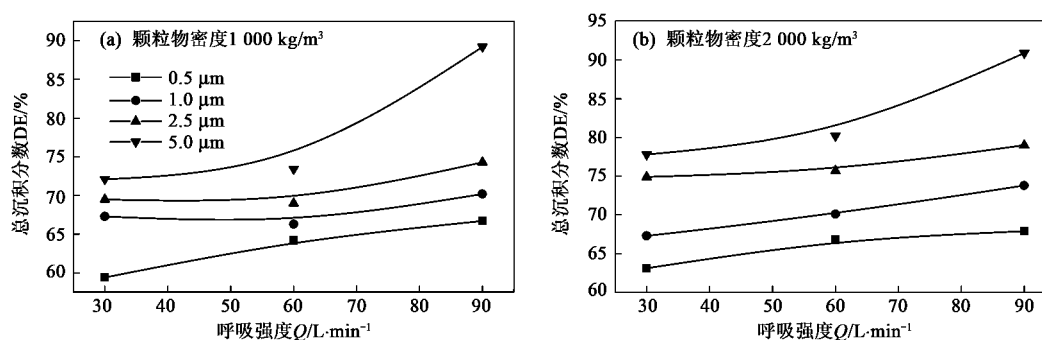


图 4 不同粒径的颗粒物总沉积分数随呼吸强度的变化

Fig. 4 Change of particle deposition fraction with breathing intensity

从 2 种不同颗粒物密度时总沉积分数随呼吸强度的变化可以看出,不同颗粒物密度时的总沉积分数随呼吸强度的变化规律基本相同,只是在相同的呼吸强度下,总沉积分数随颗粒物密度的增大而有一定程度的增加,增加的幅度一般在 5% 以内。

颗粒大小决定了颗粒物在气流中的随动性. 从图 4 中可以看到,颗粒物粒径对其在上呼吸道内的运动和沉积具有非常重要的影响. 为了更清楚地反映粒径对颗粒物沉积的影响,图 5 给出了 2 种不同颗粒物密度时,3 种呼吸强度下颗粒物在上呼吸道内的总沉积分数随颗粒物粒径的变化。

从图 5 中可以看到,在 2 种不同颗粒物密度下,

颗粒物总沉积分数随颗粒物粒径的增大都有较大幅度的增加;尤其以呼吸强度 30 L/min 时,1 μm 以下小颗粒的总沉积分数增加得最快。

从图 5 中还可以发现,30 L/min 和 60 L/min 2 种呼吸强度下的颗粒物总沉积分数随颗粒物粒径的变化相差不大;而 90 L/min 呼吸强度时的颗粒物总沉积分数却明显高于 30 L/min 和 60 L/min 呼吸强度下的总沉积分数,且颗粒物总沉积分数随颗粒物粒径的增大而有更大幅度的增加。

不同颗粒物密度时,颗粒物总沉积分数随颗粒物粒径的变化规律基本相同,只是密度较大时,颗粒物在上呼吸道内的总沉积分数较大。

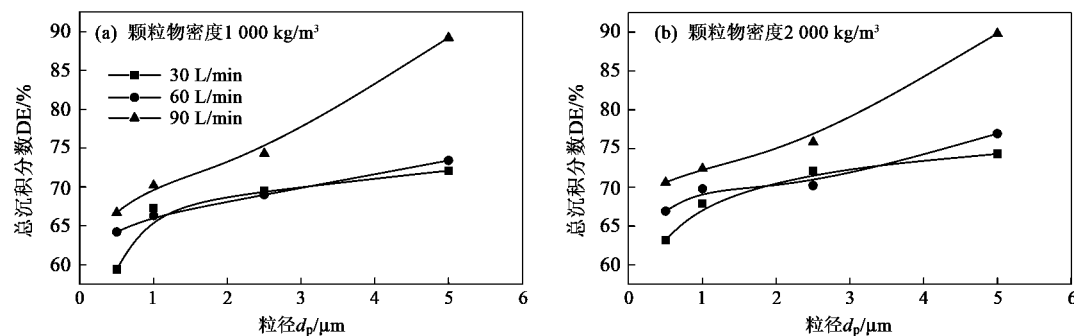


图 5 不同呼吸强度下颗粒物总沉积分数随粒径的变化

Fig. 5 Change of particle deposition fraction with particle diameter

由于人体上呼吸道结构、呼吸强度以及颗粒物粒径等因素的影响,可吸入颗粒物在上呼吸道内不同部位的沉积情况具有一定的差异. 图 6 给出的是 3 种呼吸强度下,不同粒径颗粒物在上呼吸道内不同部位沉积分数的比较。

从图 6 中可以看到,由于口腔中没有明显流体阻力面,因此相对其他部位来说,颗粒物在口腔内的沉积分数相对较小;且呼吸强度越高,沉积分数越

小. 另外,可以注意到,颗粒物在口腔内的沉积分数随粒径的增大有所升高的趋势,尤其在中高呼吸强度下表现得比较明显。

受咽喉上端气道截面形成的喷射结构影响,其腔体内颗粒物的速度急剧增大,又因为有流体阻力面存在,从而使得该部位颗粒物的沉积分数比相同条件下口腔内的沉积分数明显增大. 在中小呼吸强度下,即呼吸强度 30 L/min 和 60 L/min 时,颗粒物

在咽部的沉积分数以及沉积分数随粒径的变化规律基本相同.但呼吸强度 90 L/min 时,沉积规律则发生较大变化;在高呼吸强度下,颗粒物在咽部的沉积

分数明显升高,特别是 0.5 μm 和 1.0 μm 小颗粒的表现尤为明显,且沉积分数随粒径的增大表现出较明显的下降趋势.

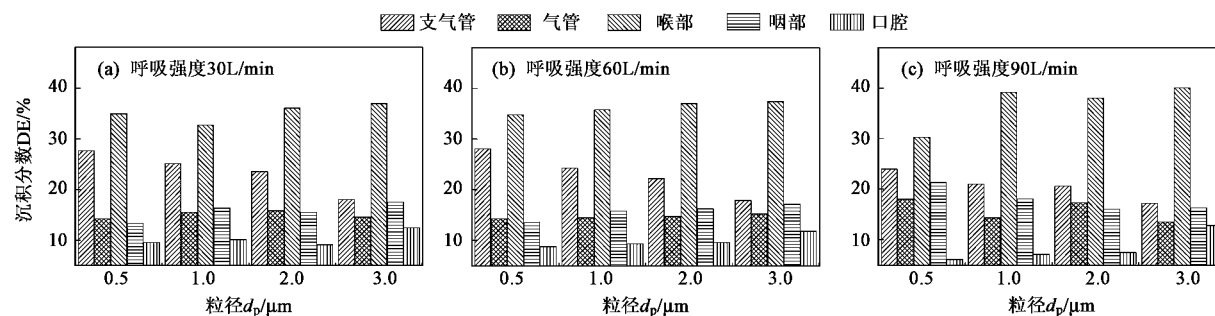


图 6 不同粒径颗粒物在上呼吸道不同部位的沉积分数

Fig. 6 Deposition fraction on different position of respiratory tract

进入气管的气流由于受到喉部声门处收缩型喷嘴结构的影响,气流朝向气管上部的前壁面,从而造成该部位较高的颗粒物沉积分数.从总体上看,颗粒物在气管内的沉积分数略小于咽部的沉积分数,但差别不大.呼吸强度 30 L/min 和 60 L/min 时,颗粒物在气管内的沉积分数以及沉积分数随粒径的变化规律基本相同;而呼吸强度为 90 L/min 时,沉积分数则有较明显的升高,且同样是 0.5 μm 小颗粒的沉积分数增加得更加明显一些.90 L/min 呼吸强度下,颗粒物在气管内的沉积分数随粒径的增大表现出一定的下降趋势.

从统计的几个部位来看,颗粒物在上呼吸道喉部的沉积分数最大;不同呼吸强度下,不同粒径颗粒物的沉积分数几乎均在 35% 左右.在喉部声门处,气流速度达到整个上呼吸道内的最大值,气流由咽部流入喉部时朝向喉部气道前壁面,使得颗粒物受到扰动较大,从而造成较高的沉积分数.颗粒物在喉部的沉积分数受呼吸强度和颗粒物粒径的影响相对较小,除呼吸强度 90 L/min 时 0.5 μm 小颗粒的沉积分数略小外,颗粒物在喉部的沉积分数随呼吸强度和颗粒物粒径变化不大.

在支气管中,上下 2 级支气管的分叉处为流体阻力面,使得该处的颗粒物沉积分数相对较高.从图 6 中可以发现,颗粒物在支气管内的沉积分数明显高于口腔、咽部以及气管的沉积分数;在不同的呼吸强度下,颗粒物在支气管内的沉积分数随粒径的增大表现出明显的下降趋势;呼吸强度为 30 L/min 和 60 L/min 时,颗粒物在支气管内的沉积分数以及沉积分数随粒径的变化规律基本相同;30 L/min 和 60 L/min 中小呼吸强度下支气管内的沉积分数明显高

于 90 L/min 呼吸强度下的沉积分数,这一点与颗粒物在口腔、咽部、喉部以及气管内的沉积情况不同.

4 结论

(1) 建立了一个从口腔到前 3 级支气管的人体上呼吸道几何模型和计算模型;数值模拟结果与实验结果基本吻合.

(2) 颗粒物在上呼吸道中运动的跟踪结果表明,口 T 顶处,颗粒物受气流回流扰动影响较大;颗粒物与咽部气道底部发生碰撞的几率较大;由于回流作用,颗粒物在喉部与气管上部交接处的沉积几率很小;由于支气管分叉处的阻力面作用,颗粒物在此区域内的沉积数较大.

(3) 颗粒物在上呼吸道内的总沉积分数随颗粒物密度的增大有一定程度的增加,而随粒径的增大有较大幅度的增加;高呼吸强度时的总沉积分数明显高于中低呼吸强度下的总沉积分数,且总沉积分数随粒径增大有更大幅度的增加.

(4) 颗粒物在口腔内的沉积分数相对较小,但随粒径的增大有较明显的升高.高呼吸强度下,颗粒物在咽部和气管内的沉积分数明显升高,但随粒径的增大有一定下降趋势.颗粒物在喉部的沉积分数最大,为 35% 左右,且受呼吸强度和粒径的影响相对较小.颗粒物在支气管内的沉积分数随粒径的增大有明显下降趋势,且中小呼吸强度下的沉积分数明显高于高呼吸强度.

参考文献:

- [1] Cheng Y S, Zhou Y, Chen B T, *et al.* Particle deposition in a cast of human oral airways [J]. *Journal of Aerosol Science and Technology*, 1999, 31(2): 286-300.
- [2] Zhang Z, Kleinstreuer C. Species heat and mass transfer in a

- human upper airway model [J]. International Journal of Heat and Mass Transfer, 2003, **46**(25): 4755-4768.
- [3] Imre S, Imre B, Werner H, *et al.* Effect of physical exertion on the deposition of urban aerosols in the human respiratory system [J]. Journal of Aerosol Science, 2002, **33**(7): 983-997.
- [4] Matida E A, Dehaan W H, Finlay W H, *et al.* Simulation of particle deposition in an idealized mouth with different small diameter inlets [J]. Journal of Aerosol Science and Technology, 2003, **37**(11): 924-932.
- [5] Matida E A, Finlay W H, Lange C F, *et al.* Improved numerical simulation of aerosol deposition in an idealized mouth-throat [J]. Journal of Aerosol Science, 2004, **35**(1): 1-19.
- [6] Grgic B, Finlay W H, Heenan A F. Regional aerosol deposition and flow measurements in an idealized mouth and throat [J]. Journal of Aerosol Science, 2004, **35**(1): 21-32.
- [7] Worth L P, Xi J X. Condensational growth may contribute to the enhanced deposition of cigarette smoke particles in the upper respiratory tract [J]. Aerosol Science and Technology, 2008, **42**(8): 579-602.
- [8] Jin H H, Fan J R, Zeng M J, *et al.* Large eddy simulation of inhaled particle deposition within the human upper respiratory tract Source [J]. Journal of Aerosol Science, 2007, **38**(3): 257-268.
- [9] Gradon L, Moskal A, Sosnowski T R. Estimation of separation efficiencies of aerosol particles in the upper parts of a human respiratory tract [J]. Chemical and Process Engineering, 2007, **28**(3): 465-473.
- [10] Lennon S, Zhang Z, Lessmann R, *et al.* Experiments on particle deposition in the human upper respiratory system Source [J]. Aerosol Science and Technology, 1998, **28**(5): 464-474.
- [11] Sturm R, Hofmann W. A computer program for the simulation of fiber deposition in the human respiratory tract Source [J]. Computers in Biology and Medicine, 2006, **36**(11): 1252-1267.
- [12] Wen I L, Edwards D A. Aerosol particle transport and deaggregation phenomena in the mouth and throat [J]. Journal of Advanced Drug Delivery Reviews, 1997, **26**(1): 41-49.
- [13] Zhang Z, Kleinstreuer C, Kim C S. Gas-solid two-phase flow in a triple bifurcation lung airway model [J]. International Journal of Multiphase Flow, 2002, **28**(6): 1021-1046.
- [14] Zhang Z, Kleinstreuer C. Low Reynolds number turbulent flows in locally constricted conduits; a comparison study [J]. AIAA Journal, 2003, **41**(5): 831-840.
- [15] Grgic B, Finlay W H, Heenan A F. Regional aerosol deposition and flow measurements in an idealized mouth and throat [J]. Journal of Aerosol Science, 2004, **35**(1): 21-32.