

人体肺支气管树内的气流分布研究

赖 伟 谭小苹 裴觉民

(四川大学 生物医学工程中心, 成都 610065)

摘要 在 Weible 的人体肺支气管树统计数据的基础上, 参照肺解剖图形, 运用流体网络理论建立支气管树在前 5~7 级为不对称分叉, 后面的分级为对称分叉的三参数集中参数模型。采用 GEAR 算法求解常微分方程组, 探讨在正常呼吸过程中气体在肺支气管树内不同分段的压力流量分布。在此基础上探讨了支气管局部受阻时, 肺支气管树内不同部位的压力和流量的分布状况, 并进行了比较。该模型对认识肺支气管树在生理、病理状态下的气流分布有重要意义。

关键词 肺支气管树 集中参数模型 气体压力流量分布

Air Distribution in the Bronchial Tree of Human Lungs

Lai Wei Tan Xiaoping Pei Juemin

(Biomedical Engineering Center, Sichuan University, Chengdu 610065, China)

Abstract A three-element model of lumped parameter based on the statistic data of Weible's symmetric model and on the reference anatomic figures of the bronchial tree of the lungs has been proposed using the fluid network theory. It was assumed that the upper five or seven generations of the twenty-four generations of the respiratory airway are asymmetric, while the rest are symmetric. GEAR method was used to solve the ordinary differential equations. The pressure and flow rate distributions in different positions of the lungs during normal respiration and partial bronchial obstruction were compared, respectively. This model has great significance in finding out the air distribution in the human bronchial tree under various physiological and pathological conditions.

Key words Bronchus Lumped parameter model Pressure and flow rate distribution

1 前 言

人体肺支气管树为一个具有 24 级分岔倒树杈结构的复杂系统, 支气管树的几何形态及尺寸对气体的导流和分配起着至关重要的作用。此外, 管壁的力学性能对气流分布也有一定影响。在病理状态下, 由于不同部位支气管管径与其力学性质发生变化, 会导致气流分布发生变化。依靠目前的活体检测手段, 只能通过示踪气体定性观测气流分布, 间接测到肺内压和主气道压力, 无法定量检测出支气管树内不同部位的气体流动状况和压力分布。目前, 不少学者通过建立数学模型研究气道阻力压降, 探讨肺机械通气或记录肺呼吸压力流量曲线时, 均建立在 Weible 的对称肺支气管分叉的条件下。如 Ginzburg 等^[1]建立了具有 24 级串联电路的集中参数模型, 研究对称二分叉支气管树各级管道在平静呼吸时气道

阻力, 只得到压差为最大幅值时沿气管树分级的压力分布。Renotte 等^[2]建立多路分支对称模型, 对医疗中经常采用的体积描述法做进一步的理论研究。Baruch 等^[3]研究了气体在对称分岔气道内的往复流动, 得到了三种不同流量下的雷诺数, 并对呼吸周期内的流态做了分析。Gudio 等^[4]建立了三段气管树模型, 研究呼吸周期内呼吸系统吸入阻力的变化。

我们在 Weible 的人体肺支气管树统计数据的基础上, 观测分析肺支气管树的非对称特征, 运用流体网络理论^[5], 建立三参数的集中参数模型, 并采用 GEAR 算法^[6]以解决在求解常微分方程组的过程中所出现的刚性方程问题。探讨了呼吸过程中在正常与支气管树局部阻力增大情况下, 气体在肺支气管树内不同分段的压力流量分布。该模型对认识肺支气管树在生理、病理状态下的气流分布变化, 探讨尘埃在支气管内的沉积有重要意义。

2 网络模型的建立与计算方法

肺支气管树为一个不断分叉的倒树状结构,到 23 级时的分支数达近千万。由于人的呼吸频率很低,可以认为气体的波幅仅是时间的函数,而与空间位置无关,这样气体在整个支气管树内的往复流动状况可用集中参数交流流体网络来描述。集中参数考虑气道阻力,呼吸过程中的管腔弹性变形以及气

(3)流阻 R 参数包含了气体的沿程流阻和分叉带来的局部阻力。计算中考虑吸气与呼气时的不同分叉效应,以不同的 ξ 值表达。沿程流阻满足贝肃叶公式。

(4)末端流容反映了肺泡的顺应性,流阻包含了气体通过呼吸膜的阻抗。

主干部分支气管树及编号如图 1 所示。

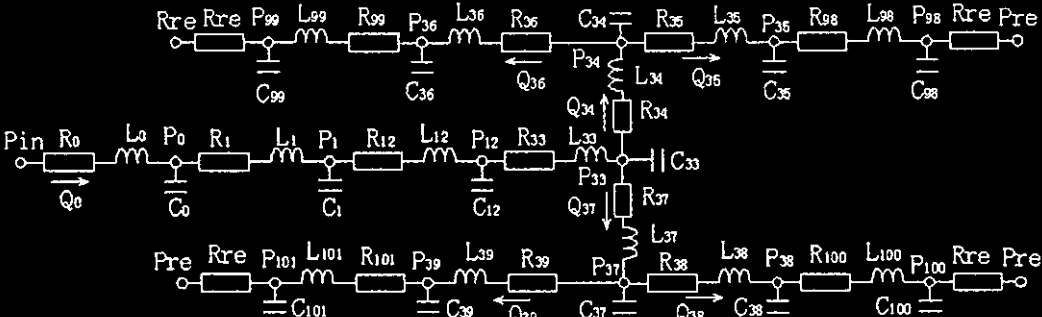
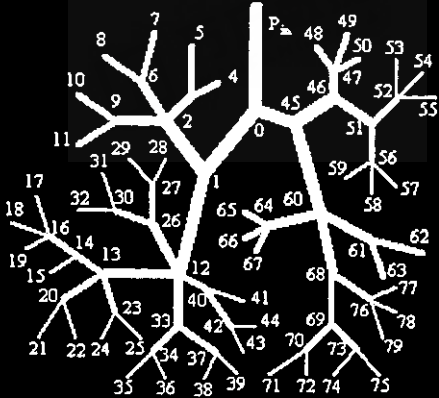


图 2 通往右肺底部一支流体网络示意图

Fig 2 Illustration of fluid network of one branch from trachea to the base of the right lung

针对任一单元可得到以下两个方程

$$\frac{dP_i}{dt} = \frac{Q_i - Q_{i+1}}{C_i} \tag{1}$$

$$\frac{dQ_i}{dt} = \frac{R_i}{L_i} Q_i + \frac{P_{i-1} - P_i}{L_i} \tag{2}$$

其中流阻、流感与流容分别为:

$$R_i = \frac{128\mu l_i}{\pi d_i^4} + \frac{8\xi\rho}{\pi^2 d_i^4} Q_i, L_i = \frac{4\rho l_i}{\pi d_i^2}, C_i = \frac{\Delta V_i}{\Delta P_i}$$

式中: ξ 为分叉系数,吸气时取值 0.3~0.9,呼气时为吸气时的反数。Q 为气体流量;V 为每管段的

体积;P 为管段内的压力;d 为管道直径;l 为管道长度。流容 C 值是在 Ginzburg 根据 Harry^[1]测到的狗支气管体积 vs 压力变化曲线确定的直径与流容关系的基础上,插值获得。入口压力 Pin(曲线见图 3a),通过拟合呼吸生理曲线得到,其幅值为 0.4~0.6 cm H₂O(只考虑气管树的压降,不考虑从鼻到喉部的压降)。末端压力 P_{re}恒为零。

整个模型共含有 126 个单元,包含 252 个常微分方程。由于方程组中各系数间的差异高达 10⁶,故采用适于求解刚性方程组的 GEAR 算法,求解以管

段流量和节点压力为未知数的常微分方程组。

计算表明,若将 Weible 的对称化模型测量参数直接用于计算非对称的支气管树网络模型,其结果不合理。为此,我们首先建立非对称支气管阻力参数模型,在气体从 0 级主气管到肺泡端压降相同的前提下,调整支气管直径与长度,以保证分叉的气体流量与其管辖面积比率基本一致。在此基础上,计算三参数的网络模型。由于 R 是流量的函数,故每一时段都须迭代计算。GEAR 算法能够根据精度要求,自动调整时间步长,本计算的步长约为 $3 \times 10^{-7} \text{s}$ 。

3 结果与讨论

运用此模型,计算得出平静呼吸下肺部的通气

量约为 5 L/min ,与生理数据一致;此外压力与流量相位基本一致,这与实际情况相符。我们计算了正常情况和局部气道受阻时,支气管树各段在呼吸周期中任意时刻的压力和流量。本文仅给出正常情况下通往右肺底部支路的压力分布和流量分布(见图 3)。假定在通往左肺底部的第 6 级气道处产生阻塞,将第 71、72 管段的直径减小 45%,使局部区域的阻力增大,其余条件不变,计算出的结果见图 4 所示。

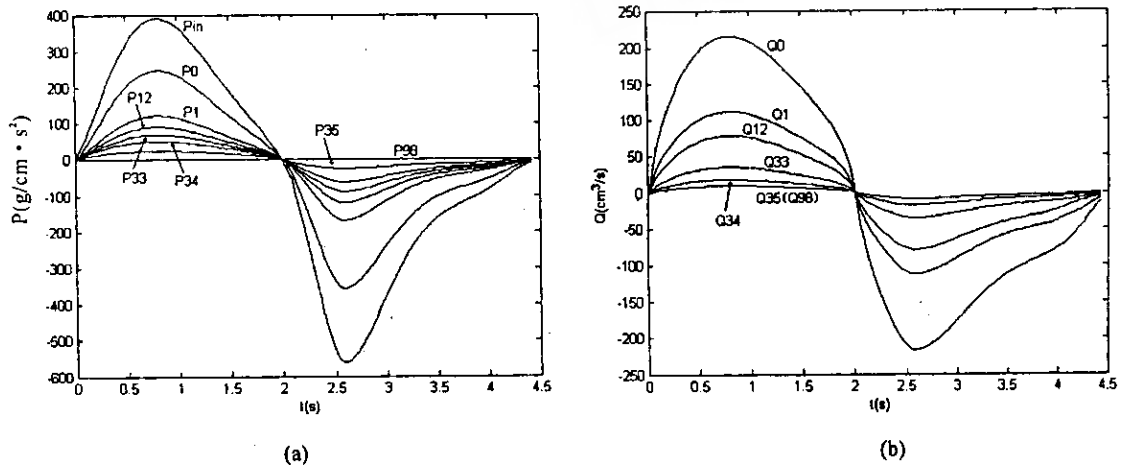


图 3 通往右肺底部支路的压力和流量分布图

(a) 压力分布图; (b) 流量分布图

Fig 3 Pressure and flow rate distribution of single way from trachea to the base of the right lung

(a) Pressure distribution; (b) Flow rate distribution

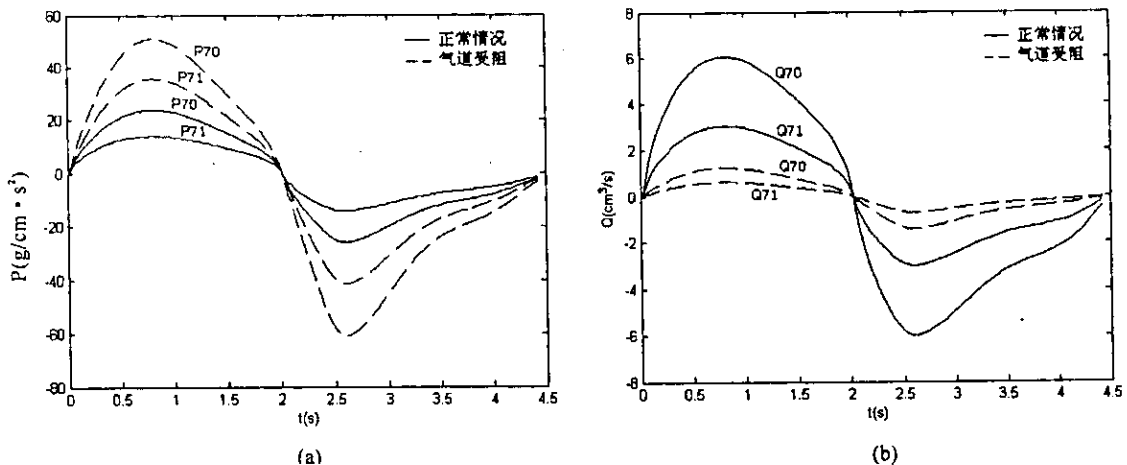


图 4 通往左肺底部支路气道在正常与受阻情况下压力和流量的比较

(a) 压力变化图; (b) 流量变化图

Fig 4 Comparison of pressure and flow rate between normal condition and bronchial obstruction

(a) Changes of pressure; (b) Changes of flow rate

从图 3 可以看出,支气管树前 3 级所产生的阻力约占人体支气管树总阻力的 75%,主要是因为 3 级管道内的流速远大于后续分支管道内的流速。笔者在计算体现阻力的参数 R 时,考虑了管道分岔产生的局部阻力,这部分阻力基本上与流速呈线性关系,流速越大,则阻力越大。图 3b 中,第 35 管段和第 98 管段流量(Q35 和 Q98)都已经很小,两条曲线在图中接近重合。

从图 4 可以看出,当支气管的局部管道受阻时,导致该管段及与之相连的上一级管段的压力上升,流量下降,气体分布在局部区域发生了改变。由于受阻部位较低,局部区域流量的最大变化量只有 5 cm³/s,对于整个气管树 233 cm³/s 的最大流量的影响还是微小的。

减小右肺大部分支气管树的流容至原来的万分之一,(相当于各气管段趋于刚性管),计算结果与原结果相差小于 1%;增大流容,气体流量相位有所超前,与实际不符。由此说明气体在肺支气管树中的流动中流阻是起主导作用的。

4 结 论

(1)由于人的呼吸频率很低,气体在整个支气管树内的往复流动状况可用 RCL 集中参数流体网络来描述。(2)若考虑支气管树生长的非对称性特征,必须根据肺支气管树的实际几何参数,对 Weible 对

称化模型的统计参数加以调整。(3)计算表明,管径引起的气管段阻力变化对气体压降与流量的分布影响较大,管壁的顺应性以及气体惯性对气道内气体压力流量分布影响较小,其原因是气道内的压力值及变化幅度都不大,流速也较低的缘故。

参 考 文 献

1 Ginzburg I, Elad D. Dynamic model of the bronchial tree. *Journal of Biomedical Engineering*, 1993; 15(4) : 283

2 Renotte C, Remy M, Saucez Ph. Dynamic model of airway pressure drop. *Meical & Biological Engineering & Computing*, 1998;36(1) : 101

3 Baruch B. Lieber, Yao Zhao. Oscillatory flow in a symmetric bifurcation airway model. *Annals of Biomedical Engineering*, 1998;26(5) : 821

4 Guido Avanzolini, Paolo Barbini, Fabrizio Bernardi, *et al.* Role of the mechanical properties of tracheobronchial airways in determining the respiratory resistance time course. *Annals of Biomedical Engineering*, 2001;29(7) : 575

5 Luo ZhC. Fluid network theory. Beijing: China Machine Press, 1988 : 10-87[罗志昌. 流体网络理论,北京:机械工业出版社, 1988 : 10-87]

6 Xu ShL. Collection of common arithmetic of C Language. Beijing: Tsinghua University Press,1996 : 206-210[徐士良. C 常用算法程序集,北京:清华大学出版社,1996 : 206-210]

7 Y. C. Fung. Biomechanics. Beijing: Science Press,1983 : 383 [冯元桢. 生物力学,北京:科学出版社,1983 : 383]

(收稿:2003-01-07 修回:2003-03-12)