

人体呼吸系统的流体动力学研究

徐建军 钱民全

(中国科学院力学研究所)

人所共知,呼吸过程对于人类有着生死攸关的意义,当某人失去生命时,人们会以“停止了呼吸”来形容.多少年来,生理学家、解剖学家及医学家们都曾从医学角度对肺功能及呼吸的意义作过许多深入的观察与研究,了解到呼吸过程的不少生理学规律.但是我们也看到,对于这样一个极为重要的生命活动现象,真正从生物流体力学角度进行精密地定量研究,还仅仅是最近一、二十年的事,而在我国则更是刚刚开始,有许多工作还等待着有志于此的力学工作者去开拓.

本文将简单介绍入肺呼吸流体力学研究的一个方面:在肺呼吸过程中,气体中的各种成份(诸如 CO_2 , N_2 , O_2 , 尘埃等等)是如何变化、交换和分布的.即流动系统中的物质输运问题.

一、人肺的力学模型

关于人肺的解剖学模型,曾有过不少研究,但目前最为人们所接受,并适用于理论研究分析计算的,是1963年Weibel提出来的^[1].他对人肺曾进行过

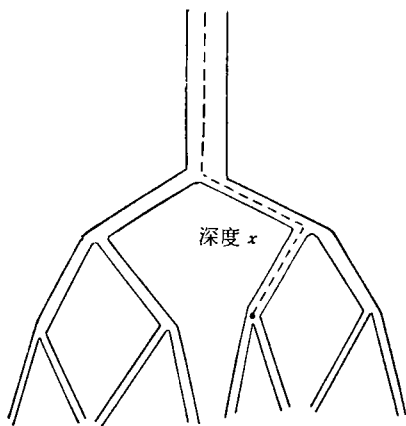


图1 Weibel 肺模型示意图

仔细的解剖与分析,最后把人肺的支气管树简化为如下一种分叉管道系统;最初一个主气管分裂为二,成为第一代支气管;这第一代支气管在一定长度上又各自一分为二形成第二代支气管;然后到一定长度后再分叉.如此延绵,直到产生第23代支气管(其总数达 2^{23} 支).如果令 x 为世代数,Weibel给出了一些典型的分布函数 $l(x)$, $A(x)$:它们分别表示第 x 代支气管的平均长度及总截面积.图1给出了Weibel模型的示意图.

当然,实际的肺支气管树极为复杂,支气管弯弯曲曲,分叉随机地取成各种不同角度,这些参数也应有重要的生理学意义.我们从流体力学角度考察可以指出:正是这些因素使得支气管中的流动有着许多大大小小的涡漩.管道中的流速剖面将变得十分复杂.我们不能把这种流动当成是Poiseuille流动,平均说来它应当被看做是一种均匀的流动,再迭加一些大小不同的脉动.

这样,我们便可把分叉管系全部理直,认为分叉、弯曲效应表现为将管内流动状态从抛物线型改变为均匀型.从而肺模型得到大大简化,其基本参数只有 $\{l(x), A(x)\}$,整个呼吸过程便可在某种一维理论中加以分析处理.

二、呼吸交换的流体力学理论

前面已提到,呼吸的基本作用是进行 O_2 - CO_2 的交换.假定气体不可压(因为气体流速远小

于声速)并且等温.因此,在呼吸过程中体积是守恒的.下面具体介绍一下这方面的进展情况.

1. 一维变截面积刚管模型

根据上述 Weibel 肺模型参数分布,作一变截面的旋转管道(图 2). 设呼吸时,流体平滑地通过此管道,形成一轴对称的流面. 我们选坐标面 $y = \text{常数}$, 正好为这一流面族; 而坐标面 $x = \text{常数}$, 与之正交. 管道的曲面截面积 $A(x)$ 正好等于气体进入肺部深度为 x 时的气管总截面积. P. W. Scherer 等人^[2]参照 Weibel 的数据曾取

$$A(x) = \frac{k}{(a-x)} \quad (1)$$

其中 $a = 40.2\text{cm}$, $k = 50\text{cm}^3$.

这是因为在实际肺中,当 x 接近于最后几代支气管时,总截面积 $A(x)$ 剧增的缘故. 在这个模型中,把 $x = a$ 附近区域看作肺泡区域,忽略了肺泡沿气路的分布,呼吸过程视为两种不同的混合气体的一维不定常运动. 气体 (I) 为吸入的新鲜气体,气体 (II) 为肺中的残存气体. 两者之间存在一接触面 $x^*(t)$. 该面在吸气时,象活塞一样将气体 (II) 推向肺泡区域 $x = a$. 在正常呼吸时, $x^*(t)$ 不会很接近 a 点,一维模型大致还是很适宜的.

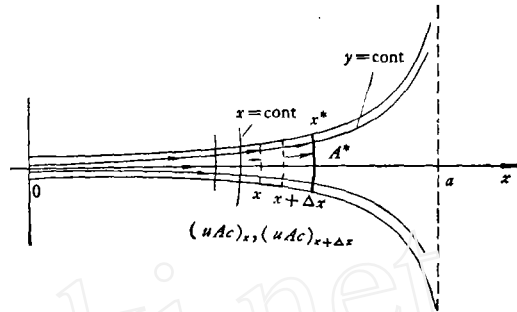


图 2 一维变截面刚性管道模型示意图

取一小截管道 Δx , 分析流体体积及所含成份的物质守恒,不难得出如下基本方程组

$$(1) \text{ 连续性方程} \quad \frac{\partial}{\partial x} \{uA(x)\} = 0 \quad (2)$$

$$(2) \text{ 质量守恒方程} \quad \frac{\partial}{\partial t} (cA) + \frac{\partial}{\partial x} \{uA(x)c\} = \frac{\partial}{\partial x} \left\{ DA \frac{\partial c}{\partial x} \right\} + \dot{Q} \quad (3)$$

或者

$$\frac{\partial c}{\partial t} + \left(u + D \frac{d \ln A}{dx} \right) \frac{\partial c}{\partial x} = D \frac{\partial^2 c}{\partial x^2} + \dot{q} \quad (3)'$$

这里 u 为 x 方向流速; c 为气流中某一特定组份; D 为扩散系数, \dot{Q} , \dot{q} 分别为该种组份在管道中的产生率的体密度和线密度.

设在口腔处 ($x = 0$), 流速为 u_0 , 截面积为 A_0 , 则由 (2) 式推出

$$u(x, t)A(x) = u_0 A_0 = V_i(t) \quad (4)$$

而由接触面上 ($x = x^*(t)$) 条件

$$u^* = u(x^*, t) = \frac{dx^*}{dt} \quad (5)$$

可得出

$$A(x^*)dx^* = V_i(t)dt$$

再利用 (1) 式可解出

$$x^*(t) = a \left\{ 1 - e^{-\frac{V_i(t)}{k}} \right\} \quad (6)$$

因而,流动过程完全由吸入气体的体积流量 $V_0(t)$ 确定.

为很好地理解呼吸中的物质交换过程,可设想如下一种实验: 作一次呼吸,吸入纯 O_2 , (气体 (I)). 肺中残存气中含有 CO_2 , N_2 等等, (气体 (II)). 以 N_2 作为示踪剂,考察其浓度分布及替换过程. 由于 N_2 不发生任何生、灭、转化过程,从而 $\dot{Q} = \dot{q} = 0$; 另外,当 x^* 距 a 点足够远时,管

道变化不十分剧烈,从而 $D \frac{d \ln A}{dx} \ll u$, 我们可忽略 $D \frac{d \ln A}{dx}$ 项不计. 最后, 在接触面 x^* 上浓度 c_{N_2} 的梯度最大, 扩散作用最显著, 而扩散层很薄, 我们不妨只限于在此一薄层内求解方程(3)'. 因而可将 $u(x, t)$ 近似地取为 $u^*(t) = \frac{dx^*}{dt}$, 得简化方程

$$\frac{\partial c}{\partial t} + u^*(t) \frac{\partial c}{\partial x} = D \frac{\partial^2 c}{\partial x^2} \quad (7)$$

我们希望经过一系列简化后, 得到一种分析解, 为此还需对边值条件作简化.

先作坐标变换, 将坐标原点放在 x^* 上, 即

$$\xi = -x^* + \int_0^t u^*(t) dt \quad (8)$$

(7)式即可简化为

$$\frac{\partial c}{\partial t} = D \frac{\partial^2 c}{\partial \xi^2} \quad (9)$$

而初条件取为: 当 $t = 0$ 时,

从口腔到接触面上 ($0 < \xi < \infty$):

$$c = 0 \quad (10)$$

在气体 (II) 区域 ($\xi \leq 0$):

$$c = c_a \text{ (常数)}$$

边条件: 当 $t > 0$ 时

$$\left. \begin{aligned} \xi \rightarrow \infty \quad c &= 0 \\ \xi \leq 0 \quad c &= a \end{aligned} \right\} \quad (11)$$

这里认为气体 (II) 体积很大, 在一次呼吸中 c_{N_2} 可视为不变. 而口腔处与一长管道相连. 于是求解(9)—(11), 得到

$$c(\xi, t) = \frac{c_a}{\sqrt{\pi}} \int_{\frac{\xi}{2\sqrt{Dt}}}^{\infty} e^{-x^2} dx = c_a \operatorname{erfc} c \left\{ \frac{\xi}{2\sqrt{Dt}} \right\} \quad (12)$$

由此容易导出在口腔处浓度 c 随吐气量 V_e 的变化

$$\frac{c(V_e)}{c_a} = \operatorname{erfc} \left\{ \frac{[a e^{-\frac{V_T}{k}} (e^{(V_T - V_e)/k} - 1)]}{\sqrt{4D(\tau + H + \tau_e)}} \right\} \quad (13)$$

其中 V_T 为总吸气体积, D 为 O_2-N_2 分子扩散系数, (取为 $0.25 \text{ cm}^2/\text{sec}$), τ 为吸气总时间长度; H 为吸、呼时间间隔; τ_e 为呼出 V_e 体积气体时所用时间长度.

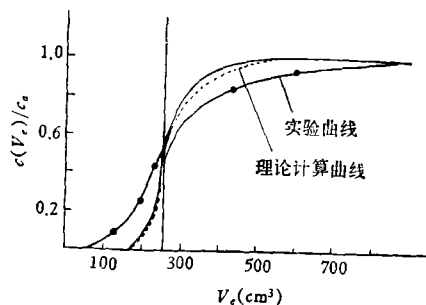


图3 一次呼吸过程中口腔处的浓度变化(取 $k = 66 \text{ cm}^3$, $a = 40 \text{ cm}$)

实验与理论结果的比较见图3. 从图可见, 两者定性上十分相似, 都有一个拐点. 从定量上看, 实验曲线比较平坦, 说明实际上 N_2 的弥散要比分子扩散更为严重. 或者说, 除去分子扩散之外, 还存在其它被忽略的扩散机制. 这是很自然的, 我们还可以列举如下的扩散机制出来: (1) 由于涡旋运动引起的扩散; (2) 由于同一代分叉管长度, 直径不均匀引起的弥散作用. 这种不均匀性使原先保持在同一平面上的质点, 在进入这一代分叉管之后, 也会变得参差不齐, 弥散开来. 总之, 在理论计算中, 更加合理地是选用一

种等效扩散系数 D^* 。

当然,上述模型有缺点,没有考虑肺泡沿气路的分布,以及肺泡的胀缩作用。这些均有必要加以改善。

2. 双层管道模型

为克服上述模型的缺点,目前不少人采用了一种修正模型,以求数值解^[2]。我们假定在上述模型的变截面管壁上升有许多小孔,并和外面一层包着的弹性肺泡层相连通。在呼吸时,这些肺泡,一个个均匀地、等体积地收缩与膨胀着,在每个肺泡中的气体浓度是均匀的,而且与管道中当地浓度相等(图4)。

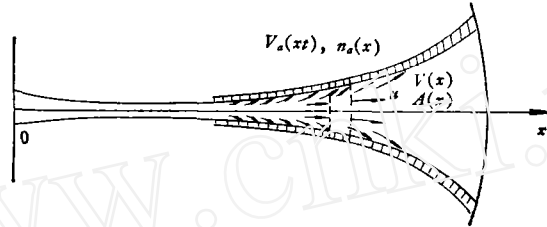


图4 双层管道模型示意图

引入符号: N_{aT} 为肺泡总数目; V_{aT}^0 为肺泡初始总体积; $n_a(x)$ 为单位长度中肺泡数密度, $V_a(x,t)$ 为单位长度上肺泡的总体积; $V_i(t)$ 为吸入气体体积; Q 为管道中体积流量。

由于吸入气体 V_i 后,肺泡必须膨胀同一大小体积以容纳增多气体,所以有如下肺泡工作特性关系式

$$V_a(x,t) = \frac{V_i(t) + V_{aT}^0 n_a(x)}{N_{aT}} \quad (14)$$

连续性方程为

$$\frac{\partial [uA(x)]}{\partial x} = -\frac{\partial V_a}{\partial t} = -\frac{n_a(x)}{N_{aT}} \dot{V}_i(t) \quad (15)$$

扩散方程

$$\left(1 + \frac{V_a}{V}\right) \frac{\partial c}{\partial t} + u \frac{\partial c}{\partial x} = \frac{1}{A} \left(DA \frac{\partial c}{\partial x}\right) + \dot{q} \quad (16)$$

其中 V 为单位长度上管道的体积。

对于一次呼吸实验,可更好地取如下边界条件

(1) 当 $x \rightarrow x_{\max}$ 时,

$$\frac{\partial c_{N_2}}{\partial x} = 0 \quad (\text{末端封闭})$$

(2) 当 $x = 0$ 时

吸气时

$$J|_{x=0} = \left[-D \frac{\partial c_{N_2}}{\partial x} + u c_{N_2}\right]_{x=0} = 0$$

$$\text{呼气时} \quad \frac{\partial c_{N_2}}{\partial x} = 0$$

初条件当 $t = 0, 0 < x < x_{\max}$ 时, $c_{N_2} = c_a$ 利用上述条件,采用差分方法求解,便可得出我们

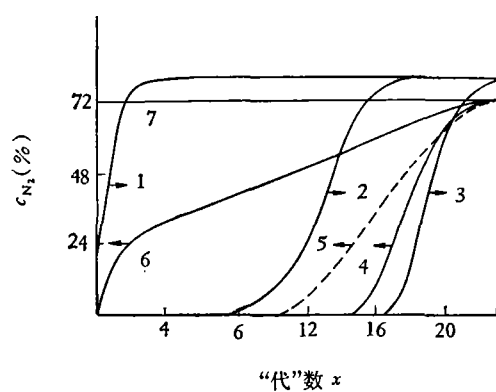


图5 在一次呼吸过程中浓度 c_{N_2} 沿深度分布设口处 $u_0 = U_0 \sin\left(\frac{2\pi}{T} t\right)$, $T = 2.8\text{sec}$ 各条曲线的 t 值为: 曲线1 0.175sec, 曲线2 0.35sec, 曲线3 0.875sec, 曲线4(开始呼吸) 1.40sec, 曲线5(分析解剖面) 1.40sec, 曲线6 1.75sec, 曲线7 2.8sec(呼吸终止)

所需要的全部结果—— c_{N_2} 沿深度 x 的分布与变化。以吸入量为 700ml 纯 O_2 ，吸气时间 8 秒，原始浓度 $c_a = 81\%$ 为例，Scherer 等人提出了在整个呼吸过程中的 c_{N_2} 分布曲线(见图 5)。当然，这种曲线用实验方法是无法得到的，这或许也是理论研究的意义之一吧。

三、问题的进一步提出——气溶胶粒子在肺部的沉积^[3,4]

前面对一次纯 O_2 呼吸过程研究的成功增强了人们对双层管道模型的信心。在以后当我们需要研究更为复杂,更切合实际的呼吸问题时,就自然会采用这个模型了。

在环境保护,工业劳动卫生,呼吸道疾病治疗中,人们常遇到的是呼吸气体不仅是一种多成份混合气体,而且还是一种气溶胶体。有一些细小的固体粒子(比如尘埃、烟雾等)或液体粒子(比如药物溶液雾等)悬浮其中,非常重要的一个问题是确定这些粒子在呼吸过程中在不同深度的沉积率。不仅需要知道粒子在肺中的总沉积率(这是可以实际测定的);更重要的是要知道沉积率在各个部位的分布。譬如在医疗实践中,我们把药物化为雾状让病人吸入肺中,为了提高疗效,人们总希望这些药物粒子大量地沉积在所需要的部位上;再如,在劳保、环保工作中,我们也需要对空气中不同灰尘粒子在呼吸道的沉积情况有所了解,从而法定出可以允许的灰尘粒度与含量的界限。这一系列问题的处理虽然会比前面叙述的复杂得多,但是仍然可以在双层管道模型的基础上求解。只是这里必须把方程中的浓度 c 理解为粒子浓度, q 理解为粒子的沉积函数, D 理解为某种表现扩散系数罢了。

麻烦的事情是确定函数 q ,它是由好几种粒子沉积机制确定的(包括惯性沉积、重力沉积、扩散沉积等等)。而扩散过程也不止一种,除去布朗扩散外,还有涡漩运动、分叉不均匀等引起的扩散。要完全从理论上处理 q 及参数 D 是十分困难的事。不过,近十年来,人们根据气溶胶体力学的知识以及经验关系式,也曾作了不少理论计算并取得了初步可实际应用的结果,限于篇幅,这些就不详细介绍了。还要说明,如果气溶胶粒子不是刚性球状粒子而是纤维状可变形粒子时,这种在实际中十分有意义的研究,到目前为止还确实没有认真进行。

参 考 文 献

- [1] Weibel, E. R., *Morphometry of The Human Lung*, Berling, Springer-Verlag (1963).
- [2] Scherer, P. W., et al., *Bulletin of Mathematical Biophysics*, 34 (1972), 393—412.
- [3] Yu, C. P., *Bulletion of mathematical Biophysics*, 40 (1978), 693—706.
- [4] Taulbee, D. B. & Yu, C. P., *J. Appl. Physiology*, 38 (1975), 77—85.

第一届全国湍流、边界层、流动稳定性 学术会议在武汉召开

中国力学学会主持召开的第一届全国湍流、边界层、流动稳定性学术会议于 1982 年 10 月 25 日—29 日在武汉举行,42 个单位的 68 名代表来自全国有关科研机构,高等院校和国防部门。周培源教授参加了会议并在会上作了题为湍流理论研究的报告。会上交流的学术论文有 43 篇。与会者还介绍了英国、美国、日本等国家的湍流研究情况。

会上报告的论文涉及面较广,有湍流和流动稳定性的基本理论,混合层和边界层拟序结构,溢流边界层特性,边界层的分析与计算,射流噪声以及有关大气、船舶、明渠水流和管流等边界层流动,水工中的流速脉动及壁压脉动,高含沙水流紊动等方面的应用研究。其中有些论文理论水平较高,有些在实验上取得了新的成绩,有些已开始将湍流边界层的研究成果应用于生产实际。

参加这次会议的论文作者中中年科技人员占 89%。全体代表的平均年龄为 44 岁,青年科技人员占 70%。

(魏中磊 许慧己)