

有害ガス環境基準への工学的アプローチ (第1報)

京都大学工学部 正会員 工博 平岡正勝

学生会員 工修 武田信生

1. 緒言

最近公害問題への関心が高まるにつれて、有害ガスの生活環境および労働環境における許容濃度の問題が論じられている。この問題に関しては、主として動物のばく露実験の知見から多くの研究が進展しているが、比較的low濃度の有害ガスが長期間にわたって人体に及ぼす影響、とくに体内への蓄積などを推定することは困難である。しかつて人体による直接ばく露実験の困難な分野に工学的手法を導入し、併用する必要があると考える。すなわち、まず正常呼吸時のガス交換現象を速度論的に解析して合理的な呼吸モデルを組立てることができれば、このモデルについて電子計算機によって長時間ばく露の理論実験を行なうことができ、有害ガスの影響を従来よりは定量的に推定できる可能性があると考えられる。本研究はこのような目的に沿って合理的な呼吸モデルを組立てるための一つの試みとして行なったものである。

2. 呼吸モデルとガス交換速度

肺臓を Fig. 1 のようにモデル化し、ガス交換は肺胞とそれに接触している平行毛細管中の血液との間で行なわれるものとし、つぎのように定式化した。

血液中心体分圧：血液を Plug flow と考え、ガス交換速度を R とすると、保存式は

$$Dc_i/dt = \partial c_i/\partial t + U(t) \partial c_i/\partial x = R_i \quad \dots (1) \quad \text{ガス交換速度は総括拡散容量 } \mathcal{Q}_L \text{ を用いて}$$

$$R_i = \mathcal{Q}_L (P_i - P_{ci}) / V_c \quad \dots (2) \quad \text{で表わされる。} (1), (2) \text{ 式と平衡関係を表わす}$$

Effective solubility $a = \partial c/\partial p$ を用いて $D P_i/dt = \mathcal{Q}_L (P_i - P_{ci}) / V_c / a_i \quad \dots (3)$ となる。一方血流速度は Pulse 状の流れを表わすために $U(t) = (K a t / t_0) [\exp(-a t / t_0) - \exp(-a)]$ ($0 \leq t \leq t_0$) $\dots (4)$ を用いた。ここに a はパルスの大きさを表わし、 K は平均流速の大きさを表わすパラメーターである。(3), (4) 式によって毛細管中の気体分圧分布が時間と距離に対して求まる。

気相側気体分圧：Fig. 1 のモデルにより気体が理想状態式にしかたうものとするれば、吸入期、呼出期に対してそれぞれつぎの式が成り立つ。

吸入期

$$d P_{ci}/dt = \{ - (dV_A/dt) P_{ci} + Q_{DA} P_{Di} - (T_B P_i V_c / T_0 L) \int_0^L R_i dx \} / V_A \quad \dots (5)$$

$$d P_{Di}/dt = [Q_{ED} T_B P_{ci} / T_E - Q_{DA} P_{Di}] / V_D \quad \dots (6)$$

$$Q_{DA} = dV_A/dt + (T_0 P_i V_c / T_0 (P_i - P_{DHO})) L \sum_1^M \int_0^L R_i dx \quad \dots (7)$$

$$Q_{ED} = T_E Q_{DA} (P_i - P_{DHO}) / T_B T_E \quad \dots (8)$$

呼出期

$$d P_{ci}/dt = - \{ (dV_A/dt + Q_{AD}) P_{ci} + (T_B P_i V_c / T_0 L) \int_0^L R_i dx \} / V_A \quad \dots (9)$$

$$dP_{Bi}/dt = [Q_{AD} P_{Ai} - Q_{DE} P_{Di}] / V_D \dots (10)$$

$$Q_{AD} = -dV_A/dt - (T_B P_B V_C / T_s (P_E - P_{AHO})) \sum_{i=1}^M \int_0^L R_i dx \dots (11)$$

$$Q_{DE} = Q_{AD} \dots (12)$$

3. 研究結果

Fig. 2 は (4) 式の血流速度を表わす。Figs 3, 4 は (3), (4) 式から求めた血液中の O_2 , CO_2 の分圧分布を示す。これらの結果から求めた気体の移動速度を Fig. 5 に示す。移動速度は血流速度と相似した関係があることがわかる。またパルスの大きさは全移動量にあまり大きな影響を与えないという結果になる。

(5)~(11) 式を用いた気相側の結果の一例を Fig. 6 に示した。定常呼吸状態では吸入開始時と呼気終了時の分圧は一致せねばならないが、パラメーターのとり方によって分圧の変化が大きく、この系はかなり不安定であることがうかがえる。Fig. 6 は換気量が過小であり、このモデルでは適当な換気量がとれないと即座に気相側分圧が異常値を示すことになる。これは分圧変化がフィードバックされるようなモデルになっていないことに起因するのであろう。さらに一酸化炭素の影響についても考慮しなが、発表の際にゆずる。

【記号】

A: Cross sectional area
 α : Effective solubility
 C: Concentration
 D_A : Overall diffusing capacity
 L: Length of capillary
 M: Number of species
 P: Partial pressure or total pressure
 Q: Volumetric flow rate
 R: Gaseous exchange rate
 T: Temperature
 t: Time

t_B : Period of heart beat
 u: Velocity
 V: Volume
 x: Distance from the inlet of capillary
 α, k : parameter, $\tau = t/t_B$
 A: Alveolus i: species
 B: Body s: standard
 b: Blood ij: i to j
 C: Capillary
 D: Dead space
 E: Environment

【文献】

R. W. Flumenfelt & E. D. Crandall; A. I. Ch. E. National Meeting, Salt City, Utah (1967)
 W. O. Fenn & H. Rahn ed.; Handbook of Physiology, Sec. 3, vol. 1, Am. Physiol. Soc. (1964)

