СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Баркаган З. С.* Геморрагические заболевания и синдромы.— М. : Медицина, 1988.— 528 с.
2. *А. с. 1160726 СССР*, МКИ³ G 01N1/08. Способ моделирования тромбогеморрагического синдрома / Я. М. Ена, В. Г. Черкасов, И. П. Козярин и др. // Открытия. Изобретения.— 1985.— № 21.— С. 257—258.
3. *Oka K., Tanaka K.* Interavascular Coagulation in Autopsy cases with liver diseases // Thrombos. Haemostas.— 1979.— **42**, N 2.— P. 564—570.
4. *Tanaka K., Imamura T., Watanabe T.* Pathology of Disseminated Intravascular Coagulation (DIC): An Autopsy Survey // Acta Haem. Jap.— 1978.— **41**, N 6.— P. 1048—1056.

Киев. мед. ин-т им. акад. А. А. Богомольца
М-ва здравоохранения УССР

Материал поступил в редакцию 17.05.88

УДК 616.24.092

М. С. Рамм, В. Б. Сериков, В. П. Шульга, Н. А. Беляков

Моделирование нестационарного тепломассообмена воздуха в легких

Кондиционирование воздуха в дыхательных путях представляет собой циклический процесс, включающий период согревания и увлажнения воздуха в бронхиальном дереве на вдохе и обратный период на выдохе. Интенсивность этого процесса определяется состоянием дыхательных путей, характером дыхания, температурой и влажностью атмосферного воздуха. В этой связи изучение тепло- и массообмена воздуха с окружающей средой представляет определенные трудности. Для изучения кондиционирующей функции легких используется регистрация температуры выдыхаемого воздуха [7], определение температуры воздуха на различных уровнях дыхательных путей [9], а также математическое моделирование тепло- и массообмена воздуха в легких [2]. Физиологические исследования позволили ответить на вопрос об участии верхних дыхательных путей и бронхиального дерева в кондиционировании воздуха. Доказано, что этот процесс не ограничивается носоглоткой, а происходит на всем протяжении респираторного тракта [9]. Однако методы регистрации интегральных параметров — температуры и влажности на выдохе не позволяют выявить основные факторы, определяющие кондиционирование собственно в бронхиальном дереве. Ранее для моделирования кондиционирования воздуха при дыхании были использованы модели стационарного тепло- и массообмена [2]. Результаты исследования соответствовали экспериментальным данным о согревании и увлажнении воздуха при обычном дыхании [10]. В то же время, как было показано [1], в условиях форсированного дыхания температура выдыхаемого воздуха снижается на 1,5—2 °С. Это свидетельствует о том, что изменение режима дыхания приводит к охлаждению стенок бронхиального дерева, что в свою очередь влияет на кондиционирование воздуха в бронхиальном дереве. Для такого состояния описание процесса как стационарного уже не является достаточно строгим.

Целью настоящей работы явилось построение и исследование модели нестационарного тепло- и массообмена воздуха в легких, учитывающей изменение температуры стенок бронхов при дыхании. На модели было исследовано влияние нестационарности процесса на характер кондиционирования воздуха в различных отделах респираторного тракта, возможность изменения температуры бронхиального дерева при различных взаимоотношениях вентиляции и кровотока, влияние различного характера изменения скорости воздуха на теплообмен во время вдоха.

Математическая модель

В качестве геометрической модели использована симметричная модель бронхиального дерева человека, предложенная Вейбелем [3]. Линейная скорость движения воздуха в бронхах определяется из уравнения сохранения расхода в виде

$$n_z \cdot U_z \cdot \pi \cdot R_z^2 = Q/\tau_0, \tag{1}$$

где n_z — число бронхов генерации z; R_z — радиус бронхов данной генерации, Q — объем газа, м³; τ_0 — время вдоха (1 с) — известны. Из уравнения (1), по данным Вейбеля [3], рассчитывается линейная скорость U_z, м/с.

Изменение температуры воздуха по длине бронхиального дерева происходит за счет теплообмена воздуха со стенками бронхов и массового потока паров воды от стенок в газ. Из уравнения сохранения энергии для элементарного объема газовой смеси нетрудно получить уравнение, описывающее в квазиодномерном приближении изменение температуры газа по длине бронхиального дерева:

$$U_z \frac{dT}{dx} = \frac{2(T - T_W)}{Cp_V \cdot \rho_V \cdot R_z} \cdot [-\alpha + Cp_W \cdot K_m \ (C_W - C)], \tag{2}$$

где T — текущая температура воздуха, К; T_W — температура стенки, К; Cp — теплоемкость, Дж/(кг·К); ρ — плотность, кг/м³; индекс V относится к газу, W — к стенке; α — коэффициент теплоотдачи, Дж/(К·с·м²); K_m — коэффициент массоотдачи, м/с; C — концентрация паров воды, кг/м³; x — координата длины канала, м; C_W принимается равной концентрации насыщенного пара при температуре стенки. Теплофизические характеристики стенки принимаются равными таковым для воды.

При составлении уравнения (2) принято предположение о пропорциональности потоков градиентам движущих сил тепло- и массообмена (закон Фурье и Фика). Первое слагаемое в скобках правой части уравнения (2) отражает теплообмен за счет теплоотдачи, второе — за счет массового потока паров воды.

Уравнение массообмена имеет следующий вид:

$$U_z \frac{dC}{dx} = \frac{2K_m}{R_z}(C_W - C). \tag{3}$$

Для определения коэффициентов α и K_m использованы эмпирические зависимости коэффициентов тепло- и массоотдачи как функции чисел подобия в виде следующих аппроксимаций [5, 11].

Для ламинарного режима течения

$$\alpha = \frac{\lambda}{d} \cdot 1{,}4 \left(\mathrm{Re}\,\frac{d}{x}\right)^{0,4} \cdot \mathrm{Pr}^{0,33} \cdot \varepsilon_1 \cdot \varepsilon_2, \tag{4}$$

$$K_m = \frac{D}{d} \cdot 1{,}4 \left(\mathrm{Re}\,\frac{d}{x}\right)^{0,4} \cdot \mathrm{Sc}^{0,33} \cdot \varepsilon_1 \cdot \varepsilon_2,$$

где λ — коэффициент теплопроводности, Дж/(К·с·м); d — диаметр канала, м; число Рейнольдса $\mathrm{Re} = U \cdot d/\nu$, где ν — кинематическая вязкость, м²/с. Число Прандтля для газа $\mathrm{Pr} = \nu\rho \cdot Cp/\lambda$, число Шмидта $\mathrm{Sc} = \nu/D$, где D — коэффициент диффузии, м²/с. Поправки на участок аэродинамической стабилизации ε_1 и криволинейность трубки ε_2 определяли по формулам (5):

$$\varepsilon_1 = 0{,}1\,(x/\mathrm{Re} \cdot d)^{-1,7}/(1 + 2{,}5x/\mathrm{Re} \cdot d); \tag{5}$$

$$\varepsilon_2 = 1 + 1{,}77 \cdot d/R,$$

где R — радиус кривизны оси трубки, рассчитываемый по данным Вейбеля [3] о длине бронхов и углу их ветвления (70°).

Для турбулентного режима течения α и K_m определяли из уравнений:

$$\alpha = \frac{\lambda}{d} \cdot 0{,}021\ \mathrm{Re}^{0,80} \cdot \mathrm{Pr}^{0,43} \cdot \varepsilon_1 \cdot \varepsilon_2, \tag{6}$$

$$K_m = \frac{D}{d} \cdot 0{,}021\ \mathrm{Re}^{0,80} \cdot \mathrm{Sc}^{0,43} \cdot \varepsilon_1 \cdot \varepsilon_2.$$

Режим течения в респираторном тракте может быть ламинарным и турбулентным. От режима течения зависит значение коэффициентов α и K_m. Характер режима течения в каждой генерации бронхиального дерева оценивали по значению числа Re. В том случае, если $Re \leqslant Re_{кр} = 2000$, где $Re_{кр}$ — критическое число Рейнольдса, при котором происходит переход от ламинарного к турбулентному режиму течения [11], расчет проводили по формулам (4), а при $Re > Re_{кр}$ по формулам [6].

Уравнения (1)—(6) позволяют вычислять температуру газа при известной температуре стенки. Эта температура, однако, неизвестна. Для ее определения необходимо решение сопряженной задачи теплообмена — нахождение температуры стенки на основании уравнений для тепловых потоков от стенки бронха в газ и от крови (рассматриваемой как теплоноситель) к стенке бронха.

Характерное время установления равновесной температуры в стенке бронха — время тепловой релаксации стенки $\tau_{Rel\ W}$ определяется как:

$$\tau_{rel_W} = \rho_W \cdot Cp_W \cdot \delta_z^2/\lambda_W, \tag{7}$$

где δ_z — толщина стенки бронха генерации z, которая принята равной 0,1 R_z.

Аналогично определяется время тепловой релаксации воздуха:

$$\tau_{rel_V} = \rho_V \cdot Cp_V \cdot R_z^2/\lambda_V. \tag{8}$$

Поскольку $\tau_{Rel\ V} \ll \tau_{Rel\ W}$, можно пренебречь временем установления температуры потока по сравнению с изменением температуры стенки, поэтому в дальнейшем все явления рассматривались на отрезке времени, значительно превышающем $\tau_{Rel\ V}$.

Исходя из допущения, что время контакта крови как теплоносителя со стенками бронхов (τ_W) составляет 2—6 с, а разветвленная сеть капилляров имеет малый диаметр ($\delta_W = 10^{-5}$ м), в системе микроциркуляции бронхов должен осуществляться полный теплообмен. Об этом свидетельствует оценка числа Фурье F_o для системы стенка бронха — кровоток:

$$F_0 = a \cdot \tau_W/\delta_W^2 \approx 10^2, \tag{9}$$

где a — температуропроводность стенки. Такое значение F_o показывает, что теплообмен между кровотоком и стенкой бронха осуществляется значительно быстрее, чем между стенкой бронха и потоком воздуха. Оценка числа Био (Bi) для стенки бронха ($Bi = 2\alpha\delta_z/\lambda_W \approx 10^{-2}$) показывает, что температура в стенке бронха однородна по ее толщине. Для того чтобы решить задачу о взаимном влиянии температуры стенки и потока, необходимо знать T_W как функцию времени. Исходя из уравнения сохранения энергии, скорость изменения температуры бронха определяется тепловыми потоками от стенок в газ, от крови в стенку и теплопроводностью в стенке. Последней можно пренебречь в силу того, что толщина стенок много меньше их длины. Приведенные выше оценки характерных времен релаксации и однородность распределения температуры по толщине стенки бронхов позволяют в уравнении сохранения энергии для каждого из тепловых потоков использовать релаксационную модель [4]. В данной модели в качестве времени установления квазиравновесного распределения используется $\tau_{Rel\ W}$, и выражение для скорости изменения температуры стенки может быть дано в виде:

$$\frac{dT_W}{dt} = \frac{T - T_W}{\tau_{rel_W}} + K \cdot \frac{T_к - T_W}{\tau_{rel_W}}, \tag{10}$$

где K — эмпирический коэффициент, $T_к$ — температура крови, t — время. Коэффициент K характеризует отношение коэффициентов теплоотдачи соответствующих тепловых потоков. Если для первого слагаемого этот коэффициент может быть найден в явном виде — уравнения (4)—(6), то для второго слагаемого это не представляется возможным. Согласно выражению (9), между кровотоком и стенками бронхов осуществляется полный теплообмен, однако интенсивность этого кровотока в генерациях бронхиального дерева неизвестна. Ввиду этого ниже проводится параметрическое исследование влияния коэффициента K на нестационарный теплообмен.

В рамках данной модели проводили решение задачи о сопряженном тепломассообмене паровоздушной смеси в респираторном тракте. Алгоритм строили следующим образом: принимали некоторое начальное распределение температуры стенки по ее

длине $T_W(x\tau)|_{\tau^0=0}=T^0_W(x)$, по заданному $T_W(x)$ рассчитывали, используя уравнения (1)—(6), температуру и концентрацию по длине бронхиального дерева и уравнение (10) — скорость изменения T_W. Температуру стенки бронха на следующем (n+1) слое по времени определяли следующим образом:

$$T_W|_{t=\tau^n+\Delta\tau}=T_W|_{t=\tau^n}+\left(\frac{dT_W}{dt}\right)^n\cdot\Delta\tau, \qquad (11)$$

где $\Delta\tau$ — шаг по времени.

Результаты и их обсуждение

На рис. 1 проиллюстрировано влияние теплопередачи от стенки в поток на температуру стенки при дыхании холодным воздухом. Приведено изменение температуры стенок бронхов по длине респираторного тракта. Наиболее значительное падение T_W наблюдается на первых генерациях бронхиального дерева. Рассмотрение различных значений коэффициента К (1 и 5 соответственно) показывает, что чем больше интенсивность кровоснабжения бронхиального дерева, тем меньше падение температуры стенки бронха при дыхании. В рассматриваемом диапазоне параметров стенка не успевает восстановить свою температу-

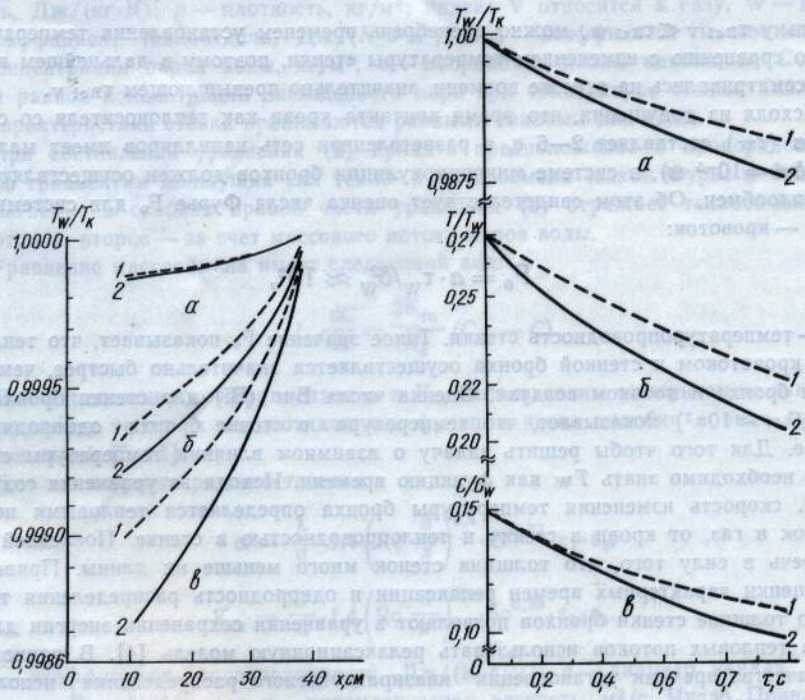

Рис. 1. Изменение отношения температуры стенок бронхов (T_W) к температуре крови (T_K) по длине (см) респираторного тракта в различные моменты дыхательного цикла: *а* — 0,1 с; *б* — 0,5 с; *в* — 1,0 с (*1* — К=5; *2* — К=1). Исходная температура воздуха составляет — 15 °С, объем газа (*Q*) — 10^{-3} м³.

Рис. 2. Относительное изменение температуры стенки трахеи (*а*), температуры воздуха в трахее (*б*) и его насыщенности парами воды в трахее (*в*) во время дыхательного цикла.

Генерация бронхов (*z*) — 0, Q — $10^3\cdot см^3\cdot с^{-1}$. Остальные обозначения те же, что и на рис. 1.

ру за время вдоха, т. е. теплообмен в стенке за счет кровоснабжения оказывается неэффективным для поддержания постоянной температуры стенок.

На рис. 2 показано обратное влияние температуры стенки на температуру потока газа. Во время вдоха за счет снижения температуры стенки происходит снижение температуры воздуха и насыщение его парами воды. Наиболее быстро насыщаются первые порции воздуха, поступающие в респираторный тракт, конечные медленнее, что приво-

дит к уменьшению температуры потока по всей длине респираторного тракта (рис. 3).

Результаты исследования модели показывают, что уровень полного кондиционирования воздуха даже при охлаждении стенок мало сдвигается в сторону альвеол, в то же время начальные генерации бронхиального дерева охлаждаются более существенно. В этой области снижение

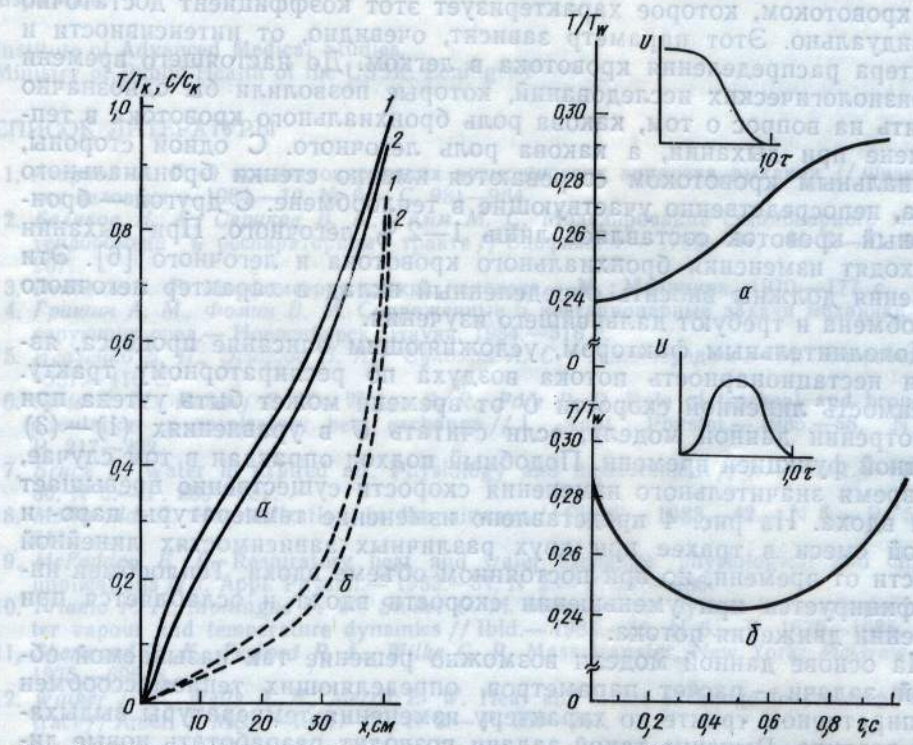

Рис. 3. Относительное изменение температуры воздуха (*а*) и его насыщенности парами воды (*б*) по длине респираторного тракта в различные моменты дыхательного цикла:

1 — 0,1 с; *2* — 1,0 с. Остальные обозначения те же, что и на рис. 1.

Рис. 4. Относительное изменение температуры воздуха во время дыхательного цикла при различных (*а*, *б*) аппроксимациях линейной скорости (*U*) воздуха на вдохе (график сверху).

Остальные обозначения те же, что и на рис. 2.

температуры стенок влияет на характер кондиционирования. Полученные результаты согласуются с экспериментальными данными. Так, при быстром вдохе обнаруживается падение температуры стенок начальных генераций бронхиального дерева [9]. Поскольку за время вдоха бронхи не успевают восстановить свою температуру при недостаточном кровоснабжении, при форсированном дыхании этот процесс будет прогрессировать, что приведет к наблюдаемым изменениям температуры выдыхаемого воздуха. Крайним проявлением этой закономерности может быть термическое поражение слизистой оболочки бронхов с последующим ее воспалением, что наблюдается при интенсивном дыхании сухим холодным воздухом.

Исследование модели показывает, что кондиционирование происходит на всем протяжении респираторного тракта. За счет более интенсивного охлаждения стенок начальных генераций возрастает тепловая нагрузка на более глубокие генерации бронхиального дерева. Это может в крайних случаях приводить к тому, что воздух, поступающий в альвеолы, уже не будет полностью кондиционирован. На выдохе будет происходить обратный процесс — согревание стенок начальных генераций воздухом, который был согрет в конечных генерациях и альвеолах. Это приведет к падению температуры выдыхаемого воздуха ниже тем-

пературы тела [7, 8]. В полном соответствии с этим начальные порции выдыхаемого воздуха будут иметь более низкую температуру, чем конечные [9, 12].

В данной модели характер теплообмена между стенками бронхов и системой кровообращения учитывался коэффициентом K. По-видимому, соотношение теплоотдачи в воздух и теплообмена между стенками и кровотоком, которое характеризует этот коэффициент достаточно индивидуально. Этот параметр зависит, очевидно, от интенсивности и характера распределения кровотока в легком. До настоящего времени нет физиологических исследований, которые позволили бы однозначно ответить на вопрос о том, какова роль бронхиального кровотока в теплообмене при дыхании, а какова роль легочного. С одной стороны, бронхиальным кровотоком согреваются именно стенки бронхиального дерева, непосредственно участвующие в теплообмене. С другой — бронхиальный кровоток составляет лишь 1—2 % легочного. При дыхании происходят изменения бронхиального кровотока и легочного [6]. Эти изменения должны вносить определенный вклад в характер легочного теплообмена и требуют дальнейшего изучения.

Дополнительным фактором, усложняющим описание процесса, является нестационарность потока воздуха по респираторному тракту. Зависимость линейной скорости U от времени может быть учтена при рассмотрении данной модели, если считать U в уравнениях (1)—(3) известной функцией времени. Подобный подход оправдан в том случае, если время значительного изменения скорости существенно превышает время вдоха. На рис. 4 представлено изменение температуры паро- и газовой смеси в трахее при двух различных зависимостях линейной скорости от времени, но при постоянном объеме вдоха. Теплообмен интенсифицируется при уменьшении скорости вдоха и ослабляется при ускорении движения потока.

На основе данной модели возможно решение так называемой обратной задачи — расчет параметров, определяющих тепломассообмен в респираторном тракте по характеру изменения температуры выдыхаемого воздуха. Решение такой задачи позволит разработать новые диагностические критерии.

Выводы

1. Результаты исследования модели нестационарного тепломассообмена в легком показывают, что теплообмен стенок бронхиального дерева с воздухом сказывается на распределении температуры и влажности воздуха в основном на начальных генерациях бронхиального дерева и мало сказывается на теплообмене в терминальной зоне респираторного тракта.

2. Характер охлаждения бронхиального дерева зависит от температуры и влажности атмосферного воздуха, интенсивности кровоснабжения бронхов и режима дыхания. Теплообмен стенок с системой кровообращения может быть неадекватным, что приведет к прогрессирующему падению температуры бронхиального дерева при преобладании теплового потока в воздух от стенок бронхов.

3. Теплообмен в стенках бронхиального дерева должен учитываться при интенсивных вентиляционных или холодовых нагрузках, при спокойном дыхании теплым воздухом нестационарность кондиционирования мала.

M. S. Ramm, V. B. Serikov, V. P. Shulga, N. A. Belyakov

SIMULATION OF UNSTEADY-STATE HEAT AND MASS AIR EXCHANGE IN THE LUNGS

A mathematical model of the unsteady-state heat and mass exchange of expired air in the bronchial tree is suggested. The model includes heat and mass exchange between

air and bronchial walls, and heat exchange between blood circulation and bronchial tree. A problem has been numerically solved as a unidimensional one in the quasi-steady-state formulation. It is shown that air conditioning occurs through the whole length of a respiratory tract. During inspiration bronchial walls are cooled, that in its turn induces a decrease of air temperature and water vapour content in time. That process depends on the intensity of lung blood circulation and character of air velocity changes during inspiration.

Institute of Advanced Medical Studies,
Ministry of Public Health of the USSR, Leningrad

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Агарков Ф. Г.* О кондиционирующих возможностях аппарата дыхания. // Физиология человека.— 1984.—**10**, № 6.— С. 981—984.
2. *Беляков Н. А., Сериков В. Б., Рамм М. С.* Моделирование стационарного массотеплообмена в респираторном тракте // Биофизика.— 1986.—**31**, № 5.— С. 901—907.
3. *Вейбель Э. Р.* Морфометрия легких человека.— М. : Медицина, 1970.—177 с.
4. *Гришин А. М., Фомин В. М.* Сопряженные и нестационарные задачи механики реагирующих сред.— Новосибирск : Наука, 1984.—318 с.
5. *Исаченко В. П., Осипова В. А., Сукомел А. С.* Теплопередача.— М. : Энергоиздат, 1981.—416 с.
6. *Baile E. M., Dahlby R. W., Wiggs B. R., Pare P. D.* Role of tracheal and bronchial circulation in respiratory heat exchange // J. Appl. Physiol.— 1985.—**58**, N 1.— P. 217—222.
7. *Bruck E.* Water in expired air. Physiology and measurement // J. Pediatr.— 1962.— **60**, N 6.— P. 869—881.
8. *McDonald R.* Humidification in the airways // Chest.— 1983.—**42**.— N 5.— P. 510—511.
9. *McFadden E. R.* Respiratory heat and water exchange: physiological and clinical implications // J. Appl. Physiol.— 1983.—**54**, N 2.— P. 331—336.
10. *Priamo F. P., Montague F. W., Saidel G. M.* Measurement system for respiratory water vapour and temperature dynamics // Ibid.— 1984.—**56**, N 6.— P. 1679—1685.
11. *Sherwood T. K., Pigford R. L., Wilke C. R.* Mass transfer. New York: McGraw-Hill, 1975.—696 p.
12. *Walker J. E., Wells R. E., Merril E. W.* Heat and water exchange in the respiratory tract // Amer. J. Med.— 1961.—**30**, N 2.— P. 259—267.

Ленингр. ин-т усовершен. врачей им. С. М. Кирова
М-ва здравоохранения СССР

Поступила 24.08.87