

МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕСПИРАТОРНЫХ РЕАКЦИЙ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ИМИТАЦИИ ПАДЕНИЯ БАРОМЕТРИЧЕСКОГО ДАВЛЕНИЯ В ГЕРМООБЪЕМЕ

Т.В. Матюшев, М.В. Дворников, М.А. Петров

Докт. биологических наук, профессор Т.В. Матюшев;
докт. мед. наук, профессор М.В. Дворников; М.А. Петров
(МАИ (национального исследовательского университета))

В статье представлено решение задачи моделирования динамики показателей газообмена человека в космическом полете на основе статической модели респираторной системы организма, учитывающей характер взаимосвязей между компонентами газообмена. Проведен вычислительный эксперимент по имитации показателей при подъеме на высоту, демонстрирующий возможности модели по прогнозированию состояния респираторной системы. Результаты моделирования свидетельствуют, что при понижении общего барометрического давления происходит изменение дыхательных объемов, уменьшается объем альвеолярного пространства и увеличивается мертвое пространство в соотношении от 4,7 до 0,7. Развивается некомпенсированный респираторный алкалоз, приводящий к нарушению кислотно-основных реакций организма. Применение данного методического подхода позволяет в условиях вычислительного эксперимента решить рискометрические задачи, связанные с исследованием проблем безопасности полета при имитации режимов эксплуатации систем жизнеобеспечения.

Ключевые слова: моделирование газообмена, минутный объем дыхания, респираторная система, регуляция дыхания, гипоксия.

Study of Respiratory System Response During Decompression of a Pressurized Compartment. T.V. Matyushev, M.V. Dvornikov, M.A. Petrov

The paper presents a solution for modeling the dynamics of human gas exchange indicators in space flight based on a static model of the respiratory system, taking into account the peculiarities of gas exchange process. The paper also describes a computational experiment which was carried out to simulate indicators during ascent, demonstrating the capabilities of the model to predict the state of the respiratory system. The simulation results show that a decrease in the total barometric pressure leads to the respiratory capacity changes: the volume of the alveolar space decreases and the tidal dead space volume increases in the ratio from 4.7 to 0.7. A noncompensated respiratory alkalosis leading to the acid-base disorders develops as well. The computational experiment applied under the considered methodological approach allows studying the problems related to the flight safety and risk management under various operating modes of life support systems.

Keywords: models of gas exchange, respiratory minute volume, respiratory system, control of breathing, hypoxia.

Актуальность применения современных средств и методов оценки функционального состояния организма возрастает при внедрении новых технологий на этапах проектирования, модернизации космической техники. Учет человеческого фактора определяет необходимость применения динамических полунатурных моделирующих комплексов (ДПК), позволяющих оценивать влияние факторов полета и применяемых систем обеспечения жизнедеятельности и защитного снаряжения на качество деятельности человека. С одной стороны, это требует расширения средств и методов медицинского контроля, а с другой – разработки критериев интегральной оценки функционального состояния космонавта с учетом интенсивности моделируемых факторов, а также эффективности индивидуального снаряжения, которое фактически трансформируется из средства защиты в средство обеспечения деятельности в экстремальных ситуациях.

Внедрение методов математического моделирования и использование прогностических показателей газообмена и энергозатрат организма человека существенно расширяет возможности проведения прикладных исследований. Существующие методы математического моделирования позволяют одновременно учитывать влияние как факторов полета на некоторые показатели функционального состояния человека, которые могут измеряться в условиях внешней среды и организма насыщенных парами воды с последующим перерасчетом к стандартным условиям. Однако такие рутинные перерасчеты требуют больших трудозатрат, применения большого числа формул, а результаты упрощенных расчетов могут скрывать ошибки, искажающие реальное состояние регуляторных процессов в организме.

С этим связана необходимость построения математической модели, основанной на расчетных формулах высотной физиологии [1], патофизиологии [2] и уточнения количественных параметров, определяющих характер взаимосвязей между компонентами газообмена в динамически меняющихся условиях.

Целью работы являлся анализ динамики показателей газообмена человека на основе статической модели респираторной системы организма, позволяющей проводить анализ изменений показателей функции внешнего дыхания и газообмена, и уточнение количественных параметров, определяющих характер взаимосвязей между компонентами газообмена применительно к потенциально возможным ситуациям в космическом полете.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Разработать структуру статической модели респираторной системы и алгоритм расчета газообмена организма.
2. Уточнить количественные параметры, определяющие характер взаимосвязей между компонентами газообмена и позволяющие проводить теоретические расчеты.
3. Провести вычислительный эксперимент, имитирующий понижение давления в окружающей среде.

Структура статической модели респираторной системы и алгоритм расчета газообмена организма

При построении статической модели транспорта кислорода в организме было принято следующее допущение – альвеолы в любой момент времени имеют одинаковый состав газовой смеси, а также одинаково вентилируются и перфузируются. Значения показателей, которые могут быть определены теоретически, представлены в сводных таблицах 1 и 2.

Таблица 1

Параметры дыхательных газов в воздухе и в крови здоровых людей в покое [3]

Параметры газов	Концентрация		Давление, мм рт. ст.			
	O ₂	CO ₂	O ₂	$F \cdot (P_B - P_{H_2O})$	CO ₂	$F \cdot (P_B - P_{H_2O})$
Среда						
Вдыхаемый воздух	0,209	0,0003	150	149,01	0,2	0,21
Альвеолярная смесь	0,14	0,056	100	99,82	40	39,92
Выдыхаемая смесь	0,16	0,04	114	114,08	29	28,52
Параметры газов	P_{O_2} мм рт. ст.	S_{O_2} %	C_{O_2} л O ₂ /л крови	P_{CO_2} мм рт. ст.	C_{CO_2} л O ₂ /л крови	pH
Артериальная кровь	95	97	0,20	40	0,48	7,40
Венозная кровь	40	73	0,15	46	0,52	7,37
Артериовенозная разница			0,05			0,04
Поглощение O ₂ (STPD), л/мин	0,28					
Выделение CO ₂ (STPD), л/мин		0,23				

Таблица 2

Сводные данные о концентрации и парциальном давлении кислорода и углекислого газа [4]

Среда	O ₂			CO ₂		
	%	мм рт. ст.	мл/л	%	мм рт. ст.	мл/л
Вдыхаемый воздух	20,93	159	209,3	0,03	0,2	0,3
Выдыхаемый воздух	16,0	121	160,0	4,5	34	45
Альвеолярный воздух	14,	100	140,0	5,5	40	55
Артериальная кровь		100–96	200,0		40	560–540
Венозная кровь		40	140–160		46	580
Ткань		10–15			60	
Около митохондрий		0,1–1			70	

Общая схема транспорта газов, определяющая взаимозависимость между компонентами газообмена в легких и позволяющая проводить теоретические расчеты, представлена на рисунке 1. Перечень исходных данных статической модели газообмена приведен в таблице 3.

Таблица 3

Перечень исходных данных статической модели газообмена

Обозначение	Наименование	Значения
D_L	диффузная способность легких, $\frac{мл}{мин \cdot мм \cdot рт. ст.}$	25
Q_R	сердечный выброс, л/мин	5,6
p_{H_2O}	давление паров воды, мм рт. ст.	47
t_{H_2O}	температура паров воды, °С	37
T_0	температура абсолютного нуля по Кельвину, °К	273,15
α_{CO_2}	коэффициент растворимости диоксида углерода в крови, мл газа/мл крови	0,495
α_{O_2}	коэффициент растворимости кислорода в крови, мл газа/мл крови	0,0237
α_{N_2}	коэффициент растворимости азота в крови, мл газа/мл крови	0,012
Q_0	теплопродукция человека в состоянии относительного покоя, Вт	105
$F_{CO_2}^I$	концентрации CO_2 во вдыхаемой смеси, мл газа/мл смеси	0,0003
FRC	функциональная остаточная емкость легких, л	3
R_{O_2}	газовая постоянная O_2 , Дж/(кг·°К)	259,8
R_{CO_2}	газовая постоянная CO_2 , Дж/(кг·°К)	188,9
R_{N_2}	газовая постоянная N_2 , Дж/(кг·°К)	296,8
R_{H_2O}	газовая постоянная H_2O , Дж/(кг·°К)	461,5
μ_{O_2}	молекулярная масса O_2 , кг·моль	32
μ_{CO_2}	молекулярная масса CO_2 , кг·моль	44,01
μ_{N_2}	молекулярная масса N_2 , кг·моль	28,02
μ_{H_2O}	молекулярная масса H_2O , кг·моль	18,01
$V_{\text{тела}}$	объем тела, л	66,667
k	коэффициент приведения объема газа, измеренного в условиях организма к стандартным условиям	862,947

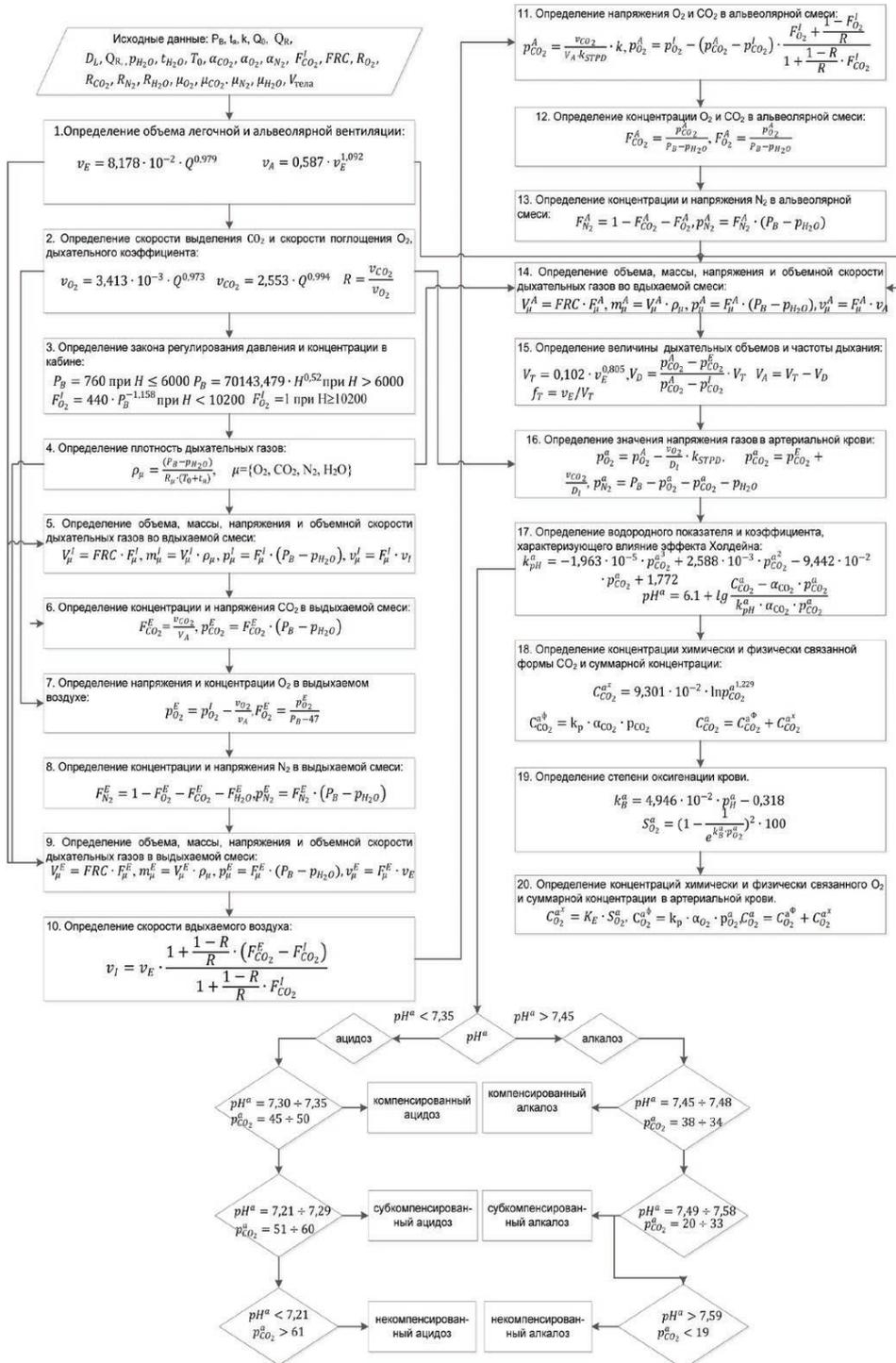


Рис. 1. Структура статической модели респираторной системы человека

Алгоритм расчета может быть представлен следующим образом. В модели транспорта газов в организме человека были выделены четыре участка: вдыхаемая, выдыхаемая, альвеолярная газовая смесь и артериальная кровь. Вычислялись напряжения, концентрации, массы газов, степень оксигенации и рН артериальной крови.

Объемы минутной и альвеолярной вентиляции, потребление O_2 и выделения CO_2 определялись соответственно по формулам, аппроксимирующим экспериментальные данные [5]:

– объем минутной вентиляции, л/мин:

$$v_E = 8,178 \cdot 10^{-2} \cdot Q^{0,979}, \quad (1)$$

– объем альвеолярной вентиляции, л/мин:

$$v_A = 0,587 \cdot v_E^{1,092}, \quad (2)$$

– скорость выделения CO_2 , мл CO_2 /мл смеси:

$$v_{CO_2} = 2,553 \cdot Q^{0,994}, \quad (3)$$

– скорость поглощения O_2 , мл O_2 /мл смеси:

$$v_{O_2} = 3,413 \cdot 10^{-3} \cdot Q^{0,973}. \quad (4)$$

Дыхательный коэффициент (R) определялся по формуле:

$$R = \frac{v_{CO_2}}{v_{O_2}}.$$

Давление в гермокабинах летательных аппаратов поддерживается на определенном уровне, предупреждающем развитие высотной декомпрессионной болезни и кислородного голодания. В модели законы регулирования давления (P_B) и концентрации O_2 во вдыхаемой смеси ($F_{O_2}^I$) в зависимости от высоты полета были приняты соответствующими герметичным кабинам пассажирских самолетов [6, стр. 59, стр. 70]:

$$P_B = 760 \text{ при } H \leq 6000, P_B = 70143,479 \cdot H^{-0,52} \text{ при } H > 6000. \quad (5)$$

$$F_{O_2}^I = 440 \cdot P_B^{-1,158} \text{ при } H < 10200, F_{O_2}^I = 1 \text{ при } H \geq 10200.$$

Концентрация N_2 в сухой вдыхаемой смеси определялась по формуле:

$$F_{N_2}^I = 1 - F_{O_2}^I - F_{CO_2}^I.$$

Плотность дыхательных газов определялась в соответствии с уравнением идеальных газов Менделеева-Клайперона, $кг/м^3$:

$$\rho_{\mu} = \frac{(P_B - p_{H_2O})}{R_{\mu} \cdot (T_0 + t_{я})}, \quad (6)$$

где $t_{я}$ – температура ядра, °C, R_{μ} – газовая постоянная конкретного газа, Дж/(кг·°K), $\mu = \{O_2, CO_2, N_2, H_2O\}$.

Объемы (V_{μ}^I), массы (m_{μ}^I), напряжения (p_{μ}^I) и объемные скорости (v_{μ}^I) дыхательных газов во вдыхаемой смеси определялись из следующих формул:

$$V_{\mu}^I = FRC \cdot F_{\mu}^I, m_{\mu}^I = V_{\mu}^I \cdot \rho_{\mu}, p_{\mu}^I = F_{\mu}^I \cdot (P_B - p_{H_2O}), v_{\mu}^I = F_{\mu}^I \cdot v_I. \quad (7)$$

Концентрации и напряжения CO_2, O_2, N_2 во выдыхаемой смеси определялись по формулам:

$$F_{CO_2}^E = \frac{v_{CO_2}}{v_A}, p_{CO_2}^E = F_{CO_2}^E \cdot (P_B - p_{H_2O}). \quad (8)$$

$$p_{O_2}^E = p_{O_2}^I - \frac{v_{O_2}}{v_A}, F_{O_2}^E = \frac{p_{O_2}^E}{P_B - 47}. \quad (9)$$

$$F_{N_2}^E = 1 - F_{O_2}^E - F_{CO_2}^E - F_{H_2O}^E, p_{N_2}^E = F_{N_2}^E \cdot (P_B - p_{H_2O}). \quad (10)$$

Объемы (V_{μ}^E), массы (m_{μ}^E), напряжения (p_{μ}^E) и объемные скорости (v_{μ}^E) дыхательных газов в выдыхаемой смеси определялись в соответствии с уравнениями:

$$V_{\mu}^E = FRC \cdot F_{\mu}^E, m_{\mu}^E = V_{\mu}^E \cdot \rho_{\mu}, p_{\mu}^E = F_{\mu}^E \cdot (P_B - p_{H_2O}), v_{\mu}^E = F_{\mu}^E \cdot v_E. \quad (11)$$

Скорость вдыхаемого воздуха определялась из уравнения:

$$v_I = v_E \cdot \frac{1 + \frac{1-R}{R} \cdot (F_{CO_2}^E - F_{CO_2}^I)}{1 + \frac{1-R}{R} \cdot F_{CO_2}^I}. \quad (12)$$

Напряжения и концентрации O_2 и CO_2 в альвеолярной смеси определялись по формулам:

$$p_{CO_2}^A = \frac{v_{CO_2}}{v_A} \cdot k, \quad (13)$$

где $k = \frac{760 \cdot (T_0 + t_{H_2O})}{T_0}$.

$$p_{O_2}^A = p_{O_2}^I - (p_{CO_2}^A - p_{CO_2}^I) \cdot \frac{F_{O_2}^I + \frac{1-F_{O_2}^I}{R}}{1 + \frac{1-R}{R} \cdot F_{CO_2}^I}. \quad (14)$$

$$F_{CO_2}^A = \frac{p_{CO_2}^A}{P_B - p_{H_2O}}, F_{O_2}^A = \frac{p_{O_2}^A}{P_B - p_{H_2O}}. \quad (15)$$

$$F_{N_2}^A = 1 - F_{CO_2}^A - F_{O_2}^A, p_{N_2}^A = F_{N_2}^A \cdot (P_B - p_{H_2O}). \quad (16)$$

Объемы (V_{μ}^A), массы (m_{μ}^A), напряжения (p_{μ}^A) и объемные скорости (v_{μ}^A) дыхательных газов в альвеолярной смеси определялись в соответствии с уравнениями:

$$V_{\mu}^A = FRC \cdot F_{\mu}^A, m_{\mu}^A = V_{\mu}^A \cdot \rho_{\mu}, p_{\mu}^A = F_{\mu}^A \cdot (P_B - p_{H_2O}), v_{\mu}^A = F_{\mu}^A \cdot v_A. \quad (17)$$

Расчет мертвого пространства проводился по формуле Бора:

$$V_D = \frac{p_{CO_2}^A - p_{CO_2}^E}{p_{CO_2}^A - p_{CO_2}^I} \cdot V_T. \quad (18)$$

По этой формуле определяется объем отделов легких, в которых не происходит удаление CO_2 из крови; поскольку этот показатель связан с работой органа, то он определяет величину функционального (физиологического) мертвого пространства.

Кроме того, величины дыхательных объемов были нами определены аппроксимацией экспериментальных данных, представленных в работах [4, 7]:

– дыхательный объем и объем альвеолярного пространства:

$$V_T = 0,102 \cdot v_E^{0,805}, V_A = 0,773 \cdot v_T^{1,074}, \quad (19)$$

– объем дыхательного мертвого пространства:

$$V_D = 0,230 \cdot v_E^{0,745} \text{ или } V_D = V_T - V_A. \quad (20)$$

Частота сердечных сокращений определялась по формуле: $f_T = v_E/V_T$.

При определении напряжения O_2 в артериальной крови ($p_{O_2}^a$) мы исходили из того, что v_{O_2} выражается в мл (ВТРС), а v_{CO_2} в мл (СТРД)/мин, поэтому v_{O_2} нужно умножить на $\frac{(P_B - p_{H_2O})}{760}$, чтобы привести газ к сухому состоянию. Умножить на $\frac{P_B}{760}$, чтобы привести к стандартному давлению (760 мм рт. ст.) и умножить на $\frac{T_0}{(T_0 + t_{H_2O})}$, чтобы привести к стандартной температуре. В целом эти факторы составляют:

$$k_{STPD} = \frac{(P_B - p_{H_2O})}{P_B} \cdot \frac{P_B}{760} \cdot \frac{T_0}{(T_0 + t_{H_2O})} = \frac{(P_B - p_{H_2O}) \cdot T_0}{760 \cdot (T_0 + t_{H_2O})}. \quad (21)$$

При $P_B = 760$ мм рт. ст. $k_{STRD} = 0,826$.

Таким образом, с учетом (21) напряжения газов в артериальной крови определялись из системы уравнений:

$$p_{O_2}^a = p_{O_2}^A - \frac{v_{O_2}}{D_I} \cdot k_{STPD}, \quad p_{CO_2}^a = p_{CO_2}^E + \frac{v_{CO_2}}{D_I}, \quad p_{N_2}^a = P_B - p_{O_2}^a - p_{CO_2}^a - p_{H_2O}. \quad (22)$$

Водородный показатель артериальной крови определялся согласно уравнению Гендерсона-Гассельбаха:

$$pH^a = 6.1 + \lg \frac{C_{CO_2}^a - \alpha_{CO_2} \cdot p_{CO_2}^a}{k_{pH}^a \cdot \alpha_{CO_2} \cdot p_{CO_2}^a}, \quad (23)$$

где k_{pH}^a – коэффициент, характеризующий влияние эффекта Холдейна, который определялся следующий образом [6]:

$$k_{pH}^a = -1,963 \cdot 10^{-5} \cdot p_{CO_2}^a + 2,588 \cdot 10^{-3} \cdot p_{CO_2}^a - 9,442 \cdot 10^{-2} \cdot p_{CO_2}^a + 1,772. \quad (24)$$

Концентрация O_2 и CO_2 в артериальной крови определялась как сумма физической (растворенной в плазме) и химической (связанной с гемоглобином) форм: $C_{\mu}^a = C_{\mu}^{a\phi} + C_{\mu}^{ax}$.

Концентрация физически связанной формы газа определялась по формуле: $C_{\mu}^{a\phi} = k_p \cdot \alpha_{\mu} \cdot p_{\mu}$, где α_{μ} – коэффициент растворимости, мл газа/мл крови, k_p – фактор размерности.

Концентрация химически связанной формы CO_2 определялась по формуле [6]:

$$C_{CO_2}^{ax} = 9,301 \cdot 10^{-2} \cdot \ln p_{CO_2}^{a1,229}. \quad (25)$$

Степень оксигенации артериальной крови, в свою очередь, рассчитывалась по уравнению:

$$S_{O_2}^a = \left(1 - \frac{1}{e^{k_B^a \cdot p_{O_2}^a}}\right)^2 \cdot 100, \quad (26)$$

где k_B^a – коэффициент, характеризующий действие эффекта Бора, определялся по формуле [8]: $k_B^a = 4,946 \cdot 10^{-2} \cdot p_H^a - 0,318$.

Концентрация химически связанного O_2 в артериальной крови определялась по формуле:

$$C_{O_2}^{ax} = K_E \cdot S_{O_2}^a, \quad (27)$$

где K_E – кислородная емкость крови.

Эффективность газообмена можно определить по следующим показателям:

- концентрации и напряжения газов в дыхательных смесях и артериальной крови;
- альвеолярно-артериальной разности по кислороду:

$$p_{O_2}^{Aa} = p_{O_2}^A - p_{O_2}^a;$$

- степени оксигенации и рН в артериальной крови;
- артериовенозной разности по O_2 :

$$C_{O_2}^{av} = \frac{(p_{O_2}^I - p_{O_2}^E) \cdot v_A}{Q_R \cdot k} \cdot 100;$$

- коэффициенту оксигенации (K_{O_2}), являющему параметром, отражающим потребление O_2 тканями и качественным признаком, для определения степени острой дыхательной недостаточности: $K_{O_2} = \frac{p_{O_2}^a}{F_{O_2}^I}$;
- величине вентиляционно-перфузионных отношений:

$$v_{AQ} = \frac{C_{O_2}^{av} \cdot k}{(p_{O_2}^I - p_{O_2}^E) \cdot 100} = \frac{k \cdot R \cdot C_{O_2}^{av}}{100 \cdot p_{CO_2}^A}.$$

Уточнение количественных взаимосвязей между показателями газообмена

При определении величины параметров модели были использованы данные, представленные в работе [3].

В соответствии с классической теорией величина легочной вентиляции в покое составляет 7 л [9]. Но выведенная при обработке экспериментальных данных [5] зависимость (1) определила величину легочной вентиляции, соответствующей 7,794 л/мин. Для уточнения исходных показателей были проведены расчеты. Сопоставление результатов вычисления с экспериментальными данными, представленными в работе [3], для различных показателей газообмена приведено в таблице 4.

При $v_E = 7,79$ л/мин, $p_{CO_2}^A = 40,73$ мм рт. ст., $v_E = 7$ л/мин, $p_{CO_2}^A = 45,81$ мм рт. ст.

Проведенный качественный анализ сопоставления теоретических величин с результатами расчета показал, что оптимальный вариант параметров модели по кислороду $v_E = 7,79$ л/мин.

Таблица 4

Напряжение кислорода, концентрация кислорода и диоксида углерода в альвеолах при дыхании окружающим воздухом в зависимости от высоты при различных значениях легочной вентиляции

Н, км	Напряжение кислорода, мм рт. ст.			Концентрация кислорода, мл O ₂ /мл газа			Концентрация диоксида углерода, мл CO ₂ /мл газа		
	$v_E = 7$	$v_E = 7,79$	[3]	$v_E = 7$	$v_E = 7,79$	[7]	$v_E = 7$	$v_E = 7,79$	[3]
0	95,89	101,8	109	0,119	0,145	0,143	0,134	0,057	0,049
0,3	90,32	96,23	102	0,116	0,142	0,139	0,132	0,059	0,05
0,9	79,65	85,56	89	0,108	0,137	0,13	0,125	0,064	0,052
1,5	69,59	75,50	82	0,100	0,131	0,13	0,118	0,069	0,057
1,8	64,77	70,69	74	0,096	0,128	0,122	0,115	0,072	0,059
2,4	55,57	61,49	70	0,086	0,121	0,124	0,107	0,078	0,064
2,7	51,18	57,09	61	0,081	0,117	0,112	0,102	0,082	0,064
3	46,92	52,83	61	0,076	0,113	0,117	0,098	0,085	0,067
3,6	38,78	44,69	51	0,064	0,105	0,106	0,088	0,093	0,072
4,5	27,49	33,40	44	0,043	0,090	0,103	0,071	0,105	0,077
5,4	17,23	23,14	38	0,019	0,073	0,1	0,051	0,121	0,084
6	10,93	16,84	35	0,001	0,060	0,1	0,036	0,133	0,083
6,6	5,04	10,95	30	0	0,045	0,093	0,018	0,146	0,087

Вычислительный эксперимент по имитации понижения давления в окружающей среде

С падением общего барометрического давления растет парциальное давление и в участках системы растет парциальное давление и концентрация, масса O₂, степень окигенации, рН артериальной крови, падает парциальное давление, концентрация и масса O₂ и N₂. С ростом высоты увеличивается мертвый объем в легких и уменьшается альвеолярное пространство. Результаты вычислительного эксперимента имитации понижения давления в окружающей среде при $v_E = 7,79$ л/мин представлены на графиках рисунков 2–4. Напряжения газов – на графиках 2а, 2б, 2в, концентрации – на графиках 3а, 3б, 3в, массоперенос – на графиках 4а, 4б, 4в. Степень оксигенации – на графике 2г, рН – на графике 3г и дыхательные объемы – на графике 4г.

Как видно из рисунков, при имитации подъема на высоту установившийся режим привел:

- к насыщению артериальной крови O₂;
- удалению CO₂ из артериальной крови;
- росту рН в артериальной крови.

Кроме того, в литературных источниках приводятся различные значения диффузионной способности легких от 25 [9] до 30 [10]. Для уточнения исходных параметров модели нами были приведены расчеты. Сопоставление расчетных данных для различных режимов представлены в таблицах 5 и 6.

Таблица 5

Напряжение дыхательных газов в артериальной крови
в зависимости от высоты при различных значениях легочной вентиляции
и диффузионной способности

Высота, км	Напряжение кислорода в артериальной крови, мм рт. ст.				Напряжение диоксида углерода в артериальной крови, мм рт. ст.			
	$v_E = 7$		$v_E = 7,79$		$v_E = 7$		$v_E = 7,79$	
	$D_L = 25$	$D_L = 30$	$D_L = 25$	$D_L = 30$	$D_L = 25$	$D_L = 30$	$D_L = 25$	$D_L = 30$
0	80,81	82,55	86,73	88,47	48,30	46,55	44,10	42,36
2	80,81	82,55	86,73	88,47	48,30	46,55	44,10	42,36
4	80,81	82,55	86,73	88,47	48,30	46,55	44,10	42,36
6	80,81	82,55	86,73	88,47	48,30	46,55	44,10	42,36
8	84,62	86,10	90,50	91,97	42,63	40,89	39,06	37,32
10	87,26	88,57	93,11	94,41	38,83	37,09	35,68	33,94
12	89,25	90,42	95,05	96,23	36,03	34,29	33,20	31,46
14	90,79	91,86	96,56	97,64	33,87	32,13	31,27	29,53
16	92,02	93,02	97,77	98,76	32,13	30,39	29,73	27,99
18	93,03	93,96	98,74	99,67	30,69	28,95	28,45	26,71
20	93,86	94,73	99,55	100,42	29,48	27,74	27,37	25,63

Таблица 6

pH артериальной крови в зависимости от высоты
при различных значениях легочной вентиляции и диффузионной способности

		Н, км	0	4	8	12	14	16	18	20
pH	$v_E = 7$	$D_L = 25$	7,26	7,26	7,35	7,46	7,49	7,52	7,54	7,56
		$D_L = 30$	7,29	7,29	7,38	7,48	7,52	7,54	7,56	7,58
	$v_E = 7,79$	$D_L = 25$	7,33	7,33	7,41	7,50	7,53	7,55	7,57	7,58
		$D_L = 30$	7,35	7,35	7,44	7,53	7,56	7,58	7,59	7,60

Анализ сопоставления теоретических величин с результатами расчета показал, что наиболее оптимальный вариант по напряжению кислорода и рН артериальной крови $v_E = 7,79 \text{ л}, D_L = 30 \frac{\text{мл}}{\text{мин. мм рт. ст.}}$

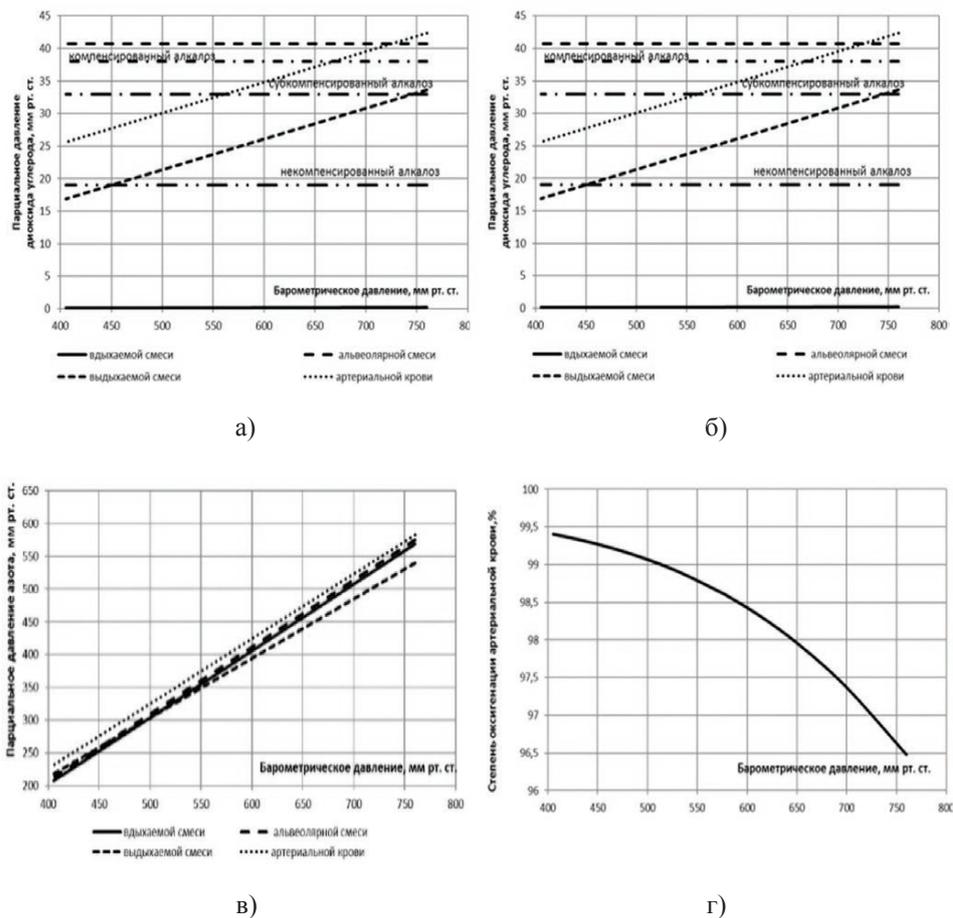


Рис. 2. Динамика парциального давления дыхательных газов и степени оксигенации артериальной крови в зависимости от барометрического давления: а) парциальное давление кислорода; б) парциальное давление диоксида углерода; в) парциальное давление азота; г) степень оксигенации артериальной крови

Анализ величин напряжения CO_2 и рН в артериальной крови при выбранных параметрах модели показал, что компенсированный алкалоз поддерживается, начиная с величины барометрического давления 550 мм рт. ст. , субкомпенсированный алкалоз – с 450 мм рт. ст. , а с 450 мм рт. ст. развивается некомпенсированный алкалоз.

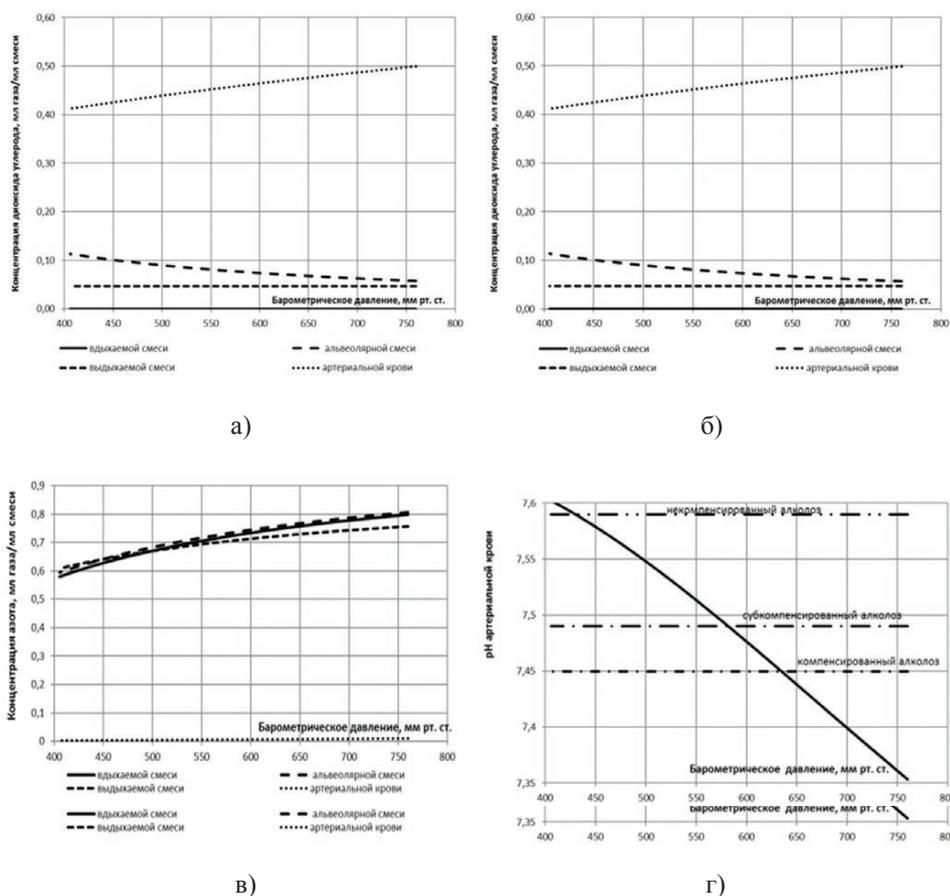


Рис. 3. Динамика концентрации дыхательных газов и pH артериальной крови в зависимости от барометрического давления: а) концентрация кислорода; б) концентрация диоксида углерода; в) концентрация азота; г) водородный показатель артериальной крови

Поэтому, несмотря на то, что уровень p_{O_2} в альвеолярной смеси поддерживает величину гемоглобина в артериальной крови O_2 на высоком уровне, возникшие нарушения приводят к некомпенсированному респираторному алкалозу, который вызывает сдвиг кривой диссоциации оксимиоглобина влево. Этот сдвиг способствует связыванию O_2 в легких, но мешает его выделению в тканях и может вызвать спазм сосудов головного мозга, приводящий к симптомам психических расстройств.

На рисунке 4г отображено изменение дыхательных объемов в зависимости от давления. Расчет величины мертвого пространства проводился по формуле Бора. При уменьшении барометрического давления уменьшается объем альвеолярного пространства и увеличивается мертвое пространство в соотношении от 4,7 до 0,7.

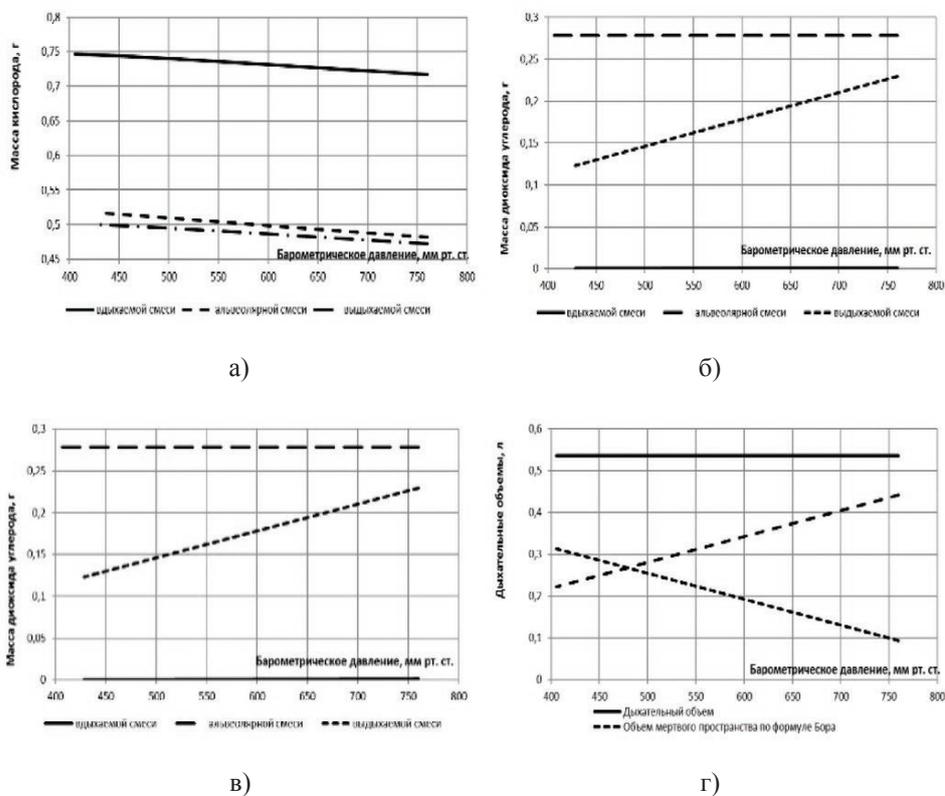


Рис. 4. Динамика массопереноса дыхательных газов и дыхательных объемов в зависимости от барометрического давления: а) концентрация кислорода; б) концентрация диоксида углерода; в) концентрация азота; г) водородный показатель артериальной крови

Обсуждение полученных результатов

Математическая модель газообмена, представленная в работе, существенно расширяет возможности проведения прикладных исследований, поскольку позволяет учитывать комплексное влияние факторов полета на показатели функционального состояния человека.

Выполненные расчеты показателей газообмена при имитации подъема на высоту позволили уточнить количественные параметры, определяющие характер взаимосвязей между компонентами газообмена. Результаты имитации показали, что при подъеме человека на высоту с падением давления:

- происходит изменение дыхательных объемов, уменьшается объем альвеолярного пространства и увеличивается мертвое пространство в соотношении от 4,7 до 0,7;

- развивается некомпенсированный респираторный алкалоз, приводящий к нарушению кислотно-основных реакций организма.

Безопасность всегда будет являться главным требованием космических полетов, успех которых в значительной степени зависит от того, в какой мере будет обеспечена безопасность экипажа на всех этапах полета, в том числе и на стратосферном участке на этапах старта и посадки. Одной из наиболее серьезных проблем является декомпрессия при разгерметизации кабины, а следовательно, развитие явлений кислородного голодания (гипоксии) и высотно-декомпрессионной болезни (ВДБ). Так как основным и эффективным средством защиты от декомпрессии и перепада давления на этапах старта и посадки является аварийно-спасательный скафандр, то дальнейшее направление исследований будет ориентировано на анализ функционирования системы автоматического регулирования давления в нештатных и аварийных ситуациях на основе представленной модели.

Представленная модель может быть положена в основу разработки методик оценки функционального состояния, использующих преимущества математического моделирования и оценку отдельных наиболее информативных показателей, дополнительно к натурному эксперименту.

Применение таких методик может стать перспективным вариантом дополнительного самостоятельного этапа эргономической оценки новой космической техники, а также создания ДПМК для испытания защитных, физиолого-гигиенических и эргономических характеристик индивидуальных систем жизнеобеспечения. Более того, при испытаниях систем диагностики опасных состояний человека такие методики предварительной виртуальной оценки могут выполнять функцию антропоморфного манекена человека, а также оценки алгоритмов систем активной безопасности полетов. Это приведет к расширению диагностических возможностей физиологических средств мониторинга, а также усовершенствованию методов экспресс-обработки не только после воздействия, но и в онлайн режиме. В рамках усовершенствования методов экспресс-обработки методический подход, основанный на цифровом моделировании известных физиологических закономерностей, позволит решить задачи оптимизации процедур регистрации и обработки первичных технических и физиологических показателей в реальном масштабе времени, а также расчета вторичных показателей оценки функционального состояния человека.

Выводы

1. Проведенные на модели вычислительные эксперименты показали ее адекватность данным физиологических исследований, пригодность для анализа достаточно сложных процессов регуляции газообмена человека в условиях пониженного барометрического давления.

2. Результаты расчетов достаточно хорошо согласуются с экспериментальными данными. Модель можно использовать при теоретическом прогнозировании динамики респираторных реакций организма человека в условиях измененной газовой среды.

3. Выполненные расчеты показателей газообмена при имитации подъема на высоту позволили уточнить количественные изменения дыхательных объемов, уменьшение объема альвеолярного пространства и увеличение мертвого пространства в соотношении от 4,7 до 0,7.

4. Расчеты показали, что различие значений диффузионной способности легких, полученных из доступных литературных источников, незначительно влияет на парциальное давление газов в респираторной системе на всех этапах полета.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Воздействие на организм человека опасных и вредных экологических факторов. Метрологические аспекты. В 2-х томах / Под ред. Исаева Л.К. – Том II. – М.: ПАИМС, 1997. – 496 с.
- [2] Гриппи М.А. Патофизиология легких, изд. 2-е испр. – М., Спб.: ЗАО «Издательство БИНОМ», «Невский Диалект», 1999. – 344 с., ил.
- [3] Кознчи Е.Б. Декомпрессионные явления на искусственных спутниках с живыми существами на борту // Человек в условиях высотного космического полета. Сб. пер. из иностранной периодической литературы / Под ред. В.И. Иванова. – М.: Иностранная литература, 1960. – С. 349–416.
- [4] Человек в условиях гипоксии и гиперкапнии / Агаджанян Н.А., Полуниин И.Н., Степанов В.К., Поляков В.Н. – Астрахань-Москва: Астраханская государственная медицинская академия, 2001. – 340 с.
- [5] Определение вида зависимости энерготрат от показателей функции внешнего дыхания / Матюшев Т.В., Дворников М.В., Рыженков С.П., Гуськов С.Г., Дворников С.М. // Авиакосмическая и экологическая медицина. – 2016. – Т. 50. – № 5. – С. 144–145.
- [6] Авиационная медицина: Руководство / Под ред. И.М. Рудного, П.В. Васильева, С.А. Гозулова. – М.: Медицина, 1986. – 580 с.
- [7] Степанов В.К. К вопросу об определении энерготрат по некоторым показателям физиологических функций // Влияние факторов высотного полета на организм и методы изучения некоторых физиологических функций. – М.: ВВС; 1972. – С. 34–36.
- [8] Матюшев Т.В., Дворников М.В. Анализ респираторных реакций человека в условиях изменений газовой среды на математической модели // Компьютерные исследования и моделирование. – 2017. – Т. № 9. – № 2. – С. 281–296.
- [9] Тевс Г. Транспорт газов кровью и кислотно-щелочное равновесие // Физиология человека: В 3-х томах. Пер. с англ. / Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса, 3-е изд. – Т. 2. – М.: Мир, 2004. – С. 605–625.
- [10] Физиология дыхания. Руководство по физиологии. – М.: Наука, 1973. – 352 с.

REFERENCES

- [1] The Impact on the Human Body of Dangerous and Harmful Environmental Factors. Metrological Aspects. in 2 Volumes. Edited by Isaeva L.K. Vol. II. – Moscow: PAIMS, 1997. – p. 496.
- [2] Fluppy M.A. Pathophysiology of the Lungs, ed. 2nd ed. – Moscow, St. Petersburg: CJSC Publishing House BINOM, Nevsky Dialect, 1999. – p. 344, III.

- [3] Cohenchi Ye.B. Decompression Phenomena on Artificial Satellites with Living Creatures on Board. // *Man in High-Altitude Space Flight. Collection of Translations from Foreign Periodicals.* Edited by V.I. Ivanova. – Moscow: Foreign Literature, 1960. – pp. 349–416.
- [4] Agadzhanian N.A., Polunin I.N., Stepanov V.K., Polyakov V.N. A Person in Conditions of Hypocapnia and Hypercapnia. – Astrakhan-Moscow: Astrakhan State Medical Academy, 2001. – p. 340.
- [5] Matyushev T.V., Dvornikov M.V., Ryzhenkov S.P., Guskov S.G., Dvornikov S.M. Determination of the Type of Dependence of Energy Expenditures on Indicators of the Function of External Respiration // *Aerospace and Environmental Medicine.* – 2016. – Vol. 50. – No 5. – pp. 144–145.
- [6] *Aviation Medicine: Manual* / Ed. I.M. Rudny, P.V. Vasiliev, S.A. Gozulov. – Moscow: Medicine, 1986. – p. 580.
- [7] Stepanov V.K. To the Question of Determining Energy Expenditures by Some Indicators of Physiological Functions // *Influence of Altitude Flight Factors on the Body and Methods of Studying Some Physiological Functions.* – Moscow: Air Force; 1972. – pp. 34–36.
- [8] Matyushev T.V., Dvornikov M.V. Analysis of Human Respiratory Reactions Under Conditions of Changes in the Gas Environment in a Mathematical Model // *Computer Research and Modeling.* – 2017. – Vol. 9. – No 2. – pp. 281–296.
- [9] Tevs G. Transport of Gases by Blood and Acid-Base Balance // *Human Physiology: In 3 volumes. Per. from English* / Ed. R. Schmidt and G. Tevs. 3rd ed. – V. 2. – Moscow: Mir, 2004. – pp. 605–625.
- [10] *Physiology of Respiration. Physiology Guide.* – Moscow: Nauka, 1973. – p. 352.