

## **Анализ показателей газообмена организма в высотном полете на основе статической модели респираторной системы**

© Т.В. Матюшев, М.В. Дворников, С.П. Рыженков, М.А. Петров

Научно-исследовательский испытательный центр (авиационно-космической медицины и военной эргономики) Центрального научно-исследовательского института Военно-воздушных сил Министерства обороны Российской Федерации, Москва, 127083, Россия

*На основе статической модели респираторной системы организма выполнен анализ динамики показателей газообмена человека в высотном полете. Разработаны структура указанной модели и алгоритм расчета газообмена организма. Проанализированы изменения показателей функции внешнего дыхания и газообмена. Уточнены количественные параметры, определяющие характер взаимосвязей между компонентами газообмена. Проведен вычислительный эксперимент по имитации подъема на высоту. Результаты анализа расчетов 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.*

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

**Введение.** В процессе эволюции человек приобрел адаптационные механизмы, позволяющие поддерживать гомеостаз (постоянство внутренней среды) в достаточно широком диапазоне парциального давления кислорода, температуры и других показателей внешней среды. В частности, в острый период адаптации изменение парциального давления кислорода во внешней среде сопровождается изменением легочной вентиляции и частоты сердечных сокращений. Длительное воздействие такого фактора вызывает изменение количества эритроцитов, гемоглобина и активности ферментов, направленных на поддержание определенного уровня насыщения крови кислородом.

Стремительное развитие авиационной техники способствовало возникновению многочисленных ситуаций, в которых человек оказывается за пределами своих адаптационных возможностей. В связи с этим потребовалось создание различных вариантов технических защитных средств и устройств, которые, например, в виде кислородно-дыхательной аппаратуры и высотного снаряжения встраиваются в систему летчик — среда — самолет в качестве самостоятельной подсистемы, обеспечивающей безопасность человека в высотном

полете. Но большинство современных бортовых и индивидуальных средств защиты летчика фактически являются средствами управления функциональным состоянием человека, оказывая респираторную или гемодинамическую поддержку за счет использования его резервных возможностей. При этом летчик вынужден управлять летательным аппаратом, испытывая респираторную нагрузку, превышающую в 10–20 раз установленные физиологические нормативы для обычного человека. Это обстоятельство необходимо учитывать при решении эргономических задач оптимизации процессов, средств и условий деятельности экипажей модернизируемой и перспективной авиационной техники.

Сохраняющаяся вероятность возникновения опасных состояний летного состава не только в аварийных, но и штатных условиях полета может быть связана с неадекватным функционированием систем обеспечения жизнедеятельности (СОЖ) и защитного снаряжения (ЗС). Широкое внедрение технологии полунатурного моделирования процессов, средств и условий деятельности экипажей новой и модернизируемой авиационной техники позволило существенно повысить ее эргономичность. Однако при этом обострился вопрос отягощающего влияния СОЖ и ЗС на качество и надежность летного труда. Исключение СОЖ и ЗС из информационно-управляющего поля объектов пилотируемой авиационной техники на этапе ее разработки негативно влияет на конечный результат, а устранение поздно выявляемых недостатков увеличивает сроки и стоимость разработки. Перспективным вариантом решения этой проблемы могут стать внедрение дополнительного самостоятельного этапа эргономической оценки новой авиационной техники, а также создание и использование динамических полунатурных моделирующих комплексов (ДПМК) для комплексного испытания защитных, физиолого-гигиенических и эргономических характеристик СОЖ и ЗС в составе объектов. Эффективность применения ДПМК, в свою очередь, зависит от качества системы оперативного медицинского и технического контроля СОЖ и ЗС. Отдельные элементы подобных систем давно и с большим успехом используются при проведении испытаний СОЖ и ЗС, а также при обследовании летного состава в рамках врачебно-летной экспертизы.

Проблема состоит в расширении диагностических возможностей физиологических средств мониторинга, а также в совершенствовании методов экспресс-обработки с получением не только результатов после воздействия, но и некоторых показателей в онлайн-режиме. В рамках первого направления идет поиск новых методов диагностики функционального состояния отдельных систем организма и регуляторных возможностей организма в целом. В рамках второго направления следует найти решение математической задачи, которая

требуется для оптимизации процедур регистрации и обработки первичных технических и физиологических показателей в реальном масштабе времени, а также для расчета вторичных показателей, необходимых для оценки функционального состояния человека.

Востребованность математических методов моделирования обусловлена тем, что непосредственным измерением невозможно получить большую часть показателей систем организма. Но они могут быть рассчитаны по данным оценки систем в целом с учетом знания механизмов их регулирования. Расширением количества контролируемых показателей удастся повысить информативность рассчитываемых параметров. Однако если для мониторинга сердечно-сосудистой системы предлагается и используется достаточно большое количество различных вариантов методик и показателей, то проблема обработки параметров внешнего дыхания и газоанализа, а главное, проблема оценки системы газообмена, энергозатрат организма и их адекватности условиям, возникающим в экстремальных ситуациях, остается актуальной. В связи с этим возникла 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.

Таким образом, целью работы являлся анализ динамики показателей газообмена человека в высотном полете на основе статической модели респираторной системы организма, позволяющей проводить анализ изменений показателей функции внешнего дыхания и газообмена, а также уточнять количественные параметры, которые определяют характер взаимосвязей между компонентами газообмена.

Для достижения поставленной цели потребовалось решить следующие задачи.

1. Разработать структуру статической модели респираторной системы организма и алгоритм расчета газообмена организма.
2. Уточнить количественные параметры, определяющие характер взаимосвязей между компонентами газообмена и позволяющие проводить теоретические расчеты.
3. Провести вычислительный эксперимент по имитации подъема на высоту.

**Структура статической модели респираторной системы организма и алгоритм расчета газообмена организма.** При построении статической модели транспорта кислорода в организме было принято допущение, что 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 табл. 1 [3] и табл. 2 [4].

Таблица 1

**Параметры дыхательных газов в воздухе и в крови здоровых людей  
в покое**

Параметры газов	Концентрация		Давление, мм рт. ст.			
	O <sub>2</sub>	CO <sub>2</sub>	O <sub>2</sub>	$F_{O_2}(P_B - p_{H_2O})$	CO <sub>2</sub>	$F_{CO_2}(P_B - p_{H_2O})$
Среда	O <sub>2</sub>	CO <sub>2</sub>	O <sub>2</sub>	$F_{O_2}(P_B - p_{H_2O})$	CO <sub>2</sub>	$F_{CO_2}(P_B - p_{H_2O})$
Выдыхаемый 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	$p_{O_2}$	$S_{O_2}$	$C_{O_2}$	$p_{CO_2}$	$C_{CO_2}$	pH
	мм рт. ст.	%	лО <sub>2</sub> /л крови	мм рт. ст.	лО <sub>2</sub> /л крови	–
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 <sub>2</sub> (STPD), л/мин	0,28	–	–	–	–	–
Выделение CO <sub>2</sub> (STPD), л/мин	–	0,23	–	–	–	–

Таблица 2

**Сводные данные о концентрации и парциальном давлении кислорода и углекислого газа**

Среда	O <sub>2</sub>			CO <sub>2</sub>		
	%	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	14,0	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	–

Рассмотрим алгоритм расчета. Исходные данные статической модели газообмена приведены ниже:

Диффузная способность легких $D_L$ , $\frac{\text{мл}}{\text{мин} \cdot \text{мм рт. ст}}$ .....	25
Сердечный выброс $Q_R$ , л/мин .....	5,6
Давление паров воды $p_{\text{H}_2\text{O}}$ , мм рт. ст. ....	47
Температура паров воды $t_{\text{H}_2\text{O}}$ , °С .....	37
Температура абсолютного нуля $T_0$ , К .....	273,15
Коэффициент растворимости диоксида углерода в крови $\alpha_{\text{CO}_2}$ , мл газа/мл крови .....	0,495
Коэффициент растворимости кислорода в крови $\alpha_{\text{O}_2}$ , мл газа/мл крови .....	0,0237
Коэффициент растворимости азота в крови $\alpha_{\text{N}_2}$ , мл газа/мл крови .....	0,012
Теплопродукция человека в состоянии относительного покоя $Q_0$ , Вт ....	105
Концентрации $\text{CO}_2$ во вдыхаемой смеси $F_{\text{CO}_2}^1$ , мл газа/мл смеси .....	0,0003
Функциональная остаточная емкость легких $FRC$ , л .....	3
Газовая постоянная $\text{O}_2$ $R_{\text{O}_2}$ , Дж/(кг·К) .....	259,8
Газовая постоянная $\text{CO}_2$ $R_{\text{CO}_2}$ , Дж/(кг·К) .....	188,9
Газовая постоянная $\text{N}_2$ $R_{\text{N}_2}$ , Дж/(кг·К) .....	296,8
Газовая постоянная $\text{H}_2\text{O}$ $R_{\text{H}_2\text{O}}$ , Дж/(кг·К) .....	461,5
Молекулярная масса $\text{O}_2$ $\mu_{\text{O}_2}$ , кг·моль .....	32
Молекулярная масса $\text{CO}_2$ $\mu_{\text{CO}_2}$ , кг·моль .....	44,01
Молекулярная масса $\text{N}_2$ $\mu_{\text{N}_2}$ , кг·моль .....	28,02
Молекулярная масса $\text{H}_2\text{O}$ $\mu_{\text{H}_2\text{O}}$ , кг·моль .....	18,01
Объем тела $V_{\text{тела}}$ , л .....	66,667
Коэффициент приведения объема газа, измеренного в условиях приведения организма к стандартным условиям $k$ .....	862,947

Для аппроксимации экспериментальных данных [5] объемы минутной и альвеолярной вентиляции, потребления  $\text{O}_2$  и выделения  $\text{CO}_2$  определялись соответственно по следующим формулам:

– объем минутной вентиляции, л/мин,

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

– объем альвеолярной вентиляции, л/мин,

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

– скорость выделения  $\text{CO}_2$ , мл  $\text{CO}_2$ /мл смеси,

$$v_{\text{CO}_2} = 2,553Q^{0,994}; \quad (3)$$

– скорость поглощения  $\text{O}_2$ , мл  $\text{O}_2$ /мл смеси,

$$v_{\text{O}_2} = 3,413 \cdot 10^{-3} Q^{0,973}. \quad (4)$$

Дыхательный коэффициент  $R$  определялся по формуле

$$R = \frac{v_{\text{CO}_2}}{v_{\text{O}_2}}.$$

Давление в гермокабинах летательных аппаратах поддерживается на определенном уровне, предотвращающем развитие высотной декомпрессионной болезни и кислородного голодания. В модели законы регулирования давления  $P_B$  и концентрации  $\text{O}_2$  во вдыхаемой смеси  $F_{\text{O}_2}^I$  в зависимости от высоты полета были приняты соответствующими тем, что имеют место в герметичных кабинах пассажирских самолетов [6, с. 59, с. 70]:

$$P_B = 760 \text{ при } H \leq 6000 ,$$

$$P_B = 70\,143,479 H^{-0,52} \text{ при } H > 6000; \quad (5)$$

$$F_{\text{O}_2}^I = 440 P_B^{-1,158} \text{ при } H < 10\,200, \quad F_{\text{O}_2}^I = 1 \text{ при } H \geq 10\,200.$$

Концентрацию  $\text{N}_2$  в сухой вдыхаемой смеси определяли по формуле

$$F_{\text{N}_2}^I = 1 - F_{\text{O}_2}^I - F_{\text{CO}_2}^I.$$

Плотность дыхательных газов рассчитывали в соответствии с уравнением идеальных газов Менделеева — Клайперона, кг/м<sup>3</sup>:

$$\rho_\mu = \frac{(P_B - p_{\text{H}_2\text{O}})}{R_\mu (T_0 + t_\text{я})}, \quad (6)$$

где  $t_\text{я}$  — температура ядра, °С;  $R_\mu$  — газовая постоянная конкретного газа, Дж/(кг · К);  $\mu = \{\text{O}_2, \text{CO}_2, \text{N}_2, \text{H}_2\text{O}\}$ .

Объемы  $V_\mu^I$ , массы  $m_\mu^I$ , напряжения  $p_\mu^I$  и объемные скорости  $v_\mu^I$  дыхательных газов во вдыхаемой смеси определяли по следующим формулам:

$$V_\mu^I = \text{FRC} \cdot F_\mu^I, \quad m_\mu^I = V_\mu^I \rho_\mu, \quad p_\mu^I = F_\mu^I (P_B - p_{\text{H}_2\text{O}}), \quad v_\mu^I = F_\mu^I v_1. \quad (7)$$

Концентрацию и напряжение  $\text{CO}_2$  в выдыхаемой смеси рассчитывали по формулам:

$$F_{\text{CO}_2}^E = \frac{v_{\text{CO}_2}}{V_A}, \quad p_{\text{CO}_2}^E = F_{\text{CO}_2}^E (P_B - p_{\text{H}_2\text{O}}). \quad (8)$$

Напряжение и концентрацию  $\text{O}_2$  в выдыхаемой смеси находили так:

$$p_{\text{O}_2}^E = p_{\text{O}_2}^I - \frac{v_{\text{O}_2}}{v_A}, \quad F_{\text{O}_2}^E = \frac{p_{\text{O}_2}^E}{P_B - 47}. \quad (9)$$

Концентрацию и напряжение  $\text{N}_2$  в выдыхаемой смеси определяли с помощью выражений:

$$F_{\text{N}_2}^E = 1 - F_{\text{O}_2}^E - F_{\text{CO}_2}^E - F_{\text{H}_2\text{O}}^E, \quad p_{\text{N}_2}^E = F_{\text{N}_2}^E (P_B - p_{\text{H}_2\text{O}}). \quad (10)$$

Объемы  $V_\mu^E$ , массы  $m_\mu^E$ , напряжения  $p_\mu^E$  и объемные скорости  $v_\mu^E$  дыхательных газов во вдыхаемой смеси определяли соответственно с использованием уравнений:

$$V_\mu^E = FRC \cdot F_\mu^E, \quad m_\mu^E = V_\mu^E \rho_\mu, \quad p_\mu^E = F_\mu^E (P_B - p_{\text{H}_2\text{O}}), \quad v_\mu^E = F_\mu^E v_E. \quad (11)$$

Скорость вдыхаемого воздуха  $v_I$  рассчитывали по формуле

$$v_I = v_E \frac{1 + ((1-R)/R)(F_{\text{CO}_2}^E - F_{\text{CO}_2}^I)}{1 + ((1-R)/R)F_{\text{CO}_2}^I}. \quad (12)$$

Напряжения  $\text{O}_2$  и  $\text{CO}_2$  в альвеолярной смеси определяли по соответствующим выражениям:

$$p_{\text{CO}_2}^A = \frac{v_{\text{CO}_2}}{v_A} k, \quad (13)$$

где  $k = \frac{760(T_0 + t_{\text{H}_2\text{O}})}{T_0}$ ;

$$p_{\text{O}_2}^A = p_{\text{O}_2}^I - (p_{\text{CO}_2}^A - p_{\text{CO}_2}^I) \frac{F_{\text{O}_2}^I + [(1 - F_{\text{O}_2}^I)/R]}{1 + [(1-R)/R]F_{\text{CO}_2}^I}. \quad (14)$$

Концентрации  $\text{O}_2$  и  $\text{CO}_2$  в альвеолярной смеси определяли по формулам:

$$F_{\text{CO}_2}^A = \frac{p_{\text{CO}_2}^A}{P_B - p_{\text{H}_2\text{O}}}, \quad F_{\text{O}_2}^A = \frac{p_{\text{O}_2}^A}{P_B - p_{\text{H}_2\text{O}}}. \quad (15)$$

Концентрацию и напряжение  $\text{N}_2$  в альвеолярной смеси рассчитывали так:

$$F_{\text{N}_2}^A = 1 - F_{\text{CO}_2}^A - F_{\text{O}_2}^A, \quad p_{\text{N}_2}^A = F_{\text{N}_2}^A (P_B - p_{\text{H}_2\text{O}}). \quad (16)$$

Объемы  $V_\mu^A$ , массы  $m_\mu^A$ , напряжения  $p_\mu^A$  и объемные скорости  $v_\mu^A$  дыхательных газов в альвеолярной смеси вычисляли соответственно с помощью уравнений:

$$V_\mu^A = FRC \cdot F_\mu^A, \quad m_\mu^A = V_\mu^A \rho_\mu, \quad p_\mu^A = F_\mu^A (P_B - p_{\text{H}_2\text{O}}), \quad v_\mu^A = F_\mu^A v_A. \quad (17)$$

Расчет мертвого пространства проводили по формуле Бора

$$V_D = \frac{p_{\text{CO}_2}^A - p_{\text{CO}_2}^E}{p_{\text{CO}_2}^A - p_{\text{CO}_2}^I} V_T. \quad (18)$$

По этой же формуле определяется объем отделов легких, в которых не происходит удаления  $\text{CO}_2$  из крови. Поскольку этот показатель связан с работой органа, от него зависит величина функционального (физиологического) мертвого пространства. Во вдыхаемом воздухе  $p_{\text{CO}_2}^I$  практически равно 0, поэтому  $V_D = \frac{p_{\text{CO}_2}^A - p_{\text{CO}_2}^E}{p_{\text{CO}_2}^A} V_T$ .

Кроме того, посредством аппроксимации экспериментальных данных, представленных в работах [4, 7], были определены:

– дыхательный объем и объем альвеолярного пространства

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

– объем дыхательного мертвого пространства

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

Частоту сердечных сокращений вычисляли по формуле  $f_T = v_E / V_T$ .

При определении напряжения  $\text{O}_2$  в артериальной крови ( $p_{\text{O}_2}^a$ ) было принято, что  $v_{\text{O}_2}$  выражается в [мл] (BTPS), а  $v_{\text{CO}_2}$  выражается в [мл (STPD)/мин]. Поэтому  $v_{\text{O}_2}$  необходимо было выполнить следующее: умножить на  $(P_B - p_{\text{H}_2\text{O}}) / P_B$ , чтобы привести газ к сухому



состоянию, умножить на  $P_B/760$ , чтобы привести к стандартному давлению (760 мм рт. ст.) и умножить на  $T_0/(T_0 + t_{H_2O})$ , чтобы привести к стандартной температуре. В результате получилось следующее:

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

Если  $P_B = 760$  мм рт. ст., то  $k_{STPD} = 0,826$ .

Таким образом, с учетом (21) напряжения газов в артериальной крови определяются уравнениями:

$$p_{O_2}^a = p_{O_2}^A - \frac{v_{O_2}}{D_1} k_{STPD}, \quad p_{CO_2}^a = p_{CO_2}^E + \frac{v_{CO_2}}{D_1},$$

$$p_{N_2}^a = P_B - p_{O_2}^a - p_{CO_2}^a - p_{H_2O}. \quad (22)$$

Водородный показатель артериальной крови был вычислен по уравнению Гендерсона — Гассельбаха:

$$pH^a = 6,1 + \lg \frac{C_{CO_2}^a - \alpha_{CO_2} p_{CO_2}^a}{k_{pH}^a \alpha_{CO_2} p_{CO_2}^a}, \quad (23)$$

где  $k_{pH}^a$  — коэффициент, характеризующий влияние эффекта Холдейна, который определяется выражением [6]:

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

Концентрацию  $O_2$  и  $CO_2$  в артериальной крови определяли как сумму физической (растворенной в плазме) и химической (связанной с гемоглобином) формы газа:  $C_{\mu}^a = C_{\mu}^{a\phi} + C_{\mu}^{ax}$ .

Концентрация физически связанной формы газа рассчитывалась по формуле  $C_{\mu}^{a\phi} = k_p \alpha_{\mu} p_{\mu}$ , где  $\alpha_{\mu}$  — коэффициент растворимости, мл газа/мл крови,  $k_p$  — фактор размерности.

Концентрацию химически связанной формы  $CO_2$  вычисляли по формуле [6]

$$C_{CO_2}^{ax} = 9,301 \cdot 10^{-2} \ln p_{CO_2}^{a, 1,229}. \quad (25)$$

Степень оксигенации артериальной крови, в свою очередь, рассчитывали по уравнению

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

где  $k_B^a$  — коэффициент, который характеризует действие эффекта Бора [8],  $k_B^a = 4,946 \cdot 10^{-2} p_H^a - 0,318$ .

Концентрацию химически связанного кислорода  $O_2$  в артериальной крови рассчитывали по формуле

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

где  $K_E$  — кислородная емкость крови.

Эффективность газообмена можно определить по следующим показателям:

- концентрации и напряжению 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  $O_2$

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

- коэффициенту оксигенации  $K_{O_2}$ , являющемуся параметром, отражающим потребление  $O_2$  тканями, а также качественным признаком для определения степени острой дыхательной недостаточности,  $K_{O_2} = \frac{p_{O_2}^a}{F_{O_2}^I}$ ;

- величине вентиляционно-перфузионных отношений

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

Общая схема транспорта газов, определяющая взаимозависимость между компонентами газообмена в легких и позволяющая проводить теоретические расчеты, представлена на рис. 1.

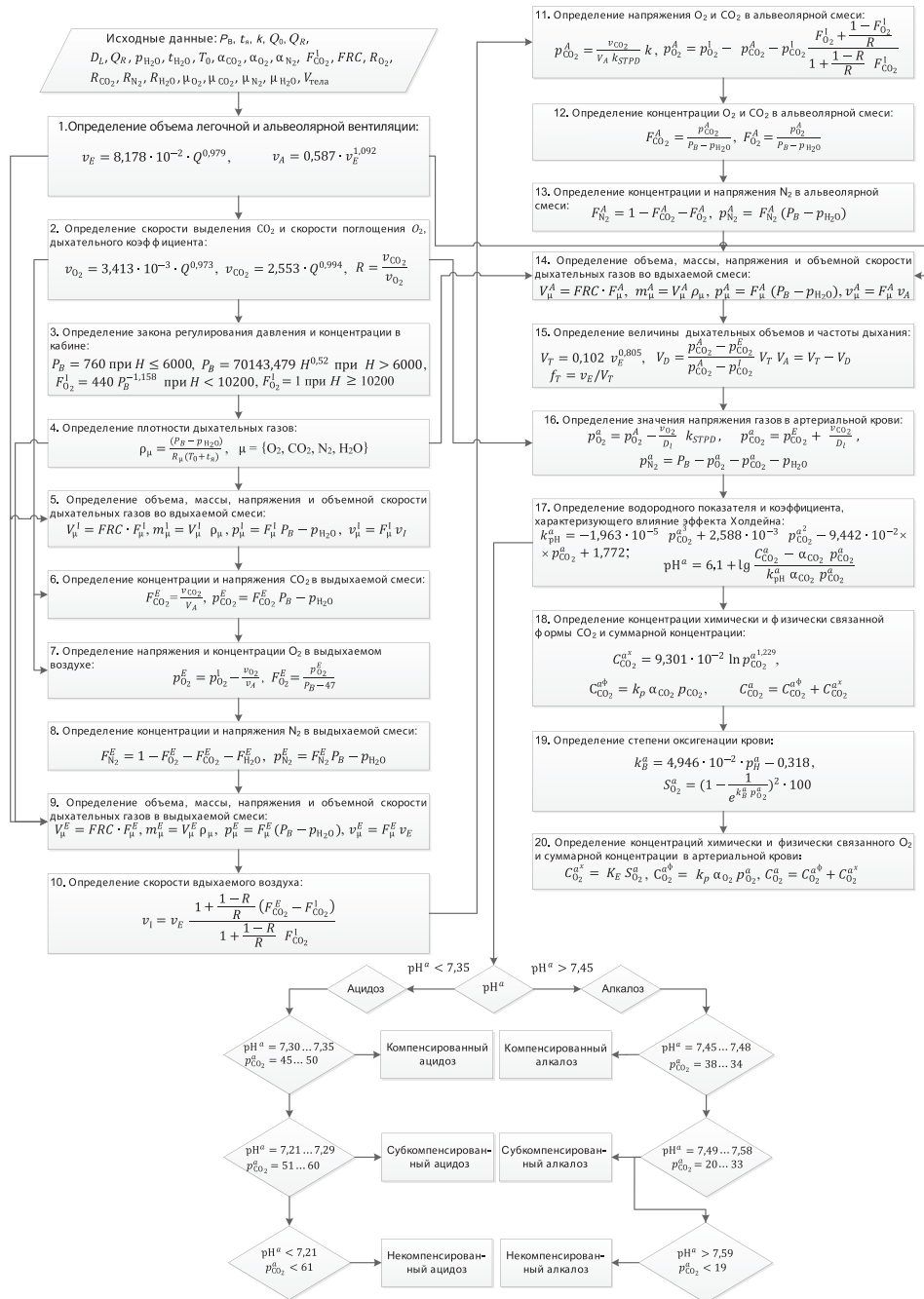


Рис. 1. Структурная схема статической модели респираторной системы человека

**Уточнение количественных взаимосвязей между показателями газообмена.** При определении величины параметры 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, равную 7,794 л/мин. Для уточнения исходных показателей были приведены расчеты. Результаты вычисления и экспериментальные данные, представленные в работе [3], для различных показателей газообмена приведены для сравнения в табл. 3.

Таблица 3

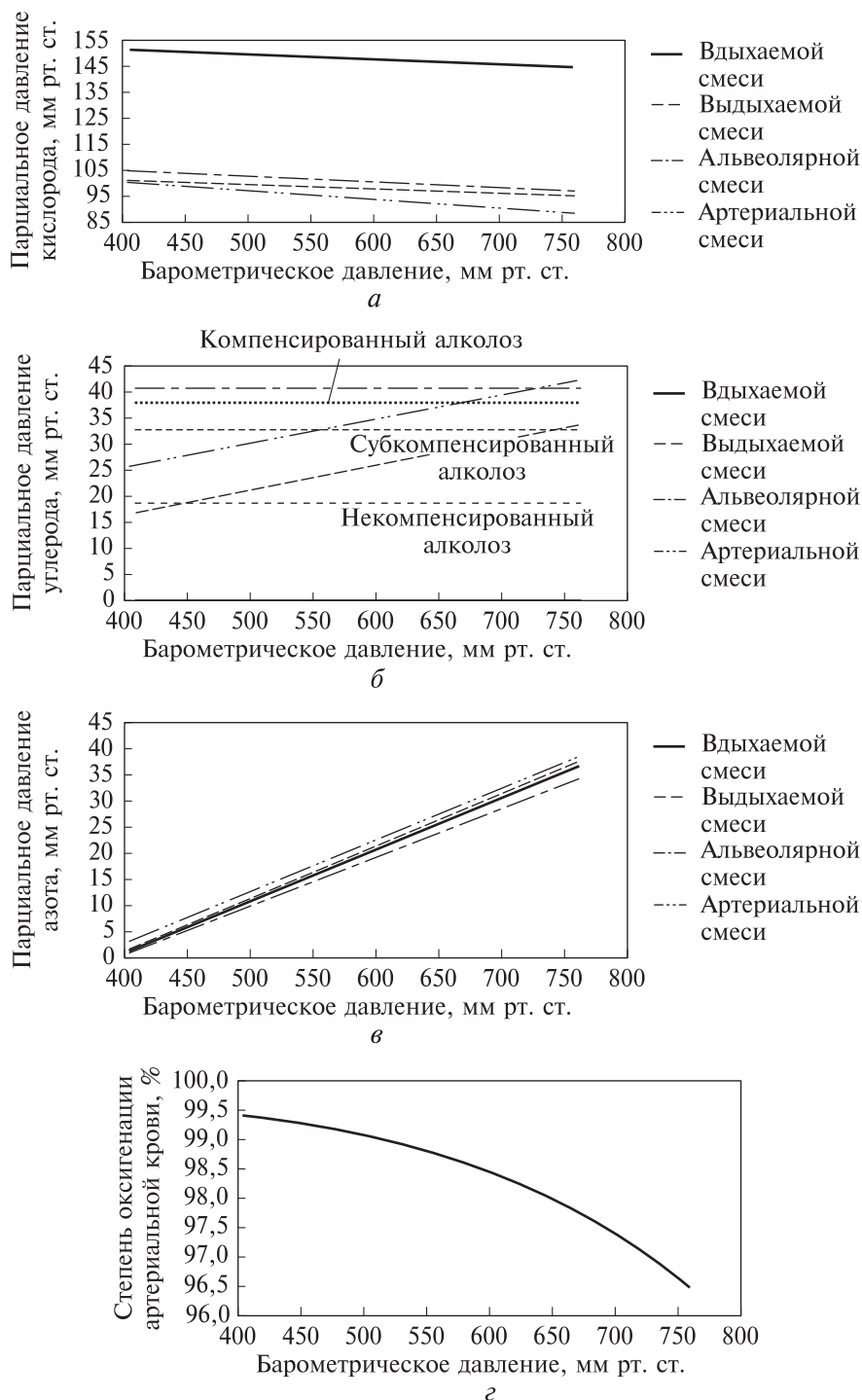
**Напряжение кислорода, концентрация кислорода и диоксида углерода в альвеолах при дыхании окружающим воздухом в зависимости от высоты при различных значениях легочной вентиляции**

H, км	Напряжение кислорода, мм рт. ст.			Концентрация кислорода, мл O <sub>2</sub> /мл газа			Концентрация диоксида углерода, мл CO <sub>2</sub> /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	101,80	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
3,0	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	0,100	0,051	0,121	0,084
6,0	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

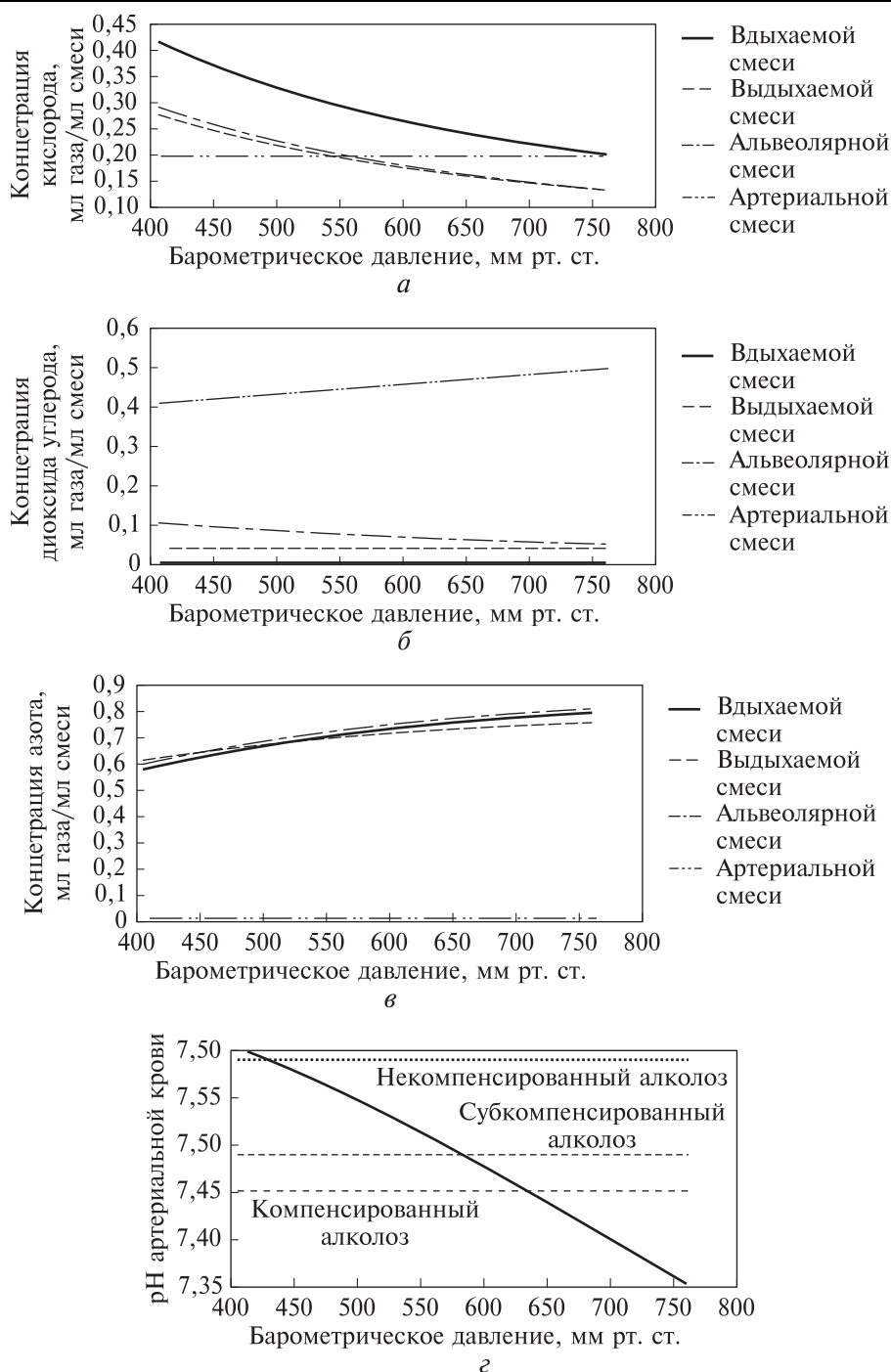
Согласно приведенным данным,  $p_{CO_2}^A = 40,73$  мм рт. ст. при  $v_E = 7,79$  л/мин и  $p_{CO_2}^A = 45,81$  мм рт. ст. при  $v_E = 7$  л/мин.

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

**Вычислительный эксперимент по имитации подъема на высоту.** Результаты вычислительного эксперимента имитации подъема на высоту при  $v_E = 7,79$  л/мин представлены на графиках (рис. 2–4): значения напряжения газов — на рис. 2, а, б, в, концентрации — на рис. 3, а, б, в, массопереноса — на рис. 4, а, б, в, степени оксигенации — на рис. 2, г, рН — на рис. 3, г и дыхательных объемов — на рис. 4, г.

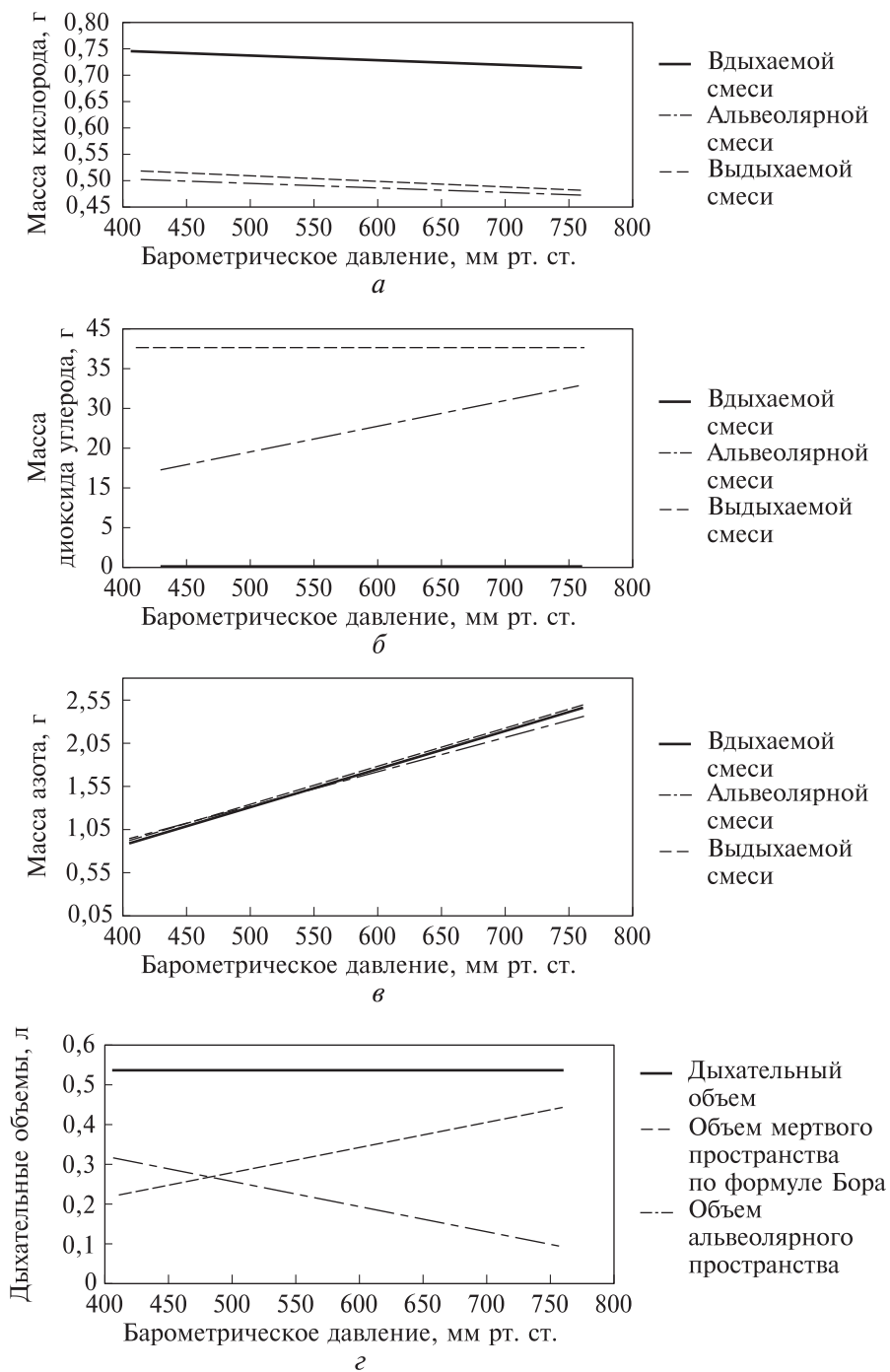


**Рис. 2.** Динамика парциального давления дыхательных газов и степени оксигенации артериальной крови в зависимости от барометрического давления:  
 а — парциальное давление кислорода; б — парциальное давление диоксида углерода;  
 в — парциальное давление азота; г — степень оксигенации артериальной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



**Рис. 3.** Динамика концентрации дыхательных газов и рН артериальной крови в зависимости от барометрического давления:

*а* — концентрация кислорода; *б* — концентрация диоксида углерода; *в* — концентрация азота; *г* — рН артериальной крови



**Рис. 4.** Динамика массопереноса дыхательных газов и дыхательных объемов в зависимости от барометрического давления:  
 а — массоперенос кислорода; б — массоперенос диоксида углерода; в — массоперенос азота; г — дыхательные объемы

Как видно на графиках, при имитации подъема на высоту установившийся режим привел к следующему:

- к насыщению артериальной крови  $O_2$ ;
- удалению  $CO_2$  из артериальной крови;
- повышению рН в артериальной крови.

Кроме того, в литературных источниках приведены различные значения диффузионной способности легких — от 25 [9] до 30 [10]. Для уточнения исходных параметров модели были проведены расчеты. С целью сопоставления в табл. 4 и 5 представлены расчетные данные для различных режимов.

Таблица 4

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

Высота $H$ , км	Напряжение кислорода в артериальной крови, мм рт. ст.				Напряжение диоксида углерода в артериальной крови, мм рт. ст.			
	$v_E = 7$		$v_E = 7,79$		$v_E = 7,7$		$v_E = 7,79$	
	$D_L = 25$	$D_L = 30$	$D_L = 25$	$D_L = 30$	$D_L = 25$	$D_L = 30$	$D_L = 25$	$D_L = 30$
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 5

**Значение рН артериальной крови при  $v_E = 7$  в зависимости от высоты при различных значениях легочной вентиляции и диффузионной способности**

$D_L$	$H$ , км										
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20
25	7,26	7,26	7,26	7,26	7,35	7,41	7,46	7,49	7,52	7,54	7,56
30	7,29	7,29	7,29	7,29	7,38	7,44	7,48	7,52	7,54	7,56	7,58
25	7,33	7,33	7,33	7,33	7,41	7,46	7,50	7,53	7,55	7,57	7,58
30	7,35	7,35	7,35	7,35	7,44	7,49	7,53	7,56	7,58	7,59	7,60



Сопоставление теоретических величин с результатами расчета позволило сделать вывод, что наиболее оптимальный вариант по напряжению кислорода и рН артериальной крови:  $v_E = 7,79$  л,  $= 30$  мл/(мин · мм рт. ст.). Анализ величин напряжения  $CO_2$  и рН в артериальной крови при выбранных режиме полета пассажирского самолета и параметрах модели показал, что компенсированный алкалоз поддерживается начиная с величины барометрического давления  $P_B = 760$  мм рт. ст., субкомпенсированный алкалоз — с  $P_B = 550$  мм рт. ст., а некомпенсированный — с  $P_B = 450$  мм рт. ст. (см. рис. 2, б и 3, з).

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.

Изменение дыхательных объемов в зависимости от давления представлено на рис. 4, з. Расчет величины мертвого пространства проводился по формуле Бора. При снижении барометрического давления уменьшается объем альвеолярного пространства и увеличивается мертвое пространство в соотношении от 4,7 до 0,7.

**Заключение.** Проведенные на модели вычислительные эксперименты показали ее адекватное соответствие данным физиологических исследований, а также пригодность для анализа достаточно сложных процессов регуляции газообмена человека в условиях пониженного барометрического давления. Результаты расчетов по характеру достаточно хорошо согласуются с экспериментальными данными. Модель можно использовать при теоретическом прогнозировании динамики респираторных реакций организма человека в условиях измененной газовой среды.

Результаты анализа показали, что при подъеме человека на высоту с падением давления:

– изменяются дыхательные объемы, 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.

Кроме того, стало ясно, что необходимо провести дополнительное исследование такого параметра модели, как диффузионная способность легких. Полагаем, что исследование диффузионной способности легких будет представлено в дальнейших публикациях.

## ЛИТЕРАТУРА

- [1] Исаев Л.К., ред. *Воздействие на организм человека опасных и вредных экологических факторов. Метрологические аспекты*. В 2 т. Том II. Москва, ПАИМС, 1997, 496 с.
- [2] Гриппи М.А. *Патофизиология легких*. 2-е изд., испр. Москва, Санкт-Петербург, ЗАО «Издательство БИНОМ», «Невский Диалект», 1999, 344 с.
- [3] Коэнчи Е.Б. Декомпрессионные явления на искусственных спутниках с живыми существами на борту. В сб.: *Человек в условиях высотного космического полета. Сборник переводов из иностранной периодической литературы*. В.И. Иванов, ред. Москва, Иностранная литература, 1960, с. 349–416.
- [4] Агаджанян Н.А., Полуниин И.Н., Степанов В.К., Поляков В.Н. *Человек в условиях гипоксии и гиперкапнии*. Астрахань; Москва, Астраханская государственная медицинская академия, 2001, 340 с.
- [5] Матюшев Т.В., Дворников М.В., Рыженков С.П., Гуськов С.Г., Дворников С.М. Определение вида зависимости энерготрат от показателей функции внешнего дыхания. *Авиакосмическая и экологическая медицина*, 2016, т. 50, № 5, с. 144–145.
- [6] Рудный И.М., Васильев П.В., Гозулов С.А., ред. *Авиационная медицина: Руководство*. Москва, Медицина, 1986, 580 с.
- [7] Степанов В.К. К вопросу об определении энерготрат по некоторым показателям физиологических функций. В кн.: *Влияние факторов высотного полета на организм и методы изучения некоторых физиологических функций*. Москва, 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 т.* Р. Шмидт, Г. Тевс, ред. 3-е изд. Т. 2. Москва, Мир, 2004, с. 605–625.
- [10] *Физиология дыхания. Руководство по физиологии*. Л.Л. Шик [и др.], редколлегия. Ленинград, Наука, Ленинградское отд., 1973, 352 с.

Статья поступила в редакцию 25.03.2020

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Матюшев Т.В., Дворников М.В., Рыженков С.П., Петров М.А. Анализ показателей газообмена организма в высотном полете на основе статической модели респираторной системы. *Инженерный журнал: наука и инновации*, 2021, вып. 1. <http://dx.doi.org/10.18698/2308-6033-2021-1-2045>

**Матюшев Тимофей Викторович** — старший научный сотрудник, доктор биологических наук, специалист в области авиационной и космической медицины, в частности математического имитационного моделирования функциональных систем организма, Научно-исследовательский испытательный центр (авиационно-космической медицины и военной эргономики) Центрального научно-исследовательского института Военно-воздушных сил Министерства обороны Российской Федерации. e-mail: [mtv4465@yandex.ru](mailto:mtv4465@yandex.ru)

**Дворников Михаил Вячеславович** — начальник отдела, доктор медицинских наук, профессор, специалист в области авиационной, космической и морской медицины, высотной и гравитационной физиологии, медико-технических и эргоно-

мических проблем разработки средств защиты и спасения летного состава, Научно-исследовательский испытательный центр (авиационно-космической медицины и военной эргономики) Центрального научно-исследовательского института Военно-воздушных сил Министерства обороны Российской Федерации.

e-mail: [dvormv@yandex.ru](mailto:dvormv@yandex.ru)

**Рыженков Сергей Павлович** — ведущий научный сотрудник, кандидат медицинских наук, специалист в области авиационной и космической медицины, в частности в вопросах высотной физиологии защиты и профилактики летчиков от неблагоприятных факторов полета, Научно-исследовательский испытательный центр (авиационно-космической медицины и военной эргономики) Центрального научно-исследовательского института Военно-воздушных сил Министерства обороны Российской Федерации

**Петров Михаил Андреевич** — младший научный сотрудник, специалист в области авиационной и космической медицины, в частности математического имитационного моделирования функциональных систем организма, Научно-исследовательский испытательный центр (авиационно-космической медицины и военной эргономики) Центрального научно-исследовательского института Военно-воздушных сил Министерства обороны Российской Федерации. e-mail: [mishany96@bk.ru](mailto:mishany96@bk.ru)

## Analysis of indicators of body's gas exchange in high-altitude flight based on a static model of the respiratory system

© T.V. Matyushev, M.V. Dvornikov, S.P. Ryzhenkov, M.A. Petrov

Federal State Budgetary Institution "Scientific Research Testing Center (Aerospace Medicine and Military Ergonomics) of the Central Research Institute of the Air Force of the Ministry of Defense of the Russian Federation",  
Moscow, 127083, Russia

*The purpose of the research was to analyze the dynamics of indicators of human gas exchange in high-altitude flight on the basis of a static model of the respiratory system of the body. First, we developed the structure of this model and an algorithm for calculating the gas exchange of the body. Next, we analyzed changes in indicators of the function of external respiration and gas exchange, and clarified the quantitative parameters that determine the nature of the relationships between the components of gas exchange. Finally, we carried out a computational experiment to simulate ascent to a height. The results of the analysis of the calculations showed that when a person rises to a height with a drop in pressure, tidal volumes change the volume of the alveolar space decreases and the dead space increases in the ratio from 4.7 to 0.7. An uncompensated respiratory alkalosis develops, leading to a violation of the acid-base reactions of the body.*

**Keywords:** simulation of gas exchange, minute volume of respiration, respiratory system, regulation of respiration, hypoxia

### REFERENCES

- [1] Isaev L.K., ed. *Vozdeystvie na organizm cheloveka opasnykh i vrednykh ekologicheskikh faktorov. Metrologicheskie aspekty* [The impact on the human body of hazardous and harmful environmental factors. Metrological aspects]. In 2 vols. Vol. II. Moscow, PAIMS Publ., 1997, 496 p.
- [2] Grippi M.A. *Pulmonary Pathophysiology*. Lippincott Williams & Wilkins, 1<sup>st</sup> ed., 1995, 352 p. [In Russ.: Grippi M.A. *Patofiziologiya legkikh*. 2nd ed., rev. Moscow, St. Petersburg, ZAO Izd. BINOM, Nevskiy Dialekt Publ., 1999, 344 p.].
- [3] Koenchi E.B. *Dekompressionnye yavleniya na iskusstvennykh sputnikakh s zhivymi suschestvami na bortu. Chelovek v usloviyakh vysotnogo kosmicheskogo poleta. Sbornik perevodov iz inostrannoy periodicheskoy literatury* [Decompression phenomena on artificial satellites with living things on board. Man in high-altitude space flight. Collection of translations from foreign periodical literature]. Ivanov V.I., ed. Moscow, In. lit. Publ., 1960, pp. 349–416. (In Russ.).
- [4] Agadzhanyan N.A., Polunin I.N., Stepanov V.K., Polyakov V.N. *Chelovek v usloviyakh gipokapnii i giperkapnii* [Man in conditions of hypocapnia and hypercapnia]. Astrakhan, Moscow, Astrakhan. gos. med. akad. Publ., 2001, 340 p.
- [5] Matyushev T.V., Dvornikov M.V., Ryzhenkov S.P., Guskov S.G., Dvornikov S.M. *Aviakosmicheskaya i ekologicheskaya meditsina — Aerospace and Environmental Medicine*, 2016, vol. 50, no. 5, pp. 144–145.
- [6] Rudny I.M., Vasilev P.V., Gozulov S.A., ed. *Aviatsionnaya meditsina: Rukovodstvo* [Aviation medicine: a manual]. Moscow, Meditsina Publ., 1986, 580 p.

- [7] Stepanov V.K. K voprosu ob opredelenii energotrat po nekotorym pokazatelyam fiziologicheskikh funktsiy [To the problem of determining energy consumption by some indicators of physiological functions]. In: *Vliyaniye faktorov vysotnogo poleta na organizm i metody izucheniya nekotorykh fiziologicheskikh funktsii* [Influence of high-altitude flight factors on the body and methods of studying some physiological functions]. Moscow, VVS Publ., 1972, pp. 34–36.
- [8] Matyushev T.V., Dvornikov M.V. *Kompyuternye issledovaniya i modelirovaniye — Computer Research and Modeling*, 2017, vol. 9, no. 2, pp. 281–296.
- [9] Schmidt R.F., Thews G., eds. *Human Physiology*. 2<sup>nd</sup> ed. Springer, 1989, 827 p. [In Russ.: Thews G. Transport gazov krovyu i kislotno-schelochnoe ravnovesie. Fiziologiya cheloveka. V 3 t., t. 2. 3rd ed. Moscow, Mir Publ., 2004, pp. 605–625].
- [10] *Fiziologiya dykhaniya. Rukovodstvo po fiziologii* [Respiration physiology. Physiology manual]. L.L. Shik, et al., Editorial Board. Leningrad, Nauka Publ., Leningrad Dept., 1973, 352 p.

**Matyushev T.V.**, Dr. Sc. (Biol.), Senior Research Fellow, specialist in the field of aviation and space medicine, in particular mathematical simulation of the functional systems of the body, Federal State Budgetary Institution “Scientific Research Testing Center (Aerospace Medicine and Military Ergonomics) of the Central Research Institute of the Air Force of the Ministry of Defense of the Russian Federation”.  
e-mail: mtv4465@yandex.ru

**Dvornikov M.V.**, Dr. Sc. (Med.), Professor, Head of Department, specialist in the field of aviation, space and marine medicine, high-altitude and gravitational physiology, medical-technical and ergonomic problems of developing means of protection and rescue of flight personnel, Federal State Budgetary Institution “Scientific Research Testing Center (Aerospace Medicine and Military Ergonomics) of the Central Research Institute of the Air Force of the Ministry of Defense of the Russian Federation”.  
e-mail: dvormv@yandex.ru

**Ryzhenkov S.P.**, Cand. Sc. (Med.), Lead Research Fellow, specialist in the field of aviation and space medicine, in particular issues of high-altitude physiology of protection and prevention of pilots from adverse flight factors, Research and Testing Center (aerospace medicine and military ergonomics) of the Central Research Institute of the Air Force of the Ministry of Defense of the Russian Federation

**Petrov M.A.**, Junior Research Fellow, specialist in the field of aviation and space medicine, in particular mathematical simulation of the functional systems of the body, Federal State Budgetary Institution “Scientific Research Testing Center (Aerospace Medicine and Military Ergonomics) of the Central Research Institute of the Air Force of the Ministry of Defense of the Russian Federation”. e-mail: mishany96@bk.ru