

*Представлены уравнения динамики инертных газов в организме при гипербарии, дополняющие математическую модель функциональной системы дыхания, которые могут быть использованы для прогнозирования напряжений респираторных газов при компрессии, экспозиции на грунте и декомпрессии акванавтов.*

© Н.И. Аралова, В.И. Машкин,  
2018

УДК 519.8

Н.И. АРАЛОВА, В.И. МАШКИН

**УРАВНЕНИЯ ДИНАМИКИ ИНЕРТНЫХ  
ГАЗОВ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ  
ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ  
ПРИ ОБЕСПЕЧЕНИИ БЕЗОПАСНОЙ  
ДЕКОМПРЕССИИ АКВАНАВТОВ**

**Введение.** Изучение и использование ресурсов Мирового океана связано с деятельностью человека в условиях экстремальных возмущений внешней среды – высокого барометрического давления, измененного состава вдыхаемого воздуха, низких температур, необходимости принятия решений в условиях повышенной ситуационной напряженности, все эти факторы требуют постоянного медицинского контроля, контроля и коррекции среды для обеспечения безопасных условий пребывания и работы человека.

**Задача управления декомпрессией** – одна из таких задач. На больших глубинах человек дышит газовой смесью, поступающей под давлением, которое соответствует глубине пребывания. На глубине до 30 м акванавт дышит сжатым воздухом. На больших глубинах качественный состав вдыхаемой смеси меняется из-за того, что высокие концентрации азота приводят к возникновению азотного наркоза [1].

При декомпрессии (подъеме акванавта с глубины) барометрическое давление, под которым подается газовая смесь, падает пропорционально скорости подъема и при неправильном выборе этой скорости может возникнуть газовая эмболия [1].

Анализируя развитие знаний о влиянии повышенного давления на организм, следует отметить, что декомпрессионные патологии функциональных систем организма связываются в первую очередь с проблемами

насыщения и насыщения тканей организма от инертных газов, возможностью образования газовых пузырьков в тканях и крови, приводящих к кессонной болезни.

Задача выбора скорости декомпрессии и организации процесса декомпрессии является одной из центральных при планировании и обеспечении водолазных работ.

Насыщение тканей инертным газом приводит в процессе дыхания к стабилизации системы – парциальные давления и напряжения инертного газа в альвеолярном пространстве, крови и тканях сравниваются с его парциальным давлением в дыхательной смеси. Длительность этого процесса зависит от функционального состояния акванавта.

Рассмотрим массоперенос инертных газов в организме при гипербарическом возмущении внешней среды. В соответствии с [2], будем рассматривать систему дыхания как управляемую динамическую систему, в которой в качестве объекта управления выступает система массообмена газов, а рабочими органами управления – дыхательные мышцы, которые обеспечивают необходимый уровень вентиляции, сердечная мышца, сокращения которой определяют уровень системной циркуляции крови и гладкие мышцы сосудов, обеспечивающие распределение системного кровотока по тканям и органам.

**Математическая модель.** Применяя системный подход для описания процесса массопереноса респираторных газов в организме, представим систему дыхания в виде управляемой системы, в которой осуществляется массоперенос кислорода, углекислого газа и азота и управляющей, которая вырабатывает определенные воздействия, обеспечивающие нормальное течение процесса массопереноса газов [3]. Математическая модель управляемой части системы дыхания в [2] описывается системой обыкновенных дифференциальных уравнений, описывающих динамику напряжений кислорода на всех этапах его пути в организме, в кратком виде имеет вид

$$\begin{aligned} \frac{dp_i O_2}{d\tau} &= \varphi(p_i O_2, p_i CO_2, \eta_i, \dot{V}, Q, Q_i, G_i O_2, q_i O_2), \\ \frac{dp_i CO_2}{d\tau} &= \varphi(p_i O_2, p_i CO_2, \eta_i, \dot{V}, Q, Q_i, G_i CO_2, q_i CO_2), \end{aligned} \quad (1)$$

где функции  $\varphi$  и  $\phi$  детально описаны в [2],  $\dot{V}$  – вентиляция,  $\eta$  – степень насыщения гемоглобина кислородом,  $Q$  – объемная скорость системного и  $Q_i$  – локальных кровотоков,  $q_i O_2$  – скорость потребления кислорода  $i$ -м тканевым резервуаром,  $q_i CO_2$  – скорость выделения углекислого газа в  $i$ -м тканевом резервуаре. Скорости  $G_i O_2$  потока кислорода из крови в ткань и  $G_i CO_2$  углекислого газа из ткани в кровь определяется соотношением

$$G_i = D_i S_i (p_{ci} - p_i), \quad (2)$$

где  $D_i$  – коэффициенты проницаемости газов через аэрогематический барьер,  $S_i$  – площадь поверхности газообмена.

Цель управления [3] – это вывод возмущенной системы в стационарный режим, при котором выполняются соотношения

$$|G_i O_2 - q_i O_2| \leq \varepsilon_1, \quad |G_i CO_2 + q_i CO_2| \leq \varepsilon_2, \quad (3)$$

где  $\varepsilon_1, \varepsilon_2$  заранее заданные достаточно малые положительные числа. При этом на управляющие параметры накладываются ограничения

$$0 \leq \dot{V} \leq \dot{V}_{\max}, \quad 0 \leq Q \leq Q_{\max}, \quad 0 \leq Q_i \leq Q, \quad \sum_{i=1}^m Q_i = Q, \quad (4)$$

где  $m$  – количество тканевых резервуаров в организме.

Кроме того, для разрешения конфликтной ситуации между исполнительными органами регуляции (дыхательными мышцами, сердечными мышцами и гладкими мышцами сосудов), являющимися в то же самое время потребителями кислорода, и остальными тканями и органами [4], введены соотношения

$$q_{\text{дых. м.}} O_2 = f(V), \quad q_{\text{серд. м.}} O_2 = \varphi(Q), \quad q_{\text{глад. м.}} O_2 = \phi(Q). \quad (5)$$

В качестве критерия регуляции рассматриваем функционал

$$I = \min_{\substack{0 \leq V \leq \dot{V}_{\max} \\ 0 \leq Q_i \leq Q_{\max} \\ \tau_0}} \int_{\tau_0}^T [\rho_1 \sum_i \lambda_i (G_i O_2 - q_i O_2)^2 + \rho_2 \sum_i \lambda_i (G_i CO_2 + q_i CO_2)^2] dt, \quad (6)$$

$$i = \overline{1, m},$$

где  $\tau_0$  – момент начала воздействия возмущения на систему,  $T$  – длительность этого воздействия,  $\rho_1$  и  $\rho_2$  – коэффициенты, характеризующие чувствительность конкретного организма к гипоксии и гиперкапнии,  $\lambda_i$  – коэффициенты, отражающие морфологические особенности отдельного тканевого резервуара  $i$ .

При таком управлении минимизируются общие затраты кислорода в организме и в каждом тканевом регионе, а также накопление углекислого газа.

При физической нагрузке математическая модель (1) – (6) имитирует разрешение конфликтной ситуации между тканями исполнительных и управляющих органов регуляции в борьбе за кислород [3] в виде перераспределения кровотока.

При построении математической модели полагаем, что [5]:

- 1) источником инертных газов для тканей является кровь, омывающая ткани и представляющая вследствие смешивания гомогенную среду;
- 2) инертные газы в крови присутствуют в растворенном виде;
- 3) газ распространяется в ткани благодаря диффузии, проницаемости через барьеры, разделяющие кровь, ткани и принудительной вентиляции.

Также предположим, что напряжение инертных газов в артериальной крови равняется соответствующему парциальному давлению газа в дыхательной смеси [1] и гипербарическое возмущение внешней среды отражается через соответствующие напряжения инертных газов в артериальной крови, т. е. артериальная кровь является тканью, которая быстро насыщается.

Уравнения динамики инертных газов в альвеолярном пространстве могут быть представлены в соответствии с [5] в виде

$$\begin{aligned}\frac{dp_A N_2}{d\tau} &= \frac{1}{n_{N_2} V_A} \left( n_{N_2} p_{RV} N_2 \dot{V} - G_{LC} N_2 - n_{N_2} p_A N_2 \frac{dV_A}{d\tau} \right), \\ \frac{dp_A He_2}{d\tau} &= \frac{1}{n_{He_2} V_A} \left( n_{He_2} p_{RV} He_2 \dot{V} - G_{LC} He_2 - n_{He_2} p_A He_2 \frac{dV_A}{d\tau} \right),\end{aligned}$$

где  $p_A N_2$  и  $p_A He$  – парциальные давления соответственно азота и гелия в альвеолярном пространстве,  $\dot{V}$  – вентиляция легких, определяемая соотношением  $\dot{V} = \frac{dV_A}{d\tau}$ ,  $V_{RV}$  – объем дыхательных путей,  $V_A$  – объем легких,  $n$ ,  $j \in \{N_2, He\}$  – коэффициент,  $G_{LC}^j$ ,  $j \in \{N_2, He\}$  – поток соответствующего газа через альвеолярно-капиллярную мембрану. При этом  $S$  – площадь поверхности массообмена, и

$$G_{LC} N_2 = n_{N_2} S (p_A N_2 - p_{LC} N_2),$$

$$G_{LC} He = n_{He} S (p_A He - p_{LC} He),$$

где

$$p_{RV} N_2 = \begin{cases} p_{N_2}, & \text{при } \dot{V} > 0, \\ p_A N_2, & \text{при } \dot{V} \leq 0, \end{cases} \quad p_{RV} He = \begin{cases} p_{He}, & \text{при } \dot{V} > 0, \\ p_A He, & \text{при } \dot{V} \leq 0. \end{cases}$$

Напряжения инертных газов в крови легочных капилляров имеют вид

$$\begin{aligned}\frac{dp_{LC} N_2}{d\tau} &= \frac{1}{\alpha_{N_2} V_{LC}} \left( \alpha_{N_2} Q p_{\bar{v}} N_2 + G_{LC} N_2 - \alpha_{N_2} Q p_{LC} N_2 \right), \\ \frac{dp_{LC} He}{d\tau} &= \frac{1}{\alpha_{He} V_{LC}} \left( \alpha_{He} Q p_{\bar{v}} He + G_{LC} He - \alpha_{He} Q p_{LC} He \right),\end{aligned}$$

где  $\alpha_j$ ,  $j \in \{N_2, He\}$  – коэффициенты растворимости соответствующего инертного газа в крови,  $Q$  – объемная скорость системного кровотока, причем  $Q = \sum_{i=1}^m Q_i$ ,  $i = \overline{1, m}$ , где  $Q_i$  – объемная скорость кровотока в русле  $i$ -ой ткани, в артериальной крови

$$\begin{aligned}\frac{dp_a N_2}{d\tau} &= \frac{1}{\alpha_{N_2} V_a} \left( \alpha_{N_2} Q p_{LC} N_2 - \alpha_{N_2} Q p_a N_2 \right), \\ \frac{dp_a He}{d\tau} &= \frac{1}{\alpha_{He} V_a} \left( \alpha_{He} Q p_{LC} He - \alpha_{He} Q p_a He \right),\end{aligned}$$

где  $V_a$  – объем артериальной крови.

Для крови тканевых капилляров и тканей соответствующие уравнения для азота и гелия имеют вид

$$\frac{dp_{ct_i} N_2}{d\tau} = \frac{1}{\alpha_{N_2} V_{ct_i}} (\alpha_{N_2} Q_{t_i} p_a N_2 - G_{t_i} N_2 - \alpha_{N_2} Q_{t_i} p_{ct_i} N_2), \quad i = \overline{1, m},$$

$$\frac{dp_{ct_i} He}{d\tau} = \frac{1}{\alpha_{He} V_{ct_i}} (\alpha_{He} Q_{t_i} p_a He - G_{t_i} He - \alpha_{He} Q_{t_i} p_{ct_i} He), \quad i = \overline{1, m},$$

$$\frac{dp_{t_i} N_2}{d\tau} = \frac{1}{\alpha_{t_i}^{N_2} V_{t_i}} G_{t_i} N_2, \quad i = \overline{1, m},$$

$$\frac{dp_{t_i} he}{d\tau} = \frac{1}{\alpha_{t_i}^{He} V_{t_i}} G_{t_i} He, \quad i = \overline{1, m},$$

где  $\alpha_{N_2}$ ,  $\alpha_{He}$ ,  $\alpha_{t_i}^{N_2}$ ,  $\alpha_{t_i}^{He}$ ,  $i = \overline{1, m}$  – коэффициенты растворимости азота и гелия в крови и тканевой жидкости соответственно.

Кровь тканевых капилляров соединяется в венозное русло, в котором уравнения динамики инертных газов представляются в виде

$$\frac{dp_{\bar{v}} N_2}{d\tau} = \frac{1}{\alpha_{N_2} V_{\bar{v}}} \left( \sum_{t_i} \alpha_{N_2} Q_{t_i} p_{ct_i} N_2 - \alpha_{N_2} Q_{\bar{v}} p_{\bar{v}} N_2 \right), \quad i = \overline{1, m},$$

$$\frac{dp_{\bar{v}} He}{d\tau} = \frac{1}{\alpha_{He} V_{\bar{v}}} \left( \sum_{t_i} \alpha_{He} Q_{t_i} p_{ct_i} He - \alpha_{He} Q_{\bar{v}} p_{\bar{v}} He \right), \quad i = \overline{1, m}.$$

Приведенные уравнения описывают массоперенос и массообмен инертных газов в организме, процесс насыщения крови и тканей организма на протяжении дыхательного цикла. Инертные газы не принимают участия в биохимических процессах обмена в тканях, хотя некоторые авторы [6] предполагают, что они играют большую роль в организации процесса дыхания при гипербарической гипоксии и их влияние проявляется на уровне механизмов саморегуляции.

Представленная математическая модель функциональной системы дыхания при ее индивидуализации может быть использована для прогнозирования напряжений респираторных газов при компрессии (погружении), экспозиции (пребывании и работе на заданной глубине) и декомпрессии (возвращении к нормобарическим условиям) акванавта и таким образом способствовать принятию решений при выборе этих решений для поддержания безопасности жизнедеятельности. Алгоритм работы модели представлен на рисунке.

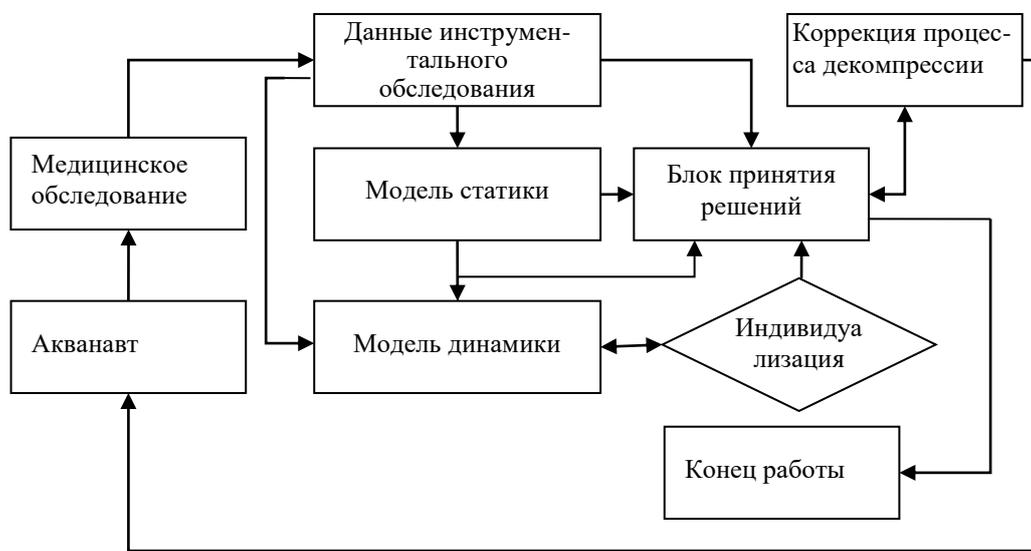
Итерационная процедура работы предложенного программного комплекса имеет следующий вид:

1) проводится инструментальное обследование акванавта и создается модель данных по результатам лабораторных исследований;

2) данные обследования вводятся в модель кислородных режимов организма (КРО), позволяющую получить некоторые данные о функциональном состоянии спортсмена и ряд исходных данных для работы модели динамики [7];

3) исходные данные, полученные при физиологическом обследовании и в результате работы модели статики вводятся в качестве исходных данных в модель динамики [2], модель индивидуализируется и осуществляется имитация процесса декомпрессии. Полученные данные анализируются;

4) далее имитируются различные режимы декомпрессии путем подбора различных вариантов сочетания азота и гелия во вдыхаемой смеси. Осуществляется принятие решения о наиболее оптимальном варианте декомпрессии для конкретного индивидуума.



РИСУНОК

**Выводы.** Предложенное математическое обеспечение может оказать существенную поддержку при решении комплекса задач, связанных с процессом декомпрессии лиц, выполняющих работу при повышенном барометрическом давлении для выбора наиболее оптимальных для конкретного индивидуума режимов безопасной декомпрессии.

*Н.И. Аралова, В.Й. Машкін*

РІВНЯННЯ ДИНАМІКИ ІНЕРТНИХ ГАЗІВ ДЛЯ ОПТИМІЗАЦІЇ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ПРИ ЗАБЕЗПЕЧЕННІ БЕЗПЕКИ ДЕКОМПРЕСІЇ АКВАНАВТІВ

Представлені рівняння динаміки інертних газів у організмі при гіпербарії, що доповнюють математичну модель функціональної системи дихання, які можуть бути використані для прогнозування напружень респіраторних газів при компресії, експозиції на ґрунті і декомпресії акванавтів.

*N.I. Aralova, V.I. Mashkin*

THE EQUATIONS OF INERT GASES DYNAMICS FOR OPTIMIZATION  
OF DECISION-MAKING IN PROVIDING SAFE DECOMPRESSION OF THE AQUANAUT

Equations of the dynamics of inert gases to the body under hyperbaria are added, complementing the mathematical model of the functional breathing system that can be used to predict the stresses of respiratory gases during compression, exposure on the ground, and decompression of the aquanaut.

**Список литературы**

1. Гуляр С.А., Шапоренко Б.А., Киклевич Ю.Н. и др. Организм человека и подводная среда. Киев: Здоровье, 1977. 183 с.
2. Онопчук Ю.Н. Гомеостаз функциональной системы дыхания как результат внутрисистемного и системно-средового информационного взаимодействия. *Биоэкология. Единое информационное пространство* / под общ. ред. В.И. Гриценко. Киев. 2001. С. 59 – 106.
3. Полинкевич К.Б., Онопчук Ю.Н. Конфликтные ситуации при регулировании основной функции дыхания организма и математические модели их разрешения. *Кибернетика*. 1986. № 3. С. 100 – 104.
4. Бобрякова И.Л., Онопчук Ю.Н. Роль параметров модели массопереноса газов в организме в стабилизации переходных процессов. *Кибернетика и вычислительная техника*. 1993. Вып. 98. С. 67 – 71.
5. Онопчук Г.Ю. Модель управления декомпрессией и ее математический анализ. *Кибернетика и системный анализ*. 1997. № 2. С. 107 – 122.
6. Вторичная тканевая гипоксия / под общ. ред. А.З. Колчинской. Киев: Наук. думка, 1983. 253 с.
7. Аралова А.А., Аралова Н.И., Ковальчук-Химюк Л.А., Онопчук Ю.Н. Автоматизированная информационная система функциональной диагностики спортсменов. *Управляющие системы и машины*. 2008. № 3. С. 73 – 78.

Получено 22.03.2018