

МЕЖДУНАРОДНЫЙ
НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ

**ПРОБЛЕМЫ
УПРАВЛЕНИЯ И
ИНФОРМАТИКИ**

3'2018

**Институт кибернетики им. В.М. Глушкова
НАН Украины**

**Институт космических исследований
НАН Украины и ГКА Украины**

Уважаемые читатели!

Продолжается подписка на «Международный научно-технический журнал «Проблемы управления и информатики» (старое название — «Автоматика») на 2018 год. Подписной индекс 74002, в каталоге МААН — 10033. В каталогах журнал представлен под буквой «М».

Журнал является единственным в Украине периодическим изданием, в течение более шестидесяти лет (основан в январе 1956 года) публикующим работы фундаментального и прикладного характера в широком спектре проблем автоматического управления и информатики.

Ведущие тематические разделы: проблемы динамики управляемых систем; методы идентификации и адаптивного управления; оптимальное управление и методы оптимизации; конфликтно-управляемые процессы и методы принятия решений; математическое моделирование и исследование сложных управляемых систем; общие проблемы исследования космоса; управление физическими объектами и техническими системами; управление и оптимизация систем с распределенными параметрами; методы управления и оценивания в условиях неопределенности; качественные методы в теории управляемых систем; методы обработки информации; космические информационные технологии и системы; технические средства для измерений и управления; космический мониторинг; экономические и управленческие системы; управление в биологических и природных системах; роботы и системы искусственного интеллекта; проблемы защиты информации. В журнале регулярно публикуются труды научных конференций и семинаров по автоматическому управлению, по перспективным космическим исследованиям.

Журнал издается при творческом участии

Украинской Ассоциации по автоматическому управлению; Государственного космического агентства Украины; академических и отраслевых научных учреждений; ведущих вузов Украины и стран СНГ; ученых и специалистов стран дальнего зарубежья.

Главный редактор журнала — почетный директор Института космических исследований НАН Украины и ГКА Украины, Президент Украинской ассоциации по автоматическому управлению академик НАН Украины Кунцевич Всеволод Михайлович.

«Международный научно-технический журнал «Проблемы управления и информатики» в полном объеме переиздается на английском языке с 1968 года, в настоящее время издательской фирмой Begell House, Inc. (США) под названием «Journal of Automation and Information Sciences» (www.begellhouse.com/, www.dl.begellhouse.com/).

Журнал включен в перечень профильных научных изданий ВАК Украины; регулярно реферировается в отечественных и зарубежных изданиях: «Джерело» (Украина, Киев), «Реферативный журнал» (Россия, Москва, ВИНТИ), «Математическое ревью» («Math. Review»), США, Американское математическое общество), «Прикладная механика» («Applied Mechanics Reviews», США, Американское общество инженеров-механиков); журнал введен в базу данных американского Института научной информатики Трэнсона (ISI), в реферативную базу данных Scopus.

Информация о журнале включена в:

Каталог периодических изданий Украины и Казахстана по подписке на 2018 год; Каталог Агентства «Роспечать» на 2018 год; Сводный каталог периодических изданий академий наук — членов МААН на 2018 год; Экспортный каталог на 2018 год.

Внимание! «Международный научно-технический журнал «Проблемы управления и информатики» распространяется только по подписке!

Наш адрес: 03187 Киев 187, проспект Академика Глушкова, 40, корпус 4/1,

Институт космических исследований НАН Украины и ГКА Украины,

редакция «Международного научно-технического журнала «Проблемы управления и информатики», комн. 106; <http://inform.icybcluster.org.ua>

тел. + 38 044 526-22-29, 522-58-46. E-mail: red@nonnared.kiev.ua, turnonnared@gmail.com

Редакторы: Л.И. Лесько, Е.Д. Давидян, О.И. Жудра, Е.П. Перестюк

Компьютерная группа: Т.В. Иванова, И.Б. Перекрестенко, А.А. Туроверов

Подп. в печать 07.06.2018. Формат 70×108/16. Гарнитура Таймс. Усл. печ. л. 14.

Уч.-изд. л. 14. Тираж 189 экз. Заказ 44. Цена 150 грн. (Украина), 20 у.е. (Россия и страны СНГ)

Свидетельство о Государственной регистрации КВ № 15605-4077 ПР от 09.09.2009.

Издатель и исполнитель

Институт кибернетики имени В.М. Глушкова НАН Украины

проспект Академика Глушкова, 40, Киев, 03187, Украина

тел./факс + 38 (044) 526-41-78; 526-04-19.

Свидетельство о внесении субъекта издательской деятельности в Государственный реестр издателей, исполнителей и распространителей издательской продукции серии ДК № 5427 от 08.08.2017.

Методы идентификации

Руденко О.Г., Бессонов А.
зашумленных функций
курентного подхода

Оптимальное управление

Тимофеева Н.К. О модели

Математическое моделирование
управляемых систем

Ляшко С.И., Зуб С.С., Ля

ние $O^+(E^3)$ как координаты
твёрдого тела...

Марценюк В.П., Андрущук
вании решетчатых структур
для моделирования

Жигалло Т.В. Приближённое
на конечном отрезке
бышева

Методы управления и

Полищук В.В. Нечёткая модель
ного происхождения

Методы обработки информации

Артюшенко М.В. Статистический
по данным дистанционного зондирования

Алиев Т.А., Мусаева Н.Ф.
тов высокого порядка

Багацкий В.А., Багацкий
качества коммунального хозяйства

Космические информационные системы

Броварец А.А. Методика
координат местонахождения

Управление в биологических системах

Переварюха А.Ю. Сравнительный анализ
экстремальной динамики и листовертки в

Аралова Н.И., Шахлина Т.
самоорганизации систем
нального статуса организации

Экономические и управленческие проблемы

Махорт А.Ф. О состоянии
с дополнительными условиями

Информация для авторов

Международный научно-технический журнал
«Проблемы управления и информатики»

СОДЕРЖАНИЕ

Методы идентификации и адаптивного управления

- Руденко О.Г., Бессонов А.А.* Нейросетевая аппроксимация нелинейных зашумленных функций на основе коэволюционного кооперативно-конкурентного подхода 5

Оптимальное управление и методы оптимизации

- Тимофеева Н.К.* О моделировании симметрии в комбинаторной оптимизации .. 15

Математическое моделирование и исследование сложных управляемых систем

- Ляшко С.И., Зуб С.С., Ляшко В.С., Ляшко Н.И., Чернявский А.Ю.* Расслоение $O^+(E^3)$ как конфигурационное пространство при моделировании твердого тела 28
- Марценюк В.П., Андрущак И.Е., Зинько П.Н., Сверстюк А.С.* Об использовании решетчатых дифференциальных уравнений с запаздыванием для моделирования иммуносенсора 37
- Жигалло Т.В.* Приближение функций, удовлетворяющих условию Липшица на конечном отрезке вещественной оси, интегралами Пуассона–Чебышева 46

Методы управления и оценивания в условиях неопределенности

- Полищук В.В.* Нечеткая методика оценки коммерческих проектов различного происхождения 59

Методы обработки информации

- Артюшенко М.В.* Статистический анализ негладких геофизических полей по данным дистанционного зондирования 72
- Алиев Т.А., Мусаева Н.Ф., Газызаде Б.И.* Алгоритмы вычисления моментов высокого порядка помехи зашумленных сигналов 86
- Багацкий В.А., Багацкий А.В.* Информационная технология определения качества коммунальных услуг 97

Космические информационные технологии и системы

- Броварец А.А.* Методика тройной трилатерации определения сверхточных координат местонахождения объекта 110

Управление в биологических и природных системах

- Переварюха А.Ю.* Сравнительное моделирование двух особых сценариев экстремальной динамики в лесных экосистемах: псиллиды в Австралии и листовертки в Канаде 120
- Аралова Н.И., Шахлина Л. Я.-Г.* Математические модели функциональной самоорганизации системы дыхания человека при изменении гормонального статуса организма 132

Экономические и управленческие системы

- Махорт А.Ф.* О состояниях равновесия открытой экономической системы с дополнительным перераспределением капитала 142

- Информация для авторов и подписчиков** 158

а!
й научно-технический жур-
арое название — «Автоматика»
каталоге МААН — 10033.

одическим изданием, в течение
года) публикующим работы
ом спектре проблем автома-

динамики управляемых систем;
я; оптимальное управление и
процессы и методы принятия
ование сложных управляемых
правление физическими объек-
тимизация систем с распреде-
ивания в условиях неопреде-
емых систем; методы обработки
тогии и системы; технические
й мониторинг; экономические
еских и природных системах;
облемы защиты информации.
конференций и семинаров по
емическим исследованиям.

авлению; Государственного
с и отраслевых научных уч-
ИГ; ученых и специалистов

Института космических иссле-
аинской ассоциации по авто-
вич Всеволод Михайлович.

«Проблемы управления и
глийском языке с 1968 года,
, Inc. (США) под названием
www.begellhouse.com/, www.

ых изданий ВАК Украины;
кных изданиях: «Джерело»
сква, ВИНТИ), «Матема-
математическое общество),
, США, Американское об-
данных американского Ин-
вную базу данных Scopus.

на по подписке на 2018 год;
водный каталог периоди-
Н на 2018 год; Экспорт-

кий журнал «Проблемы
о по подписке!

ва, 40, корпус 4/1,
ы и ГКА Украины,
журнала «Проблемы управ-
r.org.ua
ev.ua, turnonnared@gmail.com

ок
роверов
Таймс. Усл. печ. л. 14.
20 у.е. (Россия и страны СНГ)
4077 ГР от 09.09.2009.

Н Украины
, Украина

дарственный реестр издателей,
и ДК № 5427 от 08.08.2017.

МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ САМООРГАНИЗАЦИИ СИСТЕМЫ ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ГОРМОНАЛЬНОГО СТАТУСА ОРГАНИЗМА

Введение. В современном спорте высших достижений большие физические и психоэмоциональные нагрузки при несоответствии их функциональным возможностям организма спортсмена приводят к перетренированности, что проявляется в нарушении функций ведущих систем организма. Поэтому проблема адаптации организма спортсмена к ним является одной из актуальнейших в практике спортивной подготовки.

Системный подход к управлению процессом подготовки спортсменов, системообразующим фактором в котором является спортивный результат, позволяет осуществлять детальный анализ процесса подготовки спортсменок и роли в этом процессе такого важного блока системы, как биологические особенности женского организма, особенности его реакций при циклических изменениях гормонального статуса на возмущения внутренней и внешней среды организма, важнейшим из которых является гипоксия [1].

Несмотря на большое количество исследований, обзор которых содержится в монографии [2], остаются актуальными и малоизученными закономерности формирования адаптационных реакций женского организма на изменения внешней или внутренней среды, характер влияния биологических особенностей женского организма (циклическость функций его систем в связи с циклическим изменением концентраций половых гормонов в крови организма женщины) на психическое состояние и физическую работоспособность спортсменок [1].

Постановка задачи. Обеспечение работоспособности спортсменок, развитие их выносливости обусловлено, прежде всего, аэробной производительностью, определяющейся развитием и состоянием функциональной системы дыхания (ФСД), которая включает систему внешнего дыхания, кровообращения, дыхательную функцию крови, механизмы биологической регуляции, обеспечивающие тканевое дыхание [3]. Интерес представляют еще недостаточно изученные реакции ФСД на циклические изменения гормонального состояния организма женщины и, в частности, на характер кислородных режимов организма (КРО). Эти данные имеют не только теоретическое, но и практическое значение, так как во многом определяют работоспособность женщин [2]. Отметим также, что если рассматривать организм человека с точки зрения теории надежности и представить его в виде модели цепи со слабым звеном, то таким слабым звеном является система дыхания [4].

В современной подготовке спортсменов применяется такое нетрадиционное средство, как тренировочный процесс в горных условиях и интервальная гипоксическая тренировка, направленные на повышение выносливости и развитие системы дыхания [2].

Циклические изменения гормонального статуса женщины вызывают сложную перестройку нейрогуморальной регуляции функций систем организма — дыхания, кровообращения, дыхательной функции крови, потребления кислорода, существенно влияя на физическую работоспособность женщины [3].

© Н.И. АРАЛОВА, Л.Я.-Г. ШАХЛИНА, 2018

Настоящая статья является функциональной системы дыхания в организме женщины-спортсменки в следствии реакции организма на гипоксию (гипоксический тест) гормонов. Однако современные гипоксии и выявить на основе

Целью данного исследования является реакция функциональной системы дыхания на гипоксию у спортсменок при изменении потребления кислорода при циклических изменениях

Решение задачи. Известно, что максимальное аэробное энергопотребление организма спортсменки определяется уровнем потребления кислорода (аэробного количества АТФ) в носу O_2 — уровнем потребности в нем организма спортсменки. Режимы функционирования организма спортсменки координирует и интегрирует функциональная система дыхания и подчиняется уровню кислородных параметров. Процесс осуществляется экономно, эффективно и направлено на запрос тканей.

Математическая модель. Системный подход к описанию функциональной системы дыхания в организме, представим систему, осуществляется массопереносом, определенные воздействия процесса массопереноса газовой смеси системы дыхания в [9] при выполнении уравнений, описывающих этапы его пути в организме

Для наглядности изложим тему крови тканевых капилляров

$p_a N_2$ — напряжения респираторной смеси

$p_{\bar{v}} N_2$ — смешанной венозной крови

парциальных давлений, p_{ct, O_2} , p_{ct, CO_2} , p_{t, O_2}

p_{t, N_2} — в тканевой жидкости

$$\frac{dp_{ct, O_2}}{dt} = \frac{V_{ct} (\alpha_1 p_a N_2 - p_{ct, O_2}) - \gamma p_{ct, O_2}}{V_{ct} (\alpha_1 + \gamma)}$$

$$\frac{dp_{ct, CO_2}}{dt} = \frac{V_{ct} (\alpha_2 p_{\bar{v}} N_2 - p_{ct, CO_2}) + \gamma p_{ct, CO_2}}{V_{ct} (\alpha_2 + \gamma)}$$

$$+ \gamma V_H \cdot V_H \cdot Q_{t_1} \cdot H_b \cdot Q_{t_2} z_a$$

НИЗАЦИИ
СА
ЮГО

ий большие физические и
ункциональным возмож-
ности, что проявляется в
эту проблема адаптации
ейших в практике спор-

товки спортсменов, сис-
тый результат, позволяет
ортсменок и роли в этом
кие особенности женско-
с изменениях гормональ-
а организма, важнейшим

ор которых содержится в
ми закономерности фор-
на изменения внешней
особенностей женского
циклическим изменением
женщины) на психическое
[1].

ти спортсменок, развитие
производительностью, оп-
системы дыхания (ФСД),
брашения, дыхательную
беспечивающие тканевое
ученные реакции ФСД на
изма женщины и, в част-
Д). Эти данные имеют не
к во многом определяют
рассматривать организм
ь его в виде модели цепи
ема дыхания [4].

ля такое нетрадиционное
х и интервальная гипок-
сливости и развитие сис-

нщины вызывают слож-
систем организма — ды-
потребления кислорода,
нщины [3].

Настоящая статья является продолжением работ по исследованию реакций функциональной системы дыхания при изменении концентрации половых гормонов в организме женщины-спортсменки. В частности, в [1] представлены результаты исследования реакции организма на вдыхание газовой гипоксической смеси с 11 % кислорода (гипоксический тест на 10 минут) при изменении концентрации половых гормонов. Однако современные методики не позволяют определить степень тканевой гипоксии и выявить на основе этого функциональный ресурс организма женщины.

Целью данного исследования является определение на математической модели реакции функциональной системы дыхания и выявление степени тканевой гипоксии у спортсменок при имитации вдыхания газовой гипоксической смеси с 11 % кислорода при циклических изменениях гормонального статуса их организма.

Решение задачи. Известно, что основная функция системы дыхания — оптимальное аэробное энергообеспечение функций систем организма [5]. Для этого уровень потребления кислорода должен обеспечить скорость ресинтеза необходимого количества АТФ (аденозинтрифосфатной кислоты), а скорость массопереноса O_2 — уровень потребления кислорода, который должен соответствовать потребности в нем организма (кислородному запросу). Регулирование кислородных режимов организма осуществляется системой биологической регуляции, которая координирует и интегрирует сложнейшие функции структур функциональной системы дыхания и подчиняет ее единой задаче — поддерживать на оптимальном уровне кислородные параметры на всем пути O_2 в организме, т.е. наиболее экономно, эффективно и надежно обеспечивать соответствие доставки кислорода запросу тканей.

Математическая модель функциональной системы дыхания. Применяя системный подход к описанию процесса массопереноса респираторных газов в организме, представим систему дыхания в виде управляемой системы, в которой осуществляется массоперенос кислорода, углекислого газа и азота, и управляющей, определенные воздействия которой обеспечивают нормальное течение процесса массопереноса газов [6–8]. Математическая модель управляемой части системы дыхания в [9] представляется системой обыкновенных дифференциальных уравнений, описывающих динамику напряжений кислорода на всех этапах его пути в организме.

Для наглядности изложения приведем ту часть модели, которая относится к системе крови тканевых капилляров и тканевой жидкости органов. Пусть $p_a O_2$, $p_a CO_2$, $p_a N_2$ — напряжения респираторных газов в артериальной крови, $p_v O_2$, $p_v CO_2$, $p_v N_2$ — смешанной венозной, $p_{lc} O_2$, $p_{lc} CO_2$, $p_{lc} N_2$ — крови легочных капилляров, $p_{ct_i} O_2$, $p_{ct_i} CO_2$, $p_{ct_i} N_2$ — крови тканевых капилляров и $p_t O_2$, $p_t CO_2$, $p_t N_2$ — в тканевой жидкости.

$$\frac{dp_{ct_i} O_2}{d\tau} = \frac{1}{V_{ct_i} (\alpha_1 + \gamma \cdot Hb \frac{\partial \eta_{ct_i}}{\partial p_{ct_i} O_2})} (\alpha_1 Q_{t_i} (p_a O_2 - p_{ct_i} O_2) + \gamma \cdot Hb \cdot Q_{t_i} (\eta_a - \eta_{ct_i}) - G_{t_i} O_2), \quad (1)$$

$$\frac{dp_{ct_i} CO_2}{d\tau} = \frac{1}{V_{ct_i} (\alpha_2 + \gamma_{BH} \cdot BH \frac{\partial z_{ct_i}}{\partial p_{ct_i} CO_2})} (\alpha_2 Q_{t_i} (p_a CO_2 - p_{ct_i} CO_2) + \gamma_{BH} \cdot BH \cdot Q_{t_i} \cdot Hb \cdot Q_{t_i} z_a - G_{t_i} CO_2) - (\alpha_2 Q_{t_i} - (1 - \eta_{ct_i}) \cdot \gamma_{Hb} \cdot Hb \cdot V_{ct_i} \frac{\partial \eta_{ct_i}}{\partial \tau}), \quad (2)$$

$$\frac{dp_{ct_i} N_2}{d\tau} = \frac{1}{V_{ct_i} \alpha_3} (\alpha_3 Q_{t_i} p_a N_2 - \alpha_3 p_{ct_i} N_2 \cdot Q_{t_i} - G_{t_i} N_2), \quad (3)$$

$$\frac{dp_{t_i} O_2}{d\tau} = \frac{1}{V_{t_i} (\alpha_1 + \gamma_{Mb} \cdot Mb \frac{\partial \eta_{t_i}}{\partial p_{t_i} O_2})} (G_{t_i} O_2 - q_{t_i} O_2), \quad (4)$$

$$\frac{dp_{t_i} CO_2}{d\tau} = \frac{1}{V_{t_i} \alpha_2} (G_{t_i} CO_2 + q_{t_i} CO_2), \quad (5)$$

$$\frac{dp_{t_i} N_2}{d\tau} = \frac{G_{t_i} N_2}{V_{t_i} \alpha_3}, \quad (6)$$

где

$$\eta_{ct_i} = 1 - 1,75 \exp(-0,052 m_{ct_i} p_{ct_i} O_2) + 0,75 \exp(-0,12 m_{ct_i} p_{ct_i} O_2), \quad (7)$$

$$m_{ct_i} = 0,25(pH_{ct_i} - 7,4) + 1, \quad (8)$$

$$pH_{ct_i} = 6,1 + \lg \frac{BH}{\alpha_2 p_{ct_i} CO_2}, \quad (9)$$

$$z_{ct_i} = \frac{p_{ct_i} CO_2}{p_{ct_i} CO_2 + 35} \quad (10)$$

В (1)–(10) $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_{1t_i}, \alpha_{2t_i}, \alpha_{3t_i}$ — коэффициенты растворимости респираторных газов в крови и околотканевой жидкости, Q_{t_i} — объемная скорость системного кровотока в капиллярном русле тканевого резервуара t_i , V_{ct_i}, V_{t_i} — объемы крови и тканевой жидкости соответственно, Hb — гемоглобин крови, Mb — миоглобин тканей, BH — остаток буферных оснований.

Тканевая кровь, которая частично отдала кислород и насытилась углекислым газом, за счет циркуляции возвращается к легким, где во время очередного дыхательного цикла осуществляется ее обогащение кислородом и вымывание углекислоты. Уравнения напряжений респираторных газов для смешанной венозной крови имеют следующий вид:

$$\frac{dp_{\bar{v}} O_2}{d\tau} = \frac{1}{V_{\bar{v}} (\alpha_1 + \gamma \cdot Hb \frac{\partial \eta_{\bar{v}}}{\partial p_{\bar{v}} O_2})} [\alpha_1 (\sum_{t_i} Q_{t_i} \cdot p_{ct_i} O_2 - Q \cdot p_{\bar{v}} O_2) - \gamma \cdot Hb \cdot Q \cdot \eta_{\bar{v}}], \quad (11)$$

$$\begin{aligned} \frac{dp_{\bar{v}} CO_2}{d\tau} = & \frac{1}{V_{\bar{v}} (\alpha_2 + \gamma_{BH} \cdot BH \frac{\partial z_{\bar{v}}}{\partial p_{\bar{v}} CO_2})} [\alpha_2 (\sum_{t_i} Q_{t_i} \cdot p_{ct_i} CO_2 - Q \cdot p_{\bar{v}} CO_2) + (\sum_{t_i} \gamma_{BH} \cdot BH \cdot Q_{t_i} \cdot z_{2ct_i} - \\ & - \gamma_{BH} \cdot BH \cdot Q \cdot z_{2\bar{v}}) + (\sum_{t_i} (1 - \eta_{ct_i}) \cdot \gamma_{Hb} \cdot Hb \cdot Q \cdot z_{\bar{v}} - (1 - \eta_{\bar{v}}) \cdot \gamma_{Hb} \cdot Hb \cdot Q \cdot z_{\bar{v}}) + \\ & + \sum_{t_i} \gamma_{Hb} \cdot Hb \cdot V_{ct_i} \frac{\partial \eta_{ct_i}}{\partial \tau}], \quad (12) \end{aligned}$$

$$\frac{dp_{\bar{v}} N_2}{d\tau} = \frac{1}{V_{\bar{v}} \alpha_3} (\sum_{t_i} \alpha_3 \cdot Q_{t_i} \cdot p_{ct_i} N_2 - \alpha_3 \cdot p_{\bar{v}} N_2 \cdot Q_{t_i}). \quad (13)$$

Система (1)–(13) при заданных значениях параметров давлений и напряжений респираторных газов в тканевых регионах и органах во время воздействия на организм глубиной кислородом, Q и скоростью кровотока, $q_{t_i} O_2$ — скорость выделенного кислорода, $q_{t_i} CO_2$ — скорость выделенного углекислого газа, $G_{t_i} O_2$ (потока кислорода в ткани в кровь) определяются

где D_{t_i} — коэффициенты диффузии, S_{t_i} — площадь поверхности капилляра.

Целью управления [6] является поддержание заданного режима, при котором выполняются условия

$$|G_{t_i} O_2 - \dot{V}_{max} O_2| \leq \epsilon_1,$$

где ϵ_1, ϵ_2 — заранее заданные допустимые отклонения от заданных значений, а также

$$0 \leq \dot{V} \leq \dot{V}_{max},$$

где m — количество тканей.

Кроме того, для разгрузки органов регуляции (дыхательных органов) являющимися потребителями кислорода введены соотношения

$$q_{res} m O_2 = f(\dot{V})$$

В качестве критерия качества управления

$$I = \min_{\substack{0 \leq \dot{V} \leq \dot{V}_{max} \\ 0 \leq Q_{t_i} \leq Q_{max}}} \int_{\tau_0}^T [p_1 \sum_{t_i} \lambda_{t_i} + p_2 \sum_{t_i} \lambda_{t_i}^2] d\tau$$

где τ_0 — момент начала воздействия, p_1 и p_2 — заданные коэффициенты, характеризующие конкретный организм к воздействию.

При таком управлении обеспечивается поддержание заданных значений морфологические особенности.

При возмущениях системы имитирует разрешение органов регуляции и управляющих органов кровотока.

При возмущениях системы имитирует разрешение органов регуляции и управляющих органов кровотока.

Пусть в момент времени t_0 в скелетных мышцах.

$$Q_i - G_i N_2), \quad (3)$$

$$2 - q_i O_2), \quad (4)$$

$$2), \quad (5)$$

$$(6)$$

$$0,12m_{ct} p_{ct} O_2), \quad (7)$$

$$(8)$$

$$(9)$$

$$(10)$$

коэффициенты растворимости

Q_i — объемная скорость

резервуара t_i , V_{ct_i} , V_{t_i} —

Hb — гемоглобин крови, $\eta_{\bar{v}}$ — коэффициент насыщения

и насытилась углекислым

во время очередного дыха-

нием и вымывание углекис-

для смешанной венозной

$$p_{\bar{v}} O_2) - \gamma \cdot Hb \cdot Q \cdot \eta_{\bar{v}}], \quad (11)$$

$$(\sum_{t_i} \gamma_{BH} \cdot BH \cdot Q_{t_i} \cdot z_{2ct_i} -$$

$$\eta_{\bar{v}}) \cdot \gamma_{Hb} \cdot Hb \cdot Q \cdot z_{\bar{v}}) +$$

$$(12)$$

$$p_{\bar{v}} N_2 \cdot Q_{t_i}), \quad (13)$$

Система (1)–(13) при заданных \dot{V} , Q , Q_i описывает изменения парциальных давлений и напряжений респираторных газов в крови и тканевых жидкостях регионов и органов во время дыхательного цикла, η — степень насыщения гемоглобина кислородом, Q и Q_i — объемная скорость системного и 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) определяются соотношением

$$G_i = D_i S_i (p_{ct_i} - p_{t_i}), \quad (14)$$

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

Целью управления [6] является вывод возмущенной системы в стационарный режим, при котором выполняются соотношения

$$|G_i O_2 - q_i O_2| \leq \varepsilon_1, |G_i CO_2 + q_i CO_2| \leq \varepsilon_2, \quad (15)$$

где ε_1 , ε_2 — заранее заданные достаточно малые положительные числа. При этом на управляющие параметры накладываются ограничения

$$0 \leq \dot{V} \leq \dot{V}_{\max}, 0 \leq Q \leq Q_{\max}, 0 \leq Q_i \leq Q, \sum_{i=1}^m Q_i = Q, \quad (16)$$

где m — количество тканевых резервуаров в организме.

Кроме того, для разрешения конфликтной ситуации между исполнительными органами регуляции (дыхательными, сердечными и гладкими мышцами сосудов), являющимися потребителями кислорода, и остальными тканями и органами [6, 10] введены соотношения

$$q_{res m} O_2 = f(\dot{V}), q_{heart m} O_2 = \varphi(Q), q_{smooth m} O_2 = \varphi(Q). \quad (17)$$

В качестве критерия регуляции рассмотрим функционал

$$I = \min_{\substack{0 \leq \dot{V} \leq \dot{V}_{\max} \\ 0 \leq Q_i \leq Q_{\max}}} \int_{\tau_0}^T [\rho_1 \sum_{t_i} \lambda_{t_i} (G_{t_i} O_2 - q_{t_i} O_2)^2 + \rho_2 \sum_{t_i} \lambda_{t_i} (G_{t_i} CO_2 + q_{t_i} CO_2)^2] dt, \quad (18)$$

где τ_0 — момент начала воздействия возмущения на систему, T — длительность этого воздействия, ρ_1 и ρ_2 — коэффициенты, характеризующие чувствительность конкретного организма к гипоксии и гиперкапнии, λ_{t_i} — коэффициенты, отражающие морфологические особенности отдельного тканевого резервуара i , $i = \overline{1, m}$.

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

При возмущениях внутренней и внешней среды математическая модель (1)–(18) имитирует разрешение конфликтной ситуации между тканями исполнительных и управляющих органов регуляции в борьбе за кислород [6] в виде перераспределения кровотока.

Пусть в момент времени τ_0 резко увеличилась интенсивность работы группы скелетных мышц. В модели это отражается увеличением скорости потре-

ния кислорода $q_{skelm}O_2$ (и продуцированием углекислого газа $q_{skelm}CO_2$): $q_{skelm}O_2(\tau_0) \gg q_{skelm}O_2(\tau > \tau_0)$. Если система до момента времени τ_0 находилась в равновесии, то $G_{skelm}O_2(\tau_0) \ll q_{skelm}O_2(\tau_0)$ и потребуется значительное увеличение кровотока в скелетной мышце для компенсации градиента $G_{skelm}O_2(\tau_0) - q_{skelm}O_2(\tau_0)$, что осуществляется двумя путями [11].

1. Не изменяя величины системного кровотока Q , перераспределить кровотоки по тканям. В этой ситуации возникает конфликт между скелетными мышцами, работа которых потребовала усиления кровотока различными тканевыми регионами, у которых вследствие этого нарушается равновесие. Разрешение этой конфликтной ситуации состоит в том, что все ткани недополучают соответствующего кислородному запросу количества кислорода.

2. Увеличение кровотока в тканях возможно за счет усиления объемной скорости системного кровотока Q . В этом случае повышается интенсивность работы мышцы сердца и увеличивается ее кислородный запрос, в результате чего в ней развивается кислородная недостаточность. Таким же образом кислородная недостаточность возникнет в мышце сердца при компенсации гипоксии за счет работы дыхательных мышц, интенсификация работы которых увеличивает вентиляцию легких.

Критерий качества регуляции (18) учитывает оба стимула регуляции дыхания — гипоксический, направленный на компенсацию недостатка кислорода, и гиперкапнический, направленный на вывод из организма избытка углекислого газа. Задача сводится к поиску оптимальных управляющих воздействий \dot{V} , Q и Q_t .

При имитации физической нагрузки увеличивается скорость потребления кислорода скелетными мышцами. Тогда для компенсации выросшего кислородного запроса увеличивается в скелетных мышцах кровоток, возрастает кислородный запрос в мышце сердца и также требуется в ней усиление кровотока. Таким образом, возникает борьба за кислород между работающими скелетными мышцами и мышцей сердца. В соответствии с моделью оптимального выбора скорости кровотока в органах при возмущении [6] для компромиссного разрешения этой конфликтной ситуации будет выбрано некоторое решение, при котором обе группы мышц будут ощущать нехватку кислорода и напряжение O_2 в них снизится. При этом необходимо минимизировать функционалы

$$J_{brain} = \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{brain}O_2 - q_{brain}O_2)^2 V_{ct_{brain}}}{W_{brain}} d\tau + \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{brain}CO_2 + q_{brain}CO_2)^2 V_{ct_{brain}}}{W_{brain}} d\tau;$$

$$J_{heart} = \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{heart}O_2 - q_{heart}O_2)^2 V_{ct_{heart}}}{W_{heart}} d\tau + \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{heart}CO_2 + q_{heart}CO_2)^2 V_{ct_{heart}}}{W_{heart}} d\tau;$$

$$J_{skelm} = \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{skelm}O_2 - q_{skelm}O_2)^2 V_{ct_{skelm}}}{W_{skelm}} d\tau + \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{skelm}CO_2 + q_{skelm}CO_2)^2 V_{ct_{skelm}}}{W_{skelm}} d\tau;$$

$$J_{other tis} = \int_{\tau_0}^T (G_{othe} ...)$$

где τ_0 — момент начала ...
 W_{heart} , W_{skelm} , $W_{other tis}$ — ...
 тканей соответственно,
 вающий соответствующую ...
 бора принципа распредел ...
 системы дыхания.

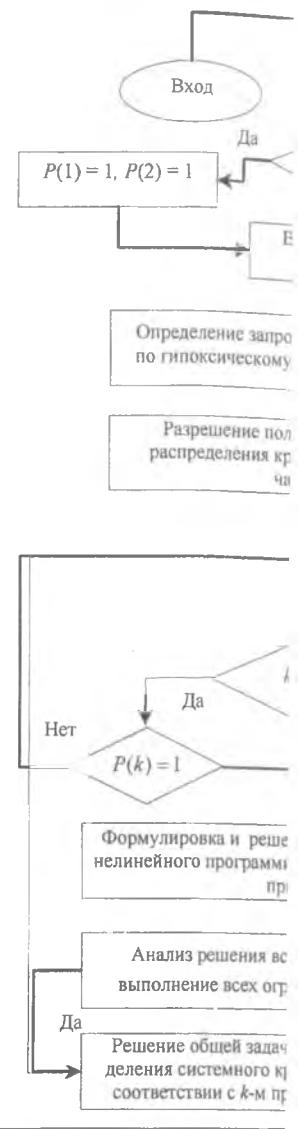


Рис. 1

Исходные данные ...
 имитации процесса дыха ...
 проведены однократно в к

кислорода $q_{skelm}CO_2$):
 момента времени τ_0 находи-
 и потребуется значительное
 а компенсации градиента
 а путями [11].

перераспределить кровотока
 между скелетными мышцами,
 личными тканевыми регио-
 несие. Разрешение этой кон-
 ополучат соответствующего

усиления объемной скорости
 интенсивность работы мышцы
 в результате чего в ней развивается
 слородная недостаточность
 за счет работы дыхательных
 вентиляцию легких.

имула регуляции дыхания —
 статка кислорода, и гипер-
 бытка углекислого газа. За-
 действий \dot{V} , Q и Q_i .

ется скорость потребления
 ации выросшего кислород-
 оток, возрастает кислород-
 усиление кровотока. Таким
 щими скелетными мышца-
 мального выбора скорости
 миссного разрешения этой
 ние, при котором обе груп-
 ижение O_2 в них снизится.

$$\frac{q_2 + q_{brain}CO_2}{W_{brain}} V_{ct_{brain}} dt;$$

$$-dt +$$

$$-dt;$$

$$\frac{I_m}{-dt} +$$

$$-dt;$$

$$J_{other\ tis} = \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{other\ tis}O_2 - q_{other\ tis}O_2)^2 V_{ct_{other\ tis}}}{W_{other\ tis}} dt + \int_{\tau_0}^T \frac{(G_{other\ tis}CO_2 + q_{other\ tis}CO_2)^2 V_{ct_{other\ tis}}}{W_{other\ tis}} dt,$$

где τ_0 — момент начала нагрузки, T — длительность этого воздействия, W_{brain} , W_{heart} , W_{skelm} , $W_{other\ tis}$ — масса мозга, сердца, скелетных мышц и других тканей соответственно, $V_{ct_{brain}}$, $V_{ct_{heart}}$, $V_{ct_{skelm}}$, $V_{ct_{other\ tis}}$ — объем крови, омывающий соответствующую группу тканей. На рис. 1 представлен алгоритм выбора принципа распределения кровотока при различных вариантах регуляции системы дыхания.

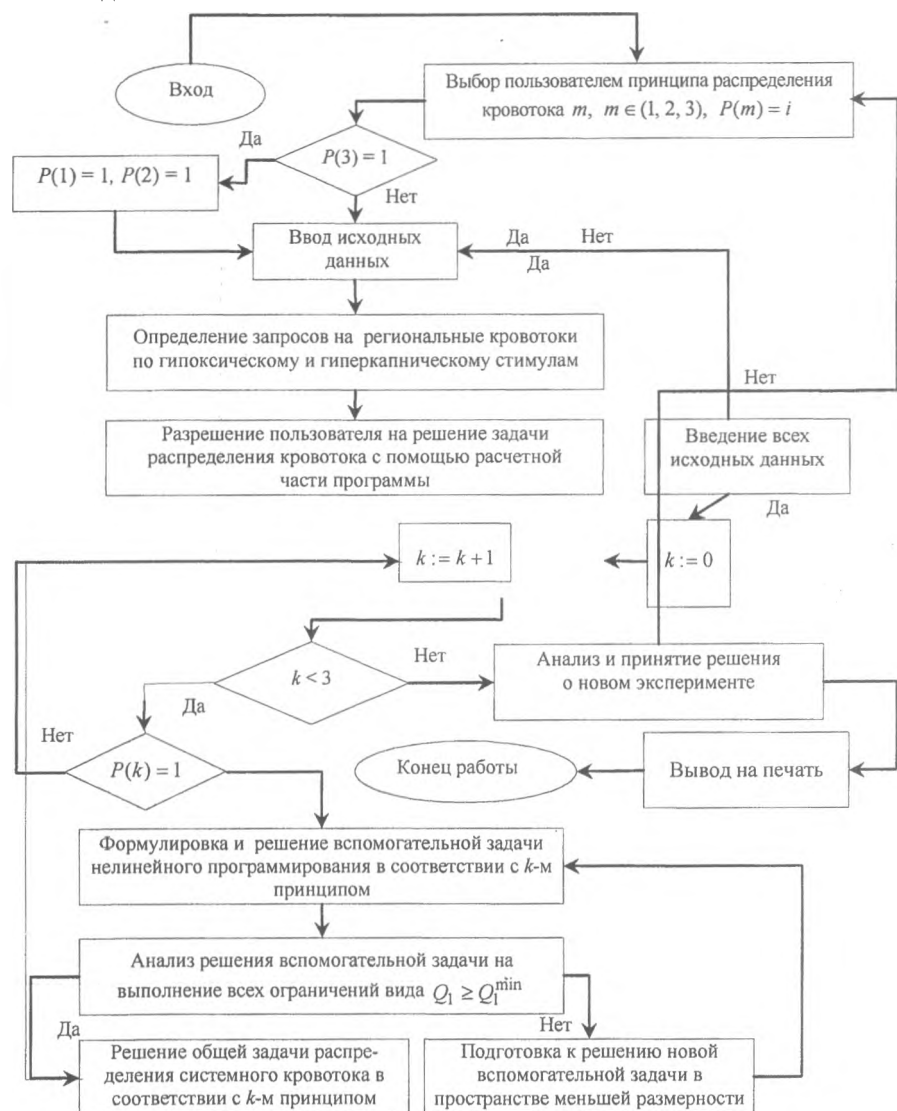


Рис. 1

Исходные данные для расчетов. Для получения исходных данных для имитации процесса дыхания обследовали здоровых девушек. Исследования проведены однократно в каждую фазу овариально-менструального цикла (ОМЦ),

которые определяли с помощью специального анкетного опроса, по данным ежедневного измерения базальной температуры, феномену «папоротника» (диагностический тест эстрогенной насыщенности организма).

Также определяли минутный объем дыхания, газовый состав выдыхаемого и альвеолярного воздуха, параметры, характеризующие системы гемодинамики и крови. С их помощью рассчитывались показатели, характеризующие состояние системы дыхания и кровообращения (скорость потребления кислорода, дыхательный объем, дыхательный коэффициент, минутный объем дыхания, систолический объем), и показатели, характеризующие экономичность, интенсивность и эффективность системы дыхания и гемодинамики (вентиляционный и гемодинамический эквиваленты, скорость потребления кислорода на отдельных участках его массопереноса, кислородные эффекты дыхательно-го и сердечного циклов и т.п.) [12].

Далее, используя рассчитанные параметры и данные, полученные в результате обследования, имитировали [13, 14] условия гипобарии и рассчитывали парциальные давления и напряжения респираторных газов в альвеолярном пространстве, артериальной и смешанной венозной крови, крови тканевых капилляров.

На математической модели функциональной системы дыхания проведена имитация вдыхания спортсменками нормобарической и гипобарической смеси с 11% кислорода в различные фазы ОМЦ. Для индивидуализации модели системы дыхания использовались следующие исходные данные, полученные в результате физического обследования: скорость потребления кислорода, минутный объем крови, масса тела, содержание гемоглобина, дыхательный коэффициент. Исходные данные для расчетов приведены в таблице.

Таблица

Фаза	O ₂ , %	Q, мл/с	q _l O ₂ , мл	RQ	V _l , мл	Hb	t, с	W, кг
I	21	57,93	3,26	0,86	388,4	124,5	3,57	56
	11	79,0	2,46	0,85	444,6	124,9	3,4	56
II	21	61,74	2,91	0,81	352,6	125,5	3,7	56
	11	77,14	4,73	0,94	469,6	124,1	3,8	56
III	21	62,48	3,33	0,92	400,6	120,9	3,4	56,5
	11	80,66	4,12	0,85	544,2	123,0	3,5	56,5
IV	21	66,72	2,93	0,80	345,3	122,0	3,57	57
	11	79,14	4,077	0,84	439,8	124,7	3,5	57
V	21	67,28	2,75	0,90	310,0	126,6	2,9	57,5
	11	83,15	3,46	0,85	422,6	130,8	3,57	57,5

Исследование проводилось на модели с четырьмя тканями. При этом скорости потребления кислорода по тканевым регионам распределялись следующим образом: в мозге — 14,65 %, в тканях сердца — 7,87%, в скелетных мышцах — 30,2% и на все остальные ткани — 43%. Что касается системного кровотока, то его доля в тканях мозга составляла 15,5%, в сердечной мышце — 4,46%, в скелетных мышцах — 20 %, в тканях других органов — 60%. Схема работы имитационной модели представлена на рис. 2. Анализ полученных результатов показал, что в связи с тем, что на протяжении ОМЦ существенно изменяется количество половых гормонов, реакция системы дыхания и кровообращения женщины на различные возмущения зависит от гормонального статуса.



Рис. 2

Анализ результатов
для компенсации гипоксии с 3960,0 до 5350,8 мл/мин (увеличился с 1397 до 1513 м... воздействия заключались с 5142 мл/мин) и вентиляци... фазу реакция компенсатор... темный кровоток увеличи... лияция — на 24 % (с 1361 д... ние минутного объема кро... дыхания увеличился с 12... компенсации гипоксическ... тока с 4619,4 до 5772 мл/м... 1523 мл/мин (на 59%). Дл... ного объема крови при вд... да представлена по фазам

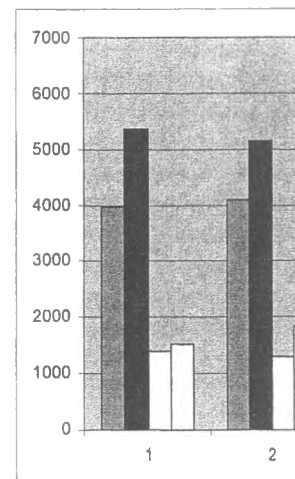


Рис. 3

Интересно также отм... уровень артериальной гип... Результаты имитационно... фазу напряжение артериал...

тного опроса, по данным феномену «папоротника» организма).

зовый состав выдыхаемые системы гемодиназатели, характеризующие ость потребления кислото, минутный объем дыхающие экономичность, гемодинамики (вентилять потребления кислородаые эффекты дыхательно-

нные, полученные в ре-я гипобарии и рассчиты-рных газов в альвеоляр-й крови, крови тканевых

гемы дыхания проведена побарической смеси с 11% щии модели системы ды-ученные в результате фи-а, минутный объем крови,ициент. Исходные данные

Таблица

<i>Nb</i>	<i>t</i> , с	<i>W</i> , кг
124,5	3,57	56
124,9	3,4	56
125,5	3,7	56
124,1	3,8	56
120,9	3,4	56,5
123,0	3,5	56,5
122,0	3,57	57
124,7	3,5	57
126,6	2,9	57,5
130,8	3,57	57,5

мя тканями. При этом ам распределялись сле- — 7,87%, в скелетных то касается системного , в сердечной мышце — органов — 60%. Схема Анализ полученных ре-нии ОМЦ существенно истемы дыхания и кро-исит от гормонального

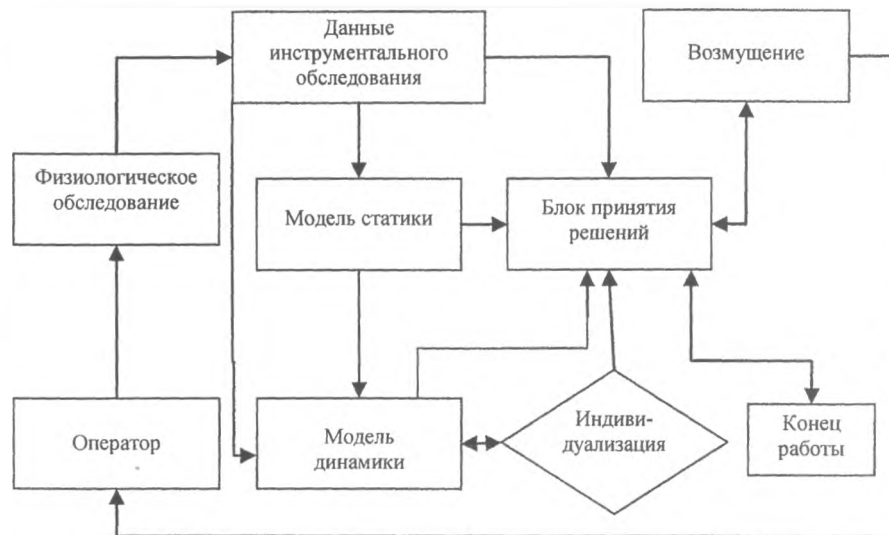


Рис. 2

Анализ результатов численного эксперимента. Так, в первую фазу ОМЦ для компенсации гипоксической гипоксии потребовалось увеличение кровотока с 3960,0 до 5350,8 мл/мин (на 35%), в то время как минутный объем дыхания увеличился с 1397 до 1513 мл/мин (всего на 8%). Во вторую фазу компенсаторные воздействия заключались в увеличении системного кровотока на 26% (с 4083 до 5142 мл/мин) и вентиляции легких — на 40% (с 1306 до 1833 мл/мин). В третью фазу реакция компенсаторных воздействий была примерно одинаковой — системный кровоток увеличился на 23% (с 4176 до 5142 мл/мин), а легочная вентиляция — на 24 % (с 1361 до 1701 мл/мин). В четвертую фазу произошло увеличение минутного объема крови с 4572 до 5484 мл/мин (на 20%), а минутный объем дыхания увеличился с 1242 до 1537 мл/мин (на 25%). В пятую фазу ОМЦ при компенсации гипоксической гипоксии произошло увеличение системного кровотока с 4619,4 до 5772 мл/мин (на 25 %), а легочная вентиляция возросла с 899 до 1523 мл/мин (на 59%). Динамика изменения минутного объема дыхания и минутного объема крови при вдыхании нормоксической смеси и смеси с 11 % кислорода представлена по фазам ОМЦ на рис. 3.

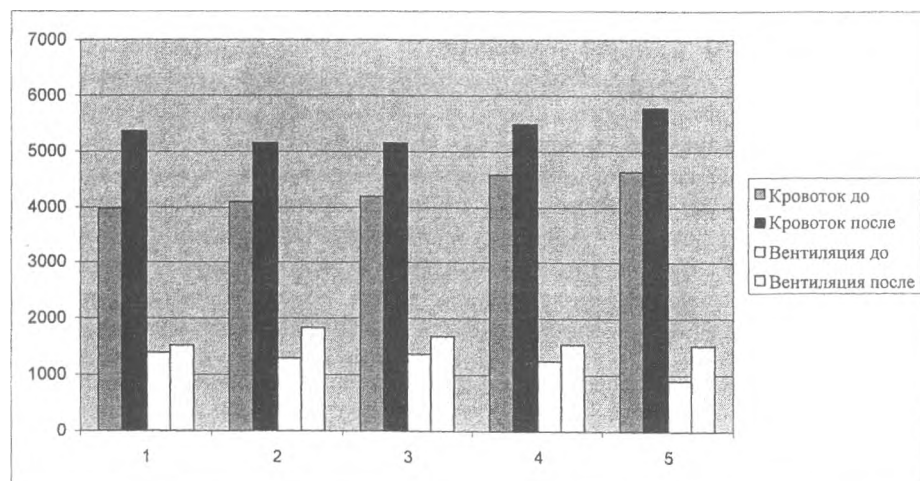


Рис. 3

Интересно также отметить, что в разные фазы ОМЦ наблюдались различные уровни артериальной гипоксемии и степень выраженности тканевой гипоксии. Результаты имитационного моделирования представлены на рис. 4. Так, в первую фазу напряжение артериальной крови при вдыхании газовой смеси с 11% кисло-

рода составляло 58,61 мм рт.ст., в тканях мозга — 31,29 мм рт.ст., а в сердечной мышце — 23,27 мм рт.ст. Во вторую фазу напряжение кислорода в артериальной крови равнялось 54,33 мм рт.ст., в тканях мозга и сердца оно составляло соответственно 28,03 и 23,05 мм рт.ст. В третью фазу цикла pO_2 артериальной крови находилось на уровне 56,53 мм рт.ст., а в тканях мозга оно составляло 29,08 мм рт.ст., в сердце — 23,81 мм рт.ст. В четвертую фазу ОМЦ pO_2 артериальной крови упало до уровня 54,94 мм рт.ст., а в тканях мозга и сердца эти величины составляли соответственно 29,65 и 22,22 мм рт.ст. В пятую фазу напряжение кислорода в артериальной крови находилось на уровне 58,3 мм рт.ст., в мозге оно составляло 33,89 мм рт.ст., а в сердечной мышце — 26,01 мм рт.ст.

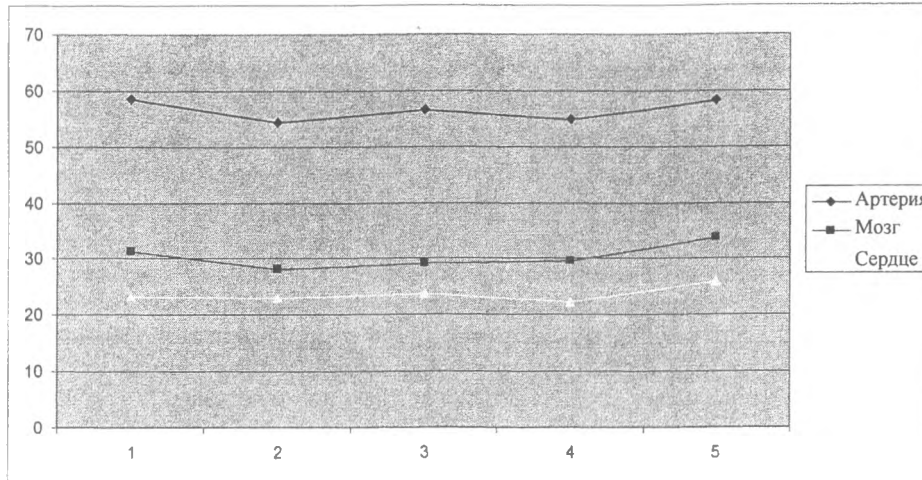


Рис. 4

Заключение. Численный анализ результатов имитационного моделирования свидетельствует о том, что циклические гормональные изменения в организме женщины оказывают выраженные изменения реакций функциональной системы дыхания и кислородных режимов организма, степени выраженности тканевой гипоксии при возмущениях внешней среды организма, при этом наблюдаются существенные различия в компенсаторных реакциях организма женщины на вдыхание гипоксической газовой смеси. Выводы об эффективности воздействия возмущений могут оказаться необоснованными, если не учитывать циклические изменения гормонального статуса организма женщин. Описанный подход позволяет оценить функциональный ресурс организма женщины при вторичной тканевой гипоксии, вызванной вдыханием гипобарических смесей, и может быть полезным при индивидуальном планировании тренировочных нагрузок для спортсменок, так как тренировочную нагрузку необходимо выбирать индивидуально, с учетом представленной циклически изменяющейся устойчивости женского организма к гипоксии. Опыт работы с описанными выше имитационными моделями может послужить основанием для постановки новых исследовательских задач, которые могут возникнуть при подготовке спортсменок и формировании команд к соревнованиям.

Н.И. Аралова, Л.Я.-Г. Шахлина

МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ САМООРГАНІЗАЦІЇ СИСТЕМИ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ ПРИ ЗМІНІ ГОРМОНАЛЬНОГО СТАТУСУ ОРГАНІЗМУ

На математичній моделі масопереносу респіраторних газів в організмі з оптимальним керуванням досліджено залежність компенсаторних реакцій функціо-

нальної системи при вдихуванні свідчать, що прі спортсменок на середовища прі

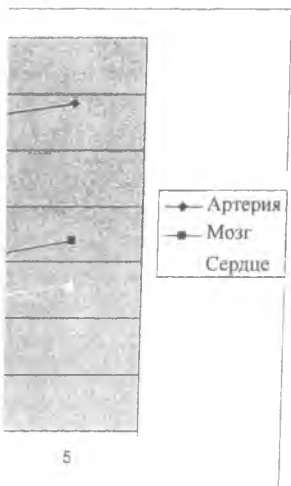
N.I. Aralova, L.

THE MATHEMATICAL MODELS OF SELF ORGANIZATION OF THE BREATHING SYSTEM STATUS OF

The study of the breathing system with a low oxygen partial pressure in the respiratory gases in necessary to take cyclic changes in the planning of

1. Шахлина Л.Я.-Г. Реакция на вдыхаемом воздухе в разных условиях // Там же. — № 1. — С. 78 — 82.
2. Шахлина Л. Я.-Г. Медико-биологические аспекты подготовки спортсменок к соревнованиям // Там же. — № 3. — С. 325 — 328.
3. Шахлина Л. Я.-Г. Особенности адаптации спортсменок к условиям соревнований // Там же. — № 1. — С. 20—30.
4. Онопчук Ю.Н., Белошицкий В.И. Моделирование систем организма // Кибернетика и вычислительная техника. С. 72—82.
5. Вторичная тканевая гипоксия // Там же. — С. 253 с.
6. Полинкевич К.Б., Онопчук Ю.Н. Функциональная система дыхания // Там же. — № 3. — С. 325 — 328.
7. Онопчук Ю.Н. Об одной из проблем адаптации к условиям соревнований // Там же. — № 3. — С. 325 — 328.
8. Онопчук Ю.Н. Об одной из проблем адаптации к условиям соревнований // Там же. — С. 110—115
9. Биоэкология. Единство и различия. В.М. Белов, О.П. Митрофанов. — Киев : Наук. думка, 1986. — 110 с.
10. Онопчук Ю.Н., Полинкевич К.Б. Темой дыхания и их анализ // Там же. — № 3. — С. 325 — 328.
11. Аралова Н.И. Исследования метаболизма в саморегуляции // Кибернетика и вычислительная техника. С. 160—170.
12. Аралова А.А., Аралова Н.И. Информационная система // Там же. — № 3. — С. 325 — 328.
13. Аралова Н.И. Математическое моделирование функциональной системы // Кибернетика и вычислительная техника. С. 160—170.
14. Аралова Н.И. Информационная система // Там же. — № 3. — С. 325 — 328.

29 мм рт.ст., а в сердечной кислорода в артериальной да оно составляло соответ- O_2 артериальной крови на оно составляло 29,08 мм PCO_2 артериальной кро- и сердца эти величины со- о фазу напряжение кисло- мм рт.ст., в мозге оно со- мм рт.ст.



тационного моделирова- тельные изменения в орга- еакций функциональной , степени выраженности организма, при этом на- ых реакциях организма Выводы об эффективно- ованными, если не учи- са организма женщин. ый ресурс организма ой вдыханием гипобари- дуальном планировании ренировочную нагрузку (ставленной циклически оксии. Опыт работы с послужить основанием орые могут возникнуть : соревнованиям.

ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЫХАНИЯ

них газів в організмі з опти- енсаторних реакцій функціо-

нальной системы дыхания спортсменок від гормонального статусу їх організму при вдихуванні газової суміші з низьким вмістом кисню. Отримані результати свідчать, що при плануванні тренувального процесу та змагальної діяльності спортсменок необхідно враховувати особливості адаптації до гіпобаричного середовища при циклічних змінах концентрації статевих гормонів в їх організмі.

N.I. Aralova, L.Ya.-G. Shakhlina

THE MATHEMATICAL MODELS OF FUNCTIONAL SELF ORGANIZATION OF THE HUMAN BREATHING SYSTEM WITH A CHANGE IN THE HORMONAL STATUS OF THE ORGANISM

The study of the dependence of compensatory reactions of the athletes' functional breathing system on their hormonal status of the organism on inhaling a gas mixture with a low oxygen content, based on the mathematical model of mass transfer of respiratory gases in an organism with optimal control. Obtained results indicate that it is necessary to take into account the adaptation to the hypobaric environment during cyclic changes in the concentration of the sexual and hormones in their bodies during the planning of training process and competitive activity of athletes.

1. Шахлина Л.Я.-Г. Реакция организма спортсменок на снижение содержания кислорода во вдыхаемом воздухе в разные фазы менструального цикла // Спортивная медицина. — 2008. — № 1. — С. 78 — 82.
2. Шахлина Л. Я.-Г. Медико-биологические основы спортивной тренировки женщин. — К. : Наук. думка, 2001. — 325 с.
3. Шахлина Л. Я.-Г. Особенности функциональной адаптации организма спортсменок высокой квалификации к большим физическим нагрузкам // Спортивная медицина. — 2012. — № 1. — С. 20–30.
4. Онопчук Ю.Н., Белошицкий П.В., Аралова Н.И. К вопросу о надежности функциональных систем организма // Кибернетика и вычислительная техника. — 1999. — Вып. 122. — С. 72–82.
5. Вторичная тканевая гипоксия / Под общ. ред. А.З. Колчинской. — К. : Наук. думка, 1983. — 253 с.
6. Полинкевич К.Б., Онопчук Ю.Н. Конфликтные ситуации при регулировании основной функции системы дыхания организма и математические модели их разрешения // Кибернетика. — 1986. — № 3. — С. 100–104.
7. Онопчук Ю.Н. Об одной имитационной модели для исследования сложных физиологических процессов // Там же. — 1979. — № 3. — С. 66–72.
8. Онопчук Ю.Н. Об одной общей схеме регуляции режимов внешнего дыхания, минутного объема крови и тканевого кровотока по кислородному запросу // Там же. — 1980. — № 3. — С. 110–115
9. Биозомедицина. Единое информационное пространство / В.И. Гриценко, М.И. Вовк, А.Б. Котова, В.М. Белов, О.П. Минцер, С.И. Кифоренко, Ю.Н. Онопчук, Л.М. Козак, И.И. Ермакова. — Киев : Наук. думка, 2001. — С. 59–104.
10. Онопчук Ю.Н., Полинкевич К.Б., Бобрякова И.Л. Концептуальные модели управления системой дыхания и их анализ при математическом моделировании // Кибернетика и системный анализ. — 1993. — № 6. — С. 76–88.
11. Аралова Н.И. Исследование на математической модели роли гипоксии, гиперкапнии и гипометаболизма в саморегуляции системы дыхания при внутренних и внешних возмущениях // Кибернетика и вычислительная техника. — 2017. — Вып. 188. — С. 49–64.
12. 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.
13. Аралова Н.И. Математическая модель механизмов краткосрочной и среднесрочной адаптации функциональной системы дыхания лиц, работающих в экстремальных условиях // Кибернетика и вычислительная техника. — 2015. — Вып. 182. — С. 16–21.
14. Аралова Н.И. Информационные технологии поддержки принятия решений при реабилитации спортсменов, занимающихся спортивными единоборствами // Международный научно-технический журнал «Проблемы управления и информатики». — 2016. — № 3. — С. 160–170.

Получено 01.11.2017
После доработки 04.12.2017