

на правах рукописи

Сытник Екатерина Борисовна

**ВЛИЯНИЕ ИСКУССТВЕННЫХ ГАЗОВЫХ
СМЕСЕЙ И СРЕД НА МЕХАНИКУ
ДЫХАТЕЛЬНОГО ТРАКТА ЧЕЛОВЕКА**

03.00.02 – биофизика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва – 2009

Диссертация выполнена на кафедре физики живых систем Московского Физико-Технического Института (ГУ) и в Государственном научном центре Российской Федерации – Институте медико-биологических проблем РАН

Научный руководитель:

доктор технических наук Дьяченко Александр Иванович

Официальные оппоненты:

доктор физико-математических наук Цатурян Андрей Кимович

кандидат физико-математических наук Тимошин Александр Анатольевич

Ведущая организация:

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана

Защита состоится “__” _____ 2009 г. в ____:____ на заседании
Диссертационного совета Д 501.002.11 при Московском Государственном
Университете им. М.В. Ломоносова по адресу: 119992, г. Москва, Ленинские
горы, МГУ, Физический факультет, аудитория ____.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГУ.

Автореферат разослан: “__” _____ 2009 г.

Учёный секретарь

Диссертационного совета

Хомутов Г. Б.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

В последние десятилетия в различных областях деятельности человека (водолазное дело, профилактика, терапия и диагностика бронхолегочных и других заболеваний, наркоз, калибровка медицинских приборов и так далее) активно используются искусственные дыхательные газовые смеси (ДГС).

Газы, входящие в состав воздуха или вдыхаемой газовой смеси, обладают различным биологическим действием, которое зависит от их парциального давления, температуры, влажности и физико-химических свойств.

Основными компонентами газовой среды, влияющими на человека и животных, являются главные биологически значимые газы O_2 , CO_2 . В случае частичной или полной замены газа-разбавителя (индифферентного N_2) в воздухе на газовые компоненты He , Kr , Ne , Ar , H_2 формируются искусственные дыхательные газовые смеси, которые могут оказывать разнообразное физиологическое действие на разных уровнях организма. Ряд известных ДГС в последние годы получил новые применения, появились новые технологии их производства. Например, в кислородной терапии начали использовать различные источники кислорода, а кислородно-гелиевые смеси стали применять при различной степени нагревания и увлажнения.

Так как система дыхания является первой физиологической системой, которая сталкивается с измененной ДГС, то необходимо в первую очередь исследовать состояние этой системы. Система дыхания включает дыхательный тракт, дыхательные мышцы, рецепторы, различные контуры регуляции и т.д. Измененные ДГС воздействуют в первую очередь на дыхательный тракт, на механику дыхания. Поэтому исследования действия измененных дыхательных газовых смесей на механику дыхания очень актуальны.

Состав, давление и температура ДГС определяют характеристики внутренней среды дыхательного тракта. При некоторых воздействиях меняются механические характеристики внешней среды, действующей на механические процессы в системе дыхания. Одним из таких внешних воздействий является

погружение тела в воду, называемое водной иммерсией. Иммерсия является удобной экспериментальной моделью невесомости, так как многие реакции организма человека на невесомость и иммерсию очень похожи. Поэтому исследования действия иммерсии на механику дыхания необходимы для понимания воздействия невесомости на космонавтов и воздействия водной среды на водолазов.

Метод вынужденных колебаний (МВК) известен более 50 лет [Dubois A.B. et al., 1956]. В этом методе с помощью внешнего устройства создают, а с помощью датчиков измеряют колебания потока и давления в дыхательном тракте с частотами, существенно превышающими частоту дыхания. Далее находят величину механического импеданса дыхательного тракта в некотором диапазоне частот.

Важным отличием МВК от других методов исследования является то, что с его помощью можно определить общее сопротивление потоку воздуха, которое оказывает весь аппарат вентиляции. Возможность исследования при спонтанном дыхании без активного участия испытуемого, а так же простота и сравнительная необременительность исследований для оператора, а главное – для пациента, вызвали широкий интерес к МВК в клиниках и среди исследователей во всем мире.

Цель и задачи работы

Целью работы является экспериментальное выяснение биофизических механизмов действия искусственных смесей и сред на внешнее дыхание человека.

Для достижения поставленной цели в процессе выполнения этой работы решались следующие задачи:

- 1) Создание установки и программного обеспечения для измерения импеданса дыхательного тракта человека
- 2) Изучение влияния температуры и влажности дыхательных газовых смесей на систему внешнего дыхания человека.
- 3) Исследование влияния дыхания адсорбционным и медицинским (ректификационным) кислородом на вентиляционную функцию легких человека.

- 4) Изучение влияния состава и давления искусственных газовых смесей на импеданс системы дыхания человека.
- 5) Исследование влияния водной иммерсии на импеданс дыхательного тракта человека.

Положения, выносимые на защиту:

- 1) Изменение температуры и влажности дыхательной газовой смеси оказывает значительное влияние на параметры импеданса дыхательного тракта человека.
- 2) Респираторная система человека по-разному реагирует на дыхание кислородом, полученным способами адсорбции и ректификации.
- 3) Импеданс дыхательного тракта человека увеличивается в условиях повышенного давления и водной иммерсии.

Научная новизна

В работе впервые методом вынужденных колебаний обнаружено влияние подогретых искусственных газовых смесей на импеданс системы дыхания человека. Впервые обнаружено увеличение импеданса дыхательного тракта человека в условиях повышенного давления, а так же в водной иммерсии. Впервые обнаружены различные реакции системы дыхания на кислород, полученный способами адсорбции и ректификации.

Практическая и научная ценность

Результаты исследований позволяют расширить представления о влиянии состава, температуры, влажности дыхательных газовых смесей на систему дыхания человека. Результаты помогут при подборе состава газовых смесей для терапии бронхолегочных заболеваний и для водолазных спусков. Показано, что метод вынужденных колебаний является простым и неинвазивным методом оценки состояния дыхательного тракта в условиях измененной окружающей среды, где применение других функциональных исследований затруднено. Разработанная установка для измерения импеданса дыхательного тракта человека применяется для

исследований механики дыхания в условиях измененной внешней среды в ГВК-250 ГНЦ РФ – ИМБП РАН.

Личный вклад автора

Соискатель принимал непосредственное участие в постановке задач, проведении экспериментов, обработке и анализе результатов, подготовке статей и докладов на конференциях, а так же в конструировании установки и разработке программного обеспечения для проведения исследований и обработки результатов экспериментов.

Апробация работы

Основные материалы, изложенные в диссертации, доложены и обсуждены на следующих семинарах и конференциях: VII научно-техническая конференция «Медико-технические технологии на страже здоровья», г. Салоники (Греция), 2005 г.; II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика – 2005», г. Москва, 2005 г.; II Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине», г. Троицк, 2006 г.; 8-я Всероссийская Конференция по Биомеханике, г. Нижний Новгород, 2006 г.; IX Всероссийский съезд по теоретической и прикладной механике, г. Нижний Новгород, 2006 г.; XIII конференция по космической биологической и авиакосмической медицине, г. Москва, 2006 г.; 20-й Съезд Физиологического Общества им. И.П.Павлова, г. Москва, 2007 г.; 9-ая научно-техническая конференция «Медико-технические технологии на страже здоровья», Италия, о. Сицилия, 2007 г.; III-я Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине», г. Троицк, 2008 г.

Публикации

За время работы над диссертацией опубликовано: 2 статьи в реферируемых научных журналах; 9 тезисов докладов, представленных на российских и международных научных конференциях.

Структура и объем диссертации

Диссертационная работа (137 страниц) состоит из введения, 5 глав, выводов, списка литературы (120 ссылок), иллюстрирована 45 рисунками и содержит 22 таблицы.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертационной работы, определены цель и задачи работы, сформулированы положения, выносимые на защиту, описаны научная новизна и практическая значимость полученных результатов.

Первая глава содержит обзор литературы, в котором кратко излагаются физические и физиологические характеристики дыхательных газовых смесей, биофизические факторы, определяющие величину импеданса системы дыхания, методы его измерения, действие состава, давления, температуры и влажности ДГС и измененных внешних условий на состояние кардиореспираторной системы.

Вторая глава посвящена описанию прибора, разработанного и изготовленного автором, для исследования механики дыхания методом вынужденных колебаний.

Измерение входного механического импеданса методом вынужденных колебаний состоит в приложении малых колебаний давления к системе дыхания и изучении амплитудного и фазового соотношения между потоком (расходом) и давлением. Модуль импеданса равен отношению амплитуд колебаний давления и потока, а фазовый угол импеданса равен фазовому сдвигу между колебаниями потока и давления.

Входным импедансом системы дыхания называют комплексную величину Z , определяемую следующим образом: $z = \frac{P}{\dot{V}}$, где P и $\dot{V}$ — преобразования (трансформанты) Фурье сигналов давления и потока.

Действительная часть импеданса характеризует сопротивление дыханию. Сопротивление вычисляли как среднюю величину действительной части импеданса на исследуемых частотах. Мнимая часть импеданса характеризует растяжимость и инерционность дыхательного тракта. Инерционность и растяжимость вычисляли методом наименьших квадратов по зависимости мнимой части импеданса от частоты. Известно, что зависимости действительной и мнимой

части импеданса от частоты у здоровых людей и пациентов с заболеваниями органов дыхания отличаются.

В ходе исследований была сконструирована, собрана и отлажена установка для измерения механического импеданса дыхательного тракта человека методом вынужденных колебаний. Схема этой установки изображена на рис. 1.

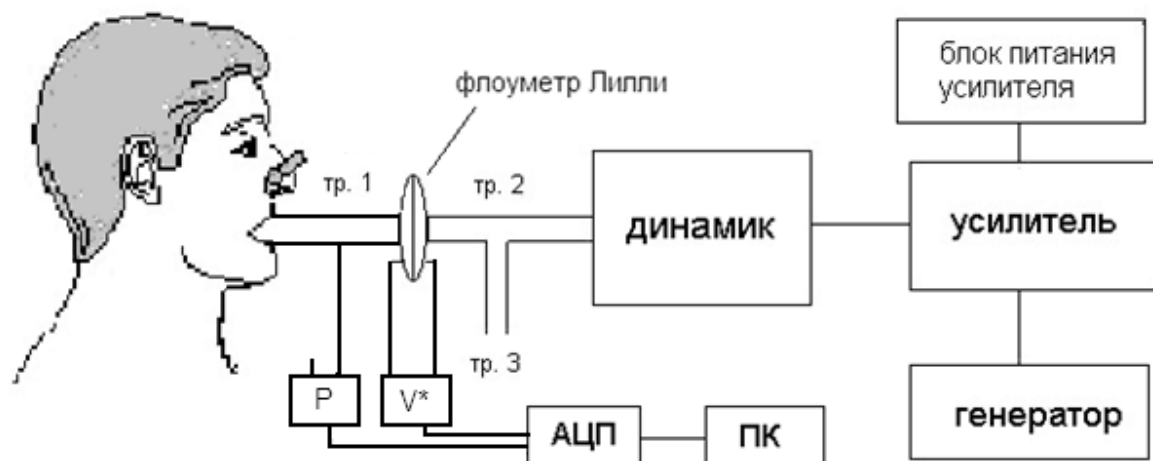


Рис. 1. Схема экспериментальной установки.

Испытуемый в ходе измерений импеданса дышит через систему трубок: загубник, трубка 1, сеточный флюометр Лилли, трубки 2, 3 (рис. 1). Для дыхательного потока человека эта конструкция имеет сравнительно малое сопротивление. Для осцилляторного потока, создаваемого динамиком, трубка 3 представляет собой сравнительно большое сопротивление, поэтому большая часть этого потока попадает в дыхательный тракт испытуемого. На динамик подвали сигнал от генератора, содержащий гармоники с частотами 6, 10, 14, 18, 22, 26 Гц, на которых определяли величину импеданса. Для регистрации сигналов потока и давления на входе в дыхательный тракт применены дифференциальные датчики давления.

Регистрацию и анализ сигналов проводили с помощью программы, написанной в среде LabVIEW (графическое программирование). Программа регистрирует сигналы потока и давления (частота опроса АЦП 50 кГц для каждого канала), строит спектры этих сигналов, используя быстрое преобразование Фурье. Затем вычисляли модуль отношения трансформанта Фурье давления к трансформанту Фурье потока и разность фаз на заданных частотах.

Для калибровки установки был применен метод, описанный в работе [Farre R., Navajas D. et al., 1989].

Для проверки работы установки были проведены измерения с системами, импеданс которых рассчитывали на основе работы [Дьяченко А. И., Накке Х.Г., 1993] по законам акустики. На рис. 2 изображена зависимость действительной и мнимой части импеданса трубки от частоты. Калибровку проводили по сетке с сопротивлением 36,9 Па/л/с. Для сравнения приведены данные, полученные при измерении импеданса на приборе MasterScreen IOS (Erich Jaeger GmbH).

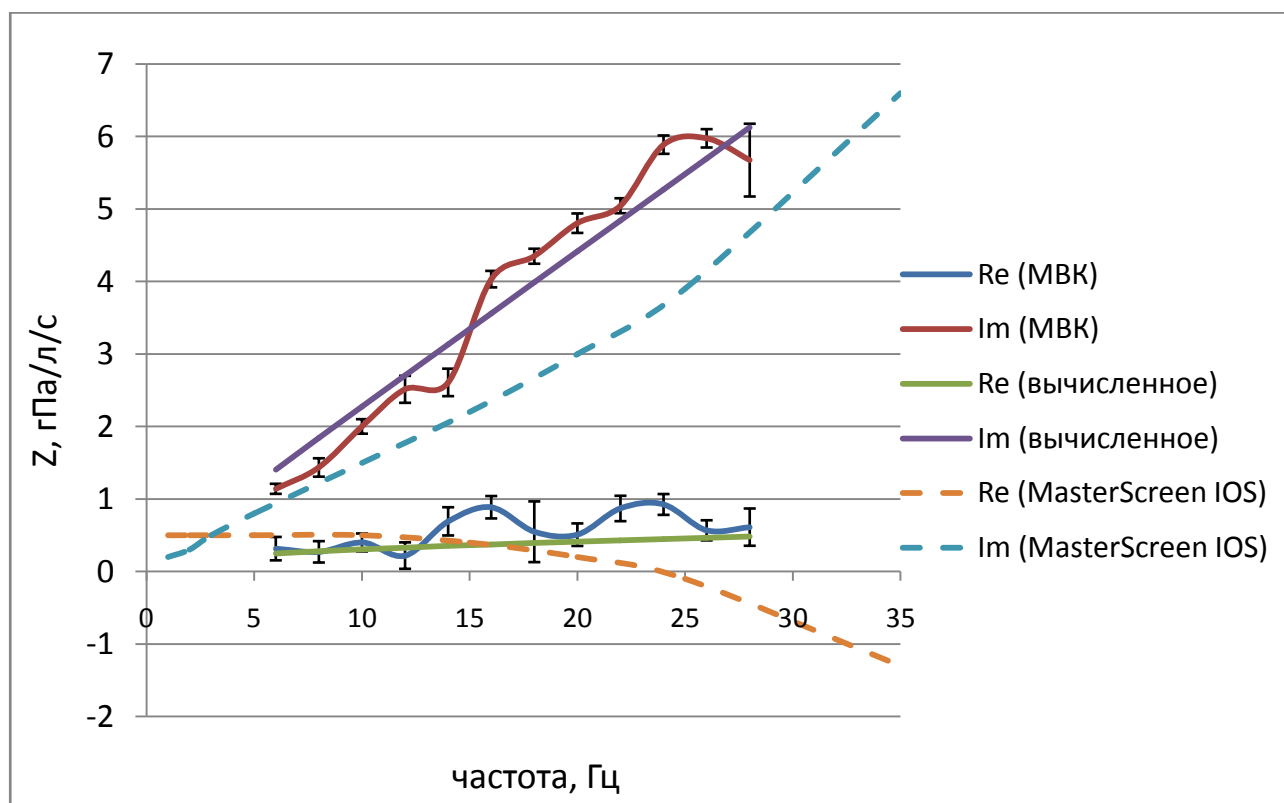


Рис. 2. Зависимость измеренного и вычисленного импеданса трубки от частоты (калибровка сеткой). Указано стандартное отклонение (SD). Приборное округление для MasterScreen IOS составляет до 0,1 гПа/л/с. Проведено 3 записи по 100 измерений.

Re, Im – действительная и мнимая части импеданса трубки соответственно. (MBK) — величины, измеренные с помощью разработанной установки MBK. (вычисленное) — величины, вычисленные по параметрам трубки. (MasterScreen IOS) — величины, измеренные на приборе MasterScreen IOS.

Для нахождения инструментальной ошибки было проведено измерение импеданса калибровочной трубки (18 записей по 100 измерений). В качестве калибровочной системы использовали эту же трубку. Повторяемость результатов калибровки высокая, а стандартное отклонение мало. Для действительной части оно составило 15 %, а для мнимой части — 5 % от измеряемой величины.

В ходе каждого экспериментального исследования измеряли:

- 1) действительную и мнимую части дыхательного импеданса методом вынужденных колебаний;
- 2) вентиляторную функцию легких (объемы и потоки) на приборе Этон-01-22;

Статистические достоверности вычисляли при помощи непараметрического критерия Уилкоксона для двух зависимых выборок.

В **третьей главе** представлены основные результаты экспериментальных исследований влияния температуры и влажности ДГС на вентиляционную функцию легких.

Ранее проведенные в ГНЦ РФ – ИМБП РАН экспериментальные и теоретические исследования [Павлов Б.Н, Дьяченко А.И и др., 2003], [Дьяченко А.И., Манюгина О.В., 2003] показали, что дыхание подогретыми газовыми смесями влияет на механику дыхательного тракта и распределение температуры на поверхности тела.

Одной из целей работы являлось экспериментальное исследование действия подогретых ДГС на механический импеданс системы дыхания человека.

Было проведено сравнение эффектов влияния дыхания подогретым сухим/влажным воздухом и подогретой сухой/влажной КГС у восьми здоровых добровольцев. У всех испытуемых проводили исследования в каждой из пяти серий:

- 1) дыхание комнатным воздухом с температурой 21-25 °С и влажностью 15-30 % (контрольная серия);
- 2) дыхание сухим подогретым воздухом; температура вдыхаемой ДГС 55-70 °С;
- 3) дыхание влажным подогретым воздухом при включенном ультразвуковом распылителе жидкости; температура вдыхаемой ДГС 55-70 °С, влажность 55-80 %;

- 4) дыхание сухой подогретой кислородно-гелиевой смесью (КГС) температура вдыхаемой ДГС 55-70 °С;
- 5) дыхание влажной подогретой КГС при включенном ультразвуковом распылителе жидкости; температура вдыхаемой ДГС 55-70 °С, влажность 55-80 %.

Дыхание подогретой смесью или воздухом проводили в режиме: 3 раза по 5 минут с трехминутными перерывами.

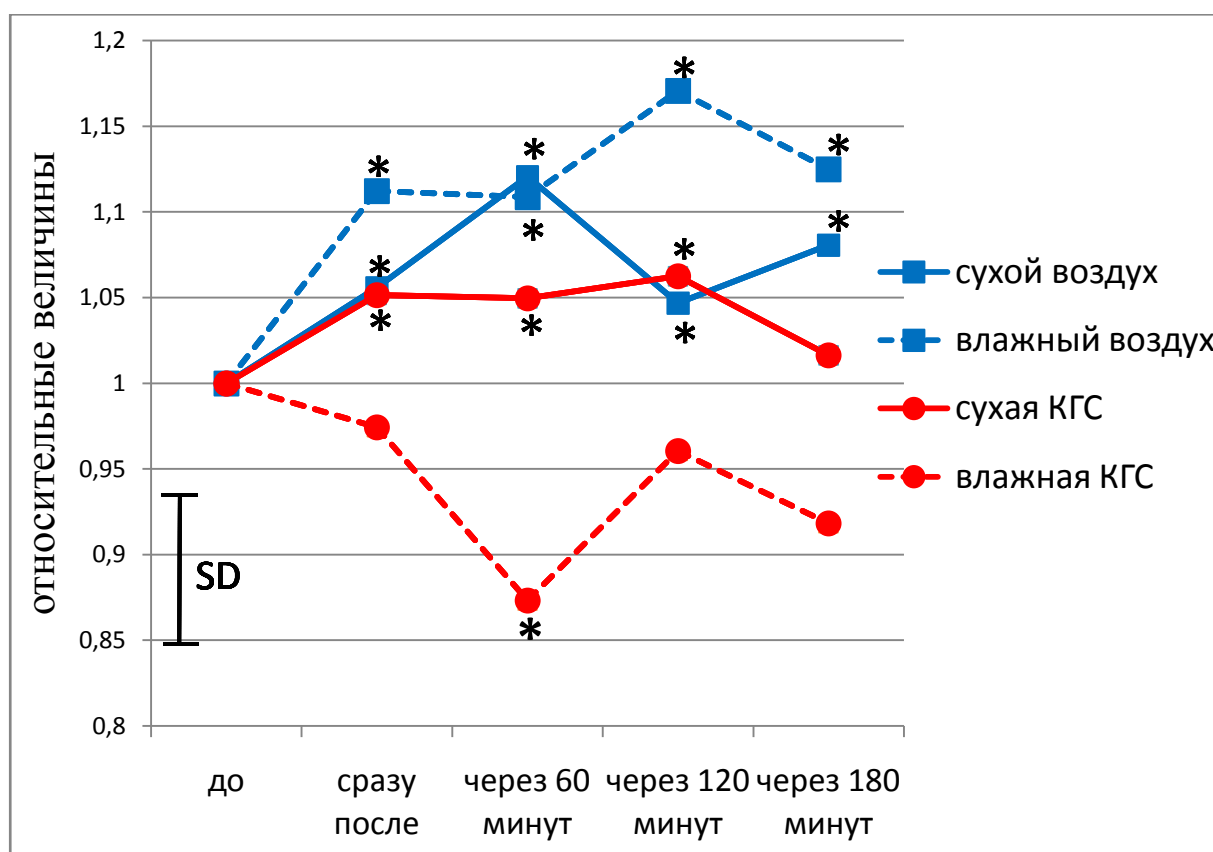


Рис. 3. Изменение среднего по группе относительного сопротивления дыхательного тракта. По оси ординат – среднее отношение текущего значения индивидуальной величины сопротивления к индивидуальному сопротивлению в данной серии «До воздействия». Звездочками обозначены достоверные изменения ($p < 0.05$). Указана типичная величина стандартного отклонения (SD).

Реакции системы внешнего дыхания на дыхание подогретым воздухом и подогретой кислородно-гелиевой смесью различаются (рис. 3). После дыхания сухим подогретым воздухом сопротивление дыхательного тракта увеличивалось и оставалось повышенным даже через 180 минут после воздействия. После дыхания сухой подогретой КГС сопротивление также увеличивалось, но меньше, чем при

дыхании подогретым воздухом. Тогда как дыхание подогретой увлажненной КГС вызывало уменьшение сопротивления дыхательного тракта. Измерения в контрольной серии не выявили достоверных изменений импеданса.

Возможной причиной найденных различий реакции системы внешнего дыхания может быть разный температурный профиль в дыхательном тракте, вызванный различиями теплопроводности и теплоемкости гелия и азота.

В четвертой главе представлены основные результаты экспериментальных исследований влияния дыхания кислородом, полученным разными способами, на вентиляционную функцию легких.

Гипероксические дыхательные газовые смеси (ДГС) получают из воздуха с помощью различных технологических процессов. Криогенный способ дает «медицинский кислород», т.е. ДГС, содержащую свыше 99 % кислорода и небольшое количество других газов. Кислород, полученный путем адсорбции азота из воздуха, содержит более 95 % собственно кислорода, около 4 % аргона и небольшое количество других газов.

Целью данного исследования являлось сравнение влияния кратковременного дыхания медицинским и адсорбционным кислородом на последующее состояние респираторной системы человека.

В исследовании участвовали здоровые испытуемые-добровольцы: восемь женщин в возрасте от 20 до 23 лет. В течение одного дня у каждой из испытуемых проводили исследования только с одним видом кислорода. Другой вид кислорода давали через один-два дня. Для рандомизации исследований, у половины испытуемых сначала применяли медицинский кислород, а у другой половины – адсорбционный, причем испытуемые не знали, какой вид кислорода применяется в текущем исследовании.

Величины импеданса и параметры вентиляционной функции легких определяли до 20-минутного дыхания кислородом и сразу после перехода на дыхание обычным воздухом.

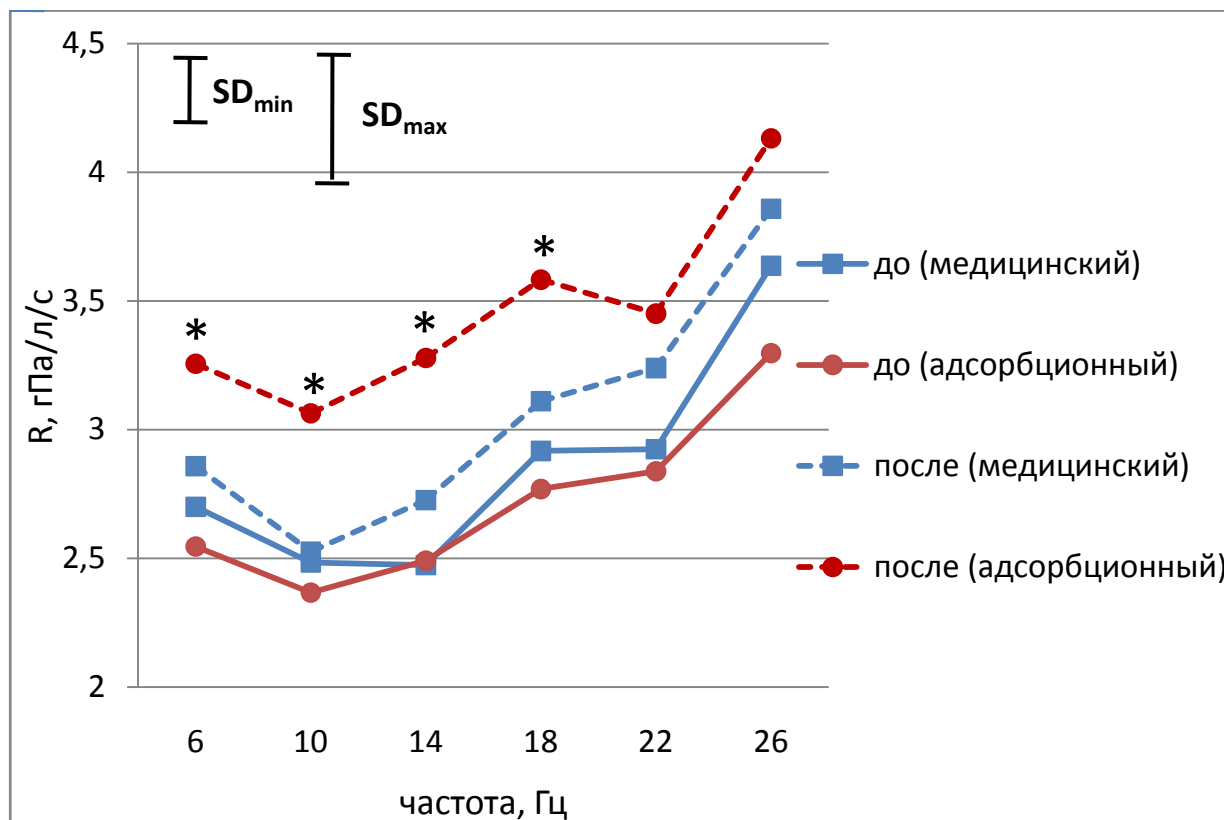


Рис. 4. Действительная часть импеданса до и после дыхания медицинским и адсорбционным кислородом. Представлены средние величины и типичное стандартное отклонение (SD). Звездочками обозначены достоверные изменения ($p < 0.05$).

Измеренные величины действительной части представлены на рис. 4. Видно, что дыхание медицинским и адсорбционным кислородом в течение 20 минут по-разному влияет на действительную часть импеданса и вентиляторную функцию легких. Дыхание обоими видами кислорода вызывает увеличение действительной части импеданса на всех исследованных частотах. Причем после дыхания медицинским кислородом это увеличение проявляется на уровне тенденций. После дыхания адсорбционным кислородом рост действительной части импеданса больше и является статистически значимым. После дыхания ректификационным кислородом модуль импеданса увеличился на 4 – 10 %, после дыхания адсорбционным кислородом рост модуля импеданса составлял 20 – 30 %.

Обнаружено небольшое снижение ЖЕЛ (жизненная емкость легких) на 0,2 л и РОвыд (резервный объем выдоха) на 0,6 л после дыхания медицинским кислородом. После дыхания адсорбционным кислородом объемы дыхания не

изменились. Мы полагаем, что различие состава исследуемых смесей (в адсорбционном кислороде есть немного аргона) могло привести к меньшей выраженности ателектазов после дыхания адсорбционным кислородом. Кислород из альвеол диффундирует в кровь. Если в альвеолярном воздухе нет физиологически индифферентного газа (азота, гелия или аргона), то объем альвеол быстро уменьшается, и они спадаются.

Мы предположили, что в ответ на повышение содержания кислорода в легких появляется бронхоконстрикция, хотя в литературе этот вопрос остается спорным.

В свете этого механизма обнаруженная картина может быть объяснена следующим образом: дыхание адсорбционным кислородом (из-за наличия в нем аргона) вызывает большее увеличение тонуса гладких мышц, что влечет увеличение действительной части импеданса и делает дыхательные пути более устойчивыми к спадению, что в свою очередь приводит к меньшей выраженности ателектазов.

В пятой главе представлены основные результаты экспериментальных исследований влияния искусственных сред (повышенное давление, измененный газовый состав, водная иммерсия) на вентиляторную функцию легких.

Одним из эффективных способов снижения пожарной опасности является снижение концентрации кислорода в атмосфере гермозамкнутых жилых объектов (космическая станция, подводная лодка), т.е. гипоксия. Введение аргона в состав атмосферы может улучшить переносимость такой гипоксии [Солдатов П.Э., Дьяченко А.И. и др. 1998], [Шулагин Ю.А., Дьяченко А.И., Павлов Б.Н., 2001].

Проведенные нами исследования импеданса респираторной системы являлись частью комплексной оценки состояния организма человека при длительном пребывании в пожаробезопасной кислородно-азотно-аргоновой среде (КААрСр), т.е. в среде, в которой азот частично заменён на аргон.

Исследования проведены на базе «Планерная» ГНЦ РФ – ИМБП РАН. В барокамере находились 4 человека в нормоксической кислородно-азотно-аргоновой (13,53 % кислорода; 58,21 % азота; 28,26 % аргона) среде в течение 6 суток на «глубине» 5 м (т.е. при давлении 0,15 МПа). На 7-е сутки среда становилась гипоксической (9,66 % кислорода, 58,21 % аргона и 32,13 % азота).

Такой состав среды поддерживали 3 суток. Далее на одни сутки (последние сутки пребывания в барокамере) среда снова становилась нормоксической. Затем происходили декомпрессия и выход.



Рис. 5. ГVK-250 базы «Планерная» ГНЦ РФ – ИМБП РАН

Для исследований импеданса дыхательного тракта было проведено пять серий исследований: 2 серии в нормоксической КААрСр (кислородно-азотно-аргоновой среде), две серии в гипоксической КААрСр и контрольная серия на воздухе при нормальном давлении.



Рис. 6. Измерение импеданса системы дыхания методом вынужденных колебаний. Фотография сделана через иллюминатор барокамеры.

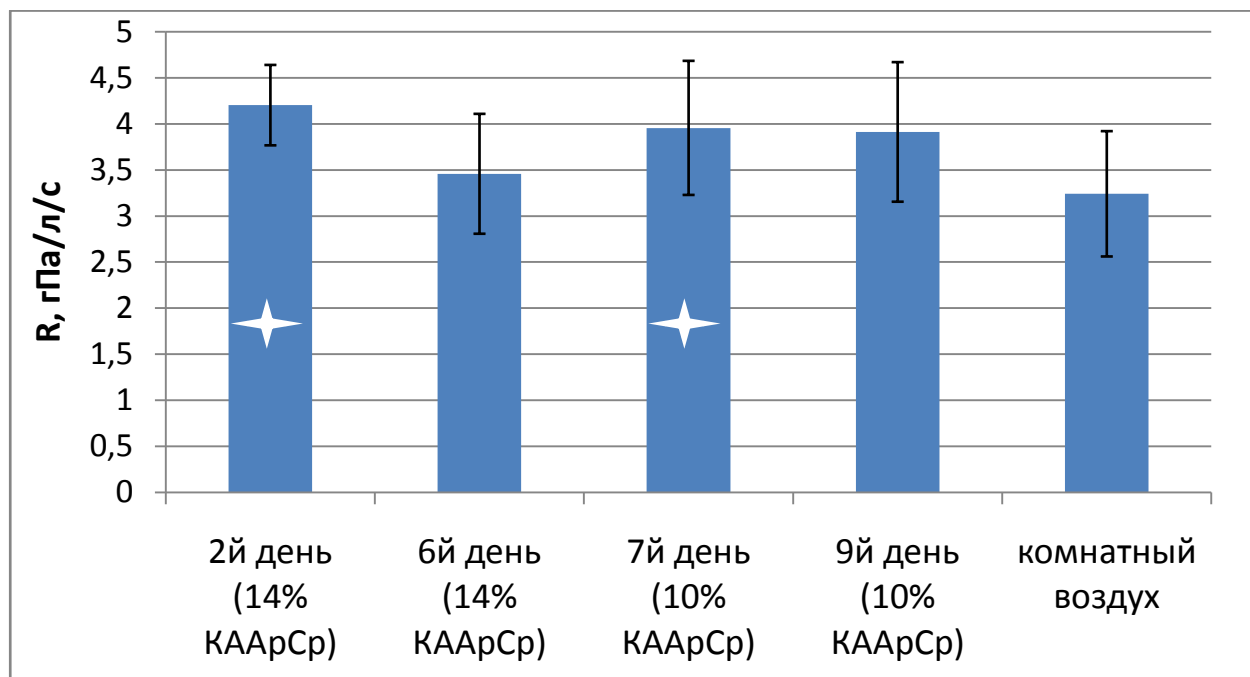


Рис. 7. Средние значения сопротивления дыхательного тракта по испытуемым. На рисунке звездочками указаны те данные, которые достоверно отличаются от серии «комнатный воздух» ($p < 0,05$), также указано стандартное отклонение (SD).

Из рис. 7 видно, что сопротивление дыхательного тракта человека достоверно повышено на протяжении всего эксперимента. Снижение содержания O_2 во время пребывания в барокамере не вызвало достоверных изменений импеданса.

Эксперименты также показали, что при длительном пребывании в КААрСр в условиях повышенного давления растяжимость имеет тенденцию увеличиваться, а при переходе с 14% КААрСр на 10% КААрСр растяжимость уменьшается ($p < 0,08$).

Инерционность достоверно ($p < 0,05$) увеличилась при переходе с нормоксической 14% КААрСр на гипоксическую 10% КААрСр. В целом, во время длительного пребывания в условиях повышенного давления инерционность дыхательного тракта меньше, чем при нормальном давлении.

Оценим сопротивление центральных дыхательных путей, используя модель симметричного дихотомического ветвления дыхательных путей человека [Вейбель А.Р., 1970]. Сопротивление дыхательного тракта может быть вычислено как сумма сопротивлений постоянному и осцилляторному потокам [Peslin R., Fredberg J.J., 1986]. Считаем, что скорость потока в бронхах одного поколения одинакова. Тогда

для сопротивления $R(n)$ бронхов n -ого порядка ветвления в модели легких человека по Вейбелю имеем:

$$R(n) = \frac{8\mu l}{\pi r^4 2^n} (z+1) + \frac{\alpha \mu \sqrt{2}}{\pi r^4 2^n}, \quad (1)$$

где z – отношение дополнительного сопротивления в месте ветвления бронха к $R(n)$ [Педли Т. и др., 1977], $\alpha = r \sqrt{\omega/\nu}$ – число Уомерсли, l – длина дыхательных путей, r – радиус дыхательных путей, μ – динамическая вязкость воздуха, ν – кинематическая вязкость воздуха, $\omega = 2\pi f$ – угловая частота, где f – частота колебаний потока.

По формуле (1) было вычислено теоретически ожидаемое относительное изменение сопротивления, исходя из изменения плотности и вязкости дыхательной смеси, и сравнено с относительным изменением сопротивления, полученным в эксперименте.

Сравнение показало, что рост сопротивления связан не только с увеличенной плотностью и вязкостью дыхательной смеси, но и с изменением размеров дыхательных путей.

Следующим направлением нашей работы было экспериментальное исследование влияния пребывания человека в условиях водной иммерсии на вентиляционную функцию легких.

Иммерсия – это способ моделирования факторов невесомости. Исследования форсированного выдоха в условиях водной иммерсии показывают, что в системе дыхания происходят значительные изменения [Асямолова Н.М. и др., 1985]. Однако осцилляторная механика дыхания в этих условиях не изучалась.

В связи с вышесказанным основной целью данных экспериментальных исследований было изучение изменений дыхательного импеданса и его составляющих у здоровых людей в условиях водной иммерсии.

В исследованиях участвовали 13 здоровых испытуемых-добровольцев в возрасте от 20 до 50 лет. Мы использовали положение тела «полулежа», при котором

человек сидел в ванной, наполненной водой до уровня ключицы. Расстояние между вертикальной стенкой ванны, на которую опирались плечи и голова испытуемого, и зоной опоры таза на днище ванны составляло от 30 - 40 см (рис. 8).

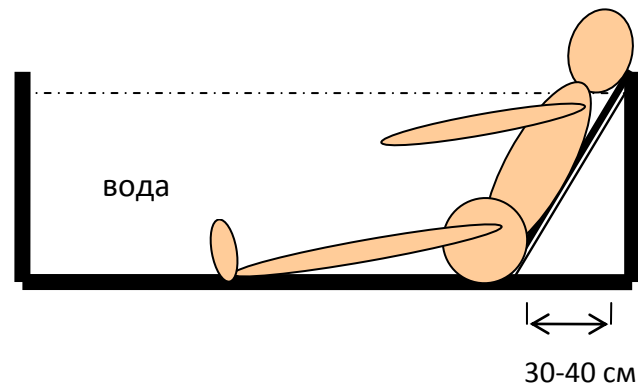


Рис. 8. Положение испытуемого при экспериментальных исследованиях влияния пребывания человека в водной иммерсии.



Рис. 9. Измерение импеданса системы дыхания методом вынужденных колебаний в условиях водной иммерсии.

Исследование каждого испытуемого проходило в один день. Сначала проводили контрольное исследование на воздухе, затем погружение в ванну. До и после погружения исследовали импеданс системы дыхания и вентиляторную функцию легких.

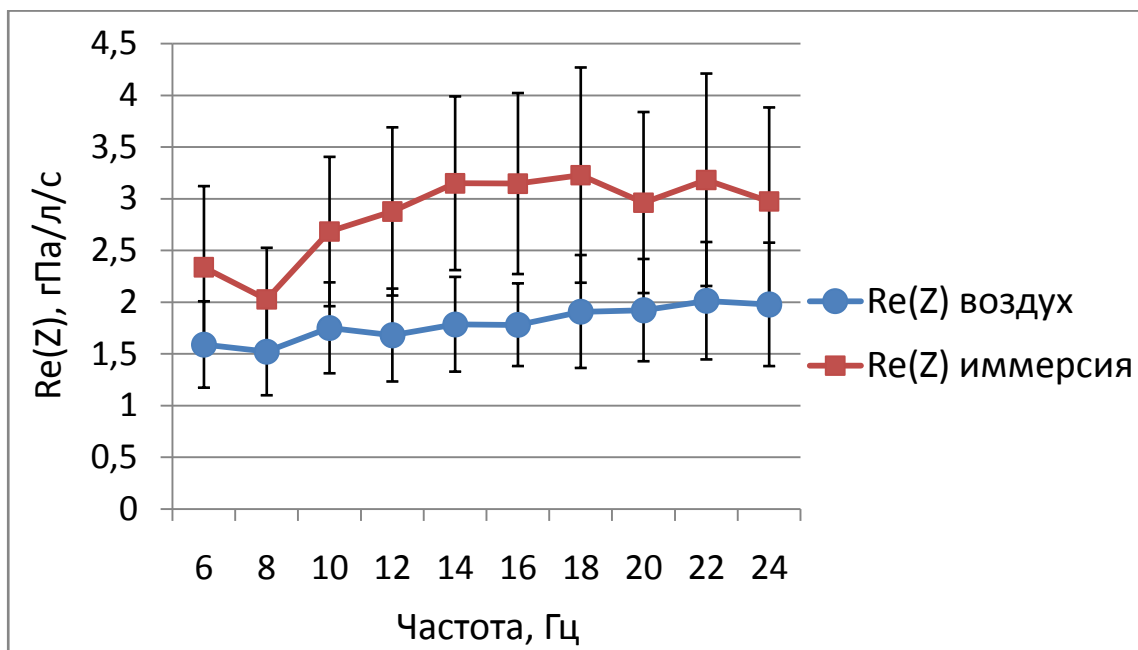


Рис. 10. Зависимость действительной части импеданса, усредненной по всем испытуемым, от частоты на воздухе и в водной иммерсии. В качестве ошибки указано стандартное отклонение. Достоверность отличий величин, измеренных на воздухе и в иммерсии $p < 0,05$ для всех частот.

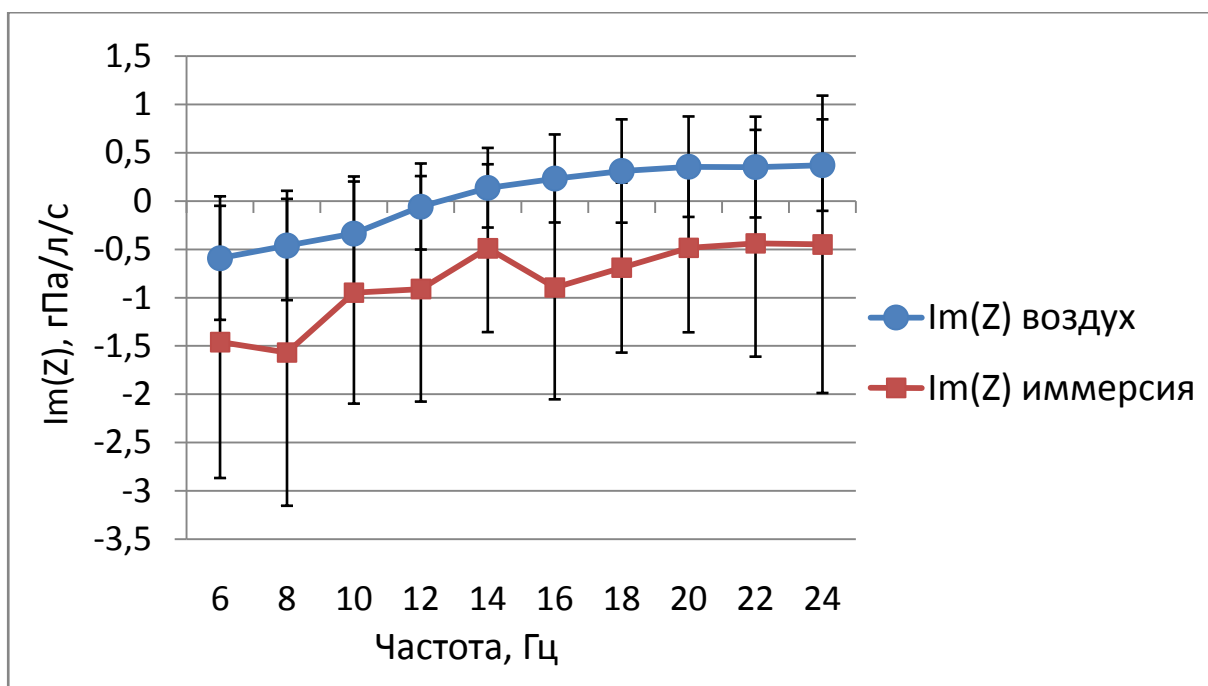


Рис. 11. Зависимость мнимой части импеданса, усредненной по всем испытуемым, от частоты на воздухе и в водной иммерсии. В качестве ошибки указано стандартное отклонение. Достоверность отличий величин, измеренных на воздухе и в иммерсии $p < 0,05$ для всех частот.

На рис. 10 и рис. 11 представлены зависимости действительной и мнимой частей импеданса, измеренных на воздухе и в водной иммерсии от частоты. Из графиков видно, что действительная часть импеданса в водной иммерсии больше, чем на воздухе, в то время как мнимая часть импеданса при погружении в воду достоверно падает.

По найденным величинам импеданса были вычислены следующие параметры осцилляторной механики дыхания: сопротивление R , инерционность I , упругость (эластанс) E и растяжимость $C=1/E$.

Табл. 1. Средние по группе значения сопротивления (R), инерционности (I), растяжимости (C) дыхательного тракта, модуля импеданса ($|Z|$) дыхательного тракта и функциональной остаточной емкости легких (ФОЕ) на воздухе и в водной иммерсии.

параметр	Воздух	Иммерсия	p (Уилкоксон)	изменение, %
R , гПа/л/с	$1,80 \pm 0,37$	$2,97 \pm 0,67$	0,001	+64,6
C , л/гПа	$0,074 \pm 0,071$	$0,05 \pm 0,076$	0,007	-32,4
I , гПа/л/с ²	$0,0049 \pm 0,0026$	$0,0033 \pm 0,0016$	0,017	-32,6
$ Z $, гПа/л/с	$2,12 \pm 0,51$	$3,65 \pm 0,93$	0,017	71,4
ФОЕ, л	$3,48 \pm 0,60$	$2,44 \pm 0,55$	0,002	-30,1

В табл. 1 представлены средние по группе значения и стандартное отклонение сопротивления, инерционности, растяжимости, функциональной остаточной емкости легких на воздухе и в водной иммерсии. В колонке « p (Уилкоксон)» указана вероятность p того, что средние величины изменений относятся к одной и той же генеральной совокупности по непараметрическому критерию Уилкоксона.

В ходе экспериментальных исследований обнаружено, что при дыхании в водной иммерсии сопротивление дыхательного тракта человека увеличивается на 64 %, а инерционность и растяжимость дыхательного тракта уменьшаются на 32%. Стоит отметить, что резервный объем выдоха (РОВд) достоверно уменьшился на 47 %, в то время как остаточный объем легких (ООЛ) остался прежним. Величина

функциональной остаточной емкости (ФОЕ), равная сумме РОвыд и ООЛ, в водной иммерсии уменьшилась примерно на 1 л. По-видимому, основной причиной уменьшения ФОЕ является увеличение давления внешней среды на брюшную стенку. Можно предположить также, что из-за перераспределения кровотока в водной иммерсии увеличивается кровенаполнение легких, увеличивается объем жидкости в грудной клетке, в результате чего уменьшаются легочные объемы. Это и приводит к увеличению сопротивления (рис. 10) и уменьшению растяжимости легких (табл. 1).

Для выяснения физиологических механизмов действия водной иммерсии на систему дыхания человека на основе ранее указанных гидродинамических зависимостей мы оценивали влияние изменения размеров дыхательных путей на сопротивление дыхательного тракта.

Оценку сопротивления центральных дыхательных путей проводили по формуле (1). В соответствии с данными [Horrin F.G., Hughes J.M.B., Mead J., 1977] мы предположили, что при изменении объема легких длины и диаметры воздухоносных путей пропорциональны суммарному объему воздуха и ткани легких в степени $1/3$. Таким образом, можно вычислить относительное изменение сопротивления, исходя из измеренного изменения объема легких, и сравнить с относительным изменением сопротивления, полученным в эксперименте.

Расчеты показали, что относительное изменение сопротивления, полученное в эксперименте, хорошо согласуется с вычисленным теоретически. Таким образом, предположение о том, что рост осцилляторного сопротивления в водной иммерсии в основном вызван уменьшением размеров дыхательных путей, связанным с уменьшением размера легких, следует признать обоснованным.

Основные результаты и выводы

- 1) Создана установка для измерения импеданса дыхательного тракта человека и разработана компьютерная программа обработки полученных результатов, которые представляют собой эффективный инструмент для исследования механики дыхания человека в широком диапазоне параметров внешней среды. Результаты наших исследований показали, что данные традиционных методов исследований вентиляционной функции легких, дополненные данными о дыхательном импедансе, расширяют представления о биофизических механизмах действия искусственных газовых смесей и сред на внешнее дыхание человека.
- 2) Изменение температуры и влажности дыхательной газовой смеси оказывает значительное влияние на импеданс дыхательного тракта человека. По-видимому, найденные различия вызваны различным тепловым воздействием на верхние дыхательные пути, в результате которого меняются размеры или механические свойства легких.
- 3) Респираторная система человека по-разному реагирует на дыхание кислородом, полученным способами адсорбции и ректификации. Дыхание адсорбционным кислородом увеличивает импеданс дыхательного тракта (20 – 30 %), а дыхание ректификационным кислородом уменьшает легочные объемы (на 0,2 – 0,5 л). Это может быть связано с большей жесткостью стенок дыхательных путей после дыхания адсорбционным кислородом, чем после дыхания ректификационным (медицинским) кислородом. Поэтому увеличивается импеданс и дыхательные пути становятся более устойчивыми к спадению.
- 4) Импеданс дыхательного тракта человека увеличивается в условиях повышенного давления. Теоретические оценки показывают, что рост сопротивления связан не только с увеличенной плотностью и вязкостью дыхательной смеси.
- 5) Импеданс дыхательного тракта человека увеличивается в водной иммерсии. Теоретический анализ влияния объема легких на осцилляторное сопротивление дыхательного тракта показывает, что рост импеданса на 70 % в водной иммерсии вызван в основном ростом вязких потерь при течении газа в дыхательных путях, размеры которых уменьшаются при уменьшении объема легких.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Павлов Б.Н., Дьяченко А.И., Шулагин Ю.А. Павлов Н.Б., Буравкова Л.Б., Попова Ю.А., Манюгина О.В., Сытник Е.Б. Исследования физиологических эффектов дыхания подогретыми кислородно-гелиевыми смесями. // Физиология человека, 2003, том 29, № 5, с. 69-73.
2. А.И. Дьяченко, Е.Б. Сытник, Ю.А. Шулагин, И.А. Смирнов, П.Э. Солдатов, Б.Н. Павлов. Влияние кратковременного дыхания кислородом на респираторную систему человека. // «Авиакосмическая и экологическая медицина» 2008, Т. 2, № 2, с. 40 – 45.
3. А.И. Дьяченко, О.В. Манюгина, Е.Б. Сытник. Влияние подогретого воздуха и кислородно-гелиевой смеси на состояние дыхательного тракта человека // Сборник трудов VII научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья», г. Салоники (Греция), МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, 2005, с. 103-105.
4. Дьяченко А.И., Шулагин Ю.А., Сытник Е.Б., Гусева Е.В., Колесников В.И., Ничипорук И.А., Тихонов М.А., Баранов В.М. Влияние дыхания подогретой кислородно-гелиевой смесью на дыхательный тракт // Альманах клинической медицины, т. 12, (Труды II Троицкой конф. «Медицинская физика и инновации в медицине»), М., 2006, с. 145.
5. А.И. Дьяченко, О.В. Манюгина, Е.Б. Сытник, Е.А. Гусева, Ю.А. Шулагин, В.И. Колесников, И.А. Ничипорук, М.П. Тугушева. Влияние дыхания подогретым воздухом и кислородно-гелиевой газовой смесью на состояние дыхательного тракта и температуру тела // 8-я Всеросс. Конф. Биомех., 22 - 26 мая 2006 г., г. Нижний Новгород
6. Е.А. Гусева, А.И. Дьяченко, О.В. Манюгина, Е.Б. Сытник. Воздействие подогретой дыхательной газовой смеси на механику дыхательного тракта. // IX Всероссийский съезд по теоретической и прикладной механике, г. Нижний Новгород, 22-28 августа 2006 г
7. Дьяченко А.И., Сытник Е.Б., Шулагин Ю.А., Андреева А.А., Солдатов П.Э., Смирнов И.А., Павлов Б.Н. Малая добавка аргона в гипероксическую дыхательную газовую смесь и состояние человека // Тез. докл. XIII конф. по космической биол. и авиакосм. мед. / 13-16 июня 2006г., г.Москва, Россия/
8. Е.А. Гусева, А.И. Дьяченко, Е.Б. Сытник, Ю.А. Шулагин, Л.Б. Буравкова. Влияние дыхания подогретой газовой смесью на температуру тела // Труды 20-го Съезда Физиологического Общества им. И.П.Павлова, Москва, 4 – 8 июня 2007 г
9. Дьяченко А.И., Смирнов И.А., Сытник Е.Б., Шулагин Ю.А., Солдатов П.Э., Павлов Б.Н. Сравнение респираторных эффектов кратковременного дыхания кислородом, полученным различными методами // Сборник трудов 9-ой научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья» (05-12 октября 2007 г., Италия, о. Сицилия, - М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2007. с. 41-44.
10. А.И. Дьяченко, Е.Б. Сытник, Ю.А. Шулагин, Л.А. Лысенко, И.А. Смирнов, Б.Н. Павлов. Влияние малой добавки аргона в дыхательную газовую смесь на механику дыхания // II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика – 2005», 21-24 июня 2005 г., сборник материалов, Москва, 2005, с. 343-344.
11. Сытник Е.Б., Гусева Е.А., Дьяченко А.И., Шулагин Ю.А., Тугушева М.П., Влияние дыхания подогретыми газовыми смесями на механический импеданс дыхательного тракта человека // 3-я Троицкая конференция «медицинская физика и инновации в медицине» 2008 г., Альманах клинической медицины, том 17, 2 часть, с. 139-142.

Подписано в печать 10.02.2009 г.
Печать трафаретная
Заказ № 1450
Тираж: 100 экз.
Типография «11-й ФОРМАТ»
ИНН 7726330900
115230, Москва, Варшавское ш., 36
(499) 788-78-56
www.autoreferat.ru