

УДК 531/534: [57+61]

## **ИЗМЕНЕНИЕ ДЫХАТЕЛЬНОГО ИМПЕДАНСА В УСЛОВИЯХ ВОДНОЙ ИММЕРСИИ**

**А.И. Дьяченко<sup>1,2</sup>, Е.Б. Мехедова<sup>1,3</sup>, Ю.А. Шулагин<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Государственный научный центр Российской Федерации Институт медико-биологических проблем Российской академии наук, Россия, 123007, Москва, Хорошевское шоссе, 76а, e-mail: alexander-dyachenko@yandex.ru

<sup>2</sup> Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук, Россия, 119991, Москва, ул. Вавилова, 38

<sup>3</sup> Московский физико-технический институт (государственный университет), Россия, 141700, Московская обл., Долгопрудный, Институтский пер., 9г

**Аннотация.** Экспериментально исследовали влияние водной иммерсии на дыхательный импеданс и структуру общей емкости легких у здоровых людей в условиях водной иммерсии. У 13 здоровых испытуемых-добровольцев до и после погружения в ванну измерили механический импеданс дыхательного тракта и легочные объемы. Установили, что действительная часть импеданса системы дыхания увеличивается при водной иммерсии, в то время как легочные объемы уменьшаются. Теоретический анализ влияния объема легких на осцилляторное сопротивление дыхательного тракта показал, что рост осцилляторного сопротивления при водной иммерсии в основном вызван уменьшением размеров дыхательных путей, связанным с уменьшением размера легких.

**Ключевые слова:** водная иммерсия, дыхательный импеданс, осцилляторное сопротивление дыхательного тракта, инерционность, упругость, легочные объемы.

### **ВВЕДЕНИЕ**

Иммерсия – это известный способ экспериментального моделирования действия невесомости на человека в условиях земной силы тяжести. При погружении тела человека в ванну с водой в его организме происходит перераспределение жидкости, ликвидируется опора и уменьшается влияние веса тела.

Реакции системы дыхания на иммерсию в термонейтральной среде есть прямой результат влияния большей плотности воды (по сравнению с воздухом) и гидростатического давления, действующего на погруженное тело. Давление воды на поверхность грудной клетки и брюшной стенки приводит к смещению их границ, уменьшению объема легких, смещению рабочей точки на кривой «объем–давление» дыхательного аппарата. Изменяется давление крови в легочных артериях и венах. Как следствие, изменяются региональные распределения кровотока, вентиляции, газообмена, размер альвеол, внутриплевральное давление и другие физиологические характеристики, а также механика дыхания. Аналогичные существенные физиологические изменения в респираторной системе человека происходят в космосе в условиях реальной невесомости [1, 4].

Известно, что при переходе в состояние иммерсии перераспределение крови приводит к увеличению общего объема крови в грудной клетке на 0,7 л [14].

Динамическая растяжимость легких уменьшается на 30–50%, что связывают с влиянием возрастающего сопротивления воздухоносных путей [17]. Увеличение гидростатического давления на брюшную и грудную стенку приводит к увеличению работы дыхания на 65%. Жизненная емкость легких уменьшается в среднем на 6%, резервный объем выдоха уменьшается в среднем на 66%, в результате этого уменьшается функциональная остаточная емкость легких [10, 11, 12].

Исследования форсированного выдоха в условиях водной иммерсии показали, что в системе дыхания происходят значительные изменения [1]. Однако более тонкие исследования механики дыхания в этих условиях не проводились. К таким методам можно отнести методы осцилляторной механики дыхания, в первую очередь измерение механического импеданса дыхательного тракта [2, 6, 7, 8, 9]. Действительная часть импеданса равна сопротивлению всего дыхательного тракта на данной частоте осцилляций, включающему сопротивление дыхательных путей, а также тканей легких и грудной стенки. Мнимая часть импеданса характеризует растяжимость и инерционность дыхательного тракта. Дыхательный импеданс в условиях водной иммерсии изучался лишь на малой группе, состоящей из трех человек [8], где было обнаружено увеличение действительной части импеданса. Остальные изменения были недостоверны из-за малости выборки и большого разброса данных. Исходя из указанных выше данных о перераспределении объемов крови и уменьшении объема легких, можно предположить, что водная иммерсия может также изменить мнимую часть импеданса, величины осцилляторной упругости и инерционности. Важно также определить, насколько изменение объема легких может быть причиной изменения дыхательного импеданса.

Таким образом, основной целью наших исследований было изучение изменений дыхательного импеданса и легочных объемов у здоровых людей в условиях водной иммерсии, а также теоретический анализ связи изменений дыхательного импеданса с изменениями объема легких.

## МЕТОДИКА

В исследованиях участвовали 13 здоровых испытуемых-добровольцев в возрасте от 20 до 50 лет. Исследования проводили с соблюдением биоэтических правил. Программа исследований была одобрена комиссией по биоэтике Государственного научного центра Российской Федерации Института медико-биологических проблем РАН. Исследование каждого испытуемого проходило в один день. Сначала у него проводили контрольное исследование в положении «сидя» в воздушной среде (далее – «на воздухе»). Затем в течение одного часа проводили исследование при водной иммерсии. Испытуемый сидел в ванне, наполненной водой до уровня ключицы, в положении тела «полулежа» (рис. 1). Расстояние между вертикальной стенкой ванны, на которую опирались плечи и голова испытуемого, и зоной опоры таза на днище ванны составляло от 30 до 40 см. Испытуемый дышал атмосферным воздухом.

На воздухе и при водной иммерсии определяли импеданс системы дыхания и структуру легочных объемов.

Входной импеданс системы дыхания определяли на частотах от 6 до 24 Гц с шагом 2 Гц методом вынужденных колебаний с помощью разработанного и изготовленного авторами прибора.

Измерение входного механического импеданса методом вынужденных колебаний состоит в приложении малых колебаний давления на входе к системе дыхания и изучении амплитудного и фазового соотношения между потоком и давлением на том же входе [5]. Человек в ходе измерений дышит через загубник, подсоединенный к установке, предназначенной для измерения импеданса. Установка

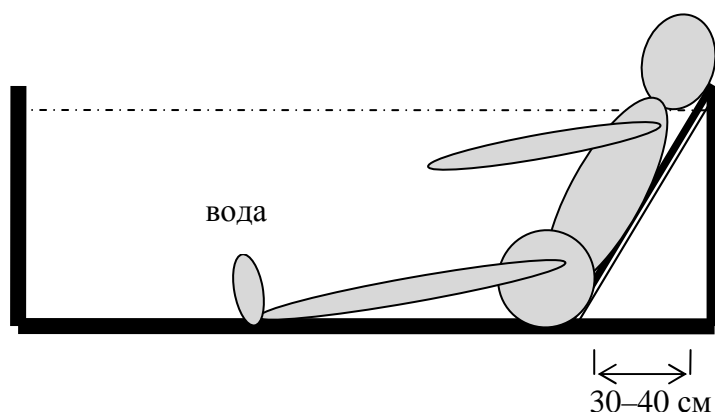


Рис. 1. Положение испытуемого во время проведения эксперимента

включает: 1) систему трубок, 2) динамик, на который подается сигнал от генератора, содержащий широкий спектр частот, 3) трубку сетчатого пневмотахометра типа Лилли, 4) два датчика дифференциального давления (РК 8772 4, *Honeywell*, США). Один датчик давления измерял колебания ротового давления, другой датчик вместе с трубкой Лилли измерял колебания потока воздуха в загубнике. В ходе измерений испытуемые зажимали нос и щеки. Регистрация и анализ сигналов проводились с помощью аналого-цифрового преобразователя (АЦП) Е14-140 производства компании «Л-Кард» (Россия) и программы, написанной в среде *LabVIEW*. В программе регистрировали сигналы потока и давления с частотой опроса АЦП 50 кГц для каждого канала. Далее строили спектры этих сигналов, используя быстрое преобразование Фурье. Затем вычисляли отношение амплитуды спектра давления к амплитуде спектра потока и разность фаз на заданных частотах. В конечном счете получали значения действительной  $Re Z$  и мнимой  $Im Z$  частей дыхательного импеданса  $Z$  человека. Для каждого человека и каждого условия такие измерения проводили три раза, затем усредняли  $Re Z$  и  $Im Z$  по трем измерениям. Для последующей статистической обработки использовали эти индивидуальные средние величины. Анализ данных показал, что изменение последовательности вычислений и усреднений мало влияет на конечные результаты, что обусловлено не очень большим разбросом первичных результатов измерений. По найденным величинам импеданса вычисляли следующие параметры трехэлементной модели осцилляторной механики дыхания с последовательным соединением компонентов: сопротивление  $R$ , инерционность  $I$ , упругость (эластанс)  $E$  и растяжимость  $C = I/E$ .

Структуру легочных объемов изучали методом разведения гелия с помощью прибора «*Master Screen*» фирмы *VIASYS*. Сначала испытуемые в положении сидя выполняли стандартные дыхательные маневры для измерения структуры жизненной емкости, где определялись: объем вдоха во время теста (Евд), резервный объем выдоха (РОВд), жизненная емкость легких на вдохе (ЖЕЛвд) и жизненная емкость легких на выдохе (ЖЕЛвыд). Затем они проводили маневр для определения легочных объемов при вдохе газовой смеси со стандартной концентрацией гелия (9%), что позволяло определить общую емкость легких (ОЕЛ), остаточный объем легких (ООЛ) и альвеолярный объем (АО). Эти же дыхательные маневры для измерения легочных объемов выполнялись при водной иммерсии.

Статистическую обработку данных провели при помощи программы *StatSoft Statistika*, используя непараметрический критерий Уилкоксона (находили вероятность  $p$  того, что измеренные величины принадлежат одной и той же генеральной совокупности). Изменения считали достоверными, если  $p < 0,05$ .

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 2 и 3 представлены зависимости от частоты действительной и мнимой частей импеданса, измеренных на воздухе и при водной иммерсии.

На всех частотах действительная и мнимая части импеданса системы дыхания, измеренные на воздухе, достоверно отличаются от величин, измеренных при водной иммерсии ( $p < 0,05$ ). Из графиков видно, что действительная часть импеданса при водной иммерсии больше, а мнимая часть импеданса меньше, чем на воздухе.

В табл. 1 представлены средние по группе значения и стандартные отклонения сопротивления  $R$ , инерционности  $I$ , растяжимости  $C$  и среднего по частотам модуля импеданса  $|Z|$  в воздухе и водной иммерсии. В табл. 2 представлены средние по группе

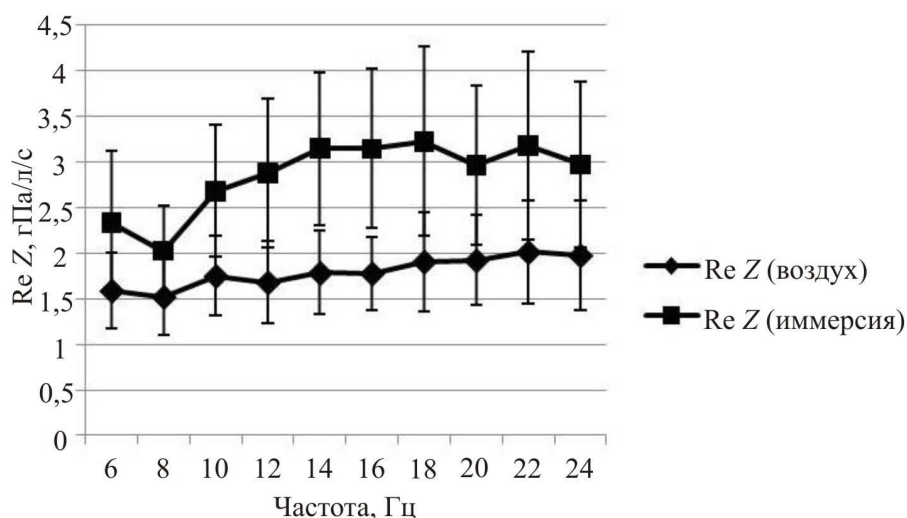


Рис. 2. Зависимость действительной части импеданса  $Re Z$ , усредненной по всем испытуемым, от частоты на воздухе и при водной иммерсии. В качестве ошибки указано стандартное отклонение. Достоверность отличий величин, измеренных на воздухе и при иммерсии, составляет  $p < 0,05$  для всех частот. По оси абсцисс – частота осцилляций

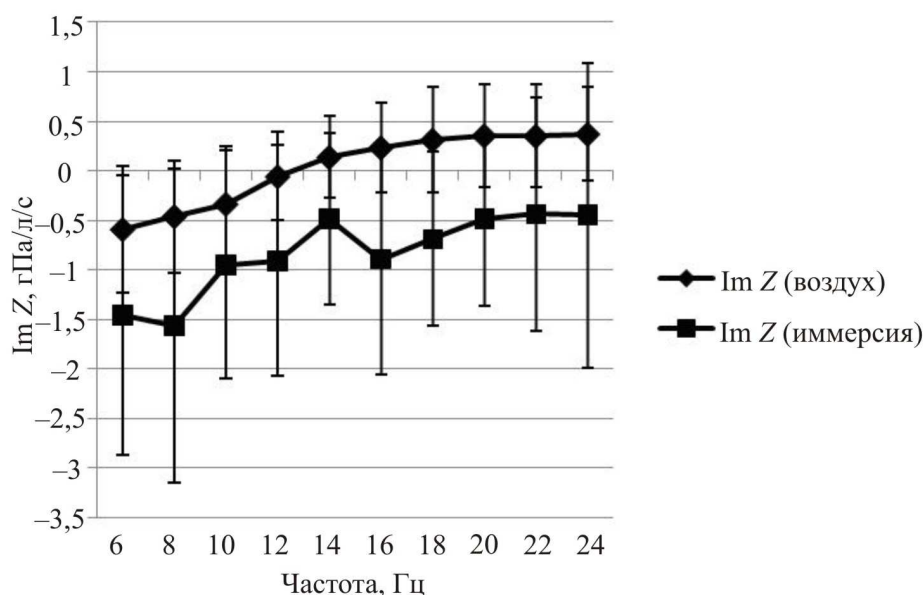


Рис. 3. Зависимость мнимой части импеданса  $Im Z$ , усредненной по всем испытуемым, от частоты на воздухе и при водной иммерсии. В качестве ошибки указано стандартное отклонение. Достоверность отличий величин, измеренных на воздухе и при иммерсии, составляет  $p < 0,05$  для всех частот. По оси абсцисс – частота осцилляций

Таблица 1

Средние по группе значения сопротивления ( $R$ ), инерционности ( $I$ ), растяжимости ( $C$ ) и среднего по частоте модуля импеданса ( $|Z|$ ) дыхательного тракта на воздухе и при водной иммерсии

Параметр	Воздух	Иммерсия	$p^*$	Изменение, %
$R$ , гПа/л/с	$1,81 \pm 0,38$	$2,98 \pm 0,68$	0,001	64,7
$C$ , л/гПа	$0,074 \pm 0,071$	$0,05 \pm 0,076$	0,007	-32,4
$I$ , гПа/л/с <sup>2</sup>	$0,0049 \pm 0,0026$	$0,0033 \pm 0,0016$	0,017	-32,7
$ Z $ , гПа/л/с	$2,12 \pm 0,51$	$3,65 \pm 0,93$	0,017	71,4

\*  $p$  – уровень значимости отличий по критерию Уилкоксона.

Таблица 2

Средние по группе значения легочных объемов на воздухе и при водной иммерсии

Параметр**, л	Воздух	Иммерсия	$p^*$	Изменение, %
ООЛ	$1,47 \pm 0,34$	$1,40 \pm 0,25$	0,72	-4,56
ОЕЛ	$6,49 \pm 0,54$	$6,22 \pm 0,49$	0,003	-4,20
АО	$6,32 \pm 0,53$	$6,04 \pm 0,47$	0,003	-4,41
Евд	$5,02 \pm 0,52$	$4,80 \pm 0,39$	0,028	-4,46
РОВыд	$2,01 \pm 0,52$	$1,063 \pm 0,45$	0,001	-47,1
ЖЕЛвд	$5,30 \pm 0,49$	$5,01 \pm 0,46$	0,014	-5,43
ЖЕЛвыд	$5,53 \pm 0,60$	$5,14 \pm 0,52$	0,002	-7,04
ФОЕ	$3,48 \pm 0,60$	$2,44 \pm 0,55$	0,002	-30,0

\*  $p$  – уровень значимости отличий по непараметрическому критерию Уилкоксона.

\*\* ООЛ – остаточный объем легких; ОЕЛ – общая емкость легких; АО – альвеолярный объем; Евд – емкость вдоха; РОВыд – резервный объем выдоха; ЖЕЛвд – жизненная емкость легких на вдохе; ЖЕЛвыд – жизненная емкость легких на выдохе; ФОЕ – функциональная остаточная емкость легких, равная сумме РОВыд и ООЛ.

значения и стандартные отклонения легочных объемов. В табл. 1 и 2 в колонке « $p$ » указана вероятность отсутствия отличий параметров на воздухе и при водной иммерсии по критерию Уилкоксона.

Из табл. 1 видно, что при водной иммерсии осцилляторное сопротивление дыхательного тракта примерно на 64% больше, чем в контрольной серии (дыхание на воздухе), и это изменение достоверно. Увеличенное сопротивление дыханию в условиях иммерсии может быть связано с уменьшением функциональной остаточной емкости легких и увеличением объема жидкости (в основном – крови) в грудной клетке. При этом осцилляторные инерционность и растяжимость дыхательного тракта достоверно уменьшаются примерно на 32%. Это хорошо согласуется с результатами работы [17], в которой показано, что при водной иммерсии статическая и динамическая растяжимость легких уменьшается на 30–50%, а сопротивление легких потоку газа увеличивается на 30–58%. Ранее в работе [8] с помощью другого варианта метода вынужденных колебаний, другого прибора в другом диапазоне частот на группе, состоящей из трех испытуемых, нашли увеличение осцилляторного сопротивления от 2,65 гПа/л/с до 4,12 гПа/л/с, т.е. близкий относительный рост.

Из табл. 2 видно, что есть небольшие, но достоверные снижения ОЕЛ на 4%, АО на 4%, ЖЕЛ на вдохе на 5%, ЖЕЛ на выдохе на 7%. РОВыд достоверно уменьшился на 47%, в то время как ООЛ остался прежним. Величина функциональной остаточной

емкости (ФОЕ), равная сумме РОвд и ООЛ, при водной иммерсии уменьшилась примерно на 1 л (30%). В работе [10] обнаружено немного большее снижение РОвд и ФОЕ, что может быть связано с более высоким уровнем воды (до шеи в работе [10] и до ключицы в данной работе), а также с более вертикальным положением тела в ванной, использованным в работе [10]. В указанной работе измерили сопротивление воздухоносных путей методом прерывания потока. Обнаружили увеличение этого сопротивления в водной иммерсии на 58%. Измеренное авторами осцилляторное сопротивление включает не только сопротивление воздухоносных путей, но и вязкостное сопротивление тканей, что может объяснить немного более значительный рост осцилляторного сопротивления.

Известно, что основной причиной уменьшения ФОЕ является увеличение давления внешней среды на брюшную стенку [10–12]. Из-за перераспределения объема крови у человека при водной иммерсии увеличивается объем крови в грудной клетке, за счет этого также уменьшаются легочные объемы [11]. Уменьшение ФОЕ считают основной причиной роста сопротивления воздухоносных путей при водной иммерсии [10].

Авторы предполагают, что снижение ФОЕ и рост кровенаполнения легких являются основными причинами увеличения осцилляторного сопротивления и уменьшения осцилляторной растяжимости системы дыхания. Для уточнения механизмов действия водной иммерсии на систему дыхания человека авторы ниже оценили влияние изменения размеров дыхательных путей на осцилляторное сопротивление дыхательного тракта на основе известных гидродинамических зависимостей.

Для оценки осцилляторного сопротивления центральных дыхательных путей авторы использовали морфометрическую модель симметричного дихотомического ветвления дыхательных путей человека [3]. Без учета входных эффектов действительная часть импеданса (т.е. сопротивление трубки (bronха) на данной частоте осцилляторного потока) может быть вычислена как сумма пуазейлевского сопротивления постоянному потоку и добавки, связанной только с осцилляторным потоком [15]. Считаем, что скорость потока в бронхах одного поколения одинакова. Тогда сопротивление  $R(n)$  всех бронхов поколения  $n$  можно найти из соотношения

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

где  $\alpha = r \sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$  – число Уомерсли,  $l$  – длина дыхательных путей,  $r$  – радиус дыхательных путей,  $\mu$  – динамическая вязкость воздуха,  $\nu$  – кинематическая вязкость воздуха,  $\omega = 2\pi f$ , где  $f$  – частота колебаний потока,  $n$  – номер поколения дыхательных путей в модели легких человека [3].

Значительный вклад в сопротивление дыхательного тракта вносят входные эффекты, т.е. возмущения потока, возникающие в крупных бронхах в местах ветвления. Эксперименты со стационарным потоком в моделях бронхиального дерева человека дали оценку дополнительного сопротивления в зоне ветвления к пуазейлевскому сопротивлению  $z = 0,33 \cdot (\text{Re})^{1/2} - 1$  [15], где  $\text{Re}$  – число Рейнольдса. Используя эти данные, можно получить полное сопротивление дыхательных путей поколения  $n$ , включающее сопротивление зоны ветвления:

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

Далее находим полное сопротивление  $R$  дыхательного тракта для каждой рассмотренной частоты осцилляций как сумму сопротивлений дыхательных путей с

номераи поколений от 0 (трахея) до 19 (дыхательные бронхиолы). С ростом частоты от 6 до 24 Гц это сопротивление увеличивается от 1,023 до 1,065 гПа/л/с. Данные величины можно принять как оценки сопротивления в воздушной среде  $R_{\text{воздух}}$  по морфометрической модели. Заметим, что вклад сопротивления стационарному потоку с учетом дополнительного сопротивления в зоне ветвления намного больше, чем вклад осцилляторной добавки.

В соответствии с [13] авторы предположили, что при изменении объема легких длины и диаметры воздухоносных путей изменяются пропорционально суммарному объему воздуха и ткани легких в степени 1/3. Используя измеренные авторами величины ФОЕ и параметры модели Вейбеля в качестве исходных значений радиусов и длин, рассчитали размеры дыхательных путей при водной иммерсии. Аналогично тому, как были подсчитаны сопротивления дыхательного тракта в воздухе для исходных значений размеров дыхательных путей, было вычислено сопротивление  $R_{\text{иммерсия}}$  для рассчитанных размеров дыхательных путей при водной иммерсии.

Таким образом, можно оценить ожидаемые по морфометрической модели относительные изменения сопротивления  $\frac{\Delta R}{R} = \frac{R_{\text{иммерсия}} - R_{\text{воздух}}}{R_{\text{воздух}}}$ , исходя из изменения

ФОЕ. Для используемого диапазона частот от 6 до 24 Гц оценки  $\Delta R/R$  находятся в диапазоне 0,50–0,52. Возможные ошибки (стандартные отклонения) данных модельных оценок можно найти как  $\sigma_{\phi}^2 = (\phi'_x(x))^2 \sigma_x^2$ , где  $\phi(x)$  – функция (в данном случае –  $\Delta R/R$ ), зависящая от переменной  $x$  (в данном случае – ФОЕ),  $\phi'_x(x)$  – производная функции  $\phi(x)$  по переменной  $x$ ,  $\sigma_{\phi}$  – стандартное отклонение  $\phi(x)$ ,  $\sigma_x$  – стандартное отклонение  $x$ . Стандартные отклонения  $\Delta R/R$  находятся в диапазоне 0,23–0,24.

Далее сравнивались оценки и экспериментальные значения  $\Delta R/R$  (рис. 4). Представленные величины  $\Delta R/R$  вычислены двумя разными способами: как средние по группе от индивидуальных  $\Delta R/R$  (кривая 3) и как отношение средних по группе ( $R_{\text{иммерсия}} - R_{\text{воздух}}$ ) и  $R_{\text{воздух}}$  (кривая 2). Кривую 2 (см. рис. 4) нетрудно получить из

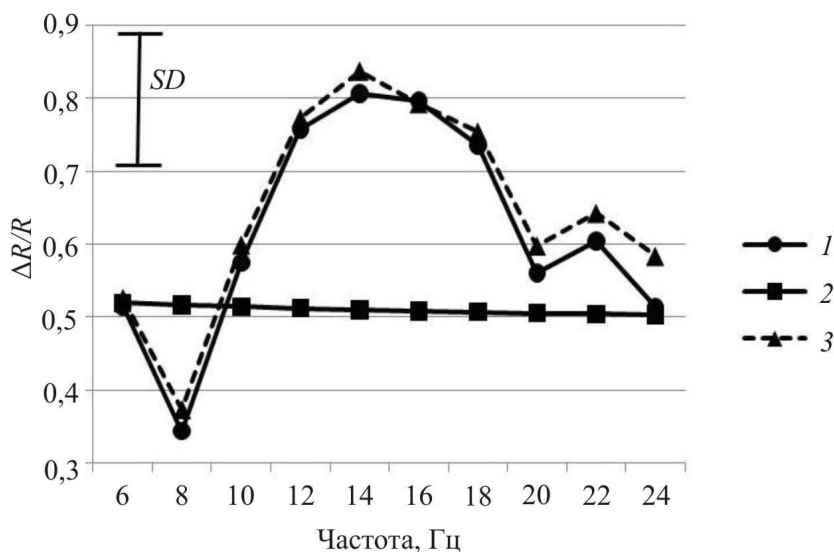


Рис. 4. Зависимость относительного изменения сопротивления  $\Delta R/R$  от частоты. В левой верхней части рисунка указано типичное стандартное отклонение  $SD$  для расчетных и экспериментальных значений  $\Delta R/R$ . Цифрами обозначены кривые: 1 – экспериментальные величины  $\Delta R/R$ , вычисленные по средним по группе значениям  $Re Z$ ; 2 – оценка  $\Delta R/R$  по морфометрической модели; 3 – экспериментальные величины  $\Delta R/R$ , средние по группе от индивидуальных величин  $\Delta R/R$ , вычисленных по средним индивидуальным значениям  $Re Z$ . По оси абсцисс – частота осцилляций

данных рис. 2. Различия между кривыми 2 и 3 характеризуют влияние последовательности анализа данных на результат. Видно, что результат практически не изменяется при изменении последовательности вычислений и усреднений.

Из рис. 4 видно, что на частотах от 6 до 10 Гц и от 20 до 24 Гц оценка (кривая 2) и экспериментальные значения  $\Delta R/R$  (кривые 1 и 3) близки и составляют около 0,4–0,6. На частотах 12–18 Гц экспериментальные значения  $\Delta R/R$  больше оценочных, хотя стандартные отклонения сильно перекрываются и значимых отличий между оценочными и экспериментальными величинами нет.

Могут быть различные причины расхождения экспериментальных данных и модельной оценки авторов. Во-первых, размеры дыхательных путей у испытуемых могут отличаться от размеров модели [3]. Во-вторых, в настоящей статье оценка основана на предположении о жестких стенках бронхов, что является сильным упрощением. Как показано в работе [7], величина импеданса сильно зависит от упругости, инерционности и вязкости бронхиальных стенок. Указанные параметры бронхиальных стенок влияют на зависимость импеданса от частоты и, соответственно, расхождение между экспериментальными данными и проведенной здесь упрощенной оценкой зависят от частоты. В-третьих, осцилляторное сопротивление дыхательного тракта включает не только сопротивление дыхательных путей, но и частотнозависимое сопротивление тканей легких и грудной клетки. Это подтверждается сравнением расчетных (около 1 гПа/л/с) и измеренных (от 1,5 до 2 гПа/л/с) величин осцилляторного сопротивления на воздухе. И, наконец, кроме уменьшения ФОЕ могут быть и другие факторы, влияющие на изменения импеданса.

Тем не менее качественное совпадение экспериментальных и расчетных величин  $\Delta R/R$  для всего рассматриваемого диапазона частот, а также количественное соответствие для большей части этого диапазона позволяют предположить, что уменьшение размеров дыхательных путей, связанное с уменьшением ФОЕ, является одной из основных причин роста осцилляторного сопротивления при водной иммерсии. Ранее проведенный анализ возможных причин изменения дыхательного импеданса человека при переходе из вертикального положения в горизонтальное также показал, что уменьшение ФОЕ является одной из основных причин роста осцилляторного сопротивления [7].

## Выводы

1. При дыхании в условиях водной иммерсии сопротивление дыхательного тракта человека увеличивается на 64%, а инерционность и растяжимость дыхательного тракта уменьшается на 32%.

2. Пребывание человека в условиях водной иммерсии снижает легочные объемы дыхательного тракта: резервного объема выдоха на 47%, общей емкости легких на 4%, альвеолярного объема на 4 %, жизненной емкости легких на вдохе на 5% и на выдохе – на 7%. Величина функциональной остаточной емкости, равная сумме резервного объема выдоха и остаточного объема легких, при водной иммерсии уменьшается примерно на 1 л (30%).

3. Оценка осцилляторного сопротивления дыхательного тракта по морфометрической модели показывает, что уменьшение размеров дыхательных путей, связанное с уменьшением размера легких, является одной из основных причин роста осцилляторного сопротивления в условиях водной иммерсии.

## Благодарности

Авторы благодарят А.В. Суворова, А.В. Демина и В.И. Колесникова за методическую помощь при проведении экспериментальных исследований в условиях водной иммерсии. Работа частично поддержана грантом НШ – 1792.2008.1.



## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Асямолова Н.М., Баранов В.М., Волков М.Ю., Котов А.Н., Шабельников В.Г. Показатели форсированного выдоха у здорового человека в условиях моделированной невесомости // *Косм. биол.* – 1985. – № 6. – С. 34–27.
2. Баранов В.М., Дьяченко А.И. Информативность метода вынужденных колебаний в исследованиях механики дыхания // *Успехи физиол. наук.* – 1991. – Т. 22, № 3. – С. 25–40.
3. Вейбель А.Р. Морфометрия легких человека: пер. с англ. – М.: Медицина, 1970. – 175 с.
4. Генин А.М., Дьяченко А.И. Дыхание при измененной гравитации // *Физиология дыхания: (Основы современной физиологии)* / ред. И.С. Бреслав, Г.Г. Исаев. – СПб: Наука, 1994. – С. 654–665.
5. Дворецкий Д.П. Вентиляция, кровообращение и газообмен в легких // *Физиология дыхания* / ред. И.С. Бреслав, Г.Г. Исаев. – СПб: Наука, 1994. – С. 197–257.
6. Дьяченко А.И. Механические колебания легких: Математические модели // *Механика легких, дыхания и речеобразования. Современные проблемы биомеханики.* – Вып. 8. – М.: Наука, 1991. – С. 34–52.
7. Дьяченко А.И. Теоретический анализ влияния размеров и механических свойств воздухоносных путей человека на дыхательный импеданс // *Физиология человека.* – 1998. – Т. 24, № 5. – С. 5–10.
8. Дьяченко А.И., Баранов В.М., Дорофеев Ю.Г., Кениг И., Накке Г. Влияние моделированной невесомости на осцилляторную механику дыхания // *Авиакосм. и эколог. мед.* – 1994. – № 5. – С. 16–20.
9. Зильбер Н.А. Осцилляторная механика дыхания // *Современные проблемы клинической физиологии дыхания: сб.* – Л., 1987. – С. 34–44.
10. Craig A.B., Dvorak M. Expiratory reserve volume and vital capacity of the lungs during immersion in water // *J. Appl. Physiol.* – 1975. – Vol. 38. – P. 5–9.
11. Dahlback G.O., Jonsson E., Liner M.H. Influence of hydrostatic compression of the chest and intrathoracic blood pooling on static lung mechanics during head-out immersion // *Undersea Biomed. Res.* – 1978. – Vol. 5. – P. 71–85.
12. Jarrett A.S. Effect of immersion on intrapulmonary pressure. // *J. Appl. Physiol.* – 1965. – Vol. 20. – P. 1261–1266.
13. Hoppin F.G., Hughes J.M.B., Mead J. Axial forces in the bronchial tree // *J. Appl. Physiol.* – 1977. – Vol. 42. – P. 773–781.
14. Mekjavic I.B., Bligh J. The increased oxygen uptake upon immersion. The raised external pressure could be a causative factor // *Eur. J. Appl. Physiol.* – 1989. – Vol. 58, No. 5. – P. 556–562.
15. Pedley T.J., Schroter R.C., Sudlow M.F. Energy losses and pressure drop in models of human airways // *Respir. Physiol.* – 1970. – Vol. 9, No. 3. – P. 371–386.
16. Peslin R., Fredberg J.J. Oscillation mechanics of the respiratory system. In: *Handbook of Physiology. The Respiratory System. Mechanics of Breathing.* Bethesda, MD: Am. Phys. Soc., 1986, Sect. 3, Vol. 3, Part 1, Chapt. 11. – P. 145–177.
17. Taylor N.A., Morrison J.B. Static and dynamic pulmonary compliance during upright immersion // *Acta Physiol. Scand.* – 1993. – Vol. 149, No. 4. – P. 413–417.

## RESPIRATORY IMPEDANCE CHANGES IN WATER IMMERSION

A.I. Dyachenko, E.B. Mekhedova, Yu.A. Shulagin (Moscow, Russia)

Respiratory impedance and the structure of the overall lung capacity were measured before and after water immersion in 13 normal subjects. Resistance (real part of impedance) of the respiratory system increased in water immersion, while lung volumes were reduced. Morphometric model estimation of oscillation respiratory resistance proves that airway dimensions reduction, associated with a lung size decrease, is one of the main reasons of human oscillation respiratory resistance increase in water immersion.

**Key words:** water immersion, respiratory impedance, oscillatory resistance of the respiratory system, inertness, compliance, lung volumes.

*Получено 20 января 2010*