

УДК 612.2

ИССЛЕДОВАНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ ОБЪЕМА ЛЕГКИХ ВСЛЕДСТВИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ ВЫСОКОИНТЕНСИВНЫХ АКУСТИЧЕСКИХ КОЛЕБАНИЙ НА РЕЗОНАНСНОЙ ЧАСТОТЕ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

© 2023 г. С.П. Драган*, В.И. Кезик*, А.В. Богомолов*, С.В. Дроздов*

Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна ФМБА России, ул. Маршала Новикова, 23, Москва, 123098, Россия

*E-mail: s.p.dragan@rambler.ru

Поступила в редакцию 04.10.2022 г.

После доработки 04.10.2022 г.

Принята к публикации 25.10.2022 г.

Экспериментально определена зависимость увеличения объема легких лабораторных животных от уровня высокоинтенсивного низкочастотного звука на резонансной частоте их дыхательной системы. Эксперименты проведены на 16 кроликах. Измерение резонансной частоты дыхательной системы осуществляли в диапазоне частот от 5 до 100 Гц с шагом 3 Гц с применением модифицированной двухмикрофонной техники. Определив резонансную частоту, в легкие подавали тональный сигнал на этой частоте с регулируемой амплитудой звука от 120 до 138 дБ. Результаты измерений свидетельствуют, что резонансные частоты дыхательной системы кроликов снизились в среднем на 13%, что соответствует увеличению объема легких на 33% за счет открытия резервных альвеол. Зарегистрированное явление повышения объема легких при воздействии стимулирующего высокоинтенсивного звукового сигнала на резонансной частоте может быть использовано для повышения эффективности биоакустической стимуляции легких человека в интересах увеличения объема дыхательной системы.

Ключевые слова: объем легких, импеданс дыхательной системы, двухмикрофонный метод, резонансные частоты дыхательной системы, биоакустическая стимуляция дыхательной системы.

DOI: 10.31857/S0006302923010143, EDN: OAXIKR

Развитие спорта высоких достижений требует совершенствования методов повышения функциональных резервов организма. При этом важную роль для обеспечения физической работоспособности имеет функция дыхания [1]. Повышение функциональных резервов дыхательной системы осуществляется путем улучшения легочной вентиляции и газообмена в легких [2–4]. В восстановительной медицине аналогичные задачи решаются при проведении реабилитационных мероприятий, направленных на устранение нарушений легочной вентиляции и газообмена в легких пациентов [1, 5].

Повышение функциональных резервов организма с помощью немедикаментозных методов и средств, основанных на физических явлениях, является приоритетным направлением развития профилактической медицины.

В настоящее время в спортивной и восстановительной медицине активно используется технология биоакустической стимуляции дыхатель-

ной системы. Технология основана на взаимодействии высокоинтенсивной низкочастотной звуковой волны с дыхательной системой человека на резонансной частоте этой системы [6, 7]. За счет резонансных явлений высокоинтенсивный звук через воздухоносные пути проходит к альвеолам с минимальными потерями энергии [8, 9]. Звуковое давление высокой интенсивности вызывает раскрытие резервных альвеол, а физический массаж приводит к уменьшению тонуса гладких мышц дыхательных бронхиол и, как следствие, к увеличению их поперечного сечения. Раскрытие резервных альвеол и увеличение поперечного сечения дыхательных бронхиол увеличивает жизненную емкость легких и улучшает газообмен [10, 11]. Это, соответственно, приводит к повышению функциональных резервов дыхательной системы человека [8, 12]. В настоящее время аппаратно-программный комплекс биоакустической стимуляции дыхательной системы прошел технические, токсикологические и клинические испытания в целях государственной регистрации как медицинское изделие.

Сокращение: УЗД – уровень звукового давления.

В результате пятидневного курса биоакустической стимуляции дыхательной системы (ежедневный сеанс включал три стимуляции длительностью по три минуты, с перерывами между ними в одну минуту) у 98.3% спортсменов зарегистрировано увеличение жизненной емкости легких на 5–15%. В процессе стимуляции в дыхательную систему подавался высокоинтенсивный низкочастотный сигнал с уровнем звукового давления (УЗД) до 130 дБ и частотой, изменяющейся от 22 до 36 Гц. Фазы вдоха-выдоха синхронизировали с изменением частоты: при увеличении частоты спортсмен делал выдох, а при снижении частоты – вдох. Для синхронизации ритма дыхания со сканированием частоты была использована световая индикация – ритм дыхания подбирался индивидуально для каждого спортсмена и, как правило, составлял две-три секунды. Диапазон частот (от 22 до 36 Гц) был определен по результатам измерений резонансных частот дыхательной системы более чем у ста спортсменов [1].

Однако вопрос о влиянии уровня звукового давления на эффективность биоакустической стимуляции остается неисследованным. В этой связи проведен цикл экспериментальных исследований по определению зависимости увеличения объема легких лабораторных животных от уровня высокоинтенсивного низкочастотного звука на резонансной частоте дыхательной системы. Для определения искомой зависимости необходимо точно определять резонансные частоты дыхательной системы. Одним из современных методов, который используется в клинической практике наблюдения за динамикой восстановительных процессов в дыхательной системе человека, является метод форсированных осцилляций или более поздняя его модификация – импульсная осциллометрия [13, 14]. В базовом варианте импульсной осциллометрии осуществляется измерение импедансных характеристик и определение резонансных частот дыхательной системы в диапазоне от 5 до 35 Гц. Существуют методики, охватывающие более высокие частоты – до 300 и даже до 800 Гц [15–17]. В работе [18] авторы используют стандартный двухмикрофонный метод измерения импедансных характеристик дыхательного тракта. Однако применение этого метода для исследования резонансных частот дыхательного тракта весьма проблематично. Вызвано это тем обстоятельством, что в стандартном двухмикрофонном методе нижняя граница частотного диапазона находится выше 50 Гц, а основной резонанс дыхательного тракта существенно ниже и составляет менее 35 Гц. В этой связи и был применен модифицированный метод двух микрофонов, позволяющий осуществлять измерения в заданном частотном диапазоне [19].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Измерение резонансных частот дыхательного тракта осуществляли на декапитированных кроликах при подсоединении трахеи к измерительному комплексу. Подготовку животного к измерениям проводили следующим образом. Сначала производилась неполная декапитация, при которой шейный отдел позвоночника с находящимся в нем спинным мозгом и магистральными сосудами пересекался на уровне третьего-четвертого позвонка с сохранением целостности трахеи. Животное умерщвляли. После этого обнажали трахею, и на нее, выше щитовидного хряща, накладывали зажим, чтобы предотвратить заброс крови в легкие. Далее голову полностью отделяли от туловища, трахею отделяли от пищевода, а щитовидный хрящ вместе с зажимом отсекали. Декапитированное животное укладывали на горизонтальную поверхность рядом с установкой так, чтобы соединить трахею без перекосов и натяжений с трубкой измерительной установки. После соединения трахеи с трубкой и обеспечения герметичности этого соединения запускали измерительный комплекс.

Всего использовано 16 кроликов породы «Советская шиншилла» массой 2.5–3.0 кг.

Измерения резонансных частот легких кроликов проведены модифицированным двухмикрофонным методом и осуществлены на специально созданном стенде. Легкие кролика, обладающие свойствами акустического резонатора, присоединяли трахеей к волноводу, представляющему собой трубу постоянного сечения [10]. На одной стороне волновода был установлен громкоговоритель, формирующий полигармонический сигнал, состоящий из тональных частот в заданном диапазоне с шагом 3 Гц [6]. С другой стороны волновод заканчивался торцевой стенкой, перпендикулярной оси волновода. В центре стенки имелось круглое отверстие со вставленной в него трубкой, на которую герметично надевали трахею животного.

Импедансные характеристики рассчитываются на основе результатов измерений звукового давления в двух сечениях волновода P_1 и P_2 и разности фаз φ_{12} между сигналами давления в этих точках. По этим данным для каждой частоты рассчитываются значения модуля и аргумента комплексного коэффициента отражения ($\bar{r} = r e^{i\theta}$) по следующим формулам [7, 9, 19]:

$$r = \frac{\sqrt{(N^2 - 1)^2 + 4N^2(\cos^2 kL + \cos^2 \varphi_{12}) - 4N(N^2 + 1)\cos \varphi_{12} \cdot \cos kL}}{N^2 + 1 - 2N \cos(kL + \varphi_{12})},$$

$$\theta = 2kl_2 + \arctg \left[\frac{2N \sin kL (N \cos kL - \cos \varphi_{12})}{N^2 - 1 - 2N \cos kL (N \cos kL - \cos \varphi_{12})} \right],$$

где r — модуль комплексного коэффициента отражения $\bar{r}$, θ — аргумент комплексного коэффициента отражения, k — волновое число, φ_{12} — разность фаз сигналов регистрируемых с двух микрофонов, L — расстояние между микрофонами, $N = P_1/P_2$ — отношение амплитуд давления, измеренных в двух точках волновода, l_2 — расстояние от первого микрофона до торцевой стенки волновода.

Коэффициент поглощения α вычисляли по формуле:

$$\alpha = 1 - r^2.$$

По величинам модуля коэффициента отражения (r) и его аргумента (θ) рассчитывали компоненты безразмерного удельного акустического импеданса легких кролика $Zl = Rl + iYl$ для каждой частоты по формулам [8, 19, 20]:

$$Rl = \frac{1 - r^2}{1 + r^2 - 2r \cdot \cos \theta},$$

$$Yl = \frac{2r \sin \theta}{1 + r^2 - 2r \cdot \cos \theta}.$$

Измерение компонентов импеданса на каждой тональной частоте проводили одновременно, что существенно уменьшает продолжительность процедуры исследования [7, 9].

Экспериментально определяют частотные зависимости коэффициента поглощения (α) и компоненты безразмерного удельного акустического импеданса (Rl и Yl) дыхательной системы. На резонансной частоте f_{00} коэффициент поглощения α дыхательной системы достигает максимального значения, а реактивная компонента импеданса (Yl) изменяется от отрицательных значений к положительным (график пересекает ось абсцисс). Эти свойства позволяют с высокой точностью определять резонансную частоту дыхательной системы в заданном диапазоне частот [7, 9]. Резонансная частота дыхательной системы характеризует емкость легких [8, 21, 22]. Уменьшение регистрируемой резонансной частоты свидетельствует об увеличении емкости легких, что характеризует эффективность биоакустической стимуляции [10, 23].

Первоначально измерения резонансной частоты легких кроликов проведены в частотном диапазоне от 5 до 100 Гц с шагом 3 Гц при суммарном уровне звукового давления тестового по-

лигармонического сигнала не выше 120 дБ. По результатам каждого измерения определены резонансные частоты f_{00} и компоненты безразмерного удельного акустического импеданса. Поскольку импедансометрия дыхательной системы животных проводится на частотах выбранного диапазона с заданным шагом, возникает необходимость в определении контролируемых параметров на частотах, находящихся между ближайшими частотами тестового полигармонического сигнала. Для этого используется вычислительный метод кубической сплайн-интерполяции [24]. Определение первоначальных значений резонансных частот дыхательной системы на полигармоническом тестовом сигнале производится методом сплайн-интерполяции. В результате измерений и расчетов получены значения резонансных частот f_{00} , при которых $Yl = 0$, а коэффициент поглощения принимает максимальное значение ($\alpha_{\max}$).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На первом этапе определяли резонансную частоту легких каждого кролика (f_{00}). УЗД полигармонического сигнала составлял менее 100 дБ на каждой гармонике. На рис. 1 в качестве примера приведены типичные графики $Yl(f)$, $Rl(f)$ и $\alpha(f)$ для одного из кроликов (№ 8 в табл. 1). Графики представлены вблизи резонансной частоты. Параметры дыхательной системы, вычисленные с помощью сплайн-интерполяции для этого кролика, имели следующие значения: $f_{00} = 28.1$ Гц, $D(f_{00}) = 0.26$ Гц⁻¹ (определение параметра D см. ниже), $\alpha(f_{00}) = 0.648$, $Rl(f_{00}) = 3.92$. При последующей процедуре исследования изменения объема легких в зависимости от амплитуды тонального сигнала его частота принималась равной ближайшему к f_{00} целому числу. Индивидуальная резонансная частота легких рассматриваемого кролика и соответствующая частота тонального стимулирующего сигнала принималась равной $f_0 = 28$ Гц.

Характер частотных зависимостей $Yl(f)$, $Rl(f)$ и $\alpha(f)$ у всех кроликов практически идентичен, различались лишь индивидуальные числовые показатели, определяемые для каждого кролика. Эти параметры приведены в табл. 1.

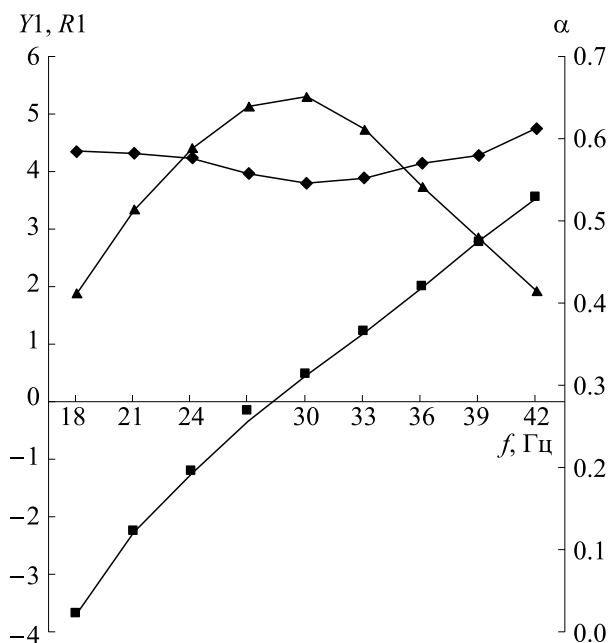


Рис. 1. Экспериментальные зависимости $Y1(f)$ (квадраты, левая ось ординат), $R1(f)$ (ромбы, левая ось ординат) и $\alpha(f)$ (треугольники, правая ось ординат), полученные для кролика № 8 на полигармоническом сигнале частоты f , Гц (ось абсцисс).

В таблице приведены статистические характеристики экспериментальной группы кроликов по каждому параметру. Разброс параметров (т.е. коэффициенты вариации) составил от 12.7% до 20.3%, что характерно для биологических объектов и свидетельствует о достоверной воспроизводимости результатов измерений.

Далее измерения проводили только на тональном сигнале с частотой, равной индивидуальной резонансной частоте легких исследуемого кролика (f_0). Время между измерениями на полигармоническом сигнале и измерениями на тональном сигнале резонансной частоты составляло не более 1 мин. Для обеспечения идентичности условий измерений на полигармоническом и тональном сигнале манипуляции с кроликом между измерениями не проводили.

Измерения с экспериментальными кроликами проведены на пяти УЗД тонального сигнала. Для каждого УЗД тонального сигнала регистрировали значения звукового давления P_1 и P_2 в двух точках и разность фаз φ_{12} между ними. По этим данным рассчитывались значения активной и реактивной компонент импеданса $R1$ и $Y1$, а также УЗД в плоскости торцевой стенки, у входа в дыхатель-

Таблица 1. Параметры дыхательной системы кроликов, полученные на полигармоническом сигнале

№ кролика	f_{00} , Гц	$D(f_{00})$, Гц ⁻¹	$\alpha(f_{00})$	$R1(f_{00})$	f_0 , Гц
1	31.4	0.32	0.490	6.00	31
2	22.3	0.28	0.654	3.85	22
3	26.1	0.21	0.752	2.99	26
4	32.2	0.26	0.649	3.90	32
5	23.6	0.25	0.504	5.77	24
6	31.1	0.26	0.653	3.87	31
7	24.5	0.22	0.720	3.25	25
8	28.1	0.26	0.648	3.92	28
9	32.2	0.24	0.531	5.34	32
10	31.9	0.21	0.571	4.79	32
11	26.5	0.33	0.527	5.40	26
12	30.0	0.25	0.597	4.48	30
13	30.0	0.30	0.490	6.00	30
14	23.6	0.24	0.584	4.63	24
15	27.3	0.24	0.588	4.59	27
16	34.0	0.20	0.568	4.84	34
Среднее значение	28.4	0.25	0.595	4.60	28.4
Стандартное отклонение	3.67	0.038	0.079	0.93	3.6
Коэффициент вариации, %	12.9	15.1	13.3	20.3	12.7

Таблица 2. Измеренные и рассчитанные значения характеристик легких кролика на тональном сигнале

№ п/п, i	f_0 , Гц	P_1 , дБ	P_2 , дБ	φ_{12} , град	$R1$	$Y1$	α	P_0 , дБ	f_{res} , Гц
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	Измеренные значения				Вычисленные значения				
1	28	119.6	120.0	3.6	4.39	−0.42	0.60	120.0	29.6
2		125.2	125.6	3.8	4.50	−0.35	0.59	125.7	29.4
3		133.3	133.7	3.2	4.90	0.33	0.56	133.7	26.7
4		135.2	135.6	3.1	4.90	0.55	0.56	135.6	25.9
5		136.8	137.2	3.0	5.00	0.69	0.55	137.2	25.3

ную систему кролика — P_0 . Средние значения P_0 составили: 120, 126, 134, 136 и 138 дБ. При этом стандартное отклонение по каждому уровню не превышало 1.2 дБ. В табл. 2 в качестве примера приведены значения регистрируемых и рассчитанных показателей одного из кроликов (№ 8) для пяти УЗД P_0 .

Для расчета значения резонансной частоты на каждом уровне громкости тонального сигнала использованы значения $Y1_i$ из табл. 2 (столбец 7) и величины тангенса угла наклона частотной зависимости реактивной компоненты ($Y1$) при переходе через «0», т.е. на частоте первоначального резонанса f_{00} . Параметр D (тангенс угла наклона) определяется по результатам измерения функции $Y1(f)$ на первом этапе с полигармоническим сигналом:

$$D = \left. \frac{dY1(f)}{df} \right|_{f=f_{00}}.$$

Величина D равна значению производной функции $Y1(f)$ в точке резонанса. На практике D определяется отношением $\Delta Y1/\Delta f$, рассчитанным по зависимости $Y1(f)$ в области перехода ее через ноль. Расчет резонансной частоты (f_{resi}) при измерениях на тональном сигнале проведен по формуле

$$f_{resi} = f_0 - \frac{Y1_i}{D}.$$

Вычисленные по этой формуле резонансные частоты (см. табл. 2, столбец 10) заметно уменьшаются с ростом УЗД. Для приведенных данных это снижение достигает 14.5%.

Результаты измерения свидетельствуют, что с ростом УЗД (табл. 2, столбец 9) происходит изменение импедансных характеристик легких кролика. Активная компонента импеданса ($R1$) немного возрастает от значения 4.39 до 5.0. Однако если бы это было вызвано нелинейными явлениями звукопоглощения [25], то рост активной компоненты был бы более существенным при достигну-

тых УЗД. Более значимые изменения зарегистрированы у реактивной компоненты импеданса ($Y1$), которая изменяется от −0.42 до +0.69. Увеличение реактивной компоненты безразмерного удельного акустического импеданса ($Y1$) свидетельствует об уменьшении резонансной частоты легких кролика с ростом амплитуды тонального сигнала [8].

В табл. 3 приведены вычисленные значения f_{resi} и P_{0i} для 16 кроликов на пяти ступенях УЗД тонального сигнала.

Анализ результатов измерений и расчетов свидетельствует, что увеличение амплитуды тонального сигнала, как правило, приводит к снижению резонансной частоты дыхательной системы. В табл. 3 только у одного животного при увеличении амплитуды падающей волны с 120.1 до 125.6 дБ произошло увеличение резонансной частоты с 27.9 до 28.3 Гц (кролик № 11). В трех случаях зарегистрировано отсутствие изменений резонансной частоты (кролики №№ 11, 13 и 16, выделено жирным). При сравнении двух связанных выборок очень удобен критерий знаков [26]. Связанными называют такие выборки, в которых каждому наблюдению в опыте соответствует свой контроль. Здесь каждому последующему значению резонансной частоты дыхательной системы конкретного кролика, соответствует предшествующая резонансная частота. В соответствии с критерием знаков [26], для выборки из 16 наблюдений максимальное число знаков (т.е. увеличение резонансной частоты), при которых различия в парных сравнениях можно считать существенными с $P_{K3} = 0.05$ или $P_{K3} = 0.01$ составит четыре и два случая соответственно. Таким образом, в соответствии с критерием знаков зарегистрированное снижение резонансной частоты дыхательной системы кроликов при действии высокоинтенсивного тонального сигнала является статистически значимым.

Кроме того, в табл. 4 представлены среднегрупповые значения резонансных частот легких обследованных кроликов и соответствующие им

Таблица 3. Резонансные частоты легких кроликов, полученные на пяти ступенях УЗД тонального сигнала P_{0i}

№ кролика	f_{res1} , Гц	f_{res2} , Гц	f_{res3} , Гц	f_{res4} , Гц	f_{res5} , Гц	P_{01} , дБ	P_{02} , дБ	P_{03} , дБ	P_{04} , дБ	P_{05} , дБ
1	37.4	37.0	32.5	31.6	31.1	120.6	126.2	134.4	136.4	138.0
2	23.6	22.7	21.0	20.5	20.5	119.3	124.9	133.0	135.0	136.6
3	26.1	25.3	22.7	22.2	21.8	119.5	125.1	133.3	135.2	136.9
4	32.7	32.2	30.9	30.5	30.2	120.5	126.2	134.4	136.4	138.0
5	28.9	28.4	25.8	24.7	24.7	119.8	125.4	133.5	135.4	136.9
6	32.7	32.2	29.9	29.3	29.2	120.5	126.1	134.3	136.3	137.9
7	26.2	26.0	24.3	24.2	24.2	119.6	125.2	133.3	135.2	136.8
8	29.6	29.4	26.7	25.9	25.3	120.0	125.7	133.7	135.6	137.2
9	33.8	33.4	31.1	30.4	30.0	120.8	126.4	134.5	136.3	137.9
10	34.7	34.0	30.7	30.2	29.7	120.8	126.4	134.4	136.3	137.9
11	27.9	28.3	26.7	26.0	26.0	120.1	125.6	133.5	135.4	137.0
12	31.1	30.8	28.7	27.8	27.3	120.3	125.8	133.8	135.7	137.2
13	30.6	30.6	29.2	28.6	28.5	120.7	126.2	134.2	136.1	137.7
14	27.8	27.4	24.5	24.0	23.3	119.8	125.4	133.4	135.2	136.8
15	28.4		24.6	23.6	22.7	119.8		133.3	135.1	136.7
16	35.3	35.3	33.6	33.1	32.0	121.2	126.8	134.9	136.8	138.4

Примечание. Полужирным шрифтом выделены случаи отсутствия изменений резонансной частоты (кролики №№ 11, 13 и 16).

значения t -критерия Стьюдента (сравниваются выборки f_{res2} , f_{res3} , f_{res4} и f_{res5} с выборкой f_{res1} , см. табл. 3). В таблице представлены также статистические характеристики УЗД высокоинтенсивного тонального сигнала для пяти уровней сигнала. Достоверное изменение среднегрупповой резонансной частоты дыхательной системы кроликов (с доверительной вероятностью 95%) происходит, начиная с третьего уровня звукового давления (P_{03} , P_{04} и P_{05}), когда величина t -критерия

Стьюдента превышает его критическое значение $t_{критич}$ ($\alpha = 0.05$).

На рис. 2 представлены изменения резонансных частот легких кроликов относительно первоначального значения (f_{res}/f_{res1}) в зависимости от УЗД тонального сигнала падающей волны (P_0).

Относительные изменения частоты представлены по отношению к резонансной частоте, определенной на первом уровне громкости тонального сигнала. Можно отметить, что при УЗД,

Таблица 4. Среднестатистические значения резонансных частот легких кроликов и УЗД воздействующего высокоинтенсивного тонального сигнала P_{0i}

Статистические характеристики	f_{res1} , Гц	f_{res2} , Гц	f_{res3} , Гц	f_{res4} , Гц	f_{res5} , Гц	P_{01} , дБ	P_{02} , дБ	P_{03} , дБ	P_{04} , дБ	P_{05} , дБ
Среднее	30.4	30.2	27.7	27.0	26.7	120.2	125.8	133.9	135.8	137.4
Стандартное отклонение	3.8	4.0	3.7	3.7	3.6	0.55	0.56	0.58	0.58	0.59
Минимум	23.6	22.7	21.0	20.5	20.5	119.3	124.9	133.0	135.0	136.6
Максимум	37.4	37.0	33.6	33.1	30.2	121.2	126.8	134.9	136.8	138.4
t -критерий Стьюдента		0.16	2.08	2.56	2.89					
$t_{критич}$ ($\alpha = 0.05$)		2.05	2.04	2.04	2.04					

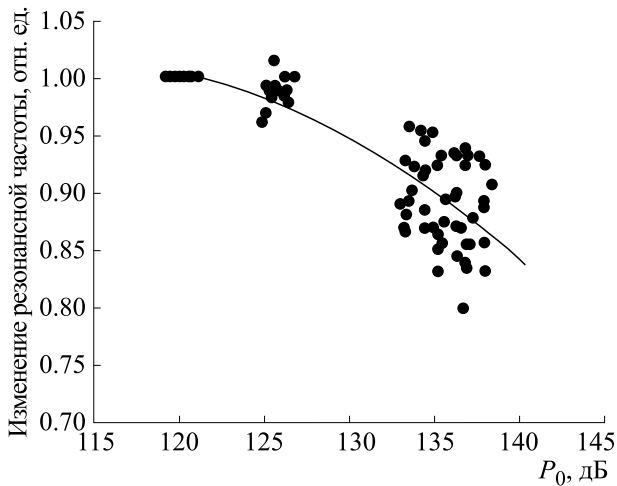


Рис. 2. Относительные изменения резонансной частоты легких кроликов (ось ординат) в зависимости от уровня звукового давления падающей волны тонального сигнала P_0 , дБ (ось абсцисс).

равном 120 дБ, резонансная частота, измеренная на тональном сигнале, мало отличалась от результатов измерений на полигармоническом сигнале с тем же суммарным УЗД 120 дБ. Но уже при УЗД тонального сигнала, равном 134 дБ, зарегистрировано статистически значимое снижение частоты.

На рисунке представлена линия тренда – регрессионная зависимость относительного снижения частоты ($y = f_{res1}/f_{res1}$) в зависимости от УЗД падающей волны ($x = P_0$). Уравнение регрессии имеет следующий вид:

$$y = -0.00024x^2 + 0.0536x - 2.011.$$

Коэффициент детерминации $R^2 = 0.728$, стандартная ошибка оценки составляет 0.03, коэффициент Фишера $F = 206$.

Таким образом, с увеличением УЗД падающей волны резонансные частоты легких кроликов статистически значимо уменьшаются по сравнению с первоначальными значениями, в среднем от 0.4 до 3.8 Гц. Максимальное уменьшение частоты составило 6.3 Гц. УЗД в падающей волне, в среднем составили от 120.2 до 137.4 дБ. Разброс в значениях на каждой ступени увеличения УЗД составил в среднем по всем данным менее 2 дБ, см. табл. 4.

В работах [7, 9] показано, что математической моделью легких можно считать резонатор Гельмгольца. Поэтому снижение резонансной частоты легких можно объяснить увеличением объема легких кроликов. Расчет увеличения объема V_i относительно первоначального объема V_1 легких кроликов, в зависимости от значений зарегистрированных резонансных частот f_{resi} проведен для

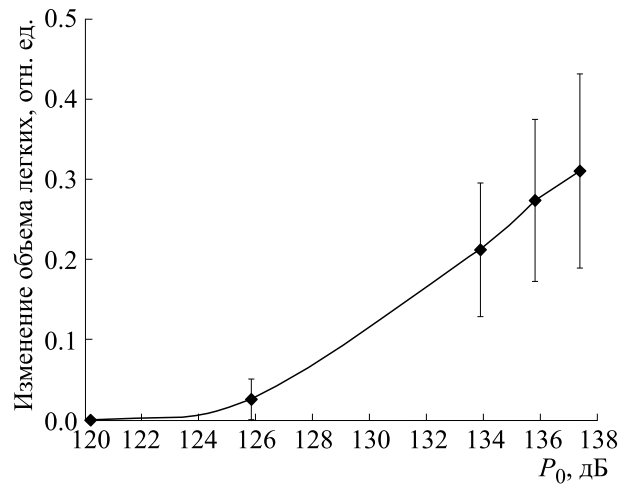


Рис. 3. Относительное изменение объема легких кроликов (ось ординат) в зависимости от уровня звукового давления падающей волны тонального сигнала P_0 , дБ (ось абсцисс).

пяти уровней звукового давления ($i = 1, \dots, 5$) по формуле:

$$\frac{V_i - V_1}{V_1} = \left(\frac{f_{res1}}{f_{resi}} \right)^2 - 1.$$

Приведенное выше выражение является следствием формулы для определения резонансной частоты резонатора Гельмгольца при неизменных параметрах горла:

$$f_i = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{K}{V_i}},$$

где f_i – частота резонанса для объема полости резонатора, равного V_i , $K = S_0/h_0$ – проводимость горла резонатора, S_0 – площадь горла резонатора, h_0 – длина горла резонатора, c – скорость звука в воздушной среде.

На рис. 3 представлены расчетные среднестатистические данные относительного увеличения объема легких кроликов $(V_i - V_1)/V_1$ и размах стандартного отклонения этого увеличения в зависимости от УЗД тонального сигнала падающей волны (P_0).

С увеличением УЗД падающей волны (P_0) происходит снижение резонансной частоты, что объясняется соответствующим увеличением объема легких у кроликов. Зависимость имеет практически линейный характер, увеличение УЗД на 2 дБ приводит к уменьшению резонансной частоты на 2%. Расчетные значения относительного изменения объема увеличиваются на 6% при повышении УЗД на 2 дБ. Следует отметить, что начиная с УЗД, равного 126 дБ, происходит увеличение объема легких в среднем на ~3%, а при УЗД, равном

134 дБ, увеличение объема легких достигает в среднем 21% и далее пропорционально возрастает.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты экспериментальных исследований свидетельствуют, что резонансные частоты дыхательной системы кроликов при увеличении уровня стимулирующего звука статистически значимо снижаются. В процессе эксперимента геометрические характеристики легких не изменялись, поэтому это обстоятельство свидетельствует об увеличении объема легких за счет открытия резервных альвеол. Сопоставление результатов биоакустической стимуляции спортсменов при УЗД, равном 130 дБ, когда было зарегистрировано увеличение объема легких на 5–15%, и представленных экспериментальных данных по кроликам, когда при уровне 130 дБ наблюдаемое увеличение объема легких составляет в среднем примерно 10%, свидетельствует об идентичности процессов (раскрытия альвеол).

Таким образом, зарегистрированное явление повышения объема легких при воздействии стимулирующего высокоинтенсивного звукового сигнала на резонансной частоте может быть использовано для повышения эффективности биоакустической стимуляции легких спортсменов. При повышении УЗД стимулирующего сигнала до 134 дБ можно ожидать увеличения объема дыхательной системы у спортсменов до 20%, что приведет к повышению функциональных резервов организма и, как следствие, к повышению физической работоспособности.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (грант № 22-29-00808).

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

Работа с животными осуществлялась согласно требованиям протокола исследований в полном соответствии с Женевской конвенцией 1985 г. «Международные принципы биомедицинских исследований с использованием животных» и Хельсинкской декларации 2000 года о гуманном отношении к животным.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. А. А. Киш, Е. В. Голобородько, С. М. Разинкин и А. М. Комлев, Вестн. восстановительной медицины, **20** (6), 119 (2021).
2. А. И. Дьяченко, М. В. Веремьева и Е. С. Фомина, Росс. журн. биомеханики, **21** (2), 188 (2017).
3. Н. И. Иванов, В. Н. Зинкин и Л. П. Сливина, Росс. журн. биомеханики, **24** (2), 216 (2020).
4. M. S. Howe and R. S. McGowan, J. Acoust. Soc. Am., **133** (4), 2340 (2013).
5. F. Detterbeck, M. Gat, D. Miller, et al., Ann. Thoracic Surg., **95** (3), 968 (2013).
6. С. П. Драган и А. В. Богомолов, Мед. техника, **293** (5), 19 (2015).
7. A. V. Bogomolov and S. P. Dragan, Dokl. Biochemistry and Biophysics, **464** (1), 319 (2015).
8. С. П. Драган, В. И. Кезик и А. В. Богомолов, Изв. РАН. Сер. биол., № 2, 181 (2022).
9. A. V. Bogomolov, S. P. Dragan, and G. G. Erofeev, Dokl. Biochemistry and Biophysics, **487** (1), 247 (2019).
10. С. П. Драган, А. В. Богомолов и В. И. Кезик, Росс. журн. биомеханики, **24** (2), 187 (2020).
11. A. I. Dyachenko, M. V. Veremyeva, and E. S. Fomina, Physics of Wave Phenomena, **28** (1), 14 (2020).
12. В. А. Ивашин, В. И. Кезик и В. П. Соловьев, Саратовский науч.-мед. журн., **13** (4), 907 (2017).
13. D. Kaczka and R. Dellacá, Crit. Rev. Biomed. Engineer., **39** (4), 337 (2011).
14. H. J. Smith, P. Reinhold, and M. D. Goldman, *European Respiratory Monograph* (2005).
15. В. Н. Зинкин, В. И. Свиловый и И. М. Ахметзянов, Профилактическая и клиническая медицина, **40** (3), 280 (2011).
16. И. Ю. Коваленко, А. В. Степанов, А. Б. Селезнев и др., Вестн. Росс. воен.-мед. академии., **58** (2), 249 (2017).
17. B. Zhou, B. J. Bartholmai, S. Kalra, et al., J. Acoust. Soc. America, **149** (2), 1318 (2021).
18. C. Thamrin, K. E. Finucane, B. Singh, et al., Ann. Biomed. Engineer., **36** (1), 162 (2008).
19. С. П. Драган и И. В. Лебедева, Акуст. журн., **38** (2), 174 (1992).
20. А. О. Iskhakova, M. D. Alekhin, and A. V. Bogomolov, Information and Control Systems, **104** (1), 15 (2020).
21. А. И. Дьяченко, Е. Б. Мехедова и Ю. А. Шулагин, Росс. журн. биомеханики, **14** (1), 86 (2010).
22. V. I. Korenbaum and A. D. Shiryaev, Acoust. Physics, **66** (5), 548 (2020).
23. M. A. Safronova, A. D. Shiryaev, and V. I. Korenbaum, Acoust. Physics, **67** (4), 433 (2021).
24. Дж. Алберг, Э. Нильсон и Дж. Уолш, *Теория сплайнов и ее приложения* (Мир, М., 1972).
25. С. П. Драган и И. В. Лебедева, Акуст. журн., **44** (2), 206 (1998).
26. Е. В. Гублер и А. А. Генкин, *Применение непараметрических критериев статистики в медико-биологических исследованиях* (Медицина, Л., 1973).

Investigation of Changes in Lung Volume Caused by High-Intensity Acoustic Oscillations at the Resonant Frequency of the Respiratory System

S.P. Dragan*, V.I. Kezik*, A.V. Bogomolov*, and S.V. Drozdov*

*State Scientific Center of the Russian Federation – Burnazyan Federal Medical Biophysical Center,
FMBA of Russia, ul. Marshala Novikova 23, Moscow, 123098 Russia*

This paper presents an experimentally determined dependency of an increase in the volume of the lungs of laboratory animals on the level of high-intensity low-frequency sound at the resonant frequency of their respiratory system. Experiments were conducted on 16 rabbits. A modified two-microphone technique was used for the measurement of the resonant frequency of the respiratory system in the frequency range from 5 Hz to 100 Hz for a step in frequency of 3 Hz. Having determined the resonant frequency, a tone signal was delivered to the lungs at this frequency with an adjustable sound amplitude from 120 to 138 dB. The measurement results indicate that the resonant frequencies of the respiratory system in rabbits decreased by an average of 13%, that corresponds to an increase in lung volume by 33% due to the opening of the alveolar oxygen reserve. The observed phenomenon relating to lung volume increase under the influence of a stimulating high-intensity sound signal at a resonant frequency can be used to enhance the effectiveness of bioacoustic stimulation of human lungs in order to increase the volume of the respiratory system.

Keywords: lung volume, impedance of the respiratory system, two-microphone method, resonance frequencies of the respiratory system, bioacoustic stimulation of the respiratory system