

УДК 534.22, 612.2

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ СКОРОСТИ ЗВУКА В ПАРЕНХИМЕ ЛЕГКИХ У КРОЛИКОВ

© 2023 г. В.И. Кезик*,#, С.П. Драган*, А.Э. Сулейманов*

*ГНЦ РФ «Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна»,
Живописная ул., 46, Москва, 123098, Россия

#E-mail: vladimirik57@mail.ru

Поступила в редакцию 25.08.2022 г.

После доработки 25.08.2022 г.

Принята к публикации 10.04.2023 г.

Цель исследования состояла в разработке экспериментально-теоретического метода определения скорости звука в паренхиме легких. Метод основан на измерении импедансных характеристик резонатора Гельмгольца, в полость которого помещаются исследуемые легкие. Входной импеданс резонатора Гельмгольца соответствует параллельному соединению импеданса легких и отдельно резонатора. Для измерения резонансной частоты и входной импедансной характеристики резонатора с легкими используется модифицированный метод двух микрофонов. Установка состояла из громкоговорителя, волновода, двух измерительных микрофонов, импедансного окончания с соединительной трубкой для подключения резонатора Гельмгольца с заданными геометрическими характеристиками. При внесении легких в объем резонатора Гельмгольца, частота увеличивается, но не пропорционально уменьшению объема, что свидетельствует о аномально низкой скорости звука в паренхиме легких. Разница между расчетной и измеренной резонансной частот используется для определения скорости звука в паренхиме легких. Измерения проведены на воздушных и спавшихся легких восьми условно здоровых кроликов. Рассмотрены два варианта прохождения звука в паренхиме легких, соответствующих изотермическому и адиабатическому процессам. Результаты измерений и расчета свидетельствуют о том, что скорость звука в паренхиме легких условно здорового кролика составляет 21–22 м/с, что соответствует современным теоретическим представлениям.

Ключевые слова: импеданс легких, двухмикрофонный метод, резонансные частоты, скорость звука в легких, адиабатический процесс, изотермический процесс, показатель теплообмена в легких.

DOI: 10.31857/S0006302923030201, EDN: FTCVLN

При проведении медико-биологических исследований по оценке действия вредных или опасных физических факторов неионизирующей природы необходимо использовать комплекс экспресс-методов для диагностики состояния биообъектов. Методы диагностики состояния биообъекта должны соответствовать требованиям чувствительности и специфичности. Для оценки безопасности диагностический метод должен обладать высокой специфичностью, т.е. не давать ложноположительных результатов при отсутствии повреждений. А для оценки эффективности воздействия диагностический метод должен обладать высокой чувствительностью, т.е. давать правильный результат. Правильность оценивается путем сопоставления с результатами другого метода исследования, принятого в качестве «золотого стандарта» — патологоанатомического исследования совместно с результатами гистологического анализа. Также для сравнения используют лучевые методы. При этом данные

метода «золотого стандарта» являются критерием установления факта наличия или отсутствия повреждений. Однако если в качестве мишени воздействия служат легкие, то методы патологоанатомического исследования не всегда достаточно информативны. Особенно наглядно это проявляется, если в качестве реакции организма биообъекта на опасное воздействие в легких образуются отеки, ателектазы или формируется эмфизематозность. Для градации оценки состояния необходимо использовать количественные показатели наблюдаемых патологических изменений в легких, которые могут наблюдаться как на поверхности, так и в паренхиме, чего с достаточной степенью точности добиться патологоанатомическими методами исследования не всегда возможно.

Диагностическое оборудование, основанное на лучевых методах, позволяет получать количественные оценки наблюдаемых повреждений, но оно может быть использовано только в стацио-

нарных условиях, а в полигонных исследованиях оно, как правило, не доступно.

Следует отметить, что в медицинской практике, в настоящее время, нет оптимальных методов диагностики, которые обладают и высокой чувствительностью, и специфичностью. Повышение чувствительности приводит к снижению специфичности и наоборот. Поэтому развитие новых экспресс-методов диагностики является актуальной задачей медико-биологических исследований в части оценки безопасности или эффективности воздействия вредных или опасных физических факторов неионизирующей природы.

Для количественной оценки структурных изменений в паренхиме легких при диагностике состояния организма предлагается использовать акустический метод. По изменению скорости распространения звука в легких можно судить об образовании неоднородностей в паренхиме. Это интегральный показатель, характеризующий наличие или отсутствие структурных изменений в легких и, в совокупности с другими методами диагностики, может быть использован для оценки безопасности или эффективности воздействия.

Целью настоящего исследования было экспериментальным путем апробировать новый метод определения скорости звука в паренхиме легких кроликов.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

При размещении в полости резонатора Гельмгольца твердых или жидких тел, которые можно считать несжимаемыми по сравнению с воздухом (жидкие среды, твердые тела различной формы), резонансная частота увеличивается в зависимости от изменяющегося объема воздуха в полости. Частота резонанса определяется достаточно точно, и известны методики определения объема помещаемых в полость резонатора жидких или твердых тел [1].

Объем помещаемых в полость резонатора тел определяют по формуле:

$$V = V_0 \left[1 - \left(\frac{f_0}{f_V} \right)^2 \right], \quad (1)$$

где V_0 — исходный объем полости резонатора, f_0 — наблюдаемая частота резонанса при исходном объеме, f_V — наблюдаемая частота резонанса после помещения в резонатор Гельмгольца тела объемом V .

Выражение (1) является следствием формулы для определения резонансной частоты резонатора Гельмгольца [2] при неизменных параметрах горла резонатора:

$$f_0 = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{K}{V_0}}, \quad (2)$$

где $K=S_0/h_0$ — проводимость горла резонатора, S_0 — площадь горла резонатора, h_0 — длина горла резонатора, c — скорость звука в воздушной среде.

Определим, насколько меняется резонансная частота резонатора Гельмгольца в результате помещения в полость резонатора извлеченных из грудной клетки кролика легких с различной степенью наполнения воздухом (спавшихся или воздушных). При этом учтем, что легкие сжимаемы и обладают конечным импедансом.

Механический импеданс входного отверстия (площади S_0) в объем V_{00} , за которым включен (на площади S_L) импеданс легких Z_{SL} (здесь принимается, что $\lambda \gg (V_{00})^{1/3}$) может быть вычислен по формуле, выражающей параллельное соединение импедансов Z_V и Z_{L0} [2]:

$$Z_{S0} = \frac{Z_V \cdot Z_{L0}}{Z_V + Z_{L0}}. \quad (3)$$

Здесь $Z_V = -i \frac{\rho c^2 S_0^2}{V_{00} \omega}$ — механический импеданс входного отверстия (площади S_0) в объем $V_{00} = V_0 - V_L$, V_0 — исходный объем полости резонатора, V_L — объем легких, c — скорость звука в воздушной среде, $Z_{L0} = Z_{SL} \frac{S_0^2}{S_L^2}$ — трансформированный с площади S_L на площадь S_0 механический импеданс легких Z_{SL} .

Пренебрегая потерями на трение, механический импеданс легких Z_{SL} можно представить как входной импеданс четвертьволнового акустического резонатора сечения S_L и глубины H_L , заполненного звукопроводящей средой с параметрами ρ_L (плотность легких), c_L (скорость звука в легких), k_L (волновое число), и записать его в следующем виде [2]:

$$Z_{SL} = -i S_L \rho_L c_L \operatorname{ctg}(k_L H_L). \quad (4)$$

Если к входному отверстию (площади S_0) в объем V_{00} присоединить трубку (горло резонатора) длиной h_0 и с той же площадью внутреннего поперечного сечения S_0 , то выражение для входного механического импеданса резонатора может быть записано в виде:

$$Z_{\Sigma} = R_0 + i m_0 \omega + Z_{S0}, \quad (5)$$

где R_0 — сопротивление движению воздуха в горле резонатора, $m_0 = \rho h_0 S_0$ — масса воздушной пробки в горле резонатора (ρ — плотность воздуха), ω — циклическая частота.

Выражение (5) представляет собой зависимость входного механического импеданса резонатора от частоты. На частоте резонанса мнимая часть комплексной величины Z_{Σ} равняется нулю (график зависимости реактивной компоненты импеданса – функции $\text{Im}[Z_{\Sigma}(\omega)]$ от ω – пересекает ось абсцисс, изменяясь от отрицательных значений к положительным). Для вычисления резонансной частоты требуется решить уравнение:

$$\text{Im}[Z_{\Sigma}(\omega)] = m_0\omega + \text{Im}[Z_{S0}(\omega)] = 0.$$

Это уравнение в результате преобразований сводится к виду:

$$m_0\omega - \frac{A(\omega)B(\omega)}{A(\omega) + B(\omega)} = 0, \quad (6)$$

где

$$A(\omega) = \frac{\rho c^2 S_0^2}{V_{00}\omega}, \quad B(\omega) = \frac{S_0^2}{S_L} \rho_L c_L \text{ctg}\left(\frac{\omega}{c_L} H_L\right). \quad (7)$$

Уравнение (6) является трансцендентным и решается современными вычислительными средствами, например, с помощью программы Mathcad или средствами Microsoft Excel. Здесь следует отметить, что c – это скорость звука в воздушной среде, а c_L – скорость звука в паренхиме легких.

В наших исследованиях, для измерения импедансных характеристик различных образцов используется модифицированный метод двух микрофонов [3, 4]. В результате измерений экспериментально определяются активная $R1$ и реактивная $Y1$ компоненты безразмерного удельного акустического импеданса в плоскости окончания акустического интерферометра, где находится исследуемый образец (в данном случае вход в резонатор). Эти параметры ($R1$ и $Y1$) определяются для каждой частоты f_i заданного частотного диапазона. Преобразуем механический импеданс в безразмерный удельный импеданс. Для этого нужно осуществить трансформацию механического импеданса от площади отверстия горла резонатора S_0 к площади сечения трубы интерферометра S , перейти к удельному акустическому импедансу и нормировать его к ρc (ρ – плотность воздушной среды, c – скорость звука в воздухе); тогда уравнение входного импеданса резонатора с размещенными в нем легкими можно записать в виде:

$$Z1 = R1 + iY1 = \frac{SZ_{\Sigma}}{\rho c S_0^2}. \quad (8)$$

Реактивная компонента $Y1$ может быть определена (см. формулы (5) и (6)) следующим образом:

$$Y1(\omega) = \frac{S}{\rho c S_0^2} \left[m_0\omega - \frac{A(\omega)B(\omega)}{A(\omega) + B(\omega)} \right]. \quad (9)$$

Уравнение (9) служит основой для определения скорости распространения звука в паренхиме легких при размещении их в резонаторе. Равенство нулю выражения в квадратных скобках уравнения (9) соответствует условию резонанса. Используя выражение (9), численными методами определяют скорость распространения звука в паренхиме легких (c_L из выражений (6) и (7)), при которой соблюдается равенство расчетной и измеренной резонансной частоты резонатора с легкими.

Далее необходимо определить, насколько расчетные значения скорости звука в паренхиме легких соответствуют современным теоретическим представлениям. Для этого учтем, что скорость распространения звука в среде может подчиняться изотермическому или адиабатическому закону.

Учитывая, что легкие кролика являются сжимаемыми, необходимо определить их акустические свойства. Для описания акустических свойств паренхимы использовано приближение двухфазной газожидкостной сплошной среды, состоящей из смеси воздушных пузырьков-альвеол и окружающей их жидкости или тканей, подобных жидкости [5, 6].

Скорость звука в паренхиме c_L определяется параметрами плотности и объемной упругости:

$$c_L = \sqrt{\frac{E_L}{\rho_L}}, \quad (10)$$

где E_L – модуль объемной упругости паренхимы легких, ρ_L – плотность паренхимы легких.

Плотность ρ_L паренхимы определяется прямыми измерениями объема V_L (используя закон Архимеда) и массы M_L легких ($\rho_L = \frac{M_L}{V_L}$) [7]. Из этих измерений может быть найдено значение объемной доли газовой фазы h :

$$h = \frac{V_{La}}{V_L} = \frac{V_L - V_{Lt}}{V_L} = \frac{1}{V_L} \left(V_L - \frac{M_L}{\rho_t} \right) = 1 - \frac{\rho_L}{\rho_t}, \quad (11)$$

где V_{La} – объем воздуха, содержащегося в легких, V_{Lt} – объем тканей, содержащихся в легких, ρ_t – плотность ткани, из которой состоят легкие (плотность легочной ткани). Значение ρ_t принимается равным 1000 кг/м^3 для обескровленных легких [8]. Доля газовой фазы воздушных и спавшихся легких у обследованных кроликов составляла $0.394\text{--}0.617$.

Модуль объемной упругости паренхимы легких определяется упругостью газовой (воздушной) фазы и объемной долей этой фазы h [9]:

$$E_L = \frac{E_a}{h}. \quad (12)$$

Модуль объемной упругости воздуха для политропического процесса запишем в виде [2, 9]:

$$E_a = kP_0 = \frac{k}{\gamma} \rho c^2, \quad (13)$$

где k — показатель политропы, P_0 — постоянное давление в газе (атмосферное давление), ρ — плотность воздуха, γ — показатель адиабаты для воздуха ($\gamma = 1.4$), c — адиабатическая скорость звука в воздухе.

Подставляя E_L из формул (12) и (13) в формулу (10) и учитывая формулу (11), определяем скорость звука в паренхиме легких:

$$c_L = c \sqrt{\frac{k}{\gamma} \cdot \frac{\rho}{h\rho_L}} = c \sqrt{\frac{k}{\gamma} \cdot \frac{\rho}{h(1-h)\rho_i}}. \quad (14)$$

Волновое число для звука с частотой ω , распространяющегося в паренхиме легких:

$$k_L = \frac{\omega}{c_L}. \quad (15)$$

Показатель политропы k меняется от 1.0 до 1.4 в зависимости от интенсивности теплообмена между воздухом в пузырьке и его стенками. Если при действующей частоте колебаний давления воздуха f в каждый момент времени температура воздуха равна температуре стенок альвеол (интенсивный теплообмен), газовый процесс можно считать изотермическим ($k = 1$). В другом предельном случае, когда теплообмен отсутствует, газовый процесс является адиабатическим ($k = \gamma = 1.4$). Очевидно, что существуют и промежуточные ситуации, зависящие от частоты f и размера пузырьков-альвеол, когда теплообмен происходит, но не является полным. В этом случае k принимает значение от 1.0 до 1.4.

Имеется достаточно много работ, свидетельствующих о том, что в паренхиме легких на звуковых частотах реализуется именно изотермический газовый процесс [9]. Подтверждают это положение и многочисленные работы, посвященные процессам распространения звука в пенах [10–12]. В частности, в работе [12] представлены данные об измерениях скорости и поглоще-

ния звука в пенах с помощью импедансной трубы фирмы Brüel & Kjær (Дания). Плотность пены изменялась в диапазоне от 30 до 300 кг/м³, что соответствовало изменению h от 0.7 до 0.97. Измерения проводили в частотном диапазоне от 500 Гц до 6 кГц. Было установлено, что скорость звука в жидких пенах не зависит от частоты и распределения пузырьков по размерам и очень хорошо описывается изотермическим законом, предложенным в работе [13] и фактически совпадающим с формулой (14) при $k = 1$. Такие же выводы были сделаны в работе [14] по результатам экспериментов с различными газами. В наших расчетах использовалось значение скорости звука в паренхиме легких, вычисленное по формуле (14) для изотермического c_{Li} ($k = 1.0$), и для адиабатического процесса c_{La} ($k = 1.4$).

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для экспериментального исследования скорости звука в паренхиме легких кроликов изготовлено специальное устройство. Устройство реализует прямое измерение акустического импеданса модифицированным методом двух микрофонов с использованием интерферометра [3, 4, 15–17]. Интерферометр представляет собой излучатель, к которому подсоединен концентратор звука (рупор), а с другой стороны рупора закреплен волновод постоянного диаметра, на боковой поверхности которого установлены измерительные микрофоны. В качестве излучателя использовали громкоговоритель, заключенный в герметичный короб. К окончанию волновода пристыковывали резонатор Гельмгольца в виде стеклянной банки заданного объема с герметичной крышкой, в которую помещали объект исследования — легкие кроликов.

При помощи двух стандартных микрофонов, установленных стационарно на боковой поверхности волновода, на каждой частоте измеряли уровни звукового давления P_1 и P_2 в двух точках и разность фаз φ_{12} между колебаниями давления в этих точках. По этим данным для каждой частоты рассчитывали значения модуля и аргумента комплексного коэффициента отражения ($\bar{r} = re^{i\theta}$):

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

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

где r — модуль комплексного коэффициента отражения $\bar{r}$, θ — аргумент комплексного коэффициента, 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.

$$R1 = \frac{1 - r^2}{1 + r^2 - 2r \cdot \cos \theta}, \quad Y1 = \frac{2r \sin \theta}{1 + r^2 - 2r \cdot \cos \theta}, \quad (16)$$

где l_2 — расстояние от первого микрофона до перфорированной панели, т.е. до входа в резонатор.

Экспериментально определяли активную ($R1$) и реактивную ($Y1$) компоненту безразмерного удельного акустического импеданса подсоединенного к волноводу резонатора с легкими кролика на каждой частоте заданного диапазона. Резонансная частота резонатора (частота, при которой упругое и инерционное сопротивления равны, а общее сопротивление равно фрикционному сопротивлению) определялась точкой пересечения кривой $Y1$ с осью частот. Таким образом, с высокой точностью определяли резонансную частоту резонатора с легкими кролика в диапазоне частот от 80 Гц до 110 Гц. Резонансная частота полого резонатора составила 92.5 Гц.

Экспериментальные исследования выполнили на восьми кроликах — половозрелых самцах, массой 3.0–3.5 кг, породы «Советская шиншилла».

Подготовку животных к измерениям проводили следующим образом. Сначала производили неполную декапитацию, пересекая шейный отдел позвоночника на уровне третьего-четвертого

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 резонатора $Z1 = R1 + iY1$ для каждой частоты:

позвонка с сохранением целостности трахеи. При этом пересекали магистральные сосуды шейного отдела позвоночника и умерщвляли животное. После этого извлекали легкие кролика с пережатой трахеей (чтобы легкие не спалились), измеряли их вес, объем [7] и помещали в подсоединенный к волноводу резонатор. Затем аналогичную процедуру выполняли с открытой трахеей, т.е. на спавшихся легких.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В результате измерений акустических характеристик резонатора с легкими кролика и полый емкостью определены значения параметров компонент импеданса ($Y1$, $R1$). Измерения проводили в частотном диапазоне от 80 до 110 Гц с шагом 10 Гц. На рис. 1 представлены экспериментально зарегистрированные частотно-зависимые графики реактанса ($Y1$) полый емкости ($Y1_{V0\text{эксп}}$) и резонатора с воздушными легкими кролика № 1 ($Y1_{\text{эксп}}$). График зависимости $Y1_{\text{эксп}}$ смещен по частоте вправо, т.е. резонансная частота увеличена, по сравнению с полый емкостью. На рис. 2 представлены графики теоретических частотных зависимостей реактанса полого резонатора ($Y1_{V0}$), резонатора с размещенными легкими ($Y1_{V00}$ — здесь считаем их твердым телом) и резонатора с размещенными сжимаемыми легкими ($Y1_i$ — расчет произведен в предположении изотермичности процесса, $Y1_a$ — расчет произведен для адиабатического процесса). Для расчета использованы данные измерений объема и массы воздушных легких кролика №1. Расчет реактанса сжимаемых легких — т.е. реактивной компоненты $Y1$ произведен с использованием выражения (9). При этом скорость звука в паренхиме легких (c_L) рассчитывали при помощи выражения (14) для изотермического процесса ($Y1_i$, $k = 1.0$) и для адиабатического процесса ($Y1_a$, $k = 1.4$).

Реактансы исходного, полого резонатора объемом V_0 и резонатора объемом V_{00} (моделируется ситуация, когда помещаемые в резонатор легкие

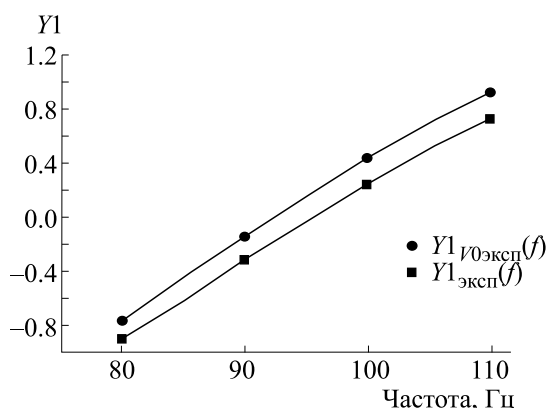


Рис. 1. Экспериментально зарегистрированные графики зависимости реактанса полый емкости резонатора ($Y1_{V0\text{эксп}}$) и резонатора с воздушными легкими кролика № 1 ($Y1_{\text{эксп}}$).

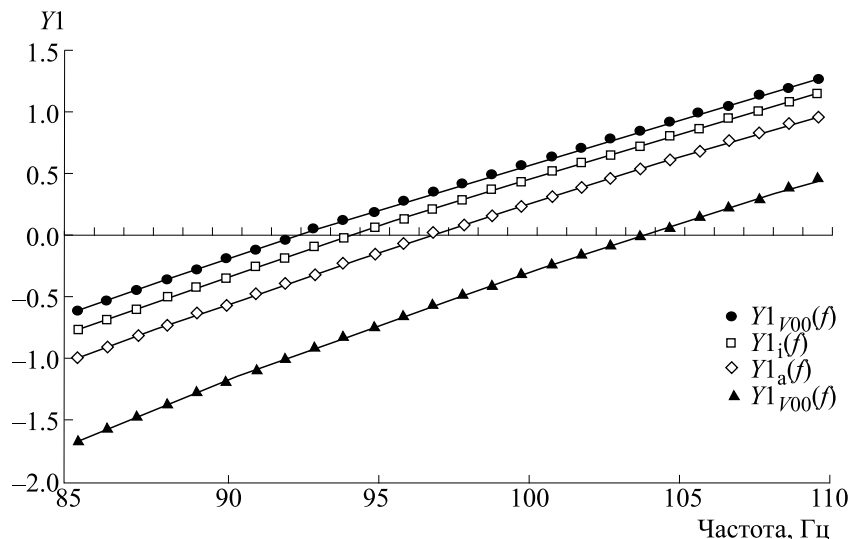


Рис. 2. Экспериментально зарегистрированные графики зависимости реактанса полой емкости резонатора ($Y1_{V00эксп}$) и резонатора с воздушными легкими ($Y1_{эксп}$) кролика № 1.

представляют собой твердое тело) определяются по формулам:

$$Y1_{V_0}(\omega) = \frac{S}{\rho c S_0^2} \left(m_0 \omega - \frac{\rho c^2 S_0^2}{V_0 \omega} \right). \quad (17)$$

$$Y1_{V_{00}}(\omega) = \frac{S}{\rho c S_0^2} \left(m_0 \omega - \frac{\rho c^2 S_0^2}{V_{00} \omega} \right). \quad (18)$$

В расчетах использовали следующие значения параметров:

- скорость звука в воздухе (адиабатическая) $c = 340$ м/с;
- плотность воздуха $\rho = 1.205$ кг/м³;
- плотность тканей, составляющих легкие $\rho_t = 1000$ кг/м³;
- показатель адиабаты для воздуха $\gamma = 1.4$;
- объем полой емкости резонатора $V_0 = 115$ мл;
- длина горла резонатора $h_0 = 5$ см;
- площадь поперечного сечения горла резонатора $S_0 = 1.6809 \cdot 10^{-5}$ м²;
- площадь поперечного сечения трубы интерферометра $S = 7.0686 \cdot 10^{-4}$ м²;
- приведенный диаметр легких $d_L = 5$ см; приведенная площадь легких $S_L = \pi d_L^2 / 4$;
- приведенная толщина слоя легких (H_L) рассчитывалась как отношение объема к площади легких $H_L = V_L / S_L$;
- резонансная частота полой емкости $f_{V0} = 92.5$ Гц.

Экспериментальные и расчетные данные частотной зависимости реактанса полой емкости совпадают, что достигается подбором параметров горла резонатора. Следует отметить, что конструктивные параметры горла резонатора в экспериментах не изменялись, поэтому были введены значения эффективного диаметра и длины горла, при которых теоретические величины резонансных частот совпадают с экспериментально зарегистрированными. Эти параметры горла используются для всех дальнейших расчетов. Резонансная частота полой емкости равна 92.5 Гц. Приведем здесь данные, полученные для воздушных легких кролика № 1. Расчетная резонансная частота полости с твердым телом составляет 104.2 Гц, а измеренная фактическая частота полости с воздушными легкими равна 95.7 Гц. Расчетные значения резонансной частоты для условий изотермического или адиабатического процессов равны 94.3 и 96.9 Гц соответственно. Таким образом, при распространении звука в паренхиме легких происходит неполный теплообмен, т.е. он носит промежуточный характер, принимает значения от 1.0 до 1.4 и его можно количественно оценить показателем политропы в соответствии с выражением (15).

В табл. 1 представлены результаты измерений массы и объема воздушных и спавшихся легких кроликов, которые затем использованы для расчета скорости звука в паренхиме легких и показателя политропы.

Результаты измеренной резонансной частоты резонатора с легкими ($f_{V0эксп}$) и их расчетные значения для изотермического и адиабатического процесса распространения звука в легких (f_{V0i} и

Таблица 1. Параметры воздушных и спавшихся легких кроликов

№ живот-ного	Масса легких (M_L), г	Объем воздушных легких (V_L), мл	Плотность воздушных легких (ρ_L), г/мл	Объемная доля газовой фазы воздушных легких (h)	Объем спавшихся легких (V_L), мл	Плотность спавшихся легких (ρ_L), г/мл	Объемная доля газовой фазы спавшихся легких (h)
1	10.62	24.28	0.437	0.563	19.06	0.557	0.443
2	9.66	25.24	0.383	0.617	18.5	0.522	0.478
3	8.84	21.26	0.416	0.584	15.96	0.554	0.446
4	9.54	17.02	0.561	0.439	16.36	0.583	0.417
5	10.8	23.82	0.453	0.547	17.98	0.601	0.399
6	9.78	17.82	0.549	0.451	16.14	0.606	0.394
7	10.04	18.44	0.544	0.456	17.96	0.559	0.441
8	9.68	19.58	0.494	0.506	18.24	0.531	0.469

$f\theta_a$) приведены во 2-м, 3-м и 4-м столбцах табл. 2 и 3 соответственно. В табл. 2 и 3 приведены также рассчитанные значения изотермической (столбцы 6) и адиабатической скорости звука в паренхи-

ме легких (столбцы 7). В столбцах 5 для справки приведены рассчитанные значения частоты резонанса в предположении жестких легких ($f\theta_{v00}$). В столбцах 8 представлены истинные значения ско-

Таблица 2. Экспериментальные и теоретические значения параметров воздушных легких кроликов

№ жи-вот-ного	Резонансная частота для воздушных легких, эксперимент ($f\theta_{\text{эксп}}$), Гц	Резонансная частота для воздушных легких изотермической, расчет ($f\theta_i$), Гц	Резонансная частота для воздушных легких адиабатической, расчет ($f\theta_a$), Гц	Резонансная частота для воздушных легких жестких, расчет ($f\theta_{v00}$), Гц	Скорость звука в легких изотермическая (c_{Li}), м/с	Скорость звука в легких адиабатическая (c_{La}), м/с	Скорость звука в легких подобранная (c_L), м/с	Показатель политропы (k)
1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	95.7	94.3	96.9	104.2	20.1	23.8	21.9	1.19
2	94.7	93.5	96.4	104.7	20.5	24.3	21.8	1.13
3	95.3	93.9	96.2	102.5	20.2	24.0	22.4	1.23
4	96.0	95.2	96.6	100.2	20.1	23.8	22.2	1.22
5	95.3	94.5	97.0	103.9	20.0	23.7	21.0	1.10
6	96.1	95.2	96.7	100.6	20.1	23.7	22.1	1.21
7	95.9	95.2	96.8	101.0	20.0	23.7	21.5	1.15
8	95.5	94.7	96.6	101.6	20.0	23.6	21.2	1.13

Таблица 3. Экспериментальные и теоретические значения параметров спавшихся легких кроликов

№ животного	Резонансная частота для спавшихся легких, эксперимент ($f_{0_{\text{эксп}}}$), Гц	Резонансная частота для спавшихся легких изотермическая, расчет (f_{0_i}), Гц	Резонансная частота для спавшихся легких адиабатическая, расчет (f_{0_a}), Гц	Резонансная частота для спавшихся легких жестких, расчет ($f_{0_{v00}}$), Гц	Скорость звука в легких изотермическая (c_{Li}), м/с	Скорость звука в легких адиабатическая (c_{La}), м/с	Скорость звука в легких подобранная (c_L), м/с	Показатель политропы (k)
1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	96.2	95.4	97.0	101.3	20.1	23.8	21.6	1.16
2	95.8	94.9	96.6	101.0	20.0	23.6	21.7	1.18
3	95.9	94.9	96.3	99.7	20.1	23.7	22.5	1.25
4	95.9	95.3	96.6	99.9	20.2	23.9	21.7	1.15
5	96.3	95.8	97.1	100.7	20.4	24.1	21.6	1.12
6	96.6	95.5	96.7	99.8	20.4	24.2	24.0	1.38
7	96.4	95.3	96.8	100.7	20.1	23.8	22.6	1.27
8	95.7	95.0	96.6	100.9	20.0	23.7	21.3	1.14

рости звука в паренхиме легких кроликов соответствующие измеренным резонансным частотам.

Результаты измерений для воздушных и спавшихся легких кроликов достаточно близки между собой как по показателю скорости, так и показателю теплообмена (показателю политропы). Результаты измерений и расчетов скорости звука в паренхиме легких свидетельствуют, что экспериментальные данные находятся внутри диапазона между расчетными изотермическими и адиабатическими значениями скорости. Регистрируемые значения резонансной частоты ($f_{0_{\text{эксп}}}$) также занимают промежуточное положение между рассчитанными значениями этой величины в предположении изотермического и адиабатического газового закона, реализующегося в паренхиме легких. Это означает, что теплообмен между воздухом в альвеолах и стенками альвеол в определенной степени происходит. По величине показателя политропы можно судить об интенсивности теплообмена в легких.

Для выявления возможностей метода в части оценки действия вредных или опасных физических факторов неионизирующей природы, в табл. 4 представлены статистические характеристики определяемых параметров легких. Ранее

нами для оценки состояния легких в условиях полигона использовался метод, основанный на измерениях массы и объема [7]. Этот метод обладает определенной специфичностью, но низкой чувствительностью в связи с большим разбросом определяемых параметров. Так коэффициенты вариации (соотношение стандартного отклонения к средней величине по группе) принимали высокие значения (более 10%), что не позволяло выявить статистически значимые изменения в группе. В предлагаемом методе значения скорости и показатель политропы имеют существенно меньший разброс, а коэффициент вариации по скорости не превышает 4%. Коэффициент вариации показателя политропы составляет от 4.2% до 7.3%.

Таким образом, новый экспериментально-теоретический метод позволяет с минимальной погрешностью определить скорость звука в паренхиме воздушных или спавшихся легких и определить интенсивность теплообмена в легких при прохождении звука. Это обстоятельство позволит количественным образом оценить образование отеков, ателектазов или эмфизематозности в легких биологических объектов при воздействии вредных или опасных физических факторов неионизирующей природы.

Таблица 4. Статистические характеристики параметров легких

Показатель	Среднее значение	Стандартное отклонение	Коэффициент вариации
Масса легких (M_L), г	9.87	0.62	6.3%
Объем воздушных легких (V_L), мл	20.93	3.19	15.2%
Плотность воздушных легких (ρ_L), г/мл	0.48	0.07	14.0%
Объемная доля газовой фазы воздушных легких (h)	0.52	0.07	12.9%
Объем спавшихся легких (V_L), мл	17.53	1.19	6.8%
Плотность спавшихся легких (ρ_L), г/мл	0.56	0.03	5.4%
Объемная доля газовой фазы спавшихся легких (h)	0.44	0.03	7.0%
Резонансная частота при размещении воздушных легких, эксперимент ($f_{0_{\text{эксп}}}$), Гц	95.6	0.46	0.5%
Скорость звука в воздушных легких (c_L), м/с	21.8	0.49	2.3%
Показатель политропы воздушных легких (k)	1.17	0.05	4.2%
Резонансная частота при размещении спавшихся легких, эксперимент ($f_{0_{\text{эксп}}}$), Гц	96.1	0.32	0.3%
Скорость звука в спавшихся легких (c_L), м/с	22.13	0.88	4.0%
Показатель политропы спавшихся легких (k)	1.21	0.09	7.3%

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

Работу с животными осуществляли согласно протоколу исследований в полном соответствии с требованиями Женевской конвенции «Международные принципы биомедицинских исследований с использованием животных» (1985 г.) и Хельсинкской декларации о гуманном отношении к животным (2000 г.).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. E. S. Webster and C. E. Davies, *Sensors*, **10**, 10663 (2010).
2. С. Н. Ржевкин, *Курс лекций по теории звука* (Изд-во Московского университета, М., 1960).
3. И. В. Лебедева и С. П. Драган, *Измерительная техника*, № 6, 52 (1988).
4. С. П. Драган, В. И. Кезик и А. В. Богомолов, *Изв. РАН. Сер. биол.*, № 2, 181 (2022).
5. D. A. Rice, *J. Appl. Physiol.*, **54** (1), 304 (1983).
6. D. A. Rice, in *ILSA Proc.* (Lexington, 1986), p. 13.
7. В. А. Ивашин, В. И. Кезик и В. П. Соловьев, *Саратовский науч.-мед. журн.*, **13** (4), 907 (2017).
8. *Человек. Медико-биологические данные* (Медицина, М., 1977).
9. А. И. Дьяченко и А. Н. Михайловская, *Труды ИОФАН*, 68, 136 (2012).
10. В. В. Замашиков и Н. А. Какуткина, *Акустич. журн.*, **37** (3), 484 (1991).
11. Б. Е. Гельфанд, А. В. Губанов и Е. Н. Тимофеев, *Физика горения и взрыва*, № 4, 129 (1981).
12. J. Pierre, R.-M. Guillermic, F. Elias, et al., *Eur. Phys. J.*, **36**, 113 (2013).
13. A. B. Wood, *A Textbook of sound* (London, 1946).
14. J. Pierre, C. Gaulon, C. Derec, et al., *Investigating the origin of acoustic attenuation in liquid foams*, HAL Id: hal-0153666 (2017).
15. А. В. Богомолов и С. П. Драган, *Докл. РАН*, **464** (5), 623 (2015).
16. А. В. Богомолов, С. П. Драган и Г. Г. Ерофеев, *Докл. РАН*, **487** (1), 97 (2019).
17. С. П. Драган, А. В. Богомолов и В. И. Кезик, *Рос. журн. биомеханики*, **24** (2), 187 (2020).

Experimental and Theoretical Determination of the Speed of Sound in Lung Parenchyma of Rabbits

V.I. Kezik, S.P. Dragan, and A.E. Suleymanov

*State Research Centre of the Russian Federation "Burnasyan Federal Medical Biophysical Center"
Jivopisnaya ul. 46, Moscow, 123098 Russia*

The purpose of the study was to develop an experimental-theoretical method for determining the speed of sound in the lung parenchyma. The method is based on the measurement of the characteristics of the impedance of the Helmholtz resonator, that contains lungs under study. The input impedance of the Helmholtz resonator corresponds to the parallel connection of the lung impedance and a resonator. The modified two-microphone method is used to measure the resonant frequency and input impedance response of the product of the resonator chamber volume (lungs). The experimental system consisted of a loud speaker, a wave guide, two microphones for the measurement, and the end impedance node in the form of a connecting tube extended to the inside of the Helmholtz resonator with specified geometric characteristics. When the lungs are added to the Helmholtz resonator, the frequency increases, but not linearly with the decrease in their volume, indicating that the speed of sound is abnormal low in the lung parenchyma. The difference between the calculated and measured resonant frequencies is used to determine the speed of sound in the lung parenchyma. The measurements were carried out on air and collapsed lungs of 8 apparently healthy rabbits. Two variants of sound transmission in the lung parenchyma, corresponding to isothermal and adiabatic processes, are considered. The results of measurement and calculation demonstrate that the speed of sound in the lung parenchyma of an apparently healthy rabbit is 21–22 m/s, what is in accord with modern theoretical concepts.

Keywords: lung impedance, two-microphone method, resonant frequencies, sound speed in the lungs, adiabatic process, isothermal process, heat transfer index in the lung.