ResearchGate

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: https://www.researchgate.net/publication/336079878

Mathematical Model of Sound Absorption by Lungs with Acoustic Stimulation of the Respiratory System

Article *in* Doklady Biochemistry and Biophysics · July 2019

DOI: 10.1134/S160767291904001X

CITATIONS
5

READS
15

3 authors, including:

Alexey Bogomolov
Burnazyan Federal Medical and Biophysical Center
120 PUBLICATIONS **249** CITATIONS
SEE PROFILE

s. P. Dragan
Burnazyan Federal Medical and Biophyzical Centre
38 PUBLICATIONS **88** CITATIONS
SEE PROFILE

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:

Military medicine View project

"AltaIr": Bio-Radiolocation Technology Application for Non-Contact Diagnostics of Sleep Apnea View project

All content following this page was uploaded by Alexey Bogomolov on 03 November 2019.

The user has requested enhancement of the downloaded file.

ДОКЛАДЫ АКАДЕМИИ НАУК, 2019, том 487, № 1, с. 97–101

БИОХИМИЯ, БИОФИЗИКА, МОЛЕКУЛЯРНАЯ БИОЛОГИЯ

УДК 76.13.15; 76.29.35

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПОГЛОЩЕНИЯ ЗВУКА ЛЁГКИМИ ПРИ АКУСТИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

А. В. Богомолов*, С. П. Драган, Г. Г. Ерофеев**

Представлено академиком РАН И.Б. Ушаковым 15.11.2018 г.

Поступило 18.03.2019 г.

По результатам теоретико-экспериментального анализа особенностей распространения акустических колебаний в дыхательной системе показано, что для увеличения жизненной ёмкости лёгких за счёт открытия резервных альвеол с помощью акустической стимуляции дыхательной системы необходимо определить резонансную частоту дыхательного тракта, а затем воздействовать на дыхательную систему звуковой волной этой частоты в диапазоне максимального поглощения звука (на уровне ±3 дБ от максимального значения коэффициента поглощения).

Ключевые слова: акустическая стимуляция, модель поглощения звука, дыхательная система, акустический импеданс, резонанс дыхательной системы.

DOI: https://doi.org/10.31857/S0869-5652487197-101

Приоритетным направлением повышения функциональных резервов организма человека является применение нелекарственных технологий, к числу которых относятся технологии акустической стимуляции дыхательной системы [1–3]. Акустическая стимуляция дыхательной системы основана на взаимодействии высокоинтенсивной звуковой волны с дыхательной системой на резонансных частотах. Теоретической основой акустической стимуляции дыхательной системы являются её модельные представления как резонансного звукопоглотителя типа резонатора Гельмгольца [4–6].

Для исследования механики дыхания используется акустическая импедансометрия, основанная на модифицированном методе двух микрофонов [7, 8]. Математической моделью лёгких служит резонатор Гельмгольца сложной формы, учитывающей дихотомическую организацию лёгочных структур, объединяющую 21 бифуркацию. В рамках этой математической модели можно предположить, что общий объём лёгких (глубина воздухоносных путей вплоть до альвеол) определяет реактивную компоненту импеданса дыхательной системы, а геометрические характеристики устройства сочленения волновода с ротовой полостью (загубник) и воздухоносных путей определяют его активную компоненту. Измеряя компоненты импеданса дыхательной системы, можно оценить характеристики лёгких в процессе дыхания и биофизические характеристики лёгочных тканей [7, 8].

Простейший резонансный поглотитель (резонатор Гельмгольца) состоит из жёсткой перфорированной панели, расположенной на некотором расстоянии от жёсткой стенки. Аналогом такого резонатора может служить дыхательная система, когда к ротовой полости через загубник подключён волновод. Импеданс этого резонатора равен сумме импедансов перфорированной панели (загубника) и воздушного промежутка, образованного всеми воздухоносными путями дыхательного тракта.

Импеданс Z_n загубника определяется потерями в его пограничном слое и прилегающих воздухоносных путях (трахеи и бронхи), а также инерционностью колеблющейся массы M (соколеблющаяся масса воздуха в воздухоносных путях и колебания прилегающих тканей). В нормированном к величине импеданса воздушной среды виде можно записать

$$Z_n = R_1 + i\omega M_1, \quad R_1 = \frac{R}{\rho c}, \quad M_1 = \frac{M}{\rho c},$$

где ρ — плотность воздуха, c — скорость звука в воздухе.

Импеданс $Z_в$ воздушного слоя “суммарная ёмкость лёгких — длина воздухоносных путей L” представляет собой реактивность упругого типа

$$Z_в = -j\,\mathrm{ctg}(kL),$$

где $k = \omega/c$ — волновое число, ω — циклическая частота звука ($\omega = 2\pi f$), f — частота звуковых коле-

Государственный научный центр РФ — Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна, Москва

**E-mail: a.v.bogomolov@gmail.com*

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

баний. Необходимо отметить, что скорость звуковой волны по мере распространения от трахеи до бронхиол высоких порядков уменьшается в несколько раз. Таким образом, нормированный импеданс дыхательной системы

$$Z_1 = R_1 + i(\omega M_1 - \mathrm{ctg}(kL)).$$

Обозначив реактивную компоненту импеданса

$$Y_1 = \omega M_1 - \mathrm{ctg}(kL),$$

получим

$$Z_1 = R_1 + iY_1.$$

В этих обозначениях коэффициент поглощения звука дыхательной системой α в соответствии с [9] имеет вид

$$\alpha = \frac{4R_1}{(R_1+1)^2 + Y_1^2}.$$

Известно, что максимальное поглощение акустических колебаний в резонансных системах, в том числе и биологическими объектами, регистрируется на резонансной частоте при $Y_1 = 0$, когда $R_1 \approx 1$. Условие $R_1 \approx 1$ выполняется при оптимальном значении коэффициента перфорации (соотношение площади поперечного сечения загубника и волновода).

Для импеданса дыхательной системы условие $Y_1 = 0$ выполняется, когда положительный реактанс воздухоносных путей скомпенсирован отрицательным реактансом воздушного промежутка, т.е.

$$\omega M_1 = \mathrm{ctg}(kL).$$

Таким образом, на частоте резонанса достигается максимальное согласование между соколеблющейся массой воздуха в воздухоносных путях и импедансом воздушной среды, образованным упругостью объёма воздухоносных путей лёгких.

Воздействие на дыхательную систему высокоинтенсивными звуками на резонансных частотах, когда сопротивление минимально ($R_1 \approx 1$ и $Y_1 = 0$), обеспечивает прохождение звукового давления во все воздухоносные пути, что способствует увеличению жизненной ёмкости лёгких за счёт открытия резервных альвеол и увеличения диаметра бронхиол.

Физиологическое обоснование этого эффекта может быть дано исходя из того, что на протяжении всего вдоха в плевральной полости поддерживается отрицательное давление, что позволяет альвеолам расправляться и заполнять дополнительное пространство в лёгочной ткани, возникающее при расширении грудной клетки. Давление в плевральной полости приблизительно на 3–4 мм рт. ст. (400–533 Па) ниже, чем в лёгких. При увеличении давления в альвеолах возрастает градиент давления между плевральной полостью и лёгкими, что, в свою очередь, приводит к раскрытию резервных альвеол, которые ранее не участвовали в дыхательном процессе. Так, при воздействии падающей волны на входе респираторного тракта 130 дБ (63,2 Па) изменение градиента давления между лёгкими и плевральной полостью составит 4–16%, следовательно, можно ожидать пропорционального увеличения жизненной ёмкости лёгких.

Активные потери энергии звуковой волны R обусловлены трением воздуха в отверстиях воздухоносных путей (потери на образование вязких волн). В общем случае удельное активное сопротивление на единицу длины трубки $R'_{\text{тр}}$, моделирующей воздухоносный путь (загубник, трахея и бронхи), выражается через функции Бесселя [9, 10]:

$$R'_{\text{тр}} = \frac{\mu k_{\text{в}}^2}{1 - \frac{2}{k_{\text{в}} r_0}\frac{J_1(k_{\text{в}} r_0)}{J_0(k_{\text{в}} r_0)}},$$

где $J_0(k_{\text{в}} r_0)$ и $J_1(k_{\text{в}} r_0)$ — функции Бесселя нулевого и первого порядка, $k_{\text{в}}$ — постоянная распространения вязких волн, r_0 — радиус трубки, μ — коэффициент вязкости.

Постоянная распространения вязких волн (волн Стокса) рассчитывается как

$$k_{\text{в}} = \pm\beta(1+i) = \pm\frac{2\pi}{\lambda}(1+i),$$

а волновое число и коэффициент затухания у таких волн совпадают по величине:

$$\beta = \sqrt{\frac{\rho\omega}{2\mu}} = \sqrt{\frac{\omega}{2\nu}}.$$

Длина вязкой волны определяется как

$$\lambda_{\text{в}} = \frac{2\pi}{\beta} = 2\sqrt{\frac{\pi\nu}{f}},$$

где μ — вязкость воздуха, ν — кинематическая вязкость воздуха. При температуре 36,6 °C кинематическая вязкость воздуха $\nu = 1{,}63 \cdot 10^{-5}$ м^2/с; тогда длину вязкой волны можно записать как функцию от частоты в виде

$$\lambda_{\text{в}} = \frac{0{,}0143}{\sqrt{f}}\ (\text{м}).$$

Известно, что вязкие волны практически затухают на расстоянии длины волны (это очень малень-

кие расстояния: на частотах резонанса лёгких 20–25 Гц $\lambda_в = 0{,}0029–0{,}0032$ м).

В двух предельных случаях [9, 10] очень узких или широких (по сравнению с длиной вязкой волны) трубок радиуса r_0, когда аргумент функций Бесселя $|k_в r_0| < 2$, удельное сопротивление на единицу длины трубки определяется по формуле Пуазейля

$$R'_{тр} \approx \frac{8\mu}{r_0^2} = \frac{8\mu\pi}{\sigma}.$$

В этом случае удельное сопротивление зависит только от размера радиуса трубки (воздухоносных путей) и не зависит от частоты, а записанная формула справедлива для бронхов, радиус которых меньше 1–3 мм.

С увеличением аргумента функций Бесселя $|k_в r_0|$, которое происходит с ростом радиуса или частоты, при прочих равных условиях активные потери энергии звуковой волны на единицу длины трубки, обусловленные трением воздуха в отверстиях воздухоносных путей (потери на образование вязких волн), определяются по формуле Гельмгольца

$$R'_{тр} \approx \frac{1}{r_0}\sqrt{2\rho\mu\omega}.$$

Здесь удельное сопротивление зависит и от размера радиуса трубки, и от частоты. С ростом частоты удельное сопротивление возрастает. Формула Гельмгольца справедлива для бронхов, радиус которых больше 1–3 мм.

Таким образом:

при распространении звуковой волны в бронхах, радиус которых больше 1–3 мм (на частотах когда $\lambda_в < 1–3$ мм), активная компонента импеданса — резистанс R_1 имеет частотно зависимый вид, т.е. с увеличением частоты звуковой волны её величина увеличивается;

в бронхах, радиус которых меньше 1–3 мм (на частотах когда $\lambda_в > 1–3$ мм), формируется так называемое течение Пуазейля, а резистанс от частоты не зависит.

Вид частотной зависимости резистанса, вероятно, может быть использован в качестве диагностического критерия. Для здоровых лёгких, у которых все воздухоносные пути свободны и открыты, резистанс с увеличением частоты увеличивается. Если воздухоносные пути сужены или заполнены мокротами, то происходит вязкостное поглощение звуковой волны и резистанс от частоты не зависит. Поведение резистанса на самых низких частотах (когда длина волны вязкости сопоставима с радиусом бронхов) может служить индикатором состояния бронхов.

Измерение резистанса лёгких на высоких частотах можно использовать для диагностики состояния лёгочной ткани. Если резистанс дыхательной системы в каком-либо диапазоне частот не увеличивается, это свидетельствует о том, что диаметр бронхов сопоставим с длиной волны вязкости для этой частоты. Такое сопоставление позволит оценить состояние бронхов высоких порядков и локализовать патологические изменения. Для проверки этого предположения, безусловно, необходимы полномасштабные клинические испытания.

Для выявления связи измеренных значений резонансной частоты респираторного тракта по критерию равенства нулю реактанса ($Y_1 = 0$) с его геометрическими характеристиками рассмотрим простейший резонатор Гельмгольца, резонансная частота которого $f_{рез}$ определяется так:

$$f_{рез} = \frac{c}{2\pi}\sqrt{\frac{S}{lV}},$$

где c — скорость звука в воздухе, S — площадь сечения “горла” резонатора Гельмгольца диаметра d ($S = \pi d^2/4$), l — длина, м (длина горла резонатора Гельмгольца), V — объём резонатора (жизненная ёмкость лёгких), м^3. Учитывая, что длина воздухоносных путей является постоянной, изменение резонансной частоты может быть обусловлено изменением объёма V или площадью поперечного сечения воздухоносных путей S.

Корректность изложенных теоретических положений подтверждена экспериментально [11–14].

Процедура акустической стимуляции дыхательной системы была проведена на группе из 15 спортсменов-пловцов мужского и женского пола. Стимуляция производилась в течение пяти дней подряд. Ежедневная стимуляция состояла из трёх сеансов, каждый сеанс длился по три минуты с перерывом между сеансами, равным одной минуте.

Первоначально перед стимуляцией измеряли индивидуальные импедансные характеристики, определяли резонансную частоту, а затем стимулировали дыхательную систему сканирующими тональными звуками в частотном диапазоне максимального поглощения звука (на уровне ±3 дБ от максимального значения коэффициента поглощения)

Измерения импедансных характеристик дыхательной системы производили у спортсменов в положении сидя. Спортсмен брал в рот загубник и дышал в своём обычном ритме. Методика измерения

акустических импедансных характеристик, в том числе дыхательной системы, изложена в работах [4–8]. Измерение импедансных характеристик дыхательной системы осуществляли полигармоническим сигналом в диапазоне частот 3–51 Гц за время усреднения 30 с. Фиксации щёк и использование носового зажима методикой не предусмотрено, так как необходимо определять частотный диапазон максимального поглощения звука дыхательной системой в условиях, идентичных процедуре проведения стимуляции. При стимуляции (когда в гортань подаются звуковые колебания) необходимо, чтобы спортсмен вдыхал и выдыхал воздух через нос. Это обстоятельство следует учитывать при сопоставлении данных о резонансных частотах, полученных методом измерения акустических импедансных характеристик, по сравнению с методом импульсной осциллометрии [1–3].

Диапазон частот максимального поглощения звука определяли индивидуально, по частотной зависимости измеренного коэффициента поглощения α. Стимуляция осуществлялась на тональной частоте, изменяющейся в диапазоне 20–45 Гц. Ритм сканирования синхронизирован с ритмом дыхания: на вдохе тональная частота стимулирующего сигнала уменьшалась от максимального до минимального значения, а на выдохе повышалась. Ритм дыхания и сканирования подбирали индивидуально для каждого спортсмена от двух до четырёх секунд.

При проведении стимуляции дыхательной системы для определения показателей жизненной ёмкости лёгких (ЖЕЛ) использовали портативный спирометр, позволяющий регистрировать ЖЕЛ с точностью до 0,1 литра. Определение ЖЕЛ на всех этапах исследования проводилось следующим образом. Показатели ЖЕЛ регистрировали при положении спортсмена стоя. Спортсмен выполнял два предварительных спокойных вдоха—выдоха, затем делал глубокий вдох и спокойный полный выдох через мундштук спирометра. Выполнялось три измерения ЖЕЛ, среди которых выбирался лучший результат.

Результаты измерения ЖЕЛ у обследованной группы спортсменов после каждого дня биоакустической стимуляции дыхательной системы свидетельствуют об увеличении ЖЕЛ на 1–9%. Кроме того, результаты субъективного опроса по оценке состояния дыхательной системы свидетельствуют, что после сеансов биоакустической стимуляции все обследованные отмечают улучшение и облегчение дыхания.

Пятикратная стимуляция сканирующим тональным сигналом с уровнем звукового давления до 130 дБ привела к увеличению резонансной частоты дыхательной системы. Это обстоятельство свидетельствует о том, что в результате стимуляции, вероятно, произошло открытие резервных альвеол и увеличение площади поперечного сечения альвеолярных ходов и дыхательных бронхиол.

В соответствии с теоретическими представлениями о резонансных системах одновременное увеличение объёма (жизненной ёмкости) лёгких и резонансной частоты дыхательной системы возможно лишь при увеличении площади поперечного сечения воздухоносных путей, т.е. при увеличении диаметра бронхиол. Об увеличении диаметра бронхиол свидетельствуют результаты измерения акустического импеданса: после нескольких сеансов стимуляции резистанс повышается и приобретает чёткую зависимость от частоты, что свидетельствует об отсутствии влияния вязкой волны на процесс поглощения звука.

Полученные результаты свидетельствуют о физиологической адекватности математической модели поглощения звука лёгкими при акустической стимуляции дыхательной системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Impulse Oscillometry: Analysis of Lung Mechanics in General Practice and the Clinic, Epidemiology and Experimental Research. Frankfurt am Main: Pmi Verlagsgruppe Gmbh, 1994. 351 p.
2. *Яшина Л.А.*, *Полянская М.А.*, *Загребельный Р.М.* // Здоров'я України. 2009. № 23/1. С. 26–27.
3. *Науменко Ж.К.*, *Неклюдова Г.В.*, *Чикина С.Ю.*, *Черняк А.В.* // Атмосфера. Пульмонология и аллергология. 2007. № 2. С. 14–17.
4. *Драган С.П.*, *Лебедева И.В.* // Акуст. журн. 1992. Т. 38. № 2. С. 174–178.
5. *Драган С.П.*, *Лебедева И.В.* // Акуст. журн. 1998. Т. 44. № 2. С. 206.
6. *Драган С.П.*, *Лебедева И.В.* // Вестн. Моск. ун-та. Сер. 3. Физика. Астрономия. 1994. Т. 35. № 6. С. 104–113.
7. *Богомолов А.В.*, *Драган С.П.* // ДАН. 2015. Т. 464. № 5. С. 623.
8. *Драган С.П.*, *Богомолов А.В.* // Мед. техника. 2015. № 5. С. 19–21.
9. *Ржевкин С.Н.* Курс лекций по теории звука. М.: МГУ, 1960. 336 с.
10. *Кравчун П.Н.* Генерация и методы снижения шума и звуковой вибрации. М.: Изд-во МГУ, 1991. 184 с.
11. *Ерофеев Г.Г.*, *Разинкин С.М.*, *Драган С.П.*, *Петрова В.В.*, *Шулепов П.А.* // Вопр. курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. 2018. Т. 95. № 2–2. С. 53–54.

12. *Ерофеев Г.Г.*, *Драган С.П.*, *Петрова В.В.*, *Шулепов П.А.*, *Богоявленских Н.С.* // Медицинская наука и образование Урала. 2018. Т. 19. № 1 (93). С. 96–100.
13. *Разинкин С.М.* // Вестн. неврологии, психиатрии и нейрохирургии. 2009. № 11. С. 10–15.
14. *Разинкин С.М.* // Новые мед. технологии. 2010. № 2. С. 16–25.

MATHEMATICAL MODEL OF SOUND ABSORPTION BY LUNGS WITH ACOUSTIC STIMULATION OF THE RESPIRATORY SYSTEM

A. V. Bogomolov, S. P. Dragan, G. G. Erofeev

State Scientific Center of the Russian Federation – Burnazyan Federal Medical Biophysical Center, Moscow, Russian Federation

Presented by Academician of the RAS I.B. Ushakov November 15, 2018

Received March 18, 2019

According to the results of theoretical and experimental analysis of the characteristics of the propagation of acoustic oscillations in the respiratory system, it is necessary to determine the resonant frequency of the respiratory tract to increase the vital capacity of the lungs by opening back-up alveoli by acoustic stimulation of the respiratory system, and then to affect the respiratory system maximum sound absorption range (at a level of ±3 dB from the maximum value of the absorption coefficient).

Keywords: acoustic stimulation, sound absorption model, respiratory system, acoustic impedance, resonance of the respiratory system.

View publication stats