



УДК 534.1

И. В. Вовк, В. Т. Мацыпура

Моделирование механизма генерации везикулярных шумов дыхания

(Представлено академиком НАН Украины В. Г. Гринченко)

Предложена математическая модель процесса генерации везикулярных шумов дыхания, основанная на предположении о существенном вкладе вибраций стенок альвеол в звукообразование при акте дыхания. Разработана модель стенки альвеолы в виде мембраны и показано, что при ее периодическом растяжении могут возникать поперечные колебания, способные генерировать звук. Определены характеристики сложного шумового сигнала, который формируется при одновременном возбуждении мембран с разными механическими характеристиками. На основе анализа такого сигнала установлено, что его форма и фрактальные свойства достаточно близки к форме и фрактальным свойствам реального везикулярного шума.

Ключевые слова: математическая модель, везикулярные шумы дыхания, вибрации стенок альвеол, фрактальные свойства.

В работе [1] на основе использования традиционной и оригинальной методик регистрации и обработки везикулярных и трахейных шумов дыхания здоровых людей, в том числе и проведение их фрактального анализа, установлено, что природа возникновения везикулярных и трахейных шумов разная. Показано, что везикулярные шумы возникают в результате деформации растяжения — сжатия паренхимы (биоткани) легких в процессе акта дыхания, а трахейные шумы, как достоверно известно, — за счет пульсаций давления на внутренней поверхности трахеи, вызванных нестационарностью потока воздуха в области голосовой щели. Однако вопрос о механизме трансформации энергии, запасенной в паренхиме легких за счет ее деформации, в звуковую энергию продолжает оставаться дискуссионным.

Вместе с тем еще в 1961 г. выдающийся советский клиницист А. А. Ковалевский [2] предположил, что деформация паренхимы в процессе акта дыхания должна вызывать колебания стенок альвеол, а эти колебания, в свою очередь, возбуждать звуковые колебания в паренхиме легких. Позже другой выдающийся клиницист А. Я. Губергриц [3] полностью разделял это предположение А. А. Ковалевского. Авторы статьи “Дыхательные шумы” в Большой медицинской энциклопедии [4] также считают, что везикулярные шумы рождаются в самих альвеолах, но, главным образом, за счет колебаний стенок альвеол, возникающих вследствие упругого напряжения альвеол при их растяжении на вдохе и ослабления напряжения

© И. В. Вовк, В. Т. Мацыпура, 2015

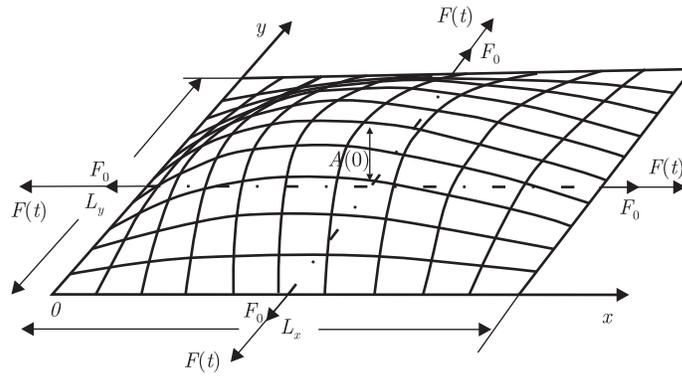


Рис. 1. Закрепленная по контуру мембрана в момент времени $t = 0$

на выдохе. Нам также импонирует это предположение и поэтому цель настоящей работы состоит в том, чтобы, по крайней мере теоретически, показать, что предложенный клиницистами механизм возникновения везикулярных шумов дыхания в легких правдоподобен.

Теоретическая модель. Прежде всего, напомним некоторые физические и геометрические характеристики паренхимы. Паренхима — это биоткань легких, имеющая в основном ячеистую структуру [5] (в первом приближении напоминающая пену). Именно эти ячейки, которые представляют собой заполненные воздухом произвольно ориентированные неправильные многогранники максимальным размером порядка $L \approx 300 \cdot 10^{-6}$ м, и называются альвеолами. Количество альвеол в легких человека составляет около 300 млн. Стенки альвеол весьма тонкие (порядка $h \approx (6 - 10) \cdot 10^{-6}$ м) и содержат мельчайшие кровеносные сосуды (капилляры). Плотность биоткани стенок близка к плотности воды, т. е. $\rho \approx 10^3$ кг/м³. Поверхность стенок альвеол смочена тончайшим слоем жидкости, которая за счет поверхностного натяжения стремится сплющить альвеолу. Однако слой специализированных биоклеток, выстилающих поверхность стенок, выделяет особое вещество — сурфактант, которое значительно снижает поверхностное натяжение жидкости и тем самым обеспечивает стабильность формы альвеол [5].

Таким образом, стенки альвеол в отсутствие дыхания имеют некоторое предварительное натяжение, которое, однако, не может нарушить форму альвеол. В процессе вдоха паренхима увеличивается в объеме за счет работы межреберных мышц и мышц диафрагмы, которые увеличивают объем грудной клетки. Естественно увеличивается и объем альвеол за счет растяжения их стенок. Понятно, что во время выдоха этот процесс идет в обратном направлении. Следовательно, именно в процессе дыхания, как утверждается в [2–4], периодическое растяжение — сжатие стенок и трансформируются в поперечные колебания стенок альвеол, которые и возбуждают звуковые колебания, регистрируемые на поверхности грудной клетки как везикулярные шумы дыхания. Ниже на простейшей модели покажем, что такой механизм трансформации деформации растяжения — сжатия стенок альвеол в их поперечные колебания возможен.

Рассмотрим простейшую двухмерную физическую модель, которая может хорошо иллюстрировать механизм, приводящий к возбуждению поперечных колебаний стенок альвеол при их периодическом продольном растяжении — сжатии. Поскольку $h \ll L$, в качестве простейшей модели стенки альвеолы возьмем прямоугольную мембрану, закрепленную по контуру (рис. 1). Пусть имеются некоторое постоянное (не зависящее от времени) натяжение мембраны F_0 и некоторое небольшое, по сравнению с размерами мембраны, начальное

поперечное отклонение $A(0)$ центра мембраны в момент времени $t = 0$. Теперь начнем воздействовать на мембрану периодическим натяжением $F(t)$ (которое будет имитировать натяжение, приводящее к периодическому растяжению — сжатию стенки альвеолы во время акта дыхания) и посмотрим, возникнут ли при этом поперечные колебания мембраны.

Для того чтобы решить эту задачу, воспользуемся известным дифференциальным уравнением колебаний мембраны [6]

$$\frac{\partial^2 \xi(x, y, t)}{\partial t^2} = c^2(t) \left[\frac{\partial^2 \xi(x, y, t)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \xi(x, y, t)}{\partial y^2} \right], \quad (1)$$

где $\xi(x, y, t)$ — поперечные смещения мембраны; $c^2(t) = [F_0 + F(t)]/\bar{\rho}$; $c(t)$ — скорость распространения возмущения в мембране; $\bar{\rho} = \rho h$ — поверхностная плотность материала мембраны.

Учитывая принятые выше допущения, запишем граничные условия

$$\xi(x, y, t) = 0; \quad 0 \leq x \leq L_x, \quad y = 0, \quad y = L_y; \quad 0 \leq y \leq L_y; \quad x = 0, \quad x = L_x. \quad (2)$$

Ограничимся рассмотрением случая, когда мембрана может колебаться только на своей первой моде. Тогда, с учетом (2), можно записать

$$\xi(x, y, t) = A(t) \sin\left(\frac{\pi x}{L_x}\right) \sin\left(\frac{\pi y}{L_y}\right). \quad (3)$$

Подставив выражение (3) в уравнение (1), легко получить уравнение для определения амплитуды колебаний $A(t)$. Полагая для простоты, что $L_x = L_y$, имеем

$$\frac{d^2 A(t)}{dt^2} + 2\left(\frac{\pi}{L}\right)^2 \frac{F_0 + F(t)}{\bar{\rho}} A(t) = 0; \quad x = \frac{L_x}{2}, \quad y = \frac{L_y}{2}. \quad (4)$$

Для того чтобы приступить к решению уравнения (4), необходимо задать начальные условия. Учитывая принятое выше отклонение центра мембраны в момент времени $t = 0$, имеем

$$A(0) = 0, 1L_x; \quad \frac{dA(0)}{dt} = 0. \quad (5)$$

Здесь величина начального отклонения $A(0)$ выбрана с учетом выполнения неравенства $A(0) \ll L_x$. Теперь нам необходимо задать величину постоянного натяжения мембраны F_0 . К сожалению, в отличие от линейных размеров стенок альвеол и их плотности, каких-либо конкретных сведений о величине натяжения F_0 в доступной литературе мы не нашли. Поэтому для хотя бы приблизительной ее оценки мы воспользовались хорошо известным выражением, связывающим первую собственную частоту f_1 квадратной мембраны с ее геометрическими и механическими характеристиками [6], откуда непосредственно следует

$$F_0 = 2f_1^2 L_x^2 \bar{\rho}. \quad (6)$$

Из экспериментальных данных хорошо известно [1–4, 7–9], что основная энергетика везикулярных шумов лежит примерно в диапазоне 50–200 Гц. Полагая для примера среднюю частоту $f_1 = 100$ Гц и используя вышеприведенные характеристики стенок альвеол, нетрудно показать, что величина натяжения F_0 может составлять значение порядка $2 \cdot 10^{-5}$ Н/м.

Далее необходимо задать переменное натяжение $F(t)$ мембраны. Для простоты выберем периодическую функцию вида

$$F(t) = \frac{\bar{F}}{2} \left(1 + \sin \left(2\pi \tilde{f}t - \frac{\pi}{2} + \varphi \right) \right), \quad (7)$$

которая будет моделировать натяжение, воздействующее на стенку альвеолы в процессе дыхания. Здесь фиксированная частота $\tilde{f} = 0,345$ Гц (период $\tilde{T} = 1/\tilde{f}$ соответственно равен $\sim 2,9$ с) примерно соответствует реальной частоте дыхания; φ — начальная фаза; \bar{F} — амплитуда. Заметим, что функция $F(t)$ ни при каких t не имеет отрицательных значений.

Теперь необходимо задать конкретные значения параметров F_0 , $\bar{\rho}$, L_x и φ . Очевидно, что если мы присвоим этим параметрам некоторые конкретные числа, то сможем смоделировать механизм возбуждения колебаний только одной стенки альвеолы на одной частоте. В действительности, как мы знаем [2–4], одновременно колеблются стенки множества альвеол, которые имеют разную форму, размеры, начальное натяжение и, следовательно, разные собственные частоты колебаний. Кроме того, стенки всех альвеол в паренхиме, очевидно, не могут колебаться синхронно с одной и той же фазой да и длина путей от разных стенок до точки, где проводится регистрация шумов, разная, что обуславливает разную фазовую задержку. Именно вследствие сложения этого множества колебаний с разными частотами и фазами рождается шумовой сигнал, характерный для везикулярного дыхания. Чтобы хоть в малой мере учесть это обстоятельство, мы поступили следующим образом. В программе, которую мы разработали для численных расчетов характеристик рассматриваемой модели, параметры F_0 , $\bar{\rho}$, L_x и φ выбирались случайным образом в пределах следующих интервалов¹: $3 \cdot 10^{-6} \leq F_0 \leq 30 \cdot 10^{-6}$ Н/м, $0 \leq \varphi \leq \pi$, $4 \cdot 10^{-3} \leq \bar{\rho} \leq 16 \cdot 10^{-3}$ кг/м², $2,5 \cdot 10^{-4} \leq L_x \leq 1,25 \cdot 10^{-4}$ м. Величина $\bar{F} = 6 \cdot 10^{-6}$ Н/м, а количество численных реализаций составляло $M = 50$. После этого в каждой точке t_i временного интервала наблюдения определялась суммарная амплитуда отклонения центра мембраны

$$\tilde{A}(t_i) = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M A_m(t_i). \quad (8)$$

При проведении численных расчетов весь временной интервал наблюдения составлял 17 с, количество точек разбиения интервала наблюдения — $Q = 59440$; t_i — текущая точка временного интервала наблюдения $i = 1, 2, \dots, Q$. В результате получился цифровой сигнал $\tilde{A}(t)$ с частотой дискретизации 3496 Гц, который и представляет собой модельный сигнал везикулярного шума.

В заключение укажем еще на одно важное обстоятельство. Как показано в работе [7], паренхима легких обладает свойством интенсивно поглощать распространяющиеся в ней звуковые колебания. Причем с ростом частоты звуковых колебаний поглощение увеличивается. Ориентировочно можно считать, что наличие поглощения приводит к снижению уровня звуковых колебаний с ростом частоты пропорционально величине $1/f^2$. Чтобы учесть это свойство паренхимы, полученный в результате расчетов сигнал $\tilde{A}(t)$ пропускался через низкочастотный фильтр с частотой среза 30 Гц и крутизной спада около 12 дБ на октаву.

Анализ численных результатов. Теперь обратимся к полученным результатам расчетов. На рис. 2 представлен сигнал, смоделированный вышеуказанным способом. Как

¹Интервалы выбирались в какой-то мере произвольно, однако так, чтобы резонансная частота стенок лежала примерно в диапазоне частот 50–200 Гц. Какие-либо другие сведения о реальных разбросах величин F_0 , $\bar{\rho}$, L_x и φ в настоящее время отсутствуют.

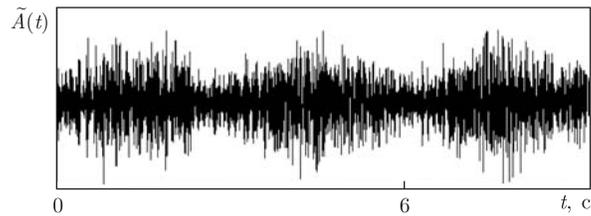


Рис. 2. Фрагмент сигнала, моделирующего везикулярные шумы

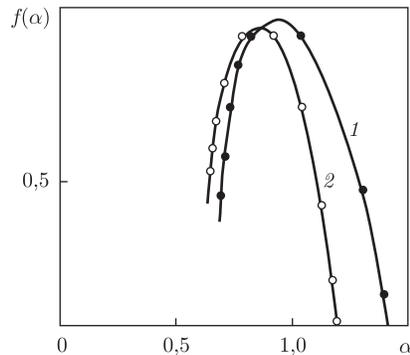


Рис. 3. Спектр сингулярности: 1 — реальный сигнал везикулярного шума; 2 — сигнал, моделирующий везикулярные шумы

видно, сигнал имеет шумоподобный вид с амплитудной модуляцией, имеющей период $\tilde{T} \approx 2,9$ с. Очевидно, что в целом форма сигнала сходна с формой сигналов, характерных для везикулярных шумов (сравнить форму этого сигнала с сигналами реальных везикулярных шумов, приведенных, например, в [1, 8, 9]). Однако для того чтобы окончательно убедиться в том, что полученный сигнал удовлетворительно моделирует везикулярный шум, необходимо провести анализ его внутренней структуры. Как показано в [1], наиболее подходящим для этого инструментом является анализ фрактальных свойств сигнала. На рис. 3 представлен спектр сингулярности сигнала, изображенного на рис. 2, и реального сигнала везикулярного шума. Как видно, спектр сигнала, моделирующего везикулярные шумы, и спектр реального везикулярного шума достаточно близки друг к другу. А это означает, что внутренняя структура модельного сигнала, полученного на основе использования простейшей модели стенки альвеолы в виде мембраны, весьма близка к внутренней структуре везикулярных шумов. Поэтому с большой долей уверенности можно утверждать, что физической причиной возникновения везикулярных шумов действительно являются колебания стенок альвеол при периодическом растяжении паренхимы легких в процессе акта дыхания.

Таким образом, разработана модель стенки альвеолы в виде мембраны. Показано, что при ее периодическом растяжении — сжатии могут возникать поперечные колебания, генерирующие звук. На основе решения задачи о параметрических колебаниях мембраны смоделирован сложный шумовой сигнал, который может формироваться при одновременном возбуждении группы мембран с разными механическими характеристиками. Анализ такого модельного сигнала показал, что его форма и фрактальные свойства достаточно близки к форме и фрактальным свойствам реального везикулярного шума. Такой результат позволяет сделать заключение о достоверности модели, описывающей механизмы генерации шумов дыхания за счет механических колебаний элементов легочной ткани.

Цитированная литература

1. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Мацыпура В. Т.* Природа шумов дыхания и их мультифрактальные свойства // Акуст. журн. – 2013. – **59**, № 5. – С. 636–647.
2. *Ковалевский А. А.* Перкуссия и аускультация. – Томск: Изд-во Томск. ун-та, 1961. – 170 с.
3. *Губергриц А. Я.* Непосредственное исследование больного. – Ижевск: Изд. дом “Удмуртия”, 1996. – 332 с.
4. *Большая медицинская энциклопедия.* Т. 7. – Москва: Сов. энцикл., 1977.
5. *Уэст Дж.* Физиология дыхания. Основы. – Москва: Мир, 1988. – 200 с.
6. *Гринченко В. Т., Вовк И. В., Мацыпура В. Т.* Основы акустики. – Киев: Наук. думка, 2007. – 640 с.
7. *Wodicka G. R., Stevens K. N., Golub H. L., Crowlho E. G., Shannon D. C.* A model of acoustic transmission in the respiratory system // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989. – **36**, No 9. – P. 925–933.
8. *Noam Gavriely.* Breath sounds Methodology. – Boca Raton, London-Tokyo: CRC Press, 1995. – 203 p.
9. *Pasterkamp H., Kraman S. S., Wodicka G. R.* Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscope // Am. J. Respir. Crit. Care Med. – 1997. – **156**. – P. 974–987.

References

1. *Vovk I. V., Grinchenko V. T., Matsypura V. T.* Acoustical Physics, 2013, **59**, No 5: 590–600.
2. *Kovalevsky A. A.* Percussion and Auscultation, Tomsk: University of Tomsk, 1961 (in Russian).
3. *Gubergrits A. J.* Direct study of patients, Izhevsk: Publishing house “Udmurtiya”, 1996 (in Russian).
4. *Great Medical Encyclopedia*, v. 7, Moscow: Soviet Encycl., 1977 (in Russian).
5. *John B. West.* Respiratory Physiology, Basic, Moscow: Mir, 1988 (in Russian).
6. *Grinchenko V. T., Vovk I. V., Matsypura V. T.* Fundamentals of acoustics, Kiev: Nauk. Dumka, 2007 (in Russian).
7. *Wodicka G. R., Stevens K. N., Golub H. L., Crowlho E. G., Shannon D. C.* IEEE Trans. Biomed. Eng., 1989, **36**, No 9: 925–933.
8. *Noam Gavriely.* Breath sounds Methodology, Boca Raton, London-Tokyo: CRC Press, 1995.
9. *Pasterkamp H., Kraman S. S., Wodicka G. R.* Am. J. Respir. Crit. Care Med., 1997, **156**: 974–987.

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Поступило в редакцию 17.02.2015

І. В. Вовк, В. Т. Маціпура

Моделювання механізму генерації везикулярних шумів подиху

Інститут гідромеханіки НАН України, Київ

Запропоновано математичну модель процесу генерації везикулярних шумів подиху, засновану на припущенні про істотний внесок вібрацій стінок альвеол у звукоутворення при акті подиху. Розроблено модель стінки альвеоли у вигляді мембрани й показано, що при її періодичному розтяганні можуть виникати поперечні коливання, здатні генерувати звук. Визначено характеристики складного шумового сигналу, що формується при одночасному збудженні мембран з різними механічними характеристиками. На основі аналізу такого сигналу встановлено, що його форма й фрактальні властивості досить близькі до форми й фрактальних властивостей реального везикулярного шуму.

Ключові слова: математична модель, везикулярні шуми подиху, вібрації стінок альвеол, фрактальні властивості.

I. V. Vovk, V. T. Matsypura

Modeling the mechanism of generation of vesicular breath sounds

Institute of Hydromechanics of the NAS of Ukraine, Kiev

We present a mathematical model of the process of generation of vesicular breath sounds based on the assumption of a significant contribution of the vibration of alveoli walls to the sound formation during breathing. We develop a model of alveolus wall in the form of a membrane and show that, with its periodic extension, transverse vibrations resulting in the sound generation can occur. We determine characteristics of the composite noise signal formed during the simultaneous excitation of membranes with different mechanical characteristics. Based on the analysis of such a signal, we found that its shape and fractal properties are close enough to those of the real vesicular breath sounds.

Keywords: mathematical model, vesicular breath sounds, vibration of alveoli walls, fractal properties.