

## Метод акустической импедансометрии дыхательного тракта

## Аннотация

Изложен оригинальный метод акустической импедансометрии дыхательного тракта в диапазоне частот от 4 до 100 Гц, основанный на регистрации и обработке зарегистрированных двумя измерительными микрофонами отраженных зондирующих полигармонических звуковых сигналов. Описан комплекс технических средств, необходимых для реализации разработанного метода в пульмонологической практике.

В последние десятилетия наряду с традиционными методами исследования состояния органов дыхания в клинической практике широко применяют *импульсную осциллометрию* – измерение сопротивления дыхательных путей воздушному потоку [1]. Общее сопротивление дыхательной системы (дыхательный импеданс) – это сумма фрикционного сопротивления (сопротивление потоку, оказываемое стенками трахеобронхиального дерева) и реактанса (сопротивление, обусловленное эластическими свойствами легких и грудной клетки, и инерционное сопротивление воздуха, легких и грудной клетки). Фрикционное сопротивление характеризует состояние дыхательных путей, а реактанс – работу дыхания.

При импульсной осциллометрии в дыхательные пути подают поток воздуха с навязанными осцилляциями и измеряют давление и поток выдыхаемого воздуха. Частота навязанных осцилляций должна быть гораздо больше, чем частота дыхания пациента (наиболее часто используют диапазон частот от 5 до 35 Гц), что позволяет оценить резистентность на разных уровнях дыхательной системы (чем ниже уровень бронхов, тем выше должна быть частота навязанных осцилляций, необходимая для измерения их импеданса) [1]-[4]. Анализируя отраженные колебания, рассчитывают общее сопротивление и определяют частотную зависимость фрикционного сопротивления и реактанса, включая сопротивление периферических и верхних дыхательных путей (внегрудных и центральных внутригрудных дыхательных путей первой генерации; внегрудных, центральных и периферических дыхательных путей), резонансную частоту (при которой эластическое и инерционное сопротивления равны, а общее сопротивление равно фрикционному сопротивлению), периферический реактанс (эластическое сопротивление легких и грудной клетки при частоте 5 Гц) и другие показатели [1]-[4].

Методика необременительна для пациента (необходимо дышать с обычной частотой в течение 0,5...1 мин) и имеет существенное значение для исследования бронходилатационного и бронхоконстрикторного ответов, мониторингирования течения заболевания, для эпидемиологических исследований в качестве скринингового метода [2]-[4].

К числу преимуществ импульсной осциллометрии относят ее высокую, по сравнению с часто применяемой пневмотахометрией (спирографией), чувствительность в отношении бронхообструктивных заболеваний; возможность ее использования при обследовании детей, беременных, некомплайентных больных и других лиц, неспособных выполнить маневры, необходимые при пневмотахометрии или бодиплетизмографии; возможность оценить сопротивление верхних, а также периферических дыхательных путей [2]-[4].

Недостатки импульсной осциллометрии связаны с тем, что [2], [3], [5]:

- колебания щек, стенок глотки и гортани могут приводить к некорректному измерению импеданса;
- резонансные частоты дыхательной системы у некоторых людей превышают 35 Гц;
- при снижении эластичности грудной клетки или легких может иметь место занижение истинной величины импеданса;
- получаемые показатели имеют недостаточно высокую воспроизводимость и широкий диапазон нормальных значений;

- исследования сопротивления дыхательной системы без глубокого вдоха могут маскировать наличие бронхиальной астмы;
- ее чувствительность при диагностике интерстициальных легочных заболеваний недостаточно высока.

Для совершенствования методического обеспечения и аппаратуры импульсной осциллометрии разработан метод акустической импедансометрии дыхательного тракта, позволяющий измерить сопротивление дыхательных путей воздушному потоку в расширенном частотном диапазоне с любой дискретностью по частоте, затратив на исследование меньшее время.

## Математическое обеспечение метода

Теоретической основой измерения акустического импеданса дыхательной системы являются модельные представления о резонансном звукопоглотителе (резонатор Гельмгольца).

Для измерения резонансных частот легких используется модельное представление о легких как о резонаторе Гельмгольца сложной формы, учитывающем дихотомический принцип построения легочных структур. При этом предполагается, что суммарный объем легких или глубина дыхательных путей вплоть до альвеол определяют реактивную компоненту импеданса, а геометрические характеристики дыхательных путей – активную компоненту импеданса.

Простейший резонансный поглотитель (резонатор Гельмгольца) состоит из жесткой перфорированной панели, расположенной на некотором расстоянии от жесткой стенки. Импеданс (комплексное волновое сопротивление) резонатора равен сумме импедансов перфорированного экрана и воздушного промежутка. Импеданс панели определяют потерями в пограничном слое отверстия  $R$  (в трахее) и инерционностью колеблющейся массы  $M$  (масса воздуха в бронхах). Берем нормированные к  $\rho c$  ( $\rho$  – плотность воздуха, кг/м<sup>3</sup>;  $c$  – скорость звука в воздухе, м/с) значения  $R_1$  и  $M_1$ :

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

Импеданс воздушного слоя (суммарная емкость легких – длина дыхательных путей) представляет собой реактивность упругого типа. В нормированном виде  $Z_g = -jctg(kL)$ , где  $k$  – волновое число. Таким образом, нормированный импеданс резонатора (применительно к дыхательному тракту) равен

$$Z_1 = R_1 + i[\omega M_1 - ctg(kL)].$$

Обозначим реактивную компоненту  $Y_1 = \omega M_1 - ctg(kL)$ , тогда  $Z_1 = R_1 + iY_1$ . В этих обозначениях коэффициент поглощения  $\alpha$  дыхательных путей имеет вид

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

Известно, что наилучшее поглощение будет на резонансной частоте при  $Y_1 = 0$ . При этом полное поглощение ( $\alpha = 1$ ) получится при условии  $R_1 = 1$  (согласование сопротивлений). Таким образом, на частоте резонанса достигается максимальное согласование между соколеблющейся массой воздуха в долях бронхов и упругостью емкости легких.

Известно, что резонанс наступает на той частоте, на которой реактивная компонента импеданса становится равной нулю. В нашем случае  $Y_1 = 0$ , когда положительный реактанс

панели скомпенсирован отрицательным реактансом воздушного промежутка, т. е.  $\omega M_1 = ctg(kL)$ .

На резонансной частоте исследуемого объема реактивная компонента импеданса равна нулю, т. е. имеется четкий критерий определения резонансной частоты. Нами разработан прямой метод измерения акустического импеданса дыхательного тракта при помощи двухмикровфонного метода с использованием акустического интерферометра.

Соотношение амплитуд падающей и отраженных волн определяется жесткостью элементов, их массой и трением. Компоненты массы и жесткости находятся в зависимости от частоты звука, действующего на систему: чем выше частота, тем больше сопротивление, оказываемое звуку. Компонент жесткости обратно пропорционален частоте. Звуковые колебания, действующие на дыхательную систему, частично проходят в легкие и частично отражаются. При этом отраженные звуковые колебания меньше по амплитуде и сдвинуты по фазе относительно падающей волны. Сдвиг фазы зависит от жесткости колеблющейся системы. Таким образом, измеряя интенсивность (или амплитуду) и сдвиг фазы отраженного дыхательной системой звука, можно судить о величине акустического импеданса звукопроводящей системы.

Измерение акустических импедансных характеристик исследуемых образцов производится при помощи авторской версии двухмикровфонного метода [6]-[9]. В соответствии с этим методом, при помощи двух стандартных микрофонов, установленных стационарно на боковой поверхности интерферометра, измеряют уровни звукового давления и разность фаз между ними. По данным измерений рассчитывают комплексный коэффициент отражения и компоненты импеданса дыхательного тракта (ротовая полость). Алгоритм расчета получен на основании точного решения уравнения распространения падающей и отраженной звуковых волн.

Рассмотрим волновод, оканчивающийся жесткой стенкой или резонансной системой, в котором распространяется монохроматичная звуковая волна. Прямая и отраженная волны являются плоскими. Считаем, что звуковая волна распространяется от первого микрофона ко второму. Двумя микрофонами измеряют уровни звукового давления ( $P_1$  и  $P_2$ ) и разность фаз между этими точками ( $\Delta\varphi$ ). Все расстояния отсчитывают от первого (ближнего к громкоговорителю) микрофона, ось абсцисс направлена в противоположную сторону от источника, второй микрофон расположен на расстоянии  $x = l_1$ , импедансная поверхность (ротовая полость) находится на расстоянии  $x = l_2$ .

Звуковое давление в точках расположения микрофонов, как решение уравнения Эйлера вида

$$\rho \frac{dv}{dt} = -\text{grad}P,$$

без учета множителя  $e^{i\omega t}$  имеет вид

$$P_1 = P_0(1-r); \quad P_2 e^{i\varphi} = P_0 e^{ikL} (1 - r e^{2ikL}), \quad (2)$$

где  $P_0$  – давление в падающей волне;  $r = |r|e^{i\theta}$  – комплексный коэффициент отражения;  $\theta$  – аргумент коэффициента отражения в месте расположения первого микрофона;  $k$  – волновое число;  $\varphi$  – разность фаз сигналов, регистрируемых с двух микрофонов;  $L$  – расстояние между микрофонами. В результате алгебраических преобразований (2) получаем выражения для модуля  $r$  и аргумента  $\theta$  коэффициента отражения:

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

$$\theta = \arctg \frac{2N \sin kL(N \cos kL - \varphi_{12})}{N^2 + 1 - 2N \cos kL(N \cos kL - \cos \varphi_{12})}, \quad (3)$$

где  $N = P_1 / P_2$ . Компоненты импеданса дыхательного тракта ( $Z = R + jY$ ) для каждой частоты, зная величины  $r$  и  $\theta$ , рассчитывают следующим образом:

$$R = \frac{1-r^2}{1+r^2+2r \cdot \cos \theta}; \quad Y = \frac{-2r \sin \theta}{1+r^2+2r \cdot \cos \theta}. \quad (4)$$

Коэффициент поглощения  $\alpha$  определяют из коэффициента отражения:

$$\alpha = 1 - r^2. \quad (5)$$

Погрешность измерения показателей в виде функционала  $F(\delta\varphi, \delta P_{12}, kL)$  определена на основании уравнения ошибок. Анализ ошибок, обусловленных рассогласованностью амплитудно-фазочастотных характеристик (АФЧХ), с учетом параметра  $kL$  свидетельствует, что для рассогласованности по давлению  $\delta P = \pm 0,2$  дБ и по фазе  $\delta\varphi = \pm 0,3^\circ$  погрешность определения компонент импедансных характеристик составляет меньше 20 % при  $kL$  не менее  $18^\circ$ . Верхняя граница частотного диапазона ограничена расстоянием между микрофонами  $L$ .

Для реализации метода на технические характеристики акустической аппаратуры налагают жесткие требования к идентичности и стабильности АФЧХ измерительных трактов: отклонения ФЧХ и АЧХ не должны превышать  $0,1^\circ$  и  $0,1$  дБ соответственно. Кроме того, необходимо выполнение требования стабильности АФЧХ измерительных трактов в процессе измерения.

Для использования двухмикровфонного метода при измерениях импеданса дыхательной системы алгоритм определения импедансных характеристик усовершенствован. При монохроматическом облучении дыхательного тракта необходимо провести измерения для всего диапазона частот, плавно изменяя частоту облучения. Такая процедура занимает для диапазона частот от 5 до 100 Гц при шаге по частоте 4 Гц около 4 мин – это длительный процесс. Поэтому для уменьшения времени измерения в интерферометре формируют звуковое поле в диапазоне частот 5...100 Гц. Звуковое поле соответствует следующим требованиям:

- необходимо обеспечить идентичность воздействия для всех пациентов;
- спектр воздействия не должен содержать резких выбросов, т. е. должен быть гладким.

Для выполнения этих условий программными средствами создан генератор полигармонического сигнала в заданном диапазоне частот. Арифметическое суммирование большого числа гармоник неизбежно приводит к так называемому явлению биения, когда уровень сигнала звукового давления изменяется непрерывно и циклически. Для устранения этого явления в генератор были введены фазы на каждой гармонике: фаза каждой гармоники подбирается отдельно – так, чтобы устранить явление биения и сгладить спектр воздействия. Таким образом, в интерферометре формируют звуковое поле в заданном диапазоне частот. Кроме того, алгоритм обработки сигнала усовершенствован для измерения характеристик импеданса дыхательного тракта во всем диапазоне частот.

В предлагаемом методе расчета компонент импеданса считаем, что звуковое поле сформировано широкополосным шумовым источником. Для того чтобы расширить возможности метода для измерений звуковых полей полигармонического сигнала, в уравнения (2) необходимо ввести временной множитель  $e^{i\omega t}$  и значения фазы для каждого микрофона  $\varphi_1$  и  $\varphi_2$ , т. е. рассматривать мгновенные значения давления

$$P_1(t) = P_1 e^{i\omega t + \varphi_1} = P_0 e^{i\omega t};$$

$$P_2(t) = P_2 e^{i\omega t + \varphi_2} = P_0 (1 - r e^{2ikL}) e^{i(kL + \omega t)}. \quad (6)$$

Мгновенные значения давления представим в комплексном виде:

$$P(t) = P_a(t) + iP_p(t) = |P| e^{i\omega(t)},$$

где  $P_a(t)$  – действительная часть сигнала давления, регистрируемая в виде осциллограммы;  $P_p(t)$  – мнимая составляющая сигнала давления;  $\varphi(t)$  – мгновенное значение фазы (наклон соответствующей фазе кривой определяет мгновенную частоту). Тогда, в рамках прежних обозначений, зависимости от  $P_1(t)$  и  $\varphi_1(t)$  будут иметь вид

$$P_1(t) = [P_{1a}(t) + iP_{1p}(t)]^{0,5}; \quad \varphi_1(t) = \arctg [P_{1p}(t) / P_{1a}(t)]. \quad (7)$$

Для вычисления мгновенных значений компонент импеданса по формулам (3)-(5) необходимо определить мнимые составляющие обоих сигналов давления. С этой целью применяется преобразование Гильберта

$$H\{P_a(t)\} = P_p(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{P_a(\tau)}{t - \tau} d\tau. \quad (8)$$

Подставляя уравнение (8) в уравнение (7) и затем в расчетные формулы (3)-(5), определяют все необходимые импедансометрические показатели дыхательной системы для каждой частоты зондирующего полигармонического сигнала.

Затем определяют резонансную частоту  $f_0$ , на которой реактанс  $Y$  изменяет знак с отрицательного на положительный, а при ее отсутствии – среднее арифметическое двух смежных частот звукового сигнала, на меньшей из которых знак реактанса отрицательный, а на большей – положительный.

Для резонансной частоты  $f_0$  рассчитывают значения коэффициента поглощения  $\alpha_0$  и резистанса  $R_0$ , и с учетом того, что в норме  $f_0 = 20 \dots 30$  Гц, а соответствующие значения  $\alpha_0 = 0,7 \dots 0,9$ ;  $R_{рез} = 2,0 \dots 3,0$ , рассчитывают оценку состояния дыхательного тракта  $K$  как

$$K = 0,2|f_0 - 25| + 10|\alpha_0 - 0,7| + 2|R_0 - 2,5|.$$

Большему значению  $K$  соответствует худшее состояние дыхательного тракта, и при  $K > 3$  диагностируют патологию дыхательного тракта, требующую углубленного обследования.

#### Аппаратное обеспечение реализации метода

Для реализации разработанного метода требуется аппаратный комплекс, включающий в себя волновод-интерферометр, один конец которого оборудован открытой трубкой для герметичного сочленения с загубником, а другой – громкоговорителем, соединенным с генератором полигармонического сигнала звуковой частоты.

Волновод-интерферометр изготовлен из металла, толщина его стенки составляет 2,5 мм. Длина волновода-интерферометра не превышает 1/20 максимальной длины волны используемого полигармонического сигнала, а диаметр поперечного сечения равен 7 см [6]-[9]. Используется стандартный загубник с возможностью либо одноразового применения, либо (при дезинфекции) многоразового.

В двух точках боковой поверхности волновода установлены измерительные микрофоны конденсаторного типа, имеющие линейную частотную характеристику во всем диапазоне частот звуковых частот так, что:

- расстояние от любого микрофона до конца волновода превышает 5 диаметров волновода (это обеспечивает формирование в волноводе плоской волны) [6];
- расстояние между микрофонами  $L$  удовлетворяет соотношению

$$\frac{c}{40f_{\min}} \leq L \leq \frac{c}{2f_{\max}},$$

где  $c$  – скорость звука в воздухе;  $f_{\min}$  и  $f_{\max}$  – минимальная и максимальная частоты диапазона обследования, Гц. Соотношение ограничения между частотой и расстоянием между микрофонами определяется условиями стабильности амплитудно-фазочастотных характеристик используемых микрофонных трактов.

Измерительные микрофоны через аналого-цифровой преобразователь соединены с компьютером, в котором осуществляют обработку информации.

#### Методика исследования

Пациента усаживают на стул, в его ротовую полость устанавливают загубник, контролируя при этом положение языка так, чтобы он не перекрывал сечение загубника и надгортанник. С выхода генератора сигналов звуковой частоты в громкоговоритель подают полигармонические звуковые сигналы с априорно заданным (из клинических соображений) частотным диапазоном, образованные набором тональных сигналов с шагом по частоте, определяемым требуемой точностью исследова-

ния. Одновременно в компьютер передают информацию с измерительных микрофонов.

В итоге получают значение резонансной частоты, а невозможность определения резонансной частоты свидетельствует о негерметичности сочленения загубника с ротовой полостью пациента (в этом случае необходимо повторить измерения, устранив нарушения условий их проведения). Следует отметить, что около 5 % пациентов обладают специфической особенностью угловых складок губ, при которой невозможно обеспечить условие герметичности сочленения загубника с ротовой полостью пациента.

#### Заключение

Реализация описанного метода акустической импедансометрии дыхательного тракта на основе модифицированного метода двух микрофонов по сравнению с широко используемыми в клинической практике методами исследования функции внешнего дыхания обеспечивает возможность выполнения исследования в расширенном частотном диапазоне (от 4 до 100 Гц) с любой дискретностью по частоте, обеспечивая при этом сокращение времени исследования до 15 с. Приоритетным направлением развития разработанного метода является поиск информативных критериев диагностики пульмонологических заболеваний и рациональной тактики применения аппаратуры, реализующей акустическую импедансометрию, для неинвазивной стимуляции дыхательного тракта в интересах повышения функциональных резервов дыхания.

#### Список литературы:

1. Impulse oscillometry: Analysis of lung mechanics in general practice and the clinic, epidemiology and experimental research. – Frankfurt am Main: Pmi Verlagsgesellschaft, 1994. 351 p.
2. Яшина Л.А., Полянская М.А., Заремельный Р.М. Импульсная осциллометрия – новые возможности в диагностике и мониторинге обструктивных заболеваний легких // Здоров'я України. 2009. № 23/1. С. 26-27.
3. Науменко Ж.К., Неклюдова Г.В., Чикина С.Ю., Черняк А.В. Новые функциональные методы исследования: импульсная осциллометрия и бронхофонография // Атмосфера. Пульмонология и аллергология. 2007. № 2. С. 14-17.
4. Черняк А.В. Функциональные методы диагностики патологии мелких дыхательных путей // Атмосфера. Пульмонология и аллергология. 2013. № 1. С. 36-41.
5. Прибор MasterScreen IOS: модуль импульсной осциллометрии / [http://www.medsystems.ru/jaeger.ms\\_ios/index.shtml](http://www.medsystems.ru/jaeger.ms_ios/index.shtml).
6. Драган С.П., Лебедева И.В. Определение интенсивности плоской звуковой волны // Акустический журнал. 1992. Т. 38. № 2. С. 174-178.
7. Лебедева И.В., Драган С.П. Определение акустических характеристик в трубах с помощью двух микрофонов // Измерительная техника. 1988. № 8. С. 52.
8. Драган С.П., Лебедева И.В. Поглощение интенсивного звука на отверстии в экране // Акустический журнал. 1998. Т. 44. № 2. С. 206.
9. Драган С.П., Лебедева И.В. Нелинейное звукопоглощение // Вестник Московского университета. Серия 3: Физика. Астрономия. 1994. Т. 35. № 6. С. 104-113.

Сергей Павлович Драган,  
канд. техн. наук, ведущий научный сотрудник,  
Государственный научный центр  
Российской Федерации – Федеральный медицинский  
биофизический центр им. А.И. Бурназяна,  
Алексей Валерьевич Богомолов,  
д-р техн. наук, профессор, ведущий научный сотрудник,  
Государственный научный центр Российской Федерации –  
Институт медико-биологических проблем РАН,  
г. Москва,  
e-mail: s.p.dragan@mail.ru