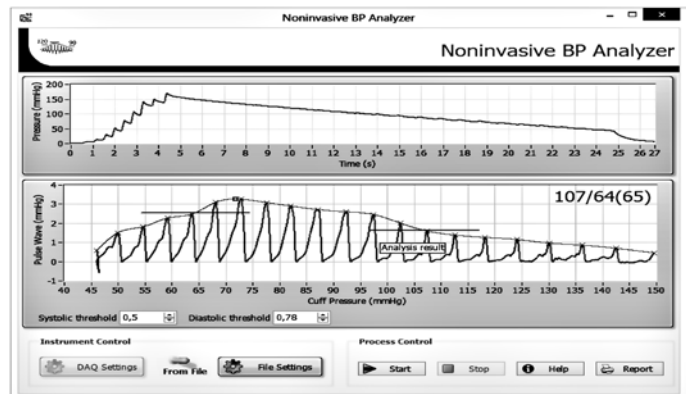
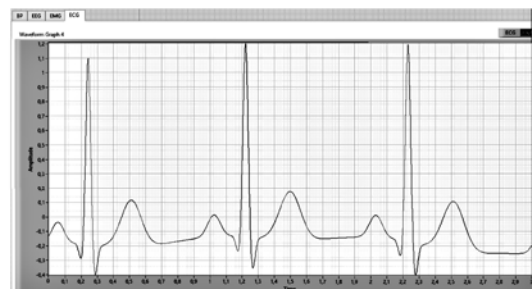


2. *Зенков Л.Р., Ронкин М.А.* Функциональная диагностика нервных болезней. Руководство. – М.: Медицина, 1991.
3. *Зенков Л.Р., Ронкин М.А.* Функциональная диагностика нервных болезней. – М.: МЕДпресс-информ, 2004.
4. Вводный курс LabView. National Instruments / <http://www.ni.com/russia>.
5. *Рангайян Р.М.* Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 440 с.
6. *Суранов А.Я.* LabView 8.20. Справочник по функциям. – М.: ДМК пресс, 2007. 536 с.
7. *Тревис Дж.* LabView для всех. – М.: ДМК пресс, 2005. 537 с.

*Айрат Мухамедович Гатауллин,*  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра релейной защиты и автоматизации  
электроэнергетических систем,  
Казанский государственный  
энергетический университет,  
*Александр Витальевич Овчинников,*  
канд. мед. наук, врач-нейрофизиолог,  
Казанская государственная  
медицинская академия,  
г. Казань,  
e-mail: [avitov@yandex.ru](mailto:avitov@yandex.ru)



а)



б)

Рис. 4. Примеры регистрации других биоэлектрических сигналов: а) параметры измеренного артериального давления; б) сигнал ЭКГ

*С.П. Драган, А.В. Богомолов, А.Д. Котляр-Шапилов, Е.А. Кондратьева*

## Метод импедансометрического исследования акустического рефлекса

### Аннотация

Изложен метод импедансометрического исследования акустического рефлекса, предполагающий регистрацию реакции барабанной перепонки в ответ на звуковую стимуляцию путем измерения акустического импеданса в наружном слуховом проходе, и представлены результаты исследования его потенциальных возможностей с помощью физического моделирования (на основе резонатора Гельмгольца) и натурного исследования (с участием испытуемых-добровольцев).

В соответствии с современными представлениями информативным диагностическим критерием многих заболеваний органа слуха являются характеристики акустического рефлекса – одновременного рефлекторного сжатия мышц, связанных со слуховыми косточками среднего уха, при воздействии звуков [1]-[4]. Под воздействием колебаний звукопроводящего окружения барабанная перепонка подвергается упругим вибрациям, динамические характеристики которых позволяют оценить ее состояние. Поэтому исследования акустического рефлекса неразрывно связаны с исследованиями состояния барабанной перепонки.

Одним из наиболее информативных методов исследования барабанной перепонки в интересах объективной диагностики нарушений слуха является *акустическая рефлексометрия*, предполагающая регистрацию реакции барабанной перепонки на звуковую стимуляцию по результатам измерения акустического импеданса в герметизированном наружном слуховом проходе при звуковой стимуляции двумя тонами: стимулирующим (вызывающим сокращение стременной мышцы) и зондирующим (используемым для фиксации изменений импеданса с помощью электроакустического моста) [2]. Измерение акустического импеданса принято осуществлять на основе метода двух микрофонов, обеспечивающего определение импеданса наружного слухового прохода с барабанной перепонкой в широком частотном диапазоне.

Для реализации импедансометрического исследования акустического рефлекса необходимо обеспечить распространение звуковой волны в волноводе постоянного сечения, герметично сочлененном с наружным слуховым проходом (НСП) [5]-[8]. Барабанная перепонка размещена в конце НСП, не перпендикулярно его оси, и имеет неправильную форму. НСП представляет собой изогнутую трубку неправильной формы овального сечения длиной порядка 2,5 см и диаметром около 7 мм. Герметичное сочленение волновода с НСП достигается за счет использования силиконовых вкладышей, внутренний диаметр которых составляет 3 мм, т. е. при обеспечении герметичности соединения волновода с НСП обязательно присутствует скачок сечения на границе вкладыш – НСП. Поэтому импеданс барабанной перепонки необходимо оценивать в комплексе с НСП и с устройством герметичного сочленения.

С этой целью представим устройство соединения волновода с НСП и барабанной перепонкой как резонатор Гельмгольца: волновод заканчивается перфорированной панелью с диаметром отверстий 3 мм, горлом резонатора Гельмгольца является узкая трубка длиной 8 см с внутренним диаметром 3 мм, один конец которой соединен с перфорированным отверстием в волноводе, а на другом конце крепится силиконовая накладка, обеспечивающая герметичное соединение с НСП. Объемом резонатора Гельмгольца является НСП, заканчивающийся барабанной перепонкой. При проявлении акустичес-

кого рефлекса барабанная перепонка натягивается, изменяя тем самым собственную резонансную частоту резонатора Гельмгольца, на основании чего оценивают акустический рефлекс.

### Особенности измерения акустических импедансных характеристик

Измерение акустических импедансных характеристик производят при помощи двухмикрофонного метода, суть которого заключается в следующем. При помощи двух стандартных микрофонов, установленных стационарно на боковой поверхности волновода, измеряют уровни звукового давления и разность фаз между ними. По этим данным на основании точного решения уравнения распространения падающей и отраженной от препятствия звуковых волн рассчитывают комплексный коэффициент отражения и компоненты импеданса перфорированной панели, установленной в конце волновода [6], [7]. Для реализации метода необходимо обеспечить стабильность амплитудно-фазочастотных характеристик измерительных трактов: отклонения между фазочастотными характеристиками не должны превышать  $0,3^\circ$ , а между амплитудно-частотными –  $0,2$  дБ [6], [7].

Рассмотрим волновод, оканчивающийся жесткой стенкой или резонансной системой, в котором распространяется монохроматическая звуковая волна, причем прямая и отраженная волны являются плоскими. Двумя микрофонами измеряют уровни звукового давления  $P_1$  и  $P_2$  и разность фаз между ними  $\Delta\varphi$ . Все расстояния отсчитывают от первого, ближнего к громкоговорителю, микрофона (ось  $X$  направлена от громкоговорителя), второй микрофон расположен на расстоянии  $x = l_1$ , а импедансная поверхность (перфорированная панель с резонатором Гельмгольца в виде НСП и барабанной перепонки) – на расстоянии  $x = l_2$ .

Звуковое давление в точках расположения микрофонов как решение уравнения Эйлера вида  $\rho dv / dt = -\text{grad}P$  без учета сомножителя  $e^{i\omega t}$  имеет вид

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

где  $P_0$  – давление в падающей волне;  $r$  – комплексный коэффициент отражения  $r = |r|e^{i\theta}$ ;  $\theta$  – аргумент коэффициента отражения в месте расположения первого микрофона;  $k$  – волновое число;  $\varphi$  – разность фаз сигналов, регистрируемых с двух микрофонов;  $L$  – расстояние между микрофонами. После преобразований соотношений (1) получаем выражения для модуля и аргумента коэффициента отражения для монохроматической частоты:

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

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

где  $N = P_1 / P_2$ .

Компоненты импеданса резонатора Гельмгольца ( $Z = R + jY$ ) через коэффициент  $r$  и угол  $\theta$  отражения для каждой частоты рассчитывают следующим образом:

$$R = \frac{1 - r^2}{1 + r^2 + 2r \cdot \cos \theta}; Y = \frac{-2r \sin \theta}{1 + r^2 + 2r \cdot \cos \theta}. \quad (3)$$

Коэффициент поглощения  $\alpha$  определяют по величине коэффициента отражения:

$$\alpha = 1 - r^2. \quad (4)$$

В связи с тем, что при монохроматическом зондировании барабанной перепонки необходимо провести измерения во всем диагностически информативном диапазоне частот, плавно изменяя частоту зондирующего сигнала, процедура исследования акустического рефлекса одного уха займет более 3 мин. Поэтому типовой алгоритм требует усовершенствования в интересах сокращения времени исследования до нескольких секунд.

С этой целью в волноводе во всем заданном диапазоне частот необходимо сформировать звуковое поле, обеспечивающее идентичность зондирующего воздействия для всех процедур измерения, причем спектр воздействия не должен содержать резких выбросов (т. е. должен быть ровным). Для этого в мировой практике применяют генератор белого шума. Однако это решение не удовлетворяет постановке задачи, поскольку условия стабильности параметров воздействия для заданного диапазона частот выполняются при времени воздействия, превышающем 1 мин. Поэтому создан генератор полигармонического сигнала в заданном диапазоне частот:

$$S(t) = \sum_{i=n_1}^{n_2} A_i \sin(\omega_i \cdot t + \varphi_i), \quad (5)$$

где  $i$  – порядковый номер частоты;  $n_1$  – нижняя граница частоты;  $n_2$  – верхняя граница частоты;  $A_i$  – амплитуда сигнала для каждой частоты;  $\omega_i$  – циклическая частота ( $\omega = 2\pi f_i$ );  $\varphi_i$  – фаза для каждой частоты. Для устранения явления биения (непрерывного циклического изменения уровня звукового давления, обусловленного арифметическим суммированием большого числа гармоник) введены фазы сигнала на каждой его гармонике, подбираемые так, чтобы исключить явление биения и выровнять спектр воздействия. Таким образом, широкополосным шумовым источником в волноводе формируется стационарное звуковое поле с равными амплитудами во всем заданном диапазоне частот.

С целью расширения возможностей метода для измерений звуковых полей полигармонического сигнала, необходимо в уравнения (1) ввести временной множитель  $e^{i\omega t}$  и значения фаз для каждого микрофона  $\varphi_1$  и  $\varphi_2$ , т. е. рассматривать мгновенные значения давления:

$$P_1(t) = P_1 e^{i\omega t + \varphi_1} = P_0(1 - r)e^{i\omega t};$$

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

Представим мгновенные значения давления в комплексном виде:

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

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

$$P_1(t) = [P_{1a}^2(t) + P_{1p}^2(t)]^{0,5};$$

$$\varphi_1(t) = \arctg[P_{1p}(t) / P_{1a}(t)]. \quad (7)$$

Для вычисления мгновенных значений компонент импеданса по формулам (2)-(4) необходимо определить мнимые составляющие обоих сигналов давления, выполнив 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 выражение (8) в выражения (7) и затем в расчетные формулы (2)-(4), определяют все необходимые импедансометрические показатели резонатора Гельмгольца.

### Физическое моделирование

Известно, что резонанс системы определяется условиями отражения на конце трубки. В открытой с обеих сторон трубке формируется полуволновой ( $\lambda / 2$ ) резонанс, а если одна сторона закрыта «жестким дном», то формируется четвертьволновой ( $\lambda / 4$ ) резонанс. В общем виде нормированный импеданс резонансной системы имеет вид

$$Z_1 = R_1 + iY_1,$$

где реактивная компонента  $Y_1$  выражается через глубину воздушного промежутка резонатора  $L$  и присоединенную массу воздуха  $M_1$ , совершающую колебательное движение в горле и

полости резонатора, в виде

$$Y_1 = \omega M_1 - \text{ctg}(kL).$$

При увеличении присоединенной массы резонансная частота системы уменьшается, а при ее снижении – увеличивается, а с увеличением жесткости стенок соколеблющаяся масса уменьшается и резонансная частота увеличивается. Следовательно, с увеличением натяжения барабанной перепонки или при проявлении акустического рефлекса частота резонатора Гельмгольца увеличивается.

Для проверки эффекта изменения резонансной частоты резонатора Гельмгольца в зависимости от наличия акустического рефлекса (т. е. от натяжения барабанной перепонки) проведено физическое моделирование. В качестве модели наружного слухового прохода с барабанной перепонкой использовали силиконовую трубку длиной 2,5 см и диаметром 7 мм. Один конец трубки закрывали тонкой резиной, имитируя барабанную перепонку (регулируя натяжение резины); исследовано три варианта натяжения барабанной перепонки: без натяжения, слабое и сильное натяжение. После тонкой резины к силиконовой трубке крепили различные объемы, имитирующие объем среднего уха. Для каждого из трех различных объемов испытаны три разных натяжения резины и вариант, когда вместо тонкой резины на окончание силиконовой трубки крепили жесткое дно. Другой конец силиконовой трубки подсоединяли к «горлу» резонатора – узкой трубке длиной 8 см и с внутренним диаметром 3 мм, присоединенной к окончанию волновода.

Процедура измерения состояла в выполнении следующих операций. В волновод подавали полигармонический сигнал с диапазоном частот от 275 до 575 Гц и шагом 25 Гц. По формулам (2)-(4) на каждой частоте определяли коэффициент поглощения  $\alpha$ , резистанс  $R$  и реактанс  $Y$ . Резонанс системы регистрировали при частоте, на которой зависимость реактанса от частоты пересекала ось абсцисс (изменяла знак с отрицательного на положительный).

Экспериментальные исследования изменения резонансных частот в зависимости от натяжения тонкой резины без дополнительного объема, имитирующего объем среднего уха, показали, что при слабом натяжении тонкой резины резонансная частота составила 300 Гц, при среднем натяжении – 335 Гц, при сильном натяжении – 372 Гц, а при «жестком дне» – 500 Гц. Жесткое дно соответствует условию, при котором резонансная частота  $f_{\text{рез}}$  резонатора Гельмгольца классической формы рассчитывается по формуле

$$f_{\text{рез}} = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{S}{l \cdot V}},$$

где  $c$  – скорость звука в воздухе (340 м/с);  $S$  – площадь сечения трубки диаметра  $d$  ( $S = \pi d^2 / 4$ );  $l$  – длина трубки;  $V$  – объем резонатора. Отличие расчетной (518 Гц) и экспериментально зарегистрированной (500 Гц) резонансных частот для жесткого дна свидетельствует о высокой точности измерения (погрешность не превышает 5 %).

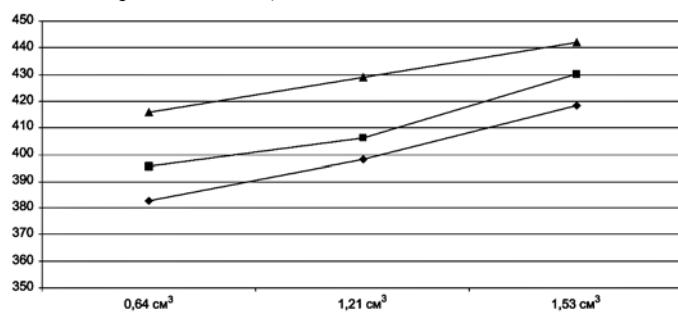


Рис. 1. Изменение резонансной частоты в зависимости от натяжения тонкой резины, являющейся моделью НСП, для разных объемов среднего уха: по оси абсцисс – объем среднего уха, см³; по оси ординат – резонансная частота, Гц; ромб – слабое натяжение тонкой резины; квадрат – среднее натяжение; треугольник – сильное натяжение

На рис. 1 представлен график изменения резонансной частоты с подсоединенными объемами в зависимости от натяжения тонкой резины.

Диапазон изменения резонансных частот в зависимости от натяжения и присоединенных объемов уменьшался, а с увеличением натяжения тонкой резины резонансная частота резонатора увеличивалась (рис. 1). Следовательно, в реальных измерениях проявление акустического рефлекса обусловит увеличение натяжения барабанной перепонки, что приведет к увеличению резонансной частоты колебаний и, следовательно, к изменению частоты отраженного сигнала.

### Натурные исследования

Исследование акустического рефлекса проведено на двух испытуемых-добровольцах при контралатеральной стимуляции. Вначале измеряли импедансные характеристики на обоих ушах в отсутствие стимуляции, с использованием полигармонического сигнала диапазона частот от 275 до 575 Гц (с шагом 25 Гц), при общем уровне звукового давления (УЗД) 75 дБ: в этом случае барабанная перепонка остается в покое (процедура одного исследования составляет 10 с). Затем контралатерально (в наружный слуховой проход второго уха) подавали звуковой стимул с тремя УЗД: 75, 85 и 95 дБ. Результаты измерений обрабатывали по формулам (3), (4).

На рис. 2 представлены типовые графики частотных зависимостей коэффициента поглощения, реактанса и резистанса в отсутствие стимуляции.

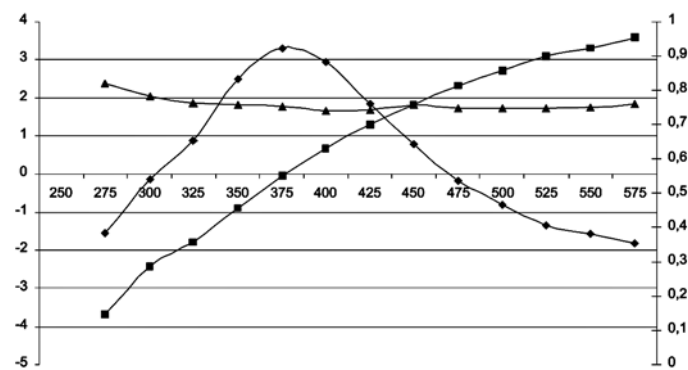


Рис. 2. Частотные зависимости импедансных характеристик наружного слухового прохода с барабанной перепонкой: по оси абсцисс – резонансная частота, Гц; по оси ординат: левая ось – резистанс и реактанс, е. е.; правая ось – коэффициент поглощения, безразмерная единица; ромб – коэффициент поглощения; квадрат – реактанс; треугольники – резистанс

Коэффициент поглощения имеет максимум на частоте резонанса, равной 375 Гц, и на этой же частоте реактанс изменяет знак с отрицательного на положительный – совпадение частот свидетельствует о корректности измерений. Значение резистанса на частоте резонанса равно 1,7 (в условных единицах  $\rho$ , где  $\rho$  – плотность воздуха, кг/м³;  $c$  – скорость звука, м/с).

Далее в НСП другого уха подавали звуковой стимул – барабанная перепонка натягивалась, что сопровождалось увеличением резонансной частоты, т. е. регистрировали акустический рефлекс. Наиболее наглядно это проявляется при анализе частотных зависимостей реактанса для разных уровней стимула (рис. 3).

С увеличением УЗД стимулирующего сигнала кривые реактанса и коэффициента поглощения (рис. 3) практически параллельно сдвигаются вправо по частоте. Таким образом, имеется возможность производить прямые измерения акустического рефлекса и тем самым осуществлять дифференциальную диагностику состояния органа слуха.

Следует отметить, что при длительном воздействии высокоинтенсивным звуком акустический рефлекс пропадает и восстанавливается только через длительный интервал времени. При контралатеральной стимуляции сдвигов в резонансных частотах не зарегистрировано, но специальные исследования по восстановлению акустического рефлекса не проводились.

Для определения латентного времени акустического рефлекса производили трехкратные импедансные измерения сразу после выключения стимулирующего сигнала. Измеренные значения резонансных частот и других импедансных характеристик оказались близкими к фоновым значениям. Вероятно, для определения латентного времени акустического рефлекса необходимо уменьшить дискретность измерений.

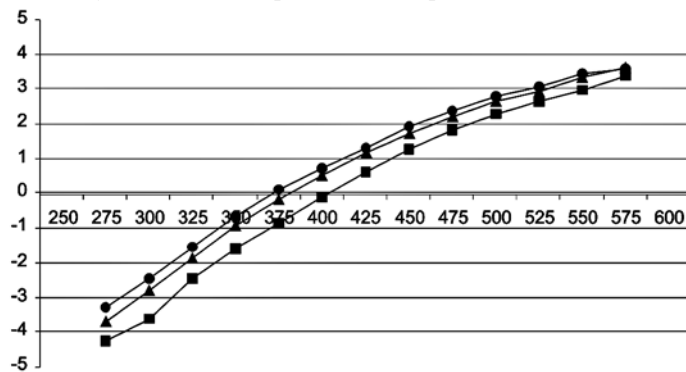


Рис. 3. Частотные зависимости реактанса при трех уровнях контралатеральной стимуляции: по оси абсцисс – резонансная частота, Гц; по оси ординат – реактанс, у. е.; ромб – стимул с УЗД = 75 дБ; треугольник – стимул с УЗД = 85 дБ; квадрат – стимул с УЗД = 95 дБ

В табл. 1 приведены результаты измерений акустического рефлекса для обеих ушей у двух испытуемых, зарегистрированные в разное время.

Таблица 1

**Результаты измерений акустического рефлекса**

Но-мер испы-тате-ля	Но-мер изме-рения	УЗД стиму-лирующего сигнала, дБ	Правое ухо			Левое ухо		
			$f_{рез}$ , Гц	$\alpha$ , ед.	$R_1$ , ед.	$f_{рез}$ , Гц	$\alpha$ , ед.	$R_1$ , ед.
1	1	0	405	0,90	1,86	421	0,88	2,01
		75	405	0,88	2,00	419	0,85	2,19
		85	408	0,89	1,90	428	0,87	2,09
		90	416	0,93	1,60	454	0,94	1,59
	2	0	407	0,89	1,91	424	0,86	2,17
		75	408	0,89	1,92	421	0,86	2,15
85		418	0,92	1,69	433	0,89	1,94	
2	1	0	397	0,93	1,66	374	0,94	1,64
		75	384	0,91	1,72	369	0,91	1,74
		85	391	0,91	1,72	378	0,92	1,73
		90	393	0,95	1,50	389	0,94	1,51
	2	0	403	0,92	1,73	371	0,93	1,64
		75	394	0,92	1,71	372	0,93	1,70
		85	417	0,94	1,54	381	0,93	1,65
		90	427	0,96	1,46	403	0,96	1,37

Результаты измерений (табл. 1) свидетельствуют, что при контралатеральной стимуляции обеих ушей в зависимости от УЗД стимулирующего сигнала увеличивается резонансная частота (диапазон ее изменения зависит от индивидуальных особенностей) и уменьшается резистанс НСП (это не отмечалось при моделировании). Отмеченное уменьшение резистанса НСП, по-видимому, объясняется проявлениями акустического рефлекса в изменении кровенаполнения микроциркуляторного русла барабанной перепонки и НСП, что расширяет возможности для дифференциальной диагностики патологий органа слуха. Для проверки этой гипотезы необходимы полномасштабные клинические испытания.

**Заключение**

После проведения клинических испытаний и установления четких диагностических критериев разработанный метод импедансометрического исследования акустического рефлекса можно использовать в интересах ранней диагностики профессиональной сенсоневральной тугоухости в медицинских кабинетах предрейсовых осмотров водителей, машинистов локомотивных бригад, пилотов и т. д., а также в интересах экспертизы акустической эффективности средств индивидуальной или коллективной защиты от шума и для установления зон безопасности личного состава при испытаниях новой техники.

*Список литературы:*

1. Солдатов С.К., Зинкин В.Н., Богомолов А.В., Кукушкин Ю.А. Человек и авиационный шум // Безопасность жизнедеятельности. 2013. № 9 (приложение). 24 с.
2. Стратиева О.В. Путеводитель по акустической импедансометрии. – Уфа: Издательство Башкирского государственного медицинского университета, 2001. 140 с.
3. Бегун П.И., Као Л.Д. Математическое моделирование и исследование барабанной перепонки в норме и при патологиях среднего уха // Российский журнал биомеханики. 1999. Т. 3. № 2. С. 12.
4. Мареев Г.О., Мареев О.В. Диапазон смещений барабанной перепонки в норме и при различной патологии уха // Кубанский научный медицинский вестник. 2012. № 1. С. 114-118.
5. Богомолов А.В., Драган С.П. Новый подход к исследованию импедансных характеристик барабанной перепонки // Доклады Академии наук. 2015. Т. 464. № 1. С. 105.
6. Лебедева И.В., Драган С.П. Определение акустических характеристик в трубах с помощью двух микрофонов // Измерительная техника. 1988. № 8. С. 52.
7. Драган С.П., Богомолов А.В., Котляр-Шапиров А.Д., Кондратьева Е.А. Экспериментальное исследование проявлений акустического рефлекса при контралатеральной звуковой стимуляции // Доклады Академии наук. 2016. Т. 468. № 6. С. 705.
8. Драган С.П., Богомолов А.В., Бушманов А.Ю., Григорьев О.А., Ерофеев Г.Г. Устройство для неинвазивного исследования барабанной перепонки / Патент на полезную модель RU № 139254; заявл. 03.02.2014 г.; опубл. 10.04.2014 г. Бюл. № 7.

*Сергей Павлович Драган,*  
канд. техн. наук, заслуженный конструктор РФ,  
ведущий научный сотрудник,  
*Алексей Валерьевич Богомолов,*  
д-р техн. наук, профессор,  
ведущий научный сотрудник,  
Государственный научный центр  
Российской Федерации – Федеральный  
медицинский биофизический центр  
им. А.И. Бурназяна,  
*Айрат Дмитриевич Котляр-Шапиров,*  
студент,  
*Екатерина Андреевна Кондратьева,*  
студент,  
факультет «Биомедицинская техника»,  
Московский государственный технический  
университет им. Н.Э. Баумана,  
г. Москва,  
e-mail: s.p.dragan@rambler.ru