

ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ, МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ

УДК 534.7

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИПСИЛАТЕРАЛЬНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ПОРОГА АКУСТИЧЕСКОГО РЕФЛЕКСА

© 2021 г. А. В. Богомолов^{а,*}, С. П. Драган^а, И. В. Оленина^а

^аГосударственный научный центр Российской Федерации
– Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна ФМБА России
Россия, 123098, Москва, ул. Живописная, 46

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

Поступила в редакцию 27.01.2021 г.

После доработки 02.02.2021 г.

Принята к публикации 07.02.2021 г.

Аппаратно-программный комплекс предназначен для ипсилатерального измерения акустического рефлекса путем определения резонансной частоты наружного слухового прохода, изменяющейся за счет непроизвольного сокращения мышц среднего уха в ответ на звуки высокой интенсивности. Для определения резонансных характеристик наружного слухового прохода используется модифицированный метод двух микрофонов. Измеряя звуковое давление и разность фаз звуковых колебаний в двух сечениях волновода, герметично соединенного с наружным слуховым проходом, в заданном диапазоне частот определяют необходимые акустические характеристики. Программное обеспечение позволяет в автоматическом режиме формировать тестовый полигармонический сигнал и управлять амплитудой стимулирующего сигнала, а по результатам обработки измеренных данных рассчитывать частотно-зависимые коэффициенты отражения, коэффициенты поглощения и компоненты акустического импеданса наружного слухового прохода. Принципиальными особенностями разработанного комплекса являются отсутствие необходимости создания стационарного избыточного давления в наружном слуховом проходе, а также обеспечение прямого измерения импеданса наружного слухового прохода в звуковом диапазоне частот с любым заданным шагом.

DOI: 10.31857/S0032816221040029

ВВЕДЕНИЕ

Для дифференциальной диагностики многих заболеваний органа слуха информативным является исследование *акустического рефлекса*, под которым понимают сокращение стремени или барабанной мышцы в ответ на акустическое раздражение этого же или противоположного уха – реакцию противодействия нервной системы сильному звуку, предназначенную для защиты преддверно-улиткового органа от звуковых перегрузок [1]. Акустический рефлекс (а.р.) характеризуется порогом, определяемым самой низкой интенсивностью звукового сигнала, который вызывает непроизвольное сокращение барабанной или стремени мышца. Этот порог зависит от индивидуальных особенностей и типа стимула, у взрослого человека с нормальным слухом для раздражителя в виде чистого тона порог а.р. находится в диапазоне 80–85 дБ [1–3].

Исследование а.р. основано на измерении *акустического импеданса наружного слухового прохода* (н.с.п.). С этой целью применяют акустическую импедансометрию и многочастотную тимпанометрию [4–7], недостатком которых является не-

возможность нивелирования методических погрешностей, обусловленных искусственно создаваемым повышенным давлением в н.с.п.

Кроме того, в конструкциях тимпанометров предполагается, что измеренное звуковое давление на тестовой частоте 220 или 226 Гц является исключительно функцией объема н.с.п., а динамика его изменения при повышении или уменьшении статического давления используется для диагностики состояния среднего уха. Однако это не всегда справедливо в связи с тем, что при сочленении тимпанометра с ухом с помощью герметичных вкладышей образуется резонансная система: объемом резонатора служит объем н.с.п., а горлом резонатора является система из трех трубок, используемых для подачи статического давления, звукового сигнала тестовой частоты и измерения звукового давления.

Резонансная частота этой системы существенным образом зависит от индивидуальных особенностей н.с.п. и трубки подачи статического давления и может варьироваться в широком диапазоне частот, включая частоту 220 или 226 Гц. В связи с этим измеряемое звуковое давление является



Рис. 1. Внешний вид измерительной части аппаратно-программного комплекса

функцией не только объема н.с.п., но и соотношения резонансных частот. Таким образом, разные уровни измеренного звукового давления могут соответствовать одинаковому состоянию среднего уха и наоборот. Это обстоятельство снижает диагностическую ценность тимпанометрии.

Для устранения указанных недостатков разработан аппаратно-программный комплекс для экспериментальных исследований акустического рефлекса, позволяющий определить импедансные характеристики н.с.п. по результатам анализа прямых и отраженных полигармонических звуковых сигналов.

Цель работы – создание прибора для объективного определения порога а.р. с ориентацией на применение при проведении масштабных скрининговых исследований представителей социопрофессиональных групп населения, профессиональная деятельность которых сопряжена с воздействием транспортного, промышленного и производственного шума [8–16].

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ

В основе работы описываемого аппаратно-программного комплекса лежит модифицированный метод двух микрофонов [17–22]. В волноводе, герметично соединенном с н.с.п., формируются звуковые волны. При падении звуковой волны на н.с.п. происходит вибрация барабанной перепонки (б.п.), вызывающая а.р. Характеристики отраженной звуковой волны определяются состоянием б.п.: отраженные звуковые колебания имеют меньшую амплитуду и сдвинуты по фазе относительно падающей звуковой волны. Частотно-зависимый сдвиг фаз и соотношение

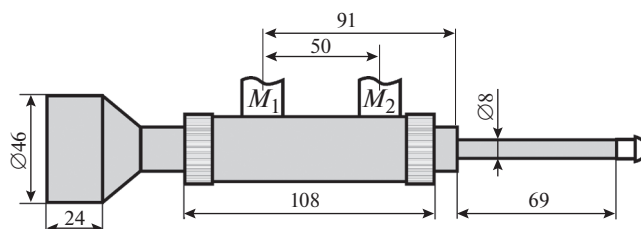


Рис. 2. Схема измерительной части аппаратно-программного комплекса (размеры указаны в миллиметрах). M_1 , M_2 – микрофоны.

амплитуд давлений в разных сечениях волновода зависят от геометрических характеристик н.с.п. и от положения б.п., а также от ее жесткости. Путем измерения амплитуд давления в двух точках волновода и сдвига фаз между ними на каждой частоте можно вычислить импедансные частотно-зависимые характеристики н.с.п., определить резонансную частоту и, в зависимости от уровня стимулирующего звукового сигнала, оценить порог а.р.

ТЕХНИЧЕСКИЕ РЕШЕНИЯ

Аппаратная часть комплекса содержит волновод, один конец которого оборудован перфорированной панелью и трубкой с ушным вкладышем для герметичного сочленения с н.с.п., а другой – громкоговорителем, соединенным с генератором полигармонического сигнала звуковой частоты и усилителем-формирователем стимулирующего сигнала переменной амплитуды (рис. 1). В волновод заподлицо его поверхности герметично встроены два стандартных полудюймовых конденсаторных микрофона с предусилителями напряжения и блоком питания.

При выборе конструктивных размеров волновода учитывали следующие физиологические особенности н.с.п. (рис. 2):

- н.с.п. представляет собой изогнутую трубку неправильной формы овального сечения длиной ≈ 2.5 см и диаметром ≈ 7 мм;

- б.п. размещена в конце н.с.п. перпендикулярно его оси и имеет неправильную геометрическую форму.

Герметичное сочленение волновода с н.с.п. достигается за счет использования силиконовых ушных вкладышей, внутренний диаметр которых составляет 3 мм. Поэтому на границе “волновод–ушной вкладыш” обязательно присутствует скачок сечения. Устройство соединения волновода с н.с.п. и б.п. можно представить как резонатор Гельмгольца: волновод заканчивается перфорированной панелью с диаметром отверстия 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 ушной вкладыш. Объемом резонатора Гельмгольца является н.с.п., заканчивающийся б.п. При проявлении а.р. барабанная перепонка натягивается, изменяя свое положение (и соответственно объем н.с.п.) и тем самым меняя собственную резонансную частоту и другие акустические характеристики резонатора Гельмгольца, на основании чего оценивается порог а.р. [3, 5, 23].

Расчет резонансной частоты н.с.п. как резонатора Гельмгольца осуществляется по формуле [1]:

$$f_{\text{рез}} = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{S}{hV}}$$

где $c = 340$ м/с – скорость звука, V – объем н.с.п., S – площадь горла резонатора, h – длина горла резонатора.

Для средних размеров н.с.п. резонансная частота составляет ≈ 520 Гц. В реальности геометрия н.с.п. отличается от среднестатистических значений, что приводит к значимым отклонениям резонансной частоты от расчетной величины. Опорное значение резонансной частоты определяет частотный диапазон измерений и оптимальные характеристики волновода и устройства сочленения, т.е. горла резонатора. У взрослых людей резонансная частота н.с.п. находится, как правило, в диапазоне 330–570 Гц.

Следует отметить, что менять резонансную частоту н.с.п. можно только за счет изменения длины и диаметра горла резонатора, поскольку объем н.с.п. каждого индивидуума неуправляем. Диаметр горла резонатора, равный 3 мм, обусловлен конфигурацией силиконовых ушных вкладышей, поэтому его изменение нецелесообразно. Длина горла резонатора, равная 8 см, выбрана из следующих соображений. Акустический рефлекс, как правило, изучают при тональном стимулирующем сигнале частотой 1 кГц. Поэтому для исключения взаимовлияния стимулирующего и тестирующего сигналов необходимо обеспечить, чтобы их частотные диапазоны не пересекались. При выбранной конфигурации устройства сочленения диапазон частот тестирующего сигнала почти в два раза ниже диапазона частот стимулирующего тонального сигнала, что практически исключает их взаимовлияние.

Для лучшего прохождения звуковой волны из волновода в н.с.п. (соответственно для формирования более выраженного резонанса) необходимо оптимизировать коэффициент перфорации панели, замыкающей волновод, определяемый отношением площади поперечного сечения горла резонатора к площади сечения волновода. Оптимальное значение коэффициента перфорации находится в диапазоне 0.07–0.1, в этом случае коэффициент поглощения звуковых волн резонатором (н.с.п.)

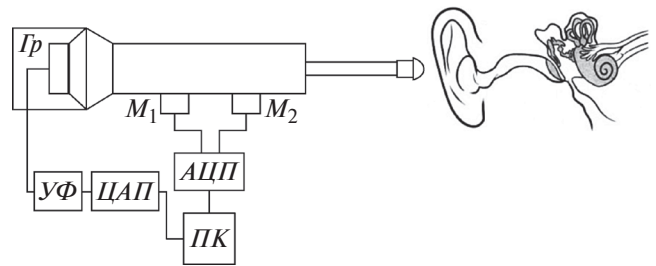


Рис. 3. Блок-схема аппаратно-программного комплекса для ипсилатерального измерения порога акустического рефлекса. *Гр* – громкоговоритель; *УФ* – усилитель-формирователь звуковых частот; *ЦАП* – цифроаналоговый преобразователь для формирования тестового и стимулирующего сигналов; *М₁* и *М₂* – два микрофонных тракта, устанавливаемые заподлицо боковой стенки волновода; *АЦП* – аналого-цифровой преобразователь для подачи электрических сигналов с микрофонов в компьютер; *ПК* – персональный компьютер.

на резонансной частоте составит более 0.7. В изготовленном волноводе коэффициент перфорации равен 0.08.

Для минимизации фазовых искажений, обусловленных препятствиями на пути распространения звуковых волн, при выборе размеров волновода учтен линейный размер микрофона (диаметр микрофона с защитной сеткой равен 13.2 мм) и обеспечена герметичность микрофонного гнезда.

Волновод изготовлен в виде металлической трубы с квадратным внешним сечением 28 × 28 мм. При помощи переходника, выточенного в виде концентратора, волновод состыкован с громкоговорителем диаметром 46 мм. Над громкоговорителем установлена заглушающая коробка цилиндрической формы. Длина волновода выбрана равной 95 мм, размеры внутреннего поперечного сечения 11 × 8 мм. К окончанию волновода при помощи накидной шайбы пристыковано горло резонатора с силиконовым ушным вкладышем. В двух точках боковой поверхности волновода в специальные гнезда установлены измерительные микрофоны конденсаторного типа. Гнездо первого микрофона расположено на расстоянии 26 мм от входа в волновод – такое удаление от точки перехода сечений (более трех калибров) позволяет пренебречь фазовыми искажениями звукового поля. Гнездо второго микрофона расположено на расстоянии 50 мм от первого и 41 мм от перфорированной панели (более 10 калибров от горла резонатора), что минимизирует возможность фазовых искажений звукового поля.

Измерительные микрофоны *М₁*, *М₂* соединены с компьютером посредством аналого-цифрового преобразователя *АЦП* (рис. 3).

На рис. 3 показано, что н.с.п. пациента посредством стандартного ушного вкладыша герметично соединяется с волноводом, другая часть

волновода оснащена миниатюрным громкоговорителем G_r .

В качестве преобразователя использован АЦП E20-10 (формат данных 14 бит, производство “Л-КАРД” РФ), для которого программным путем устанавливается чувствительность (в милливольт на паскаль) используемых микрофонных трактов, выбирается максимальная амплитуда сигналов (в вольтах) с микрофонов и устанавливается тактовая частота оцифровки, равная 10 МГц. Необходимо отметить, что для измерения разности фаз между сигналами предпочтительно использовать АЦП с параллельным вводом сигналов, которые, однако, существенно дороже, чем АЦП с последовательным опросом на тактовой частоте. Поэтому, повышая частоту оцифровки, можно с приемлемой точностью осуществлять фазовые измерения при последовательном опросе каналов. Для частотного диапазона 330–570 Гц тестирующего сигнала частота оцифровки 10 МГц вносит погрешность определения фаз $\sim 0.01^\circ$ – 0.02° , что является приемлемым для решаемых задач.

При помощи цифроаналогового преобразователя ЦАП посредством программного обеспечения задаются частотные и амплитудные характеристики тестового и стимулирующего сигналов. Тестовый сигнал представляет собой набор тональных сигналов в частотном диапазоне 330–570 Гц с шагом 30 Гц. Формирование полигармонического сигнала осуществляется методом прямого и обратного комплексного преобразования Фурье (с предварительным созданием комплексного аналитического сигнала с помощью преобразования Гильберта).

Для автоматизации процесса измерения импеданса во всем заданном диапазоне частот в волноводе необходимо сформировать звуковое поле, обеспечивающее идентичность зондирующего сигнала для всех процедур измерения, причем спектр зондирующего сигнала не должен содержать резких выбросов (т.е. должен быть сглаженным). Для этого обычно применяют генератор белого шума. Однако это решение не удовлетворяет постановке задачи, поскольку условия стабильности параметров тестового сигнала для заданного диапазона частот могут быть выполнены при времени генерации, превышающем 1 мин. Поэтому программным образом создан генератор полигармонического сигнала в заданном диапазоне частот, аналитическая функция которого имеет вид:

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

где i – порядковый номер частоты, n_1 – нижняя граница частоты (330 Гц), n_2 – верхняя граница частоты (570 Гц), A_i – амплитуда сигнала для каждой частоты, ω_i – циклическая частота ($\omega = 2\pi f_i$), φ_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. Фазы каждой гармоники полигармонического сигнала устанавливаются случайным образом в диапазоне от 0° до 360° .

Таким образом, генератором полигармонического сигнала в волноводе формируется стационарное звуковое поле с приблизительно равными амплитудами во всем заданном диапазоне частот. Выравнивание амплитуд полигармоник достигается путем использования специального программного обеспечения коррекции амплитудно-частотной характеристики источника звука в заданном диапазоне частот. Используемый алгоритм позволяет уменьшить всевозможные межчастотные искажения, а также эффект эха.

Время одного измерения резонансных характеристик н.с.п. составляет 10 с. Уровни полигармоник находятся в диапазоне 57–69 дБ. Общий уровень полигармонического сигнала не превышает 76 дБ. Такой уровень установлен с учетом требования не вызывать а.р. у обследуемых пациентов без патологий органа слуха.

Стимулирующий сигнал подается ипсилатерально – в то же ухо, в котором измеряется импеданс н.с.п. В качестве стимулирующего сигнала выбран тональный сигнал на частоте 1 кГц. В процессе регистрации а.р. уровень стимулирующего сигнала изменяется в диапазоне 70–98 дБ ступенчато с шагом 7 дБ, одновременно осуществляется процесс измерения импедансных характеристик н.с.п. тестирующим сигналом. Величина шага и диапазон изменения амплитуды стимулирующего сигнала задаются и регулируются с помощью программного обеспечения.

Переход с одного уровня громкости стимулирующего сигнала на другой реализуется в течение 1 с с помощью алгоритма мягкого перехода, исключающего щелчки. Вся процедура регистрации а.р. на одном ухе занимает ≤ 1 мин. Для одновременной подачи на громкоговоритель тестирующего и стимулирующего сигналов используется стереовыход звуковой карты персональной э.в.м.: генерация стимулирующего сигнала осуществляется на левый, а измерительного – на правый канал звуковой карты.

Применение модифицированного метода двух микрофонов предполагает использование микрофонных трактов, обладающих стабильной фазо-частотной характеристикой при отсутствии фазового смещения между каналами. Подавляющее большинство конденсаторных микрофонов удовлетворяют таким требованиям, однако практически все они имеют частотно-зависимое фазовое смещение, которое может достигать несколь-



Рис. 4. Калибровочное устройство для градуировки микрофонов.

ких градусов. Поэтому аппаратно-программный комплекс оснащен специальным калибровочным устройством фазочастотной градуировки микрофонов (рис. 4).

Калибровочное устройство при помощи накидной шайбы крепится к окончанию волновода, образуя его продолжение (на рис. 4 слева) и заканчивается жесткой стенкой (на рис. 4 справа). Микрофонные тракты (на рис. 4 сверху и снизу

показаны установленные микрофонные заглушки) помещают в установочные гнезда, расположенные в одном сечении волновода так, что на них действует звуковое поле с одинаковыми значениями амплитуд и фаз. Градуировка микрофонных трактов осуществляется путем автоматического формирования в волноводе тональных сигналов с частотами от 330 до 570 Гц с шагом 30 Гц. По результатам измерения амплитудной и фазочастотной разницы между каналами создается таблица калибровочных коэффициентов, которая затем учитывается при измерениях а.р.

АЛГОРИТМ РАСЧЕТА

Определение акустического импеданса н.с.п. с б.п. в широком частотном диапазоне осуществляется на основе модифицированного метода двух микрофонов. Два измерительных конденсаторных микрофона, установленные стационарно на боковой поверхности волновода, измеряют уровни звукового давления (P_1 и P_2) и разность фаз (φ_{12}) между ними на каждой частоте. По этим данным на основании точного решения уравнения распространения падающей и отраженной от препятствия звуковой волны рассчитывают комплексный коэффициент отражения и компоненты импеданса н.с.п., размещенного в конце волновода.

Для реализации метода необходимо обеспечить стабильность амплитудно-фазочастотных характеристик микрофонных измерительных трактов: отклонения между фазочастотными характеристиками не должны превышать 0.3° , а между амплитудно-частотными – 0.2 дБ. Это требование достигается учетом амплитудно-фазочастотной градуировки, выполняемой на основании таблицы калибровочных коэффициентов.

Расчет резонансных характеристик н.с.п. осуществляется в соответствии со следующими выражениями [3, 15–19]:

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

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

где $r = |r|e^{i\theta}$ – комплексный коэффициент отражения; θ – аргумент коэффициента отражения в месте расположения первого микрофона; k – волновое число; φ – разность фаз сигналов, регистрируемых с двух микрофонов; L – расстояние между микрофонами; $N = P_1/P_2$ – соотношение амплитуд давления, измеренных в двух точках волновода.

Компоненты импеданса резонатора Гельмгольца ($Z = R_1 + jY_1$) через коэффициент r и угол θ отражения для каждой частоты рассчитывают следующим образом:

$$R_1 = \frac{1 - r^2}{1 + r^2 + 2r \cos(\theta + 2kl_2)}, \quad (2)$$

$$Y_1 = \frac{-2r \sin(\theta + 2kl_2)}{1 + r^2 + 2r \cos(\theta + 2kl_2)},$$

где l_2 – расстояние от первого микрофона до перфорированной панели.

Коэффициент поглощения α определяют по величине коэффициента отражения:

$$\alpha = 1 - r^2. \quad (3)$$

При монохроматическом зондировании б.п. необходимо провести измерения во всем информативном диапазоне частот, плавно изменяя частоту зондирующего сигнала. Такая процедура исследования акустического рефлекса одного уха может занять несколько минут. Поэтому типовой алгоритм усовершенствован в интересах сокращения времени исследования до нескольких секунд.

С целью расширения возможностей метода для измерений звуковых полей полигармонического сигнала представим мгновенные значения амплитуд звукового давления в измерительных точках в виде решений уравнения Эйлера (уравнения распространения плоской звуковой волны) с учетом временного множителя $e^{i\omega t}$ и значений фаз φ_1 и φ_2 для каждого микрофона:

$$\begin{aligned} P_1(t) &= P_1 e^{i\omega t + \varphi_1} = P_0(1-r)e^{i\omega t}; \\ P_2(t) &= P_2 e^{i\omega t + \varphi_2} = P_0(1-re^{2ikL})e^{i(kL + \omega t)}. \end{aligned} \quad (4)$$

Мгновенные значения давления можно представить 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 фазы кривой определяет мгновенную частоту).

Тогда, в рамках прежних обозначений, зависимости $P_1(t)$ и $\varphi_1(t)$ будут иметь вид:

$$\begin{aligned} P_1(t) &= [P_{1a}^2(t) + P_{1p}^2(t)]^{0.5}, \\ \varphi_1(t) &= \arctg[P_{1p}(t)/P_{1a}(t)]. \end{aligned} \quad (5)$$

Для вычисления мгновенных значений компонент импеданса по формулам (1)–(3) необходимо определить мнимые составляющие обоих сигналов давления, выполнив преобразование Гильберта:

$$H\{P_a(t)\} = P_p(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{P_a(\tau)}{t - \tau} d\tau. \quad (6)$$

Подставляя (6) в (5) и затем в расчетные формулы (1)–(3), определяют все необходимые импедансометрические показатели резонатора Гельмгольца – герметизированного н.с.п., замкнутого б.п.

Метод имеет частотные ограничения. Расстояния между микрофонами определяют частотный диапазон измерения: на максимальной частоте расстояние L между микрофонами должно быть меньше половины длины волны. Это связано с тем, что фаза сигнала однозначно определяется только в диапазоне от 0° до 180° , а минимальная частота зависит от амплитудно-фазочастотного рассогласования микрофонных трактов. Для nivelирования рассогласования необходимо, чтобы расстояние между микрофонами было больше $1/20$ длины волны. При выполнении этого требо-

вания погрешности измерения амплитуд и фаз сигнала не будут превышать соответственно 0.2 дБ и 0.3° , при этом погрешность измерения импедансных характеристик составит менее 25%. Таким образом, расстояние L между микрофонами должно удовлетворять соотношению:

$$0.05\lambda_{\max} < L < \lambda_{\min}/2,$$

где λ_{\min} , λ_{\max} , m – минимальная и максимальная длины звуковой волны, излучаемой генератором. Расстоянию между измерительными микрофонами $L = 50$ мм соответствуют нижняя граница частотного диапазона 330 Гц и верхняя граница 3 кГц.

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

Программное обеспечение включает в себя драйвер *АЦП*, программу *AcousticReflex*, библиотеку *Lusbapi.dll*. Программная часть комплекса реализует обработку информации, получаемой с измерительных микрофонов, обеспечивает управление исследованиями и документирование их результатов. По данным обработки информации с измерительных микрофонов для каждой частоты f полигармонического сигнала определяют амплитуду (уровни звукового давления) и разность фаз φ сигналов, регистрируемых измерительными микрофонами в двух точках волновода (P_1 и P_2). По результатам измерений вычисляют импедансные характеристики н.с.п. для каждой частоты.

Процедура измерений проводится следующим образом.

АЦП считывает сигналы по двум каналам. Затем на сигнал накладывается окно *FlatTop* [24] и формируется сигнал вида:

$$x(t) = \sum_{i=n_1}^{n_2} A_i \sin(\omega_i t + \varphi_i),$$

после чего выполняется его дискретное быстрое преобразование Фурье [24–26]:

$$W_p(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x_p(n) e^{-j\left(\frac{2\pi}{N}\right)nk}.$$

Здесь $W_p(k)$ – массив значений комплексного преобразования Фурье; N – размерность массива сигнала; $x_p(n)$ – комплексный сигнал:

$$x_p(n) = x(n) + jx^*(n),$$

где $x(n)$ – дискретная реализация сигнала $x(t)$, а $x^*(t) = -\frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau$ – преобразование Гильберта.

Полученный спектр переводится в полярные координаты, амплитуда спектра нормируется на чувствительность микрофона, а амплитуда и фаза спектра сигнала со второго микрофона умножаются на калибровочные значения, рассчитанные с применением линейной аппроксимации (мето-

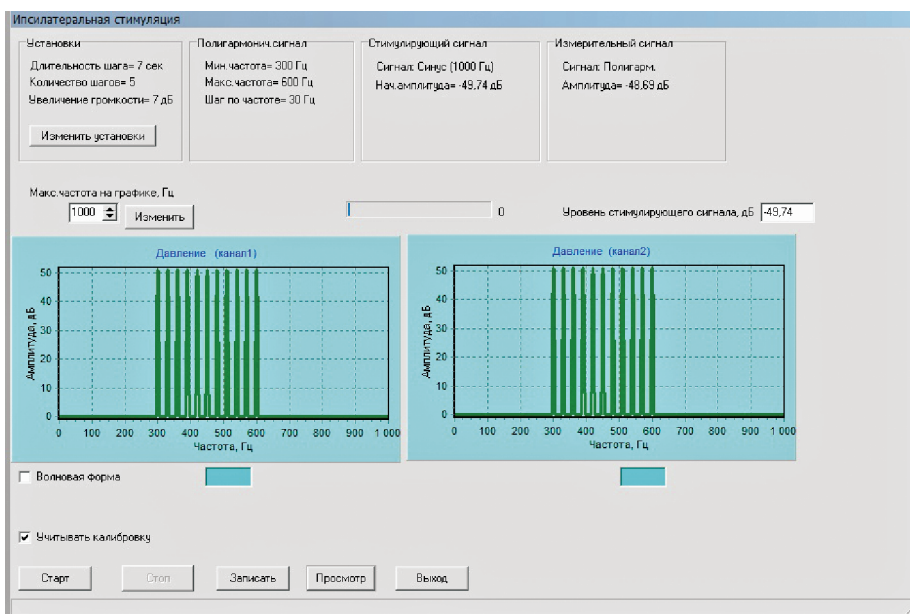


Рис. 5. Снимок экрана монитора с рабочей формой программы AcousticReflex при ипсилатеральной стимуляции.

да наименьших квадратов) таблицы калибровочных коэффициентов:

$$Y = af + b,$$

где Y – значение калибровочного коэффициента в точке f ; f – частота; a и b – коэффициенты линейной аппроксимации, рассчитанные исходя из условия, что прямая аппроксимации проходит через известные соседние точки (расположенные справа и слева от требуемой точки аппроксимации).

Измеренные амплитуды и фазы усредняются с предыдущими значениями для конкретной частоты по средним арифметическим значениям измеренных точек и отображаются на графиках в процессе и после измерений. Вычисляются параметры усредненных сигналов на выбранных частотах.

Импедансные характеристики н.с.п. рассчитываются по формулам (1)–(3) и выводятся на график в зависимости от частоты. Результаты сохраняются в базе данных. Снимок экрана монитора с рабочей формой программы AcousticReflex при ипсилатеральной стимуляции приведен на рис. 5.

ПРИМЕР ПРИМЕНЕНИЯ

Исследование а.р. проводилось у сорока испытуемых (37 мужчин и 3 женщины), включая опытную и контрольную группы (10 человек). В опытной группе испытуемые подвергались сверхнормативному звуковому воздействию, моделирующему авиационный шум с уровнем звукового давления 125 дБ в течение 10 мин. У каждого человека про-

ведено по три измерения а.р. на каждом ухе: до, сразу после воздействия и через сутки после воздействия. При обработке полученных данных часть результатов была исключена из-за выявленных технических сбоев при регистрации а.р. В итоге для анализа использовано 166 измерений характеристик а.р., по 83 измерения на каждом ухе. Анализ данных проводился без разделения на правое и левое ухо, поэтому все результаты обработки основаны на общем количестве обследованных ушей.

Испытуемых усаживали на стул, в его н.с.п. устанавливали ушной вкладыш, герметично соединенный с концом волновода. С выхода генератора сигналов звуковой частоты в громкоговоритель подавали образованные набором тональных сигналов полигармонические звуковые сигналы в частотном диапазоне 330–570 Гц с шагом по частоте 30 Гц. Процедура одного исследования занимала ≤ 1 мин. Затем ушной вкладыш устанавливали в другое ухо и выполняли те же действия (рис. 6).

В результате для каждого уха получены значения импедансных характеристик н.с.п., включая данные о:

- резонансной частоте (точка пересечения линии нулевых абсцисс и зависимости реактивной компоненты импеданса (Y , (2)) от частоты),
- максимуме коэффициента поглощения (α , (3)),
- зависимости активной компоненты импеданса (R , (2)) от частоты.

Типичные графики частотно-зависимых компонент импеданса н.с.п. представлены на рис. 7. График изменения реактанса (Y) как на правом,

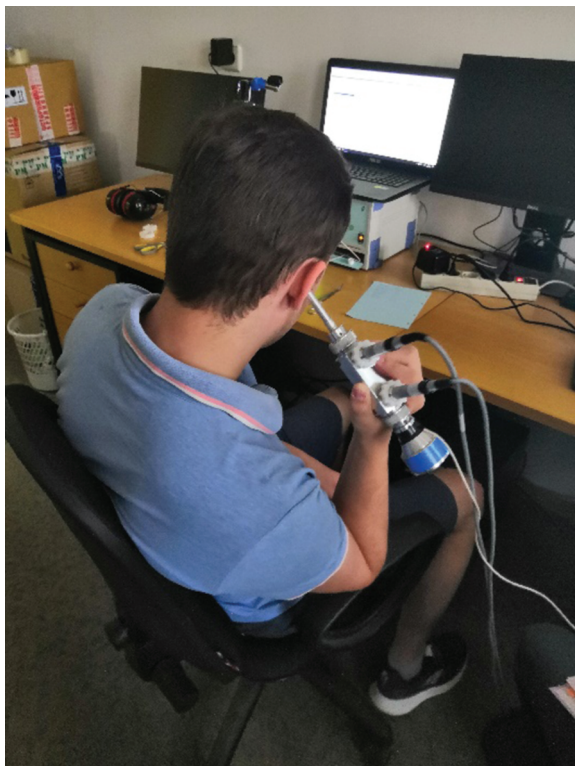


Рис. 6. Измерение акустического рефлекса у испы- теля-добровольца.

так и на левом ухе на частоте резонанса пересекает нулевую линию. На этой же частоте коэффициент поглощения α также имеет максимум. С ростом уровня стимулирующего сигнала от 70 до 77 дБ частота резонанса смещается в сторону уменьшения, что свидетельствует об изменении объема н.с.п. и о реакции б.п., т.е. о формировании а.р. с порогом 77 дБ.

Для количественной оценки порога а.р. использован критерий изменения резонансной частоты на 5 Гц при плавном повышении уровня звукового давления стимулирующего сигнала (табл. 1). Фиксировали три состояния порога а.р.: норма (в диапазоне до 84 дБ), высокий порог (выше 84 дБ), а также отсутствие а.р. в исследованном диапазоне уровней стимулирующего сигнала. Поскольку и значительное повышение порога а.р., и его отсутствие в исследуемом диапазоне уровней звукового давления (70–98 дБ) следует рассмат-

ривать как выраженную реакцию слуховой системы человека на воздействующий фактор, эти два состояния объединены в общую группу – “отклонения от нормы”.

В опытной группе увеличенный порог а.р. до опытов зарегистрирован у 29% испытуемых, после воздействия количество испытуемых с увеличенным порогом а.р. возросло до 57%. Затем, к концу срока наблюдения, к первоначальному состоянию вернулось 29% испытуемых с порогом а.р. выше 84 дБ. В контрольной группе также у части добровольцев (23%) зарегистрировано кратковременное увеличение порога а.р. с последующим возвращением в исходное состояние.

Таким образом, возможность регистрации изменения порога а.р. у некоторой части испытуемых, сохраняющегося сразу после воздействия, свидетельствует о перспективности использования метода исследования а.р. и реализующего его аппаратно-программного комплекса для оценки условий труда персонала, профессиональная деятельность которого сопровождается воздействием высокоинтенсивного транспортного, промышленного и производственного шума.

Использование зондирующих полигармонических сигналов звуковой частоты исключило необходимость создания при исследовании а.р. избыточного давления в н.с.п. и излучения в него ультразвука или высокоинтенсивного звука, что позволило устранить выраженные помехи, повысить точность и обеспечить безопасность исследований.

Возможность управлять частотным диапазоном используемых полигармонических сигналов и шагом образующих их тональных сигналов позволяет проводить исследования акустического рефлекса с любым шагом в разных поддиапазонах звуковых частот.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный аппаратно-программный комплекс продемонстрировал функциональность и гибкость при изучении а.р. у персонала и может быть применен в качестве слухового анализатора как в фундаментальных исследованиях, так и в прикладных (диагностических) целях, в частности для определения безопасных условий труда. К достоинствам разработанного комплекса следует отне-

Таблица 1.

Группа	Доля, %, испытуемых в группе с превышением порога а.р. в обоих ушах выше 84 дБ		
	До опыта	Сразу после опыта	Через сутки после опыта
Опытная	29	57	29
Контрольная	10	23	0

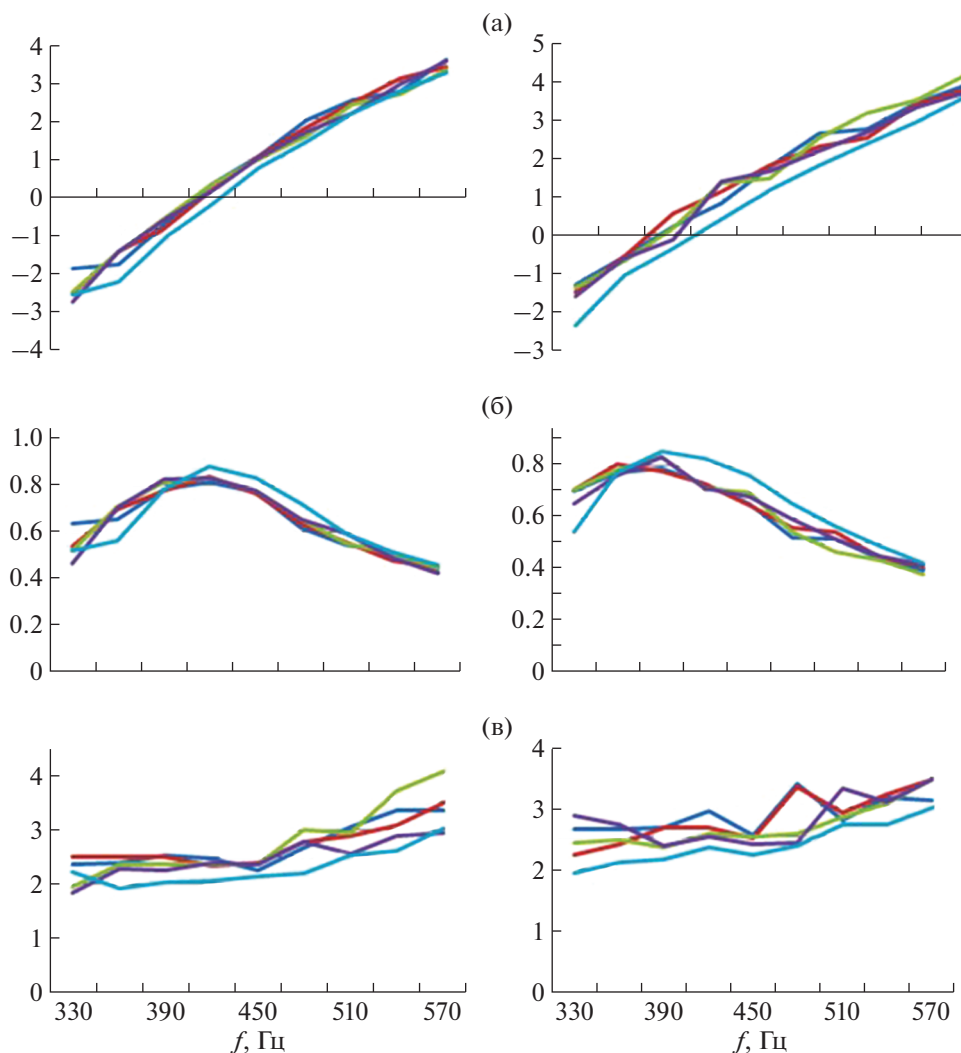


Рис. 7. Частотные зависимости импеданса н.с.п. при разных уровнях стимулирующего сигнала: **а** – реактанс импеданса (Y); **б** – коэффициент поглощения $\alpha(f_0)$; **в** – резистанс $R_1(f_0)$ – для правого (слева) и левого (справа) уха.

сти возможность реализации экспресс-исследования а.р. с использованием широкодоступной универсальной техники отечественного производства.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Исследование выполнено при поддержке гранта Президента Российской Федерации по государственной поддержке ведущих научных школ Российской Федерации (НШ-2553.2020.8).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Jerger J.* // Archives of Otolaryngology. 1970. V. 92. № 4. P. 311.
2. *Funnell W.R.J., Maftoon N., Decraemer W.F.* // Springer Handbook of Auditory Research. 2013. V. 46. P. 171.

3. *Bogomolov A.V., Dragan S.P.* // Doklady Biochemistry and Biophysics. 2015. V. 464. № 1. P. 269. <https://doi.org/10.1134/S1607672915050014>
4. *Nakayama J.R., Ramsey M.J.* Encyclopedia of Otolaryngology, Head and Neck Surgery / Ed. Stilianos E. Kountakis. N.Y., Dordrecht London: Springer Heidelberg, 2013.
5. *Withnell R.H., Gowdy L.E.* // Journal of the Association for Research in Otolaryngology. 2013. V. 14. Iss. 5. P. 611.
6. *Альтман Я.А., Таварткиладзе Г.А.* Руководство по аудиологии. М.: ДМК Пресс, 2003.
7. *Стратиева О.В.* Путеводитель по акустической импедансометрии. Уфа: Изд-во Башкирского государственного медицинского университета, 2001.
8. *Ушаков И.Б., Богомолов А.В., Драган С.П., Солдатов С.К.* // Безопасность труда в промышленности. 2020. № 10. С. 33. <https://doi.org/10.24000/0409-2961-2020-10-33-39>

9. *Жданько И.М., Зинкин В.Н., Солдатов С.К., Богомолов А.В., Шешегов П.М.* // *Авиакосмическая и экологическая медицина*. 2014. Т. 48. № 4. С. 5.
10. *Драган С.П., Богомолов А.В., Котляр-Шапиров А.Д., Кондратьева Е.А.* // *Медицинская техника*. 2017. № 1. С. 52.
<https://doi.org/10.1007/s10527-017-9687-6>
11. *Denisov E.I.* // *Health risk analysis*. 2018. № 3. P. 13.
<https://doi.org/10.21668/health.risk/2018.3.02>
12. *Dragan S.P., Bogomolov A.V.* // *Biomedical Engineering*. 2013. V. 47. № 3. P. 150.
<https://doi.org/10.1007/S10527-013-9356-3>
13. *Prokopenko L.V., Kravchenko O.K., Kuryerov N.N.* // *Occupational medicine and industrial ecology*. 2017. № 9. P. 158.
14. *Драган С.П., Солдатов С.К., Богомолов А.В., Дроздов С.В., Поляков Н.М.* // *Авиакосмическая и экологическая медицина*. 2013. Т. 47. № 5. С. 21.
15. *Soldatov S.K., Bogomolov A.V., Zinkin V.N., Averyanov A.A., Rossels A.V., Patskin G.A., Sokolov B.A.* // *Aerospace and Environmental Medicine*. 2011. V. 45. № 5. P. 3.
16. *Pankova V.B.* // *Bulletin of Otorhinolaryngology*. 2018. V. 83. № 3. P. 33.
<https://doi.org/10.17116/otorino201883333>
17. *Dragan S.P., Bogomolov A.V., Kondrat'eva E.A.* // *Proc. International Conference on Engineering and Telecommunication. EnT-2016*. 2016. P. 21.
<https://doi.org/10.1109/EnT.2016.11>
18. *Bogomolov A.V., Dragan S.P.* // *Doklady Biochemistry and Biophysics*. 2015. V. 464. № 1. P. 319.
<https://doi.org/10.1134/S1607672915050130>
19. *Драган С.П., Богомолов А.В.* // *Медицинская техника*. 2016. № 6. С. 21.
20. *Богомолов А.В., Драган С.П., Ерофеев Г.Г.* // *Доклады Академии наук*. 2019. Т. 487. № 1. С. 97.
<https://doi.org/10.31857/S0869-5652487197-101>
21. *Драган С.П., Богомолов А.В.* // *Медицинская техника*. 2015. № 5. С. 19.
22. *Dragan S.P., Bogomolov A.V., Kotlyar-Shapiro A.D., Kondrat'eva E.A.* // *Doklady Biochemistry and Biophysics*. 2016. V. 468. № 1. P. 224.
<https://doi.org/10.1134/S1607672916030182>
23. *Dragan S.P., Bogomolov A.V., Zinkin V.N.* // *AIP Conference Proceedings*. 2019. V. 2140. 020019.
<https://doi.org/10.1063/1.5121944>
24. *Рабинер Л., Гоул Б.* *Теория и применение цифровой обработки сигналов*. М.: Мир, 1978.
25. *Vychkov E.V., Bogomolov A.V., Kotlovanov K.Yu.* // *Bulletin of the South Ural State University. Series: Mathematical Modelling, Programming and Computer Software*. 2020. V. 13. № 2. P. 33.
<https://doi.org/10.14529/mmp200203>
26. *Iskhakova A.O., Alekhin M.D., Bogomolov A.V.* // *Информационно-управляющие системы*. 2020. № 1 (104). С. 15.
<https://doi.org/10.31799/1684-8853-2020-1-15-23>