

УДК 534.7+621.391.8

## СРАВНЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКИХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ УСТРОЙСТВ ЭЛЕКТРОННОЙ АУСКУЛЬТАЦИИ

В. Т. ГРИНЧЕНКО, А. А. МАКАРЕНКОВА

*Институт гидромеханики НАН Украины, Киев**Получено 01.03.2007*

Статья посвящена одному из основных вопросов аускультации – регистрации звуков дыхания. Проанализированы факторы, определяющие процессы перехода звука из биотканей тела на контактную поверхность механических и электроакустических датчиков. Показано, что при этом происходит взаимная трансформация звукового давления и колебательной скорости. Согласно полученным данным, при выборе типа электроакустического устройства для регистрации звуков жизнедеятельности (микрофона или акселерометра) необходимо учитывать соотношение волновых сопротивлений биотканей и контактной поверхности датчика. Приведены результаты сравнительного анализа характеристик традиционных стетофонендоскопов и электроакустических преобразователей, применяемых для электронной аускультации. Рассмотрены конструкция, методы градуировки и акустические характеристики контактных микрофонов и акселерометров, используемых в фоноспирографических комплексах “CoRA” и электронных стетофонендоскопах “ЭФОН”. Указаны способы крепления датчиков к телу пациентов.

Статтю присвячено одному з основних питань аускультатії – реєстрації звуків дихання. Проаналізовані фактори, які визначають процеси переходу звуку з біотканин тіла на контактну поверхню механічних та електроакустичних сенсорів. Показано, що при цьому відбувається взаємна трансформація звукового тиску й коливальної швидкості. Згідно з отриманими даними, при виборі типу електроакустичного пристрою для реєстрації звуків життєдіяльності (мікрофона або акселерометра) необхідно враховувати співвідношення хвильових опорів біотканин і контактної поверхні сенсора. Наведені результати аналізу характеристик традиційних стетофонендоскопів та електроакустичних перетворювачів, які використовуються для електронної аускультатії. Розглянуто конструкцію, методи градування і акустичні характеристики контактних мікрофонів і акселерометрів, які застосовуються у фоноспірографічних комплексах “CoRA” і електронних стетофонендоскопах “ЕФОН”. Вказані способи кріплення мікрофонів і акселерометрів до тіла пацієнтів.

The paper is devoted to one of the basic problems of auscultation, such as a recording of the respiratory sounds. The factors are analyzed, that determine the processes of sound transition from the body biotissues to contact surface of the mechanical and electroacoustical sensors. It is shown that in the considered systems a mutual conversion of the sound pressure and vibrational velocity occurs. Due to the obtained data, when choosing the type of the electroacoustic device for recording life activity sounds (a microphone or accelerometer), one should take into account the ratio of wave resistances of the biotissues and the sensor's contact surface. The results of the comparative analysis, performed for the characteristics of traditional phonendoscopes and electroacoustic transducers used for electronic auscultation, are presented. The design peculiarities, graduation methods and acoustic features are considered for the contact microphones and accelerometers used in the phonospirographic complexes “CoRA” and electronic phonendoscopes “EPhON”. The methods of microphones and accelerometers fixation on the patient's body are pointed out.

### ВВЕДЕНИЕ

Аускультацией называется выслушивание звуков, возникающих в организме человека в процессе работы основных систем жизнедеятельности – сердечно-сосудистой, респираторной и желудочно-кишечного тракта. Она является одним из наиболее известных и широко применяемых пассивных методов диагностики состояния организма [1], ценность которого обусловлена простотой процедуры при большом объеме информации, получаемой врачом. Говоря об эффективности технических средств аускультации, в качестве первоочередной задачи необходимо отметить создание первичных преобразователей – датчиков, регистрирующих звуки жизнедеятельности. При работе со стетофонендоскопом они предназначаются для съема звука с поверхности тела и передачи его на слуховые органы врача, а в устройствах электронной

аускультации – для преобразования звукового сигнала в электрический, подлежащий последующей аналоговой или цифровой обработке.

Интерес к созданию электронных средств аускультации обусловлен существенными недостатками пневматических стетофонендоскопов – нелинейностью амплитудно-частотной характеристики (АЧХ), невозможностью усиления сигнала, отсутствием его фильтрации, субъективностью восприятия и интерпретации звуковых феноменов диагностом [2, 3]. Среди определяющих стимулов развития таких первичных преобразователей назовем также большой объем содержащейся в звуках жизнедеятельности полезной информации, который может быть использован для диагностики и длительного мониторинга состояния организма [4]. И, наконец, прогресс в развитии компьютерных технологий и их адаптация для нужд медицинской акустики определили переход аускуль-

тации из области субъективных качественных оценок звуковых феноменов в область объективных количественных акустических измерений.

Целью данной работы является исследование физических и технических аспектов процесса регистрации звуков дыхания. Для этого в статье рассмотрены базовые для аускультации вопросы – особенности перехода сигнала из биотканей на приемные устройства, принципы работы, акустические характеристики стетофонендоскопов и электроакустических преобразователей, используемых в средствах электронной аускультации. Проанализированы методы крепления сенсоров к телу пациента. Выполнено сравнение эффективности электроакустических преобразователей, созданных при участии авторов.

## 1. ПЕРЕХОД ЗВУКА ИЗ БИОТКАНЕЙ НА ПРИЕМНЫЕ УСТРОЙСТВА

Возникновение звуковых сигналов в организме человека вызвано функционированием основных систем жизнедеятельности. Далее мы будем рассматривать в основном звуки, порождаемые респираторной системой. При движении воздуха в трахее, бронхах, бронхиолах и паренхиме легких воздушный поток турбулизируется, а в местах бифуркаций воздухопроводных путей образуются вихревые области. Все эти процессы являются довольно эффективными акустическими источниками. Заболевания респираторной системы человека приводят к стенозу воздухопроводных путей, утолщению слизистой оболочки, избыточному выделению вязкого экссудата, загромождению проходного сечения воздухопроводных путей и другим изменениям геометрического и механического характера, что вызывает появление дополнительных звуков [5].

Генерируемый в процессе дыхания звук может быть зарегистрирован на поверхности тела. Заметим, что физические свойства тканей тела и контактных поверхностей датчиков существенно отличаются друг от друга. Биологические ткани – это сложные высокомолекулярные органические соединения. При распространении сигнала в них существенно проявляется анизотропия и неоднородность. С точки зрения регистрации акусто-механических волн, важной физической особенностью биотканей является их низкая сдвиговая жесткость. Кроме того, в ряде тканей плотности и скорости звука различаются на порядки. Например, для подкожного слоя грудной клетки плотность близка к плотности воды ( $\rho_{г.к.} \approx 1100 \text{ кг/м}^3$ ), а для паренхимы легких – существенно ниже ее ( $\rho_{п.л.} \approx 300 \text{ кг/м}^3$ ). Скорости

звука составляют соответственно  $c_{г.к.} \approx 1500 \text{ м/с}$  и  $c_{п.л.} \approx 30 \text{ м/с}$ . Для материалов, из которых изготавливаются датчики, соответствующие характеристики будут иными. Так, для стали  $\rho_{ст} = 7800 \text{ кг/м}^3$ ,  $c_{ст} = 6000 \text{ м/с}$ ; для алюминиевых сплавов  $\rho_a = 2700 \text{ кг/м}^3$ ,  $c_a \approx 5200 \text{ м/с}$ . Поэтому переход звука из биотканей на чувствительные элементы датчиков должен сопровождаться существенными потерями звуковой энергии на отражение.

Из классической акустики известно, что на границе таких сред колебательная скорость звуковой волны  $\xi$  и звуковое давление  $p$  будут изменяться [6]. Для простоты считаем выполненными определенные условия: граница раздела считается сплошной, отсутствуют источники звука, ни колебательная скорость, ни давление не изменяются скачками (т. е. граничные условия требуют непрерывности колебательной скорости и непрерывности звукового давления). Тогда при нормальном падении звуковой волны на границу сред коэффициент прохождения по амплитуде давления  $t_p$  определяется формулой

$$t_p = \frac{2\rho_2 c_2}{\rho_2 c_2 + \rho_1 c_1} = q t_v,$$

где  $q = \rho_2 c_2 / \rho_1 c_1$ ;  $t_v$  – коэффициент прохождения по колебательной скорости;  $\rho_1 c_1$  – волновое сопротивление биотканей;  $\rho_2 c_2$  – волновое сопротивление контактной поверхности датчика.

Из приведенной формулы видно, что при переходе звука из акустически мягкой среды в акустически жесткую ( $\rho_1 c_1 < \rho_2 c_2$ ) коэффициент прохождения по амплитуде давления для границы биоткань – сталь положителен ( $t_p \approx 2$ ), звуковое давление во второй среде возрастает, а колебательная скорость – уменьшается. Переход звука из акустически жесткой среды в акустически мягкую ( $\rho_1 c_1 > \rho_2 c_2$ ) сопровождается уменьшением давления во второй среде и возрастанием колебательной скорости (например, для границы биоткань – воздух  $t_v \approx 2$ ).

Для регистрации звуков дыхания человека в настоящее время используются пневматические стетофонендоскопы, а в устройствах электронной аускультации – электроакустические преобразователи: специальные датчики микрофонного типа (ДМТ) и акселерометры [14, 15, 23, 37]. Следовательно, если  $\rho_1 c_1 < \rho_2 c_2$ , то целесообразно регистрировать сигнал с помощью приемников звукового давления – микрофонов. В случае перехода звука из акустически жесткой среды в акустически мягкую ( $\rho_1 c_1 > \rho_2 c_2$ ), когда колебательная скорость возрастает, сигнал следует регистрировать

с помощью датчиков колебательного ускорения – акселерометров.

Мы понимаем, что эффективность датчика не определяется только лишь соотношением акустических сопротивлений биотканей и контактной поверхности. Существует ряд других параметров, которые необходимо учитывать при выборе типа датчика и его конструктивной схемы. Остановимся на них подробнее в последующих разделах.

## 2. РЕГИСТРАЦИЯ ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ СТЕТОФОНЕНДОСКОПОМ

Существуют два способа регистрации звука дыхания: биомеханический – посредством стетофонендоскопа, и электроакустический – с помощью датчика микрофонного типа или акселерометра. Остановимся на первом случае, когда регистрация звука осуществляется биомеханическим устройством, включающим стетофонендоскоп и биосенсоры слуховых органов врача.

Слуховые органы человека могут быть условно разделены на три части: наружное, среднее и внутреннее ухо [7]. Основное назначение наружного уха – согласовать импеданс воздуха с импедансом барабанных перепонок. Наилучшее согласование происходит в окрестности 800 Гц. На более высоких частотах оно еще остается удовлетворительным, а в диапазоне ниже 400 Гц заметно ухудшается. Колебания барабанных перепонок через систему молоточек – наковальня – стремечко, находящуюся в среднем ухе, механическим путем передаются во внутреннее ухо, заполненное лимфой. Восприятие и частотный анализ звука в нем осуществляют рецепторные клетки, расположенные вдоль основной мембраны улитки.

Аускультация как метод диагностики была предложена Р. Лаэннеком в 1816 году. Он же изобрел первый прибор для аускультации – стетоскоп (от греческого “stetos” – грудь), который представлял собой цилиндр, изготовленный из 24-х листов бумаги. Одним торцом этот цилиндр прижимался к телу пациента, а вторым – к уху врача [8]. По сути, он стал простейшим моноауральным акустическим прибором. В дальнейшем были созданы бинауральные стетофонендоскопы, состоящие из звукоприемных головок, звукопроводов и оголовья с оливками, вставляемыми в наружное ухо врача. Позднее были дифференцированы два типа звукоприемных головок – в виде колокольчика (для выслушивания звуков сердца) и в виде камеры с диафрагмой (для выслушивания звуков дыхания) [9].

Как уже отмечалось, стетофонендоскоп предна-

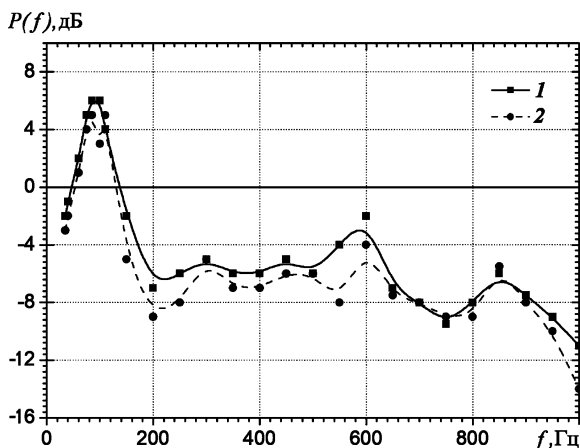


Рис. 1. Амплитудно-частотные характеристики традиционных стетофонендоскопов разных моделей: 1 – “Littmann Cardiol Classic II”; 2 – “Hewlett Packard-L”

значен для съема и передачи звука с поверхности тела пациента на слуховые органы врача. Во время аускультации диафрагму звукоприемной головки плотно прижимают к поверхности кожного покрова грудной клетки. Колебания поверхности тела, вызванные звуками дыхания, вынуждают диафрагму вибрировать, что приводит к появлению внутри звукоприемной головки пульсаций звукового давления, которые затем передаются по звукопроводам на барабанные перепонки наружного уха и далее, на биосенсоры внутреннего уха. Рассматривая совместное функционирование стетофонендоскопа и слуховых органов, мы видим, что они, по сути, формируют биомеханическое устройство, которое регистрирует и преобразует звуки жизнедеятельности в нервные импульсы, анализируемые человеческим мозгом.

Акустическая эффективность стетофонендоскопа определяется, в первую очередь, размером и формой звукоприемной головки, а также механическими свойствами ее диафрагмы (если таковая имеется). Кроме того, важную роль играют длина и диаметр звукопроводов, т. е. импеданс воздуха, находящегося в них. Исследования акустических характеристик стетофонендоскопов, проведенные в последние годы, выявили их несовершенство [2, 3]. Как правило, амплитудно-частотная характеристика стетофонендоскопа нелинейна, а в ряде частотных полос существуют резкие спады чувствительности – “провалы”, обусловленные резонансами элементов устройства. Это наглядно иллюстрируется сравнением АЧХ лучших (по оценки экспертов) стетофонендоскопов “Littmann Cardiol Classic II” и “Hewlett Packard-L” с диа-

фрагмой, рис. 1 [2]. Ясно, что при совпадении частот полезного сигнала с частотой провала снижается вероятность верификации врачом диагностических признаков.

Как известно, диафрагма звукоприемной головки изменяет чувствительность стетофонендоскопа на частотах выше 150 Гц. Так, чувствительность повышается на резонансных и снижается на антирезонансных частотах (провалах). Зная это, разработчики стетофонендоскопов эмпирически ведут поиск новых форм, размеров головок, диафрагм и звукопроводов, используя для них новые конструкционные материалы и варьируя акустомеханические свойства устройства. Например, для расширения диапазона воспринимаемых частот и увеличения чувствительности внутреннюю поверхность головки снабжают ограничителями, не позволяющими ей прижиматься к биотканям. Таким образом достигается неизменность условий восприятия аускультативных признаков, поскольку механические свойства тканей также не меняются. Кроме того, в момент наложения головки на тело и при ее удалении в системе стетофонендоскоп – ухо образуется пневматический импульс давления, вызывающий неприятные ощущения и выводящий слуховые анализаторы врача из строя на несколько минут. Это создает эффект маскировки полезных сигналов, интенсивность которых значительно ниже интенсивности импульса. Чтобы исключить подобное явление, на звукопроводе стетофонендоскопа предусмотрено регулируемое отверстие для сброса избыточного статического давления [10].

В другой конструкции предложено снабжать головку стетофонендоскопа эластичным баллоном, соединенным с ее внутренней полостью для плавного изменения давления в системе тело – стетофонендоскоп – ухо. По мнению разработчиков, это должно послужить улучшению акустических характеристик стетофонендоскопа и более полной дифференциации аускультативных признаков во всем диапазоне воспринимаемых частот за счет адаптации слуховых органов диагноста к выслушиваемым звукам. При этом меняется натяжение – упругость барабанных перепонки, что в конечном итоге приводит к изменению АЧХ системы и, соответственно, спектральных уровней сигнала [11].

Полезные с практической точки зрения результаты приведены в работе [12], где с помощью аналитического метода решена задача о распространении звука в стетофонендоскопе с открытой головкой и получены соотношения, определяющие передаточную функцию. Исследована зависимость последней от геометрических параметров

элементов устройства. Установлено, что в диапазоне частот, где наиболее выражены аускультативные признаки, основное влияние на передаточную функцию оказывают размеры звукопроводов и величина затухания звуковой энергии в них. Сравнительный анализ теоретических результатов с экспериментальными данными других исследователей показал удовлетворительное совпадение. Даны рекомендации по выбору характеристик звукопроводов.

Ради объективности необходимо признать, что в процессе традиционной аускультации врач выслушивает измененные звуки жизнедеятельности. Тем не менее, анализ звуков, осуществляемый мозгом, позволяет ему выделять частотные и временные особенности диагностических признаков. Поэтому стетофонендоскоп был и остается надежным инструментом в арсенале технических средств аускультации, а его эффективность определяется, прежде всего, физиологическими возможностями слухового аппарата врача и его опытом.

### 3. ДАТЧИКИ ЗВУКОВОГО ДАВЛЕНИЯ

В предыдущем разделе было отмечено, что стетофонендоскопы несовершенны, их чувствительность мала, АЧХ нелинейна и изрезана. В то же время, в аудиотехнике применяются электроакустические преобразователи звука, лишенные этих недостатков. В первую очередь, это малогабаритные высокочувствительные ( $\approx 40$  мВ/Па) электретные микрофоны с практически линейной характеристикой в широком диапазоне частот, перекрывающим диапазон звуков дыхания. Соответствующая доработка позволяет использовать их в качестве чувствительных элементов в специальных датчиках звукового давления, предназначенных для регистрации звуков жизнедеятельности в устройствах электронной аускультации. В медицинской акустике такие устройства уже нашли свое применение в фонокардиографах – аппаратах, регистрирующих и анализирующих тона и шумы сердца [13].

К настоящему времени конструкция подобного датчика достаточно отработана (рис. 2). В дно датчика вмонтирован миниатюрный ненаправленный электретный микрофон. Компенсация статического давления в воздушной камере осуществляется с помощью тонкого капилляра, соединяющего внутреннюю полость датчика с внешней средой. Установлено, что оптимальным по размерам и конструктивному решению является датчик из металла или пластика конической формы с толщиной стенок около 2 мм, диаметром основания

$\approx 10$  мм и капилляром для компенсации статического давления с диаметром  $\approx 0.5$  мм (отношение длины капилляра к его диаметру составляет  $P \approx 20 \div 23$ ) [14]. В датчиках микрофонного типа, используемых в системах цифровой аускультации зарубежными исследователями, широко применяются электретные микрофоны типа “Sony ECM-155”. Это связано с высокой чувствительностью микрофонов в диапазоне частот  $20 \div 15000$  Гц, линейностью АЧХ в пределах  $\pm 1$  дБ, малыми размерами и массой.

В процессе регистрации звуков дыхания датчик плотно (без зазора) прикрепляется к телу. Колебания поверхности грудной клетки, возбуждаемые звуковыми процессами внутри бронхо-легочной системы, через воздушную среду камеры передаются на электретный микрофон, при воздействии давления на который происходит преобразование звуковой энергии в электрическое напряжение.

В таком датчике переход звука из биотканей на микрофон происходит через промежуточную среду – воздух, волновое сопротивление которого в 3500 раз меньше, чем у мягких тканей. Согласно законам акустики, при таком опосредованном контакте будет происходить уменьшение звукового давления, действующего на приемный элемент, и снижение эффективности датчика. В работе [15] экспериментально установлено, что на частотах свыше 600 Гц чувствительность микрофона понижается на величину до 20 дБ.

Результаты обстоятельных теоретических исследований, объясняющих функционирование ДМТ с воздушной камерой, приведены в статье [16]. Здесь в достаточно строгой постановке на основе предложенных математической и физической моделей получены формулы, позволяющие количественно оценить эффективность датчиков в зависимости от их геометрических параметров. В качестве базового акустического параметра выбрана передаточная функция – отношение звукового давления на поверхности микрофона к колебательной скорости участка поверхности тела, ограниченного площадью воздушной камеры. Получены выражения, позволяющие проводить количественную оценку чувствительности датчиков без компенсационного капилляра и с наличием его. Чувствительность датчика без капилляра обратно пропорциональна длине воздушной камеры и частоте сигнала. Показано, что, изменяя геометрические размеры капилляра, можно существенно влиять на чувствительность датчика.

Установлена зависимость между размерами капилляра и высотой воздушной камеры. Так как

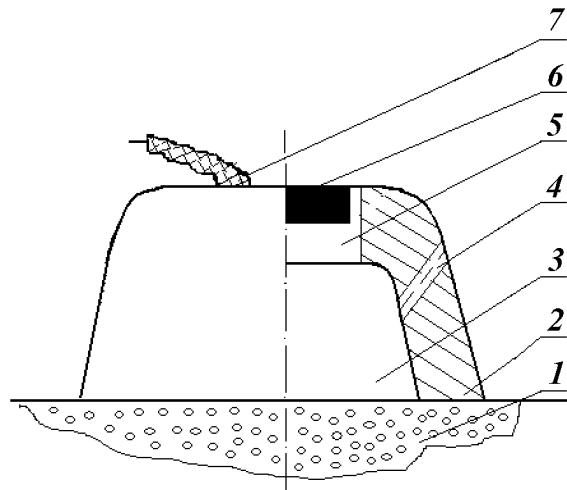


Рис. 2. Схема датчика звукового давления:

1 – биоткани грудной клетки; 2 – корпус датчика; 3 – воздушная камера; 4 – капилляр; 5 – электретный микрофон; 6 – предусилитель; 7 – сигнальные кабели

импеданс микрофона в рабочем диапазоне частот значительно превышает импеданс воздуха в камере датчика, то эффективность датчика падает с ростом частоты. При двукратном увеличении высоты камеры чувствительность датчика падает на 6 дБ/окт. Следовательно, для повышения эффективности приема нужно уменьшать высоту воздушной камеры. При практическом использовании датчиков было найдено предельное значение высоты камеры (порядка  $2.5 \div 3.0$  мм), ниже которого возможно соприкосновение кожного и волосяного покрова тела с поверхностью микрофона, которое приводит к появлению контактной помехи, искажающей структуру полезного сигнала [15].

Разработаны и другие модификации ДМТ с учетом условий их применений. Так, в диагностическом комплексе “Multi-channel STG System” регистрация звуков дыхания осуществляется с помощью 14 оригинальных ДМТ, изготовленных из звукоприемных головок с диафрагмой от стетофонендоскопов. Внутри воздушной камеры головки устанавливаются электретные микрофоны [17]. Подобная конструкция датчика применена в электронном стетоскопе HP STETHOS [18].

Достаточно простое техническое решение реализовано в электромеханическом стетофонендоскопе “Handheld STG” [19], где к звукопроводу подключен электретный микрофон, сигнал с которого поступает на карманный персональный компьютер, предназначенный для временной и спектральной обработки сигнала. В этом приборе реализована

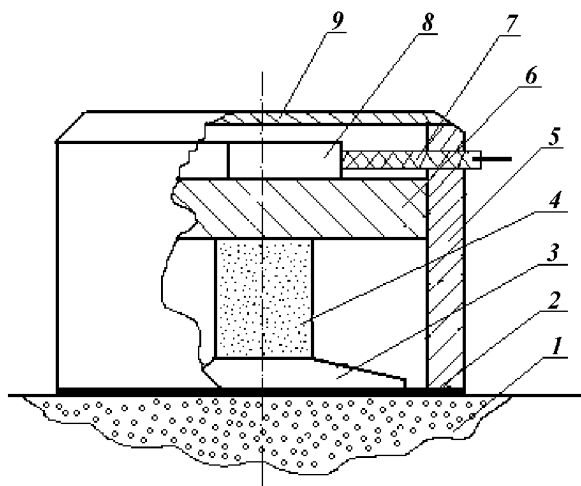


Рис. 3. Схема контактного микрофона:

- 1 – биоткани; 2 – мембрана; 3 – передняя накладка;  
4 – пьезопреобразователь; 5 – корпус; 6 – тыльная накладка;  
7 – сигнальный кабель; 8 – предусилитель; 9 – крышка

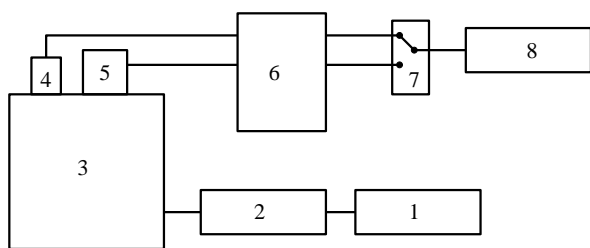


Рис. 4. Блок-схема градуировки:

- 1 – генератор; 2 – усилитель мощности; 3 – вибростенд;  
4 – контрольный акселерометр; 5 – контактный микрофон;  
6 – усилитель; 7 – переключатель;  
8 – электронный вольтметр

возможность одновременного прослушивания звуков и визуализации их на дисплее компьютера, что повышает вероятность выявления диагностических признаков.

При разработке мобильного портативного стетофонендоскопа типа “ЭФОН” мы отказались от конструкции ДМТ с воздушной камерой, закрытой диафрагмой. Основной причиной этого было то, что в таком датчике переход звука из биотканей на чувствительный элемент происходит через плохо согласованную с ним среду, что существенно снижает эффективность и искажает АЧХ. Наличие же капилляра в корпусе требует постоянного контроля за его проходимость, что усложняет эксплуатацию устройства. Вместо этого нами разработаны и созданы оригинальные контактные микрофоны, у которых указанный недостаток отсутствует [20].

Конструктивная схема контактного микрофона изображена на рис. 3. Он состоит из чувствительного элемента – пьезоэлектрического цилиндрического преобразователя, закрепленного между передней (приемной) и тыльной (пассивной) накладками. К приемной накладке прикреплена тонкая стальная мембрана ( $\delta = 0.1$  мм), опирающаяся по периметру на корпус датчика. Массивная тыльная накладка жестко соединена с металлическим корпусом, в верхней части которого установлен предварительный усилитель. В качестве пьезоэлектрического преобразователя здесь использовались цилиндры из пьезокерамики ЦТС-19 диаметром 6.9 мм, высотой 8.9 мм или из пьезокристаллического материала сульфоиода сурьмы ХГС-2 диаметром 10 мм и высотой 11 мм. Диаметр датчика составлял 30 мм, высота – 25 мм, а масса – 50 г. По принципу действия он представляет собой односторонний стержневой пьезокерамический преобразователь звукового давления, а по использованию в устройствах аускультации – контактный микрофон.

В процессе регистрации звука стальная металлическая мембрана плотно прилегает к телу пациента. При этом звук распространяется из биотканей (акустически мягкой среды) через акустически жесткие стальную мембрану и переднюю накладку на пьезоэлектрический преобразователь. Согласно [21], звуковое давление при переходе из биотканей на мембрану возрастает приблизительно в два раза.

Чувствительность контактного микрофона по давлению определялась следующим образом. В основу метода положено допущение о том, что силовое воздействие колебаний поверхности тела пациента на мембрану микрофона эквивалентно воздействию на нее вибраций вибростола. Градуировка микрофонов осуществлялась методом сравнения [22]. На стол вибростенда типа 4808 фирмы “Брюль и Кьер” устанавливались контактный микрофон и контрольный акселерометр типа 4371 той же фирмы с линейной АЧХ от 20 до 6000 Гц. Микрофон крепился к вибростолу с помощью двухстороннего лейкопластыря через тонкий стеклотекстолитовый диск (толщиной  $\delta = 0.5$  мм), диаметр которого был на 3 мм меньше внешнего диаметра корпуса датчика. Это делалось для того, чтобы вибрационная нагрузка вибростенда передавалась только на мембрану и далее, через приемную накладку, на пьезоэлемент. Контрольный акселерометр крепился также с помощью лейкопластыря. Блок-схема градуировки изображена на рис. 4.

В процессе градуировки поддерживалось посто-

янное ускорение, которое измерялось контрольным акселерометром. Напряжения, генерируемые контактным микрофоном и акселерометром, регистрировались цифровым вольтметром. Их значения использовались при расчете чувствительности градуируемого микрофона.

Чувствительность контактного микрофона по давлению (В/Па) определялась по следующей зависимости:

$$\gamma = \frac{\pi D^2 U_m \gamma_a}{4 U_a m},$$

где  $U_m$  – напряжение, генерируемое контактным микрофоном;  $U_a$  – напряжение, генерируемое контрольным акселерометром;  $\gamma_a$  – чувствительность контрольного акселерометра по ускорению;  $D$  – диаметр стержневого пьезоэлемента;  $m$  – масса микрофона (все физические величины брались в единицах системы СИ).

В результате градуировки установлено, что АЧХ контактных микрофонов с преобразователями из пьезокерамики и пьезокристаллического материалов линейны в диапазоне частот  $20 \div 6000$  Гц. При этом чувствительность по давлению первого из них составляет  $\gamma_K = 2.5 \cdot 10^{-3}$  В/Па, а второго –  $\gamma_X = 5.2 \cdot 10^{-3}$  В/Па. Резонанс пьезокерамического контактного микрофона находится на частоте 167.3 кГц, а пьезокристаллического – на 63.2 кГц.

Проверка работоспособности контактных микрофонов была выполнена при измерении звуков жизнедеятельности пациентов. Измерения проводились в малозумном помещении, эквивалентные уровни шумов в котором составляли  $L_{A, экв.} = 17$  дБА. Звуки дыхания регистрировались у трех здоровых добровольцев в возрасте 28-, 36- и 45-ти лет в правой подключичной области грудной клетки (2П). В процессе измерений пациент находился в лежачем положении на кушетке. Датчики приклеивались к телу двухсторонним тонким лейкопластырем. Параллельно проводились измерения звуков при размещении микрофона на бедре обследуемого. Это делалось для того, чтобы оценить влияние переизлученных грудной клеткой звуков, вызванных внешним звуковым фоном и работой сердца. Сигналы с датчиков через электронный усилитель поступали на вход двухканального спектроанализатора фирмы “Брюль и Кьер” (тип 2134), где и проводился их спектральный анализ.

Результаты измерений представлены на рис. 5 в виде спектров мощности звуковых сигналов, осредненных по шести реализациям для каждого вида измерений у трех пациентов. Из рисунка видно, что в области низких частот ( $50 \div 300$  Гц) при задержанном дыхании уровни сигнала определя-

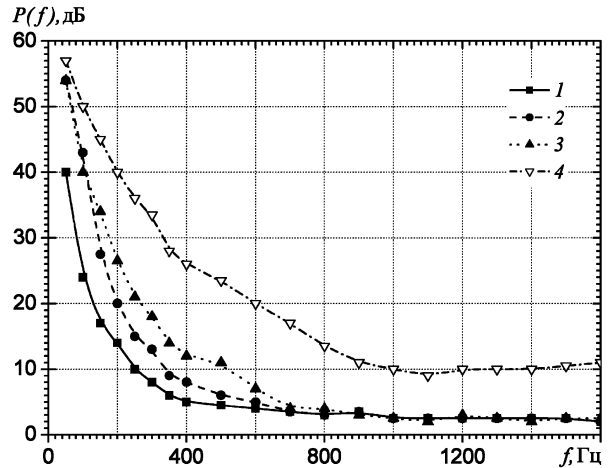


Рис. 5. Спектры мощности звуковых сигналов: 1 – на бедре; 2 – задержанное дыхание; 3 – спокойное дыхание; 4 – форсированное дыхание

тся в основном звуками сердца и переизлучением грудной клетки, возбуждаемой внешними шумами помещения. Во время спокойного дыхания на частотах от 90 до 600 Гц уровни звуков дыхания превышают уровни звуков сердца всего лишь на 6 дБ. При форсированном дыхании наблюдалось существенное усиление респираторного сигнала – приблизительно на 20 дБ в диапазоне  $100 \div 600$  Гц, и на  $8 \div 10$  дБ – выше 800 Гц. Наши данные коррелируют с результатами измерений звуков дыхания, полученными другими исследователями [14].

Интересный эффект выявлен при изучении влияния удельного давления на контактную поверхность контактного микрофона. Регистрация звуков дыхания проводилась во время спокойного дыхания в точке 2П. На рис. 6 показаны зависимости звуков дыхания от удельного давления, которое изменялось путем нагружения корпуса датчика дополнительной массой.

Установлено, что увеличение удельного давления на контактную поверхность повышает уровни спектральных составляющих звуков дыхания во всем исследуемом диапазоне частот  $20 \div 1500$  Гц. По нашему мнению, причиной этого является повышение жесткости биотканей и, соответственно, увеличение звукового давления, передаваемого на чувствительный элемент контактного микрофона, а также возрастание динамической нагрузки на пьезоэлектрический преобразователь. Положительная сторона наблюдаемого эффекта состоит в том, что силой прижатия руки врач может регулировать величину полезного сигнала, без существенного искажения его формы.

Высокая чувствительность и линейность АЧХ

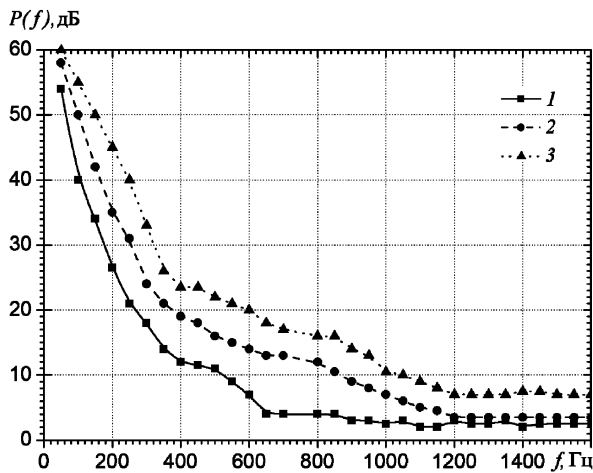


Рис. 6. Спектры мощности при разном удельном давлении:  
 1 –  $P_1 = 7 \cdot 10^2$  Па; 2 –  $P_2 = 28 \cdot 10^2$  Па; 3 –  $P_3 = 7 \cdot 10^3$  Па

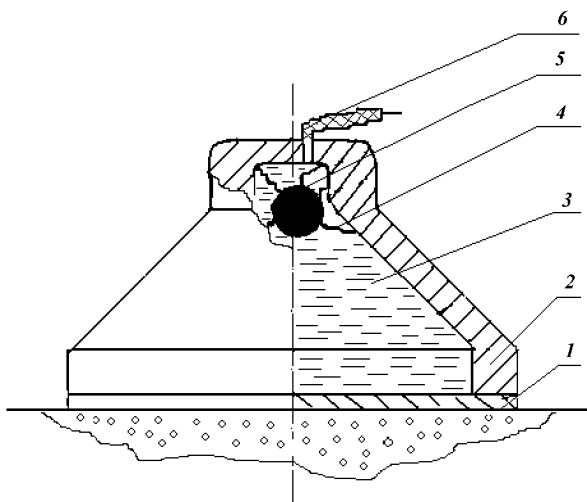


Рис. 7. Схема датчика гидрофонного типа:  
 1 – мембрана; 2 – корпус; 3 – жидкость;  
 4 – элементы подвески; 5 – гидрофон;  
 6 – сигнальный кабель

контактных стержневых пьезоэлектрических микрофонов в широком диапазоне частот стали определяющими аргументами при выборе электроакустических преобразователей для мобильных электронных стетофонендоскопов “ЭФОН-06”, “ЭФОН-07”, разработанных и созданных в Институте гидромеханики НАН Украины, эффективность которых высоко оценена врачами-практиками.

Другим видом приемника звукового давления, который стали применять в последнее время в устройствах электронной аускультации с целью

улучшения согласования их с биотканями, является гидрофонный датчик. Его конструктивная схема изображена на рис. 7. В герметичном корпусе, заполненном жидкостью с волновым сопротивлением, близким к волновому сопротивлению биотканей (например, касторовым маслом), установлен пьезокерамический гидрофон, преобразующий звуковое давление в электрический сигнал. Контактная поверхность датчика представляет собой тонкую стальную мембрану. В нем, как и в контактном микрофоне, организован более эффективный переход звука с биотканей на чувствительный элемент. Кроме того, при использовании данного датчика можно очень хорошо согласовать его контактную поверхность с поверхностью тела пациента. В работе [23] сообщается, что с помощью гидрофонного датчика удалось осуществить регистрацию шумов кровотока артерий мозга человека. Нами разработана конструкция и создан опытный образец гидрофонного датчика. В настоящее время он проходит технические и клинические испытания. Результаты этих исследований будут сообщены в последующих публикациях.

#### 4. ДАТЧИКИ КОЛЕБАТЕЛЬНОГО УСКОРЕНИЯ – АКСЕЛЕРОМЕТРЫ

Наряду с датчиками звукового давления, в устройствах электронной аускультации для регистрации звуков жизнедеятельности используются датчики колебательного ускорения – акселерометры. Это достаточно распространенный вид сенсоров, применяемых в виброметрии [24]. Как правило, чувствительные элементы акселерометров выполняются из пьезокерамических материалов или кристаллов кварца. В настоящее время промышленность выпускает довольно широкий спектр одно-, двух- и трехкомпонентных акселерометров, применяемых при измерении вибраций машин и механизмов. Главными достоинствами таких датчиков является высокая чувствительность и линейность АЧХ в широком диапазоне частот.

В отличие от традиционной виброметрии, когда измеряются колебания поверхности твердого тела, в нашем случае необходимо регистрировать звуки, поступающие с поверхности тела человека, которое представляет собой довольно податливую среду (слой биотканей с армирующими элементами в виде ребер). Присутствие сенсора на поверхности тела пациента вносит определенные искажения в виброакустическое поле вблизи его местоположения. Это связано с механическими свойствами биотканей. Тем не менее, в статье [25] обоснованно



утверждается, что для легких сенсоров поведение биотканей тела остается линейным при неизменности геометрических и физических параметров системы.

Известно, что с увеличением массы акселерометра его эффективность на высоких частотах снижается [26]. Это объясняется особенностями реакции поверхности тела на динамическое нагружение [25]. В работе [27] рассмотрены результаты воздействия гармонических колебаний вязкоупругого слоя (биотканей), нагруженного плоским круговым штампом (аналог акселерометра), при условиях гладкого контакта и полного прилипания. Разработан эффективный алгоритм для определения механического импеданса поверхности, контактирующей с акселерометром. Установлено, что в диапазоне исследуемых частот система демонстрирует резонансное поведение, причем частота резонанса снижается с увеличением относительного радиуса сенсора. Показано, что реактивные составляющие импеданса при гладком контакте и прилипании имеют близкие значения. В то же время, при полном прилипании активная часть импеданса слоя биотканей возрастает с частотой быстрее, чем реактивная. Обнаружено резкое возрастание нормальных и касательных напряжений по краям акселерометра, которое свидетельствует о тенденции их отрыва от поверхности исследуемого тела. Это указывает на необходимость уделять серьезное внимание надежному закреплению кромок, чтобы исключить появление контактных помех.

Согласно публикациям [28, 29], в электронной аускультации используются как серийно выпускаемые акселерометры, так и специально созданные. Большинство зарубежных исследователей при регистрации звуков дыхания применяют акселерометр “Siemens EMT 25С”, у которого АЧХ линейна в диапазоне частот  $60 \div 500$  Гц, повышается на 4 дБ/окт при  $500 \div 1000$  Гц, а затем падает на 15 дБ/окт на частотах свыше 1200 Гц [30].

К недостаткам серийно выпускаемых акселерометров следует отнести малую чувствительность при относительно большой массе, так как они не рассчитаны на регистрацию малых ускорений, характерных для звуков дыхания. Поэтому целесообразно применять специализированные акселерометры, что и стало определяющим стимулом для создания высокочувствительных малогабаритных кинематических датчиков с малой массой. Как известно, увеличение коэффициента преобразования в пьезоэлектрических сенсорах можно получить следующими способами: использованием пьезокерамики с большим значением пьезомодуля,

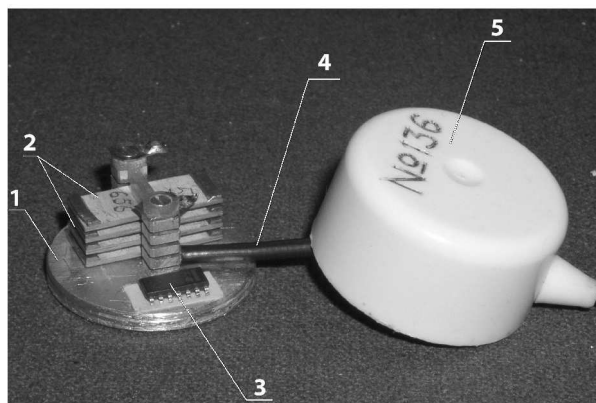


Рис. 8. Общий вид акселерометра типа АД-16:

1 – основание; 2 – биморфы; 3 – предусилитель;  
4 – кабель; 5 – корпус

уменьшением электрической емкости пьезоэлемента, использованием изгибно-деформационной схемы нагрузки на пьезоэлемент или увеличением массы инерционного элемента [31]. При разработке и создании датчиков серии АД во внимание принимались все указанные способы повышения его эффективности [32].

Общий вид акселерометра типа АД-16 представлен на рис. 8. Он состоит из основания с жестко прикрепленной к нему опорой, на которой консолю закреплены четыре пьезокерамических биморфа. Каждый биморф склеен из двух тонких пьезопластин (пьезокерамика ЦТС-19) толщиной  $\delta = 0.3$  мм и размером в плане  $20 \times 8$  мм, между которыми располагается металлическая проставка из фосфористой бронзы толщиной  $\delta = 0.05$  мм. Пластины склеены таким образом, чтобы направления поляризации были противоположны, (т. е. соединены последовательно). На концах биморфа закреплены металлические инерционные массы, выбранные из условий получения максимальной чувствительности и линейности АЧХ в диапазоне частот  $20 \div 2000$  Гц. Заметим, что изгибно-деформационная схема нагрузки пьезоэлемента обеспечивает меньшую его жесткость при большей чувствительности, однако с более низкой частотой резонанса, что приводит к сужению полосы рабочих частот. Для понижения входного сопротивления акселерометра и повышения соотношения сигнал/помеха внутри корпуса установлен предварительный усилитель, преобразующий высокоомный выходной сигнала в низкоомный.

Акселерометры имели следующие размеры: диаметр – 30 мм, высота – 15 мм, масса (без кабеля) – 12 г. Корпус и основание акселерометра покрыты электроизоляционным материалом,

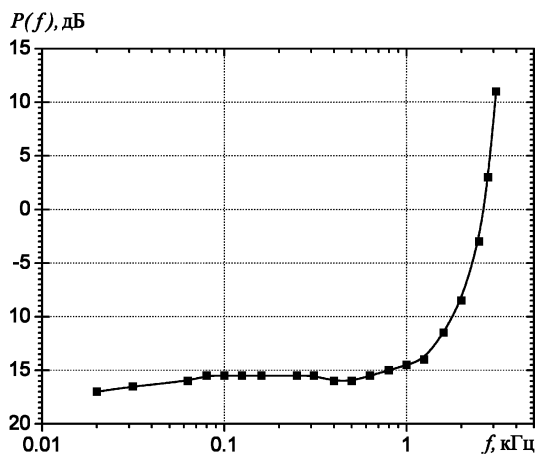


Рис. 9. АЧХ акселерометрів в плоскості, перпендикулярній основанню

обеспечивающим полную электробезопасность при регистрации звуков с тела пациента. Градуировка акселерометров проведена в трех взаимно-ортогональных плоскостях методом сравнения. На рис. 9 изображена АЧХ акселерометров в плоскости, перпендикулярной основанию. Градуировкой установлено, что АЧХ датчиков линейна в диапазоне частот  $20 \div 1600$  Гц, а чувствительность максимальна в плоскости, перпендикулярной основанию, и составляет  $\gamma_a = 15 \pm 5$  мВс<sup>2</sup>/м. В двух других боковых плоскостях АЧХ изрезана и чувствительность на 30 дБ ниже указанной. Отличие чувствительности акселерометров для серии из 36 датчиков не превышало  $\pm 1.5$  дБ в диапазоне  $20 \div 1600$  Гц.

Акселерометры АД-16 входят в состав фоноспирографических компьютерных комплексов типа «КоРА», где используются для регистрации звуков дыхания. Эти комплексы успешно прошли технические и клинические испытания и допущены Министерством здравоохранения Украины для практического использования в медицинских учреждениях [33, 34].

## 5. КРЕПЛЕНИЕ ДАТЧИКОВ

При регистрации звуков жизнедеятельности организма человека важное значение имеет способ крепления датчика к поверхности тела, с которой снимается звуковой сигнал. При этом должен быть обеспечен надежный механический контакт между телом и приемной поверхностью сенсора. Отсутствие надежного контакта приводит к искажению полезного сигнала или к появлению

ложных сигналов, уменьшающих соотношение сигнал/помеха [35], а в конечном итоге, к ошибочному диагнозу.

Наиболее простым способом, обеспечивающим контакт датчика с телом, является прижатие рукой звукоприемной головки стетоскопа или контактной поверхности электроакустического сенсора. Такой способ съема сигнала допустим только при использовании устройств аускультации, с помощью которых проводится лишь качественная оценка выслушиваемых звуков.

В диагностическом комплексе «Multi-channel STG System» контакт 14 датчиков звукового давления с телом осуществляется с помощью упругой пенополиуретановой подушки, к которой они прикреплены [15]. В процессе аускультации пациент, сидя в кресле, спиной опирается на подушку с датчиками. Основное назначение этого комплекса – локализация источников тресков и хрипов в бронхо-легочной системе человека. Она достигается благодаря тому, что энергетические уровни этих патологических шумов достаточно высоки на фоне менее энергоемких помех, вызванных трением в процессе дыхания диафрагмы датчика по телу пациента.

Указанный способ, а также крепление датчика к телу с помощью резиновых ремней (как в комплексах «Helsa» [36]) применимы только при регистрации полезных сигналов большой интенсивности. Во всех других случаях, когда необходимо регистрировать низкоуровневые звуки (например, везикулярного или ослабленного дыхания), желательно использовать проверенный практикой в клинических условиях метод крепления с помощью тонкого двухстороннего лейкопластыря. Он достаточно надежен, гигиеничен, технологичен и предполагает использование одноразовых материалов.

Датчики микрофонного типа с открытой воздушной камерой крепятся лейкопластырем в виде кольца, внутренний диаметр которого равен диаметру воздушной камеры. Особое внимание необходимо уделять качеству приклеивания, чтобы не было зазора между воздушной камерой датчика и внешней средой, что может приводить к воздействию звукового фона помещения на микрофон, понижающему эффективность сенсора. При регистрации звуков с помощью акселерометров следует обеспечивать надежный контакт по всей площади приемной поверхности с телом пациента. Как отмечалось в [35], отслоение лейкопластыря недопустимо в связи с тем, что в процессе вдоха–выдоха происходит неконтролируемое отлипание и прилипание клеевого слоя, порождающее помехи.

## 6. СРАВНЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ДАТЧИКОВ

Практический интерес для разработчиков электронных средств аускультации представляет сравнение эффективности датчиков различных типов. Для датчиков, регистрирующих разные физические величины – звуковое давление и колебательную скорость – его следует осуществлять по критерию помехозащищенности (соотношению сигнал/помеха). Впервые в цифровой аускультации подобное сравнение было выполнено группой исследователей Манитобского Университета (Канада) [37] при исследовании звуков вдоха, снимаемых с тела пациентов с помощью датчиков микрофонного типа и акселерометров. Подобный метод сравнения использовался и в наших исследованиях при регистрации полезного сигнала звуков вдоха и выдоха контактным микрофоном и акселерометром типа АД-16 в точке 2П. Датчики располагались на расстоянии 30 мм друг от друга.

В качестве помехи принимались шумы, регистрируемые этими же датчиками на бедре пациентов. В результате измерений получена частотная зависимость соотношения сигнал/помеха (рис. 10). Здесь же приведено соотношение сигнал/помеха для широко используемого зарубежными исследователями акселерометра “Siemens EMT 25C” [37]. Из графика видно, что в диапазоне 200 ÷ 700 Гц у акселерометра АД-16 и контактного микрофона значения соотношения сигнал/помеха близки. Отличия проявляются только на низких частотах (50 ÷ 200 Гц) и на частотах свыше 700 Гц. В первом случае более эффективен акселерометр, а во втором – контактный микрофон. Тем не менее, оба сенсора позволяют проводить регистрацию звуков дыхания вплоть до 2000 Гц.

Акселерометр “Siemens EMT 25C” более эффективен по сравнению с контактным микрофоном и акселерометром АД-16, но только в диапазоне 200 ÷ 800 Гц. На более высоких частотах его эффективность падает (до нуля на частоте 1400 Гц). Вероятно, такой результат связан с тем, что звуки дыхания измерялись только на вдохе, где, как известно, сигнал максимален в диапазоне частот, указанном выше.

Кроме того, необходимо подчеркнуть, что у датчиков звукового давления с воздушной камерой, в отличие от акселерометров, с увеличением частоты происходит снижение чувствительности, наблюдавшееся канадскими исследователями [14]. Теоретическое обоснование подобного явления приведено в работе [12]. Дело, в первую очередь, в том, что воздушный объем камеры датчика

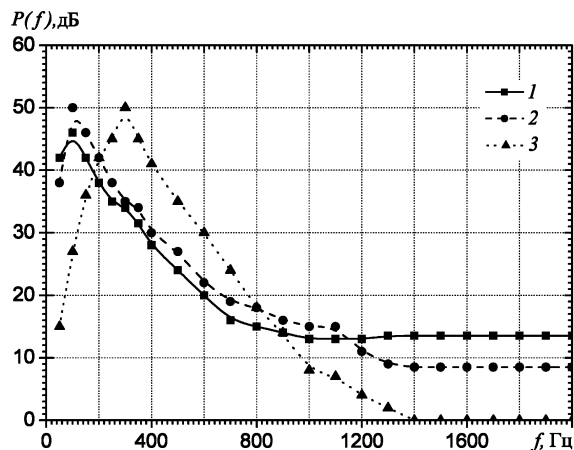


Рис. 10. Сравнение эффективности электроакустических преобразователей:

1 – контрактный микрофон; 2 – акселерометр типа АД-16; 3 – акселерометр “Siemens EMT 25C”

звукового давления играет роль жесткости, снижающей эффективность сенсора на высоких частотах.

В последнее время появились публикации [38, 39], в которых исследователи из Манитобского университета приводят краткое описание и принцип работы устройства, позволяющего экспериментально сопоставлять эффективность применяемых в аускультации датчиков микрофонного типа, акселерометров и стетофонендоскопов. Это устройство представляет собой камеру с жесткими стенками, в дно которой вмонтирован электродинамический громкоговоритель. Одна стенка изготавливается из вязко-эластичного материала с механическими свойствами, близкими к механическим свойствам человеческой кожи и других мягких биотканей. С внешней стороны к ней прикрепляются тестируемые сенсоры. Электрический громкоговоритель излучает звук, проходящий через вязко-эластичные материалы и регистрируемый датчиками. Как утверждают авторы [38, 39], с помощью данного устройства можно осуществлять сравнение эффективности датчиков в диапазоне частот 100 ÷ 1200 Гц, характерных для звуков жизнедеятельности. Здесь же указаны типы тестируемых датчиков и стетофонендоскопов, однако результаты сравнения их эффективности не приведены.

## ВЫВОДЫ

1. Анализ процессов перехода звука с поверхности тела пациента на контактную поверхность акустического преобразователя позво-

лил установить, что основным параметром, определяющим звуковое давление и колебательную скорость, является соотношение волновых сопротивлений этих сред.

2. Показана высокая эффективность стержневых пьезоэлектрических контактных микрофонов с пьезокерамическими и пьезокристаллическими преобразователями, разработанных при участии авторов статьи. Градуировка выявила линейность их амплитудно-частотной характеристики на частотах  $20 \div 6000$  Гц. При этом чувствительность по давлению в указанном диапазоне для пьезокерамического микрофона составила 2.5 мВ/Па, а для пьезокристаллического – 5.2 мВ/Па. Контактные микрофоны данной конструкции применяются в качестве электроакустических преобразователей в мобильных одно- и многоканальных электронных стетофонендоскопах типа “ЭФОН”.
3. Разработан высокочувствительный специализированный пьезокерамический многоэлементный акселерометр изгибно-деформационного типа АД-16 с линейной амплитудно-частотной характеристикой в диапазоне частот  $20 \div 2000$  Гц, с чувствительностью к ускорению  $\sim 150$  мВ/g. Акселерометры АД-16 используются для регистрации звуков дыхания в четырехканальных фоноспирографических цифровых комплексах “КоРА”, сертифицированных в Украине.
4. Рассмотрены методы крепления датчиков, используемых для регистрации звуков жизнедеятельности, к телу пациента. Установлено, что наиболее гигиеничным и технологичным является приклеивание с помощью тонкого двухстороннего лейкопластыря.
5. Экспериментально установлено, что помехозащищенность пьезокерамических стержневых контактных микрофонов и акселерометров АД-16 в диапазоне частот  $50 \div 1200$  Гц практически одинакова. На более высоких частотах контактный микрофон обладает большей помехозащищенностью.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы признательны профессору И. В. Вовку за ряд ценных замечаний, которые способствовали улучшению статьи, а также выражают благодарность Г. П. Виноградному, А. Н. Пархоменко и

А. М. Артемьеву за помощь при проведении измерений.

1. Большая Медицинская Энциклопедия, том 2.– М.: Сов. Энцикл., 1975.– С. 366–368.
2. Abella M., Formolo J., Penney D. G. Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes // J. Acoust. Soc. Amer.– 1992.– **91**, N 4, Pt 1.– P. 2224–2228.
3. Jones A., Jones D., Kwong K., Siu S. C. Acoustic performance of three stethoscope chest pieces // Proc. 20-th Ann. Int. Conf. IEEE. Dept. Rehabilitation Sci., vol. 6.– Hong Kong, 1998.– P. 3219–3222.
4. Hult P., Fjallbrant T., Wranne B., Engdahl O., Ask P. An improved bioacoustic method for monitoring of respiration // Technol. Health Care.– 2004.– **12**, N 4.– P. 323–332.
5. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н. Шумы дыхания человека: объективизация аускультативных признаков // Акуст. вісн.– 1999.– **2**, N 3.– С. 11–32.
6. Ржевкин С. Н. Курс лекций по теории звука.– М.: Изд-во МГУ, 1960.– 335 с.
7. Брех Е. Т. Применение аппаратуры фирмы “Брюль и Кьер” для измерений акустического шума.– Дания: Брюль и Кьер, 1971.– 224 с.
8. Geddes L. A. Birth of stethoscope // IEEE Engng Med. Biol. Mag.– 2005.– **24**.– P. 84–86.
9. Sprague H. B. A new combined stethoscope chest piece // JAMA.– 1926.– **86**.– P. 1909.
10. Блашкин И. И. Устройство для аускультации.– Изобретение СССР N 825005.– М. Кл. А61 В7/02, от 30.04.1981. // Бюл. N 16.
11. Еременко С. В., Зинкович И. И., Шляхвер В. Е. Устройство для аускультации.– Изобретение СССР N 12025553.– М. Кл. А61 В7/02, от 07.01.1986 // Бюл. N 1.
12. Вовк И. В., Гончарова И. Ю. Аналитический метод для оценки акустических свойств стетоскопов // Акуст. вісн.– 2000.– **3**, N 3.– С. 10–16.
13. Минограф 82 SIEMENS / Руководство по эксплуатации: Датчик пульс/фоно 860.
14. Kraman S. S., Wodicka G. R., Oh Y., Pasterkamp H. Measurement of respiratory acoustic signals. Effect of microphone air cavity width, shape, and venting // Chest.– 1995.– **108**.– P. 1004–1008.
15. Wodichka G. R., Kraman S. S., Zenk G. M., Pasterkamp H. Measurement of respiratory acoustic signals // Chest.– 1994.– **106**, N 4.– P. 1140–1144.
16. Гончарова И. Ю. Датчик для регистрации шумов дыхания на основе использования микрофона // Акуст. вісн.– 2000.– **3**, N 2.– С. 56–62.
17. Murphy R. L., Vyshedskiy A., Power-Charnitsky A., Bana D. S., Marinelli, Wong-Tse A., Paciej R. Automated lung sound analysis in patients with pneumonia // Respir. Care.– 2004.– **49**, N 12.– P. 1488–1489.
18. Руководство пользователя электронного стетоскопа HP STETHOS (см. на <http://www.hp.com/go/hpstethos>).
19. Handheld STG T-mobile kit (см. на <http://stethographics.com/main/store.html>).
20. Грінченко В. Т., Виноградний Г. П., Макаренкова А. А. Акустичний сенсор.– Деклараційний патент України на винахід N 14732.– 2006.

21. Свердлин Г. М. Прикладная гидроакустика.– Л.: Судостроение, 1990.– 320 с.
22. Клюкин И. И., Колесников А. Е. Акустические измерения в судостроении.– Л.: Судостроение, 1968.– 403 с.
23. Journee H. L., van Bruggen A. C., van der Meer J. J., de Jonge A. B., Mooij J. J. Design and application of sensor for recording sounds over human eye and nose // *Med. Biol. Engng Comput.*– 1995.– **33**.– P. 140–144.
24. Йориш Ю. И. Измерение вибраций.– М.: Mashgiz, 1956.– 403 с.
25. Олійник В. Н. Визначення еквівалентних параметрів поверхні тіла людини при взаємодії з контактним сенсором // *Доп. НАН України.*– 2004.– N 10.– С. 193–198.
26. Verburg J., van Vollenhoven E. The recording of heart vibrations: A problem of vibration measurement on soft tissue // *Med. Biol. Engng Comput.*– 1984.– **22**.– P. 168–178.
27. Гринченко В. Т., Олійник В. Н. Динамічні властивості в'язко-пружного шару при гармонічному навантаженні круговим штампом // *Акуст. вісн.*– 2005.– **8**, N 1–2.– С. 42–50.
28. Kiyokawa H., Pasterkamp H. Volume-dependent variations of regional lung sound, amplitude, and phase // *J. Appl. Physiol.*– 2002.– **93**.– P. 1030–1038.
29. Elphick H. E., Ritson S., Rodgers H., Everard M. L. When a “wheeze” is not a wheeze: Acoustic analysis of breath sounds in infants // *Eur. Respir. J.*– 2006.– **16**.– P. 593–597.
30. Gnitecki J., Hossain I., Pasterkamp H., Moussavi Z. Qualitative and quantitative evaluation of heart sound reduction from lung sound recordings // *IEEE Trans. Biomed. Engng.*– 2005.– **52**, N 10.– P. 1788–1792.
31. Приборы и системы для измерения вибрации, шума и удара / Под В. В. Клюева.– М.: Машиностроение, 1978.– 447 с.
32. Адамов А. И., Виноградный Г. П., Вовк И. В., Гринченко В. Т., Макаренко А. П., Майданник В. Г., Яценко В. П. Устройство для аускультации.– Патент на изобретение N 2062047.– Кл. А 61 В 7/04, от 20.06.1996 // *Бюл. N 17*.
33. Комплекс фonoспирографический компьютерный КоРА-03М1. Технические условия ТУ У33.1-05417354-001.– 2006.
34. Свідомство про державну реєстрацію “Комплекс фonoспирографічний комп'ютерний КоРА-03М1”.– N 5528.– 2006.
35. Макаренко А. А., Олійник В. Н. Помехи сенсоров-виброакселерометров, используемых для аускультации дыхательных шумов // *Акуст. вісн.*– 2006.– **9**, N 1.– С. 45–54.
36. Sovijarvi A., Kallio K., Paajanen E., Malmberg P., Helisto P., Lipponen P., et al. A new versatile PC-based lung sound analyzer with automatic crackle analysis (HelSa) // *Abstr. 21-st ILSA Int. Conf. Lung Sounds.*– Chester, England, Sept. 4–6, 1996.– P. 22.
37. Pasterkamp H., Kraman S. S., Defrain R. D., Wodicka G. R. Measurement of respiratory acoustic signals: comparison of sensors // *Chest.*– 1993.– **104**, N 5.– P. 1518–1525.
38. Kraman S. S., Wodicka G. R., Pressler G. A., Pasterkamp H. Comparison of lung sound transducers testing system // *J. Appl. Physiol.*– 2006.– **101**, N 2.– P. 469–476.
39. Kraman S. S., Wodicka G. R., Pressler G. A., Pasterkamp H. Design, construction, and evaluation of a bioacoustic transducer testing (BATT) system for respiratory sounds // *IEEE Trans. Biomed. Engng.*– 2006.– **53**, N 8.– P. 1711–1715.