

УДК 534.7+621.391.8

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКИХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОННЫХ СТЕТОФОНЕНДСКОПОВ

А. М. АРТЕМЬЕВ, А. П. МАКАРЕНКОВ, А. А. МАКАРЕНКОВА

*Институт гидромеханики НАН Украины, Киев**Получено 01.08.2009*

Приведены результаты экспериментальных исследований характеристик приемных электроакустических преобразователей электронных стетофонендоскопов: контактного пьезокерамического стержневого микрофона, специального микрофонного сенсора с воздушной камерой и высокочувствительного изгибного акселерометра. Установлено, что наиболее эффективные преобразователи – это пьезокерамический контактный микрофон и акселерометр. Проанализированы источники помех преобразователей в процессе аускультации. Отмечена перспективность применения электронных стетофонендоскопов.

Наведені результати експериментальних досліджень характеристик приймальних електроакустичних перетворювачів електронних стетофонендоскопів: контактної п'єзокерамічного стрижневого мікрофона, спеціального мікрофонного сенсора з повітряною камерою і високочутливого згинального акселерометра. Встановлено, що найбільш ефективні перетворювачі – це п'єзокерамічний контактний мікрофон і акселерометр. Проаналізовані джерела перешкод перетворювачів у процесі аускультатії. Відзначено перспективність застосування електронних стетофонендоскопів.

The paper deals with results of experimental studying of characteristics of receiving electroacoustic transducers of an electronic stethophonendoscope: the contact piezoceramic rod microphone, special microphone sensor with an air-chamber and highly sensitive flexural accelerometer. The piezoceramic contact microphone and accelerometer have been found the most efficient acoustic transducers. The sources of interferences for transducers in the process of auscultation have been analyzed. The perspective of application of electronic stethophonendoscopes is pointed out.

ВВЕДЕНИЕ

В медицинской практике на протяжении почти 190 лет широко применяется акустический прибор – стетофонендоскоп [1], с помощью которого врачи успешно осуществляют достаточно простую, но вместе с тем весьма ценную диагностическую процедуру – аускультацию. Ее ценность состоит в том, что врач неинвазивным экологически безопасным методом получает большой объем акустической информации, содержащейся в звуках, генерируемых при функционировании основных систем организма: сердечно-сосудистой, дыхательной, желудочно-кишечного тракта, суставов и др. Акустическая информация обрабатывается и анализируется совершенным полифункциональным органом – мозгом диагноста. Это и определило широкое использование стетофонендоскопов в клинической медицине.

Описанное акустическое биомеханическое устройство не лишено недостатков, часть из которых была устранена в процессе совершенствования стетофонендоскопа. Тем не менее, ряд проблем обусловлен самой пневматической схемой стетофонендоскопов: наличием полой звукоприемной головки, диафрагмы и гибких эластичных звукопроводов – элементов, без которых

невозможны регистрация и передача звукового давления от поверхности тела к слуховым органам. Как показано в теоретической работе [2] и подтверждено экспериментально [3, 4], в первую очередь сюда следует отнести нелинейность и изрезанность амплитудно-частотной характеристики, вызванные звукоприемной головкой, диафрагмой, звукопроводами, обладающими определенными механическими и геометрическими параметрами. Указанные функциональные части стетофонендоскопа невозможно устранить, поэтому разработчики варьируют размерами и материалами, из которых они изготавливаются. Существенными недостатками биомеханических стетофонендоскопов являются также ограниченная механическая фильтрация полезного сигнала и невозможность его усиления.

Все это послужило определяющими стимулами для создания принципиально новых видов стетофонендоскопов – электронных [6–9]. Использование современных электронных технологий в таких приборах медицинского диагностического назначения существенно расширяет их технические возможности и повышает достоверность аускультативной информации о состоянии здоровья человека. Первые попытки в этом направлении были сделаны еще в середине 1930-ых гг., а реально

действующие электронные приборы (одноканальные и многоканальные) с приемлемыми для диагноста акустическими характеристиками появились в последнее десятилетие. Одноканальные стетофонендоскопы предназначены для аускультации врачами-практиками, а многоканальные позволяют одновременно осуществлять выслушивание группе диагностов, что удобно при работе консилиумов и обучении студентов. К настоящему времени не решен ряд вопросов, обеспечивающих акустическое совершенство электронных стетофонендоскопов, в том числе, выбор наиболее эффективных электроакустических преобразователей. Не осуществлена оценка их акустической эффективности.

Цель данной работы – исследование электроакустических преобразователей звука, используемых в электронных стетофонендоскопах, и определение их акустической эффективности.

1. ОПИСАНИЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ И МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

Известно, что процесс передача звука из одной среды в другую определяется соотношением их волновых сопротивлений [10]. При переходе звука из акустически мягкой среды в акустически жесткую звуковое давление во второй среде возрастает, в то время как колебательная скорость уменьшается. Переход звука из акустически жесткой среды в акустически мягкую сопровождается противоположными явлениями – звуковое давление понижается, а колебательная скорость возрастает. Эти физические закономерности указывают пути рациональной регистрации звука с поверхности тела человека. Если необходимо регистрировать звуковое давление, то в сенсорах контактные поверхности должны быть выполнены из материалов с волновым сопротивлением, большим волнового сопротивления биотканей тела. При регистрации колебательной скорости поверхности тела должен использоваться сенсор с контактной поверхностью из материалов с волновым сопротивлением, близким к волновому сопротивлению биотканей.

Многолетний опыт применения в практической медицине традиционного биомеханического прибора аускультации был использован при разработке конструкции и эргономики электронных стетофонендоскопов. Так, было выявлено, что электронные стетофонендоскопы целесообразно компоновать из двух основных узлов:

1. электроакустического преобразователя, сов-

мещенного в одном блоке с системой электронного усиления и фильтрации сигналов и источником электропитания прибора;

2. устройства озвучивания, состоящего из электроакустического преобразователя – конвертора электрических сигналов в звук, и оголовья, через звукопроводы которого звук поступает на вход слуховых органов диагноста.

Подобное конструктивное решение обусловлено тем, что врачу в процессе аускультации более удобно манипулировать пальцами одной руки: придерживать, переставлять и прижимать преобразователь к телу пациента. В корпусе электронного блока обычно расположены регулятор громкости сигнала, переключатель и индикаторы режимов “сердце” и “легкие”. Использование в электронном стетофонендоскопе привычного для диагноста оголовья, соединенного кабелем с электронным блоком, существенно облегчает и упрощает процедуру аускультации.

Хотя с момента появления первых электронных стетофонендоскопов прошло всего чуть более десяти лет, за это время были реализованы две тенденции в создании этих приборов. Первая из них доминировала в начальный период разработки (до 2000 г.), когда в электронном блоке усиление и фильтрация сигналов осуществлялась универсальными микросхемами (чипами) с дополнительной навеской других радиоэлектронных элементов. В дальнейшем стали внедрять специализированные микросхемы, разрабатываемые для конкретной конструкции электронного стетофонендоскопа. Это – второй путь, более затратный на начальной стадии разработки, но имеющий ряд существенных преимуществ. Он расширяет технические возможности прибора, уменьшает массогабаритные параметры и существенно снижает энергопотребление, удешевляет его при серийном производстве.

Общими и неизменными для электронного стетофонендоскопа основными устройствами остаются электроакустические преобразователи. Один из них предназначен для регистрации звуков жизнедеятельности человека и преобразование их в электрический сигнал. Другой преобразователь конвертирует предварительно усиленный и отфильтрованный сигнал в звук, воспринимаемый и анализируемый диагностом. В большинстве электронных стетофонендоскопов используются преобразователи на основе звукоприемных головок механических стетофонендоскопов, внутри которых размещается электретный микрофон. Существуют также стетофонендоскопы с микрофоном,

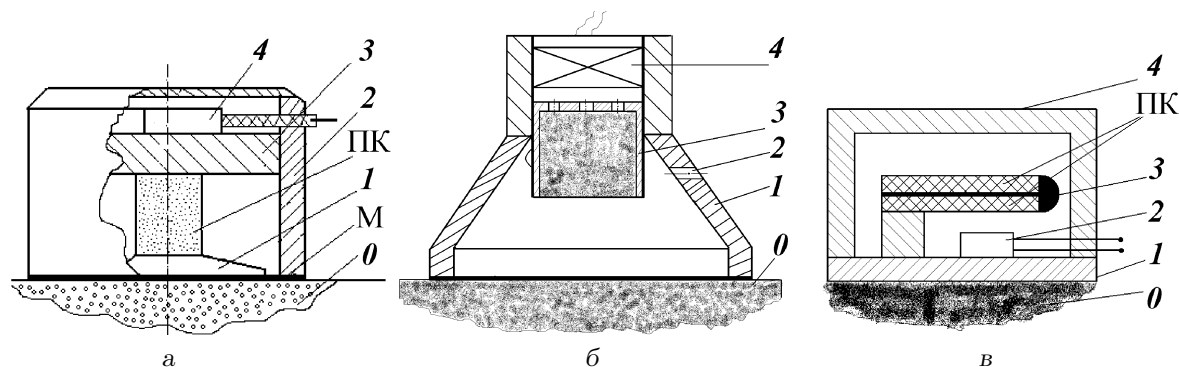


Рис. 1. Схемы электроакустических преобразователей:

- а – контактный микрофон (0 – биоткани, 1 – передняя накладка, 2 – корпус, 3 – тыльная накладка, 4 – предусилитель, М – мембрана, ПК – чувствительный элемент);
 б – специальный датчик микрофонного типа с воздушной камерой (0 – биоткани, 1 – корпус, 2 – отверстия, 3 – механический фильтр, 4 – микрофон);
 в – электроакустический преобразователь колебательного ускорения (0 – биоткани, 1 – основание, 2 – предусилитель, 3 – инерционная масса, 4 – корпус)

установленным внутри эластичного звукопровода [8, 9]. Акустические характеристики приемных и конвертирующих преобразователей звука определяют эффективность электронных стетофонендоскопов.

В Институте гидромеханики НАН Украины созданы и исследованы три типа портативных мобильных электронных стетофонендоскопов, отличающихся лишь тем, что в каждом из них использованы разные электроакустические преобразователя: контактный микрофон [11], специальный датчик микрофонного типа с воздушной камерой и электроакустический преобразователь колебательного ускорения – акселерометр (разработка авторов статьи). Схемы исследованных приемных преобразователей представлены на рис. 1.

Подробно конструкция контактного микрофона описана в работе [11]. Он представляет собой стержневой односторонний пьезокерамический приемник звукового давления. Роль приемной контактной поверхности такого сенсора играет тонкая металлическая мембрана “М” (см. рис. 1, а), а чувствительным элементом служит пьезокерамический цилиндр “ПК”, работающий в режиме “сжатие – растяжение”. Градуировкой установлено, что амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) контактного микрофона линейна в диапазоне $10 \div 50000$ Гц, его чувствительность составляет 2.5 мВ/Па [12], а коэффициент трансформации равен 9.

В специальном сенсоре микрофонного типа, с воздушной камерой (см. рис. 1, б) чувствительным элементом служит однонаправленный малоразмерный электрретный микрофон КРСМ-20В, АЧХ

которого линейна в диапазоне $40 \div 16000$ Гц, а чувствительность в свободном поле равна 66 ± 2 дБ. Из схемы видно, что в предложенном нами микрофонном электроакустическом преобразователе, в отличие от микрофонных устройств, применяемых зарубежными исследователями [13, 14], установлен оригинальный механический фильтр, который включает три отверстия в звукоприемной головке, пористый материал внутри полого цилиндра, ряд отверстий в его донной части, а также слой воздуха между поверхностью микрофона и дном цилиндра. Так обеспечивается более равномерное распределение компенсирующего статического давления по площади микрофона и исключается возникновение резонансных эффектов внутри звукоприемной головки.

Третьим исследовался акселерометр [15], специально разработанный и созданный с учетом характеристик звуков, генерируемых при функционировании сердца и легких человека, линейности АЧХ и чувствительности по ускорению (см. рис. 1, в). Нами была выбрана консольная изгибно-деформационная схема нагрузки пьезокерамического элемента, что позволило получить выходную чувствительность на уровне $25 \text{ мВ}/(\text{м} \cdot \text{с}^{-2})$ в диапазоне частот $20 \div 2000$ Гц. Конструкция сенсора обеспечивает постоянное усилие прижатия его к поверхности тела в процессе аускультации, когда периметр корпуса плотно прилегает к телу. Технически такая возможность реализована за счет установки сенсора в металлический корпус с креплением его верхней части к торцевой поверхности корпуса через упругий элемент. Это сделано для того, чтобы условия, при которых осуществ-

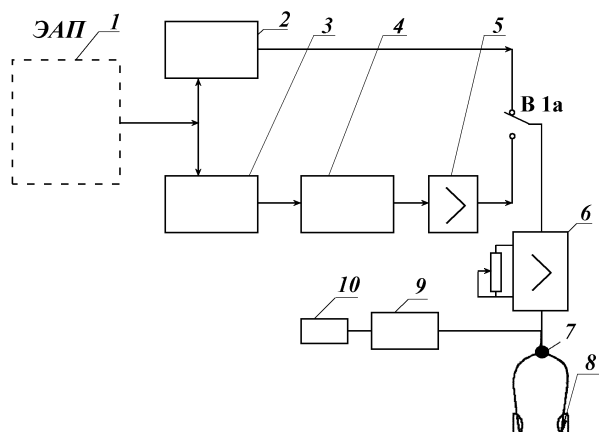


Рис. 2. Блок-схема электронных стетофонендоскопов с анализирующей аппаратурой:

- 1 – преобразователь с предусилителем,
 2 – ФНЧ – сердечный тракт, 3 – ФНЧ – легочный тракт,
 4 – ФВЧ – легочный тракт, 5 – усилитель легочного тракта,
 6 – оконечный усилитель, 7 – преобразователь звука,
 8 – оголовье, 9 – анализатор спектра 2034 В&К,
 10 – плоттер 2379 В&К



Рис. 3. Общий вид электронного стетофонендоскопа с микрофонным сенсором

ляется аускультация звуков жизнедеятельности, были неизменными в любой точке поверхности тела пациента.

Все электронные стетофонендоскопы с перечисленными электроакустическими преобразователями имеют практически одинаковые электронные тракты усиления, фильтрации и конвертации звуковых сигналов. АЧХ каждого из них линейна в диапазоне частот $10 \div 5000$ Гц. Отличаются лишь

предусилители, что вызвано различием величины выходного сопротивления: пьезокерамические чувствительные элементы контактного микрофона и акселерометра имеют высокоомный выход, а электретный микрофон – низкоомный.

Обобщенная блок-схема электронного стетофонендоскопа представлена на рис. 2. Рассмотрим более подробно функционирование основных узлов. Преобразуемые чувствительными элементами сенсоров сигналы, генерируемые процессами жизнедеятельности организма человека, поступают на предусилитель 1, где трансформируются из высокоомных в низкоомные (в случае пьезокерамических чувствительных элементов), что существенно снижает уровень электромагнитных наводок. Их снижению также способствует размещение предусилителя в одном металлическом корпусе с чувствительными элементами преобразователя. Далее усиленный сигнал подается на фильтр сердечного или легочного тракта, в зависимости от того, звуки какого органа выслушиваются. Фильтр сердечного тракта – это фильтр низкой частоты (ФНЧСТ) – 2, уменьшающий на 24 дБ/окт амплитуду сигнала, начиная с граничной частоты 350 Гц. В тракте легочных сигналов имеется два фильтра: низкой (ФНЧЛТ) и высокой частоты (ФВЧЛТ), а также усилитель 5. Фильтр низкой частоты – трехступенчатый активный фильтр, снижающий сигнал на 12 дБ/окт на частотах выше 1500 Гц. Фильтр высокой частоты предназначен для понижения амплитуды сигнала на частотах ниже 30 Гц. Крутизна спада в нем составляет 24 дБ/окт. Необходимость наличия усилителя 5 в легочном тракте стетофонендоскопа вызвана различием уровней полезного сигнала звуков сердца и звуков дыхания: в области низких частот звуки сердца обычно существенно выше звуков дыхания. Переключатель В1а позволяет прослушивать отфильтрованные и усиленные оконечным усилителем 6 звуки сердца или легких. С помощью потенциометра диагност регулирует уровень сигнала, который затем конвертируется в электроакустическом преобразователе 7 в звук, передаваемый по звукопроводам оголовья и оливок 8 на слуховые органы врача. В электронном блоке прибора расположены светодиоды индикации сердечного и легочного каналов, источник электропитания (аккумулятор). В стетофонендоскопе предусмотрен линейный выход для подключения его к другим устройствам обработки и анализа сигналов. Общий вид электронного стетофонендоскопа с контактным микрофоном представлен на рис. 3.

Исследования по определению эффективности

электроакустических преобразователей проводились в клинике, где осуществлялась аускультация девяти пациентов в возрасте от 34 до 46 лет, предварительно верифицированных стандартными методами. Пять пациентов были совершенно здоровы – у них отсутствовали какие-либо заболевания сердца и бронхолегочной системы. У двух пациентов наблюдалась клинически подтвержденная правосторонняя верхнедолевая пневмония средней тяжести, двое других пациентов болели обструктивным бронхитом.

Аускультацию сердца и легких с помощью электронных стетофонендоскопов с исследуемыми электроакустическими преобразователями проводил высококвалифицированный врач. Используя регулятор громкости, он мог обеспечить наиболее комфортный уровень звука, который позволял ему выявлять звуковые феномены сердца. При аускультации легких врач отчетливо различал везикулярное, бронхиальное, трахеальное дыхание и дополнительные звуки дыхания – хрипы, свисты, трески, присущие данному заболеванию. Эти звуковые сигналы, выслушиваемые врачом, синхронно регистрировались и обрабатывались спектроанализатором типа 2034 с последующей их визуализацией на плоттере типа 2319 (оба – производства фирмы “Брюль и Кьер”).

Далее, тем же самым стетофонендоскопом при неизменном усилении (громкости) проводилась регистрация и спектральная обработка звуков на бедренной мышце пациента. Сигналы, регистрируемые при этом, классифицировались как помехи. Они вызваны переизлучением поверхности тела звуковым фоном помещения и вибрациями, идущими от пола и распространяющимися по телу пациента [17]. Разность уровней звуков жизнедеятельности и звуков, зарегистрированных на бедре, определяло соотношение сигнал/помеха, т. е. акустическую эффективность электроакустического преобразователя электронного стетофонендоскопа. Регистрация звуков сердца, звуков дыхания и звуков на бедренной мышце осуществлялась в режимах работы стетофонендоскопа “сердце” или “легкие”.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Проведенные исследования показали, что в электронных стетофонендоскопах с успехом могут быть использованы приемные преобразователи как звукового давления (микрофоны), так и колебательного ускорения (акселерометры). Это подтверждают графики спектральных зависимостей

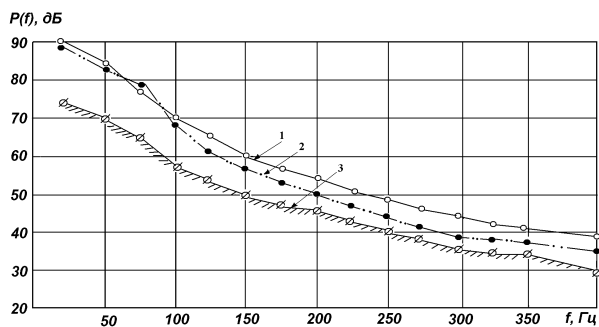


Рис. 4. Спектры мощности звуков дыхания, зарегистрированные специальным сенсором микрофонного типа:

- 1 – звуки сердца в точке 5Л,
- 2 – звуки сердца через ткань в точке 5Л,
- 3 – звуки на бедренной мышце

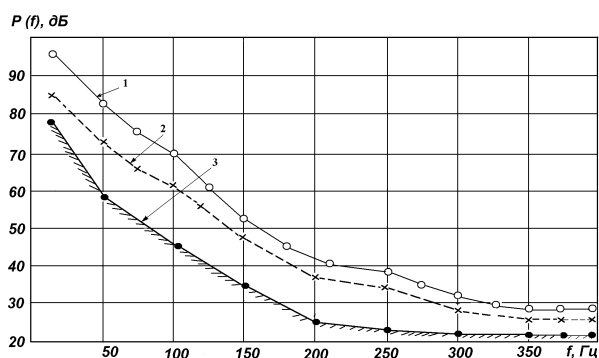


Рис. 5. Спектры мощности звуков сердца, зарегистрированные контактным микрофоном:

- 1 – звуки сердца в точке 5Л,
- 2 – звуки сердца через ткань в точке 5Л,
- 3 – звуки на бедренной мышце

звуков сердца и звуков дыхания пациента. Подобные спектры сигналов жизнедеятельности, зарегистрированные нашими электронными стетофонендоскопами, в полной мере коррелируют со спектрами, полученными с помощью фоноспирографического комплекса “КоРА-03М1” [15].

Рис. 4 соответствует звукам сердца у практически здорового пациента, зарегистрированным сенсором микрофонного типа (см. рис. 1, б). Спектры звуков сердца того же пациента, зарегистрированные стетофонендоскопом с контактным микрофоном на основе стержневого преобразователя (см. рис. 1, а), изображены на рис. 5. На графиках также приведены спектры звуков сердца при аускультации через рубашку из плотной джинсовой ткани и спектры звуков, снятые на бедренной мышце пациента. Нетрудно заметить, что чувствительность сенсоров достаточна для аускультации звуков сердца даже через слой плотной ткани. Хотя у

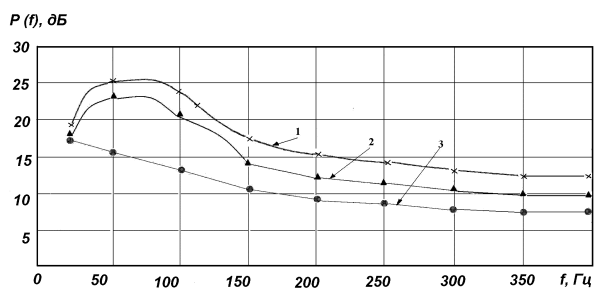


Рис. 6. Эффективность электроакустических преобразователей при аускультации звуков сердца:

- 1 – контактный стержневой преобразователь,
2 – акселерометр, 3 – специальный микрофонный сенсор

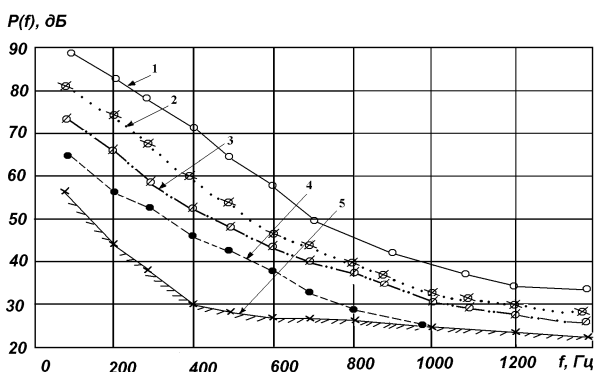


Рис. 7. Спектры мощности звуков дыхания:

- 1 – форсированное дыхание (точка 2П),
2 – трахеальное дыхание (точка 1Я),
3 – бронхиальное дыхание (точка 4П),
4 – везикулярное дыхание (точка 2П),
5 – звуки на бедренной мышце

микрофонного преобразователя уровни полезного сигнала уменьшаются при этом на $4 \div 6$ дБ, форма спектра остается неизменной. При регистрации звуков сердца контактным микрофоном через ткань происходит снижение уровней спектральных составляющих на 10 дБ в диапазоне низких частот $25 \div 125$ Гц. Спектры звуков сердца, снятые акселерометром, по своей форме и уровням близки к спектрам, зарегистрированным контактным микрофоном. Подобные результаты были получены Краманом [16].

С использованием звуков сердца, полученных при регистрации непосредственно с поверхности грудной клетки в точке 5Л, выполнена оценка эффективности электроакустических преобразователей. Величина эффективности определялась как разность звуков сердца (полезный сигнал) и звуков, регистрируемых на бедренной мышце (помехи), где звуки сердца полностью отсутствуют, см. рис. 6. Из графика видно, что наиболее эффективным преобразователем в диапазоне частот

$30 \div 150$ Гц, характерных для звуков сердца, оказался контактный микрофон 1. Его эффективность изменяется в пределах $8 \div 25$ дБ, т. е. полезный сигнал в $7.5 \div 20$ раз выше уровня помех. Несколько меньшая эффективность выявлена у преобразователя на основе акселерометра, однако эти отличия не превышают $2 \div 3$ дБ. Как было установлено, эффективность специального микрофонного преобразователя для звуков сердца составляет около $10 \div 12$ дБ (полезный сигнал всего в $3 \div 4$ раза превышает помеху).

При определении акустической эффективности исследуемых преобразователей при аускультации звуков дыхания необходимо учитывать следующее. В отличие от звуков сердца, которые всегда регистрируются в спокойном физическом и эмоциональном состоянии пациентов, уровни звуков дыхания существенно зависят от интенсивности дыхания (слабое, спокойное, форсированное) и места регистрации. В качестве примера рассмотрим спектры звуков дыхания одного и того же пациента, зарегистрированные микрофонным преобразователем в разных точках грудной клетки в соответствии с общепринятыми нормами (рис. 7). В точке 2П (в правой среднеподключичной области грудной клетки) хорошо выслушивалось везикулярное дыхание. На спине выше лопаток звуки соответствовали бронхиальному дыханию (точка 4П). На груди (в районе яремной ямки) регистрировалось трахеальное дыхание (точка 1Я). Звуки форсированного дыхания были слышны в точке 2П.

Отличия спектральных составляющих звуков дыхания в разных точках хорошо просматриваются во всем диапазоне исследуемых частот. Так, при аускультации здорового пациента самые слабые звуки соответствовали точке 2П, где наиболее четко выслушивается везикулярное дыхание. При бронхиальном и трахеальном дыхании выявлены более высокие уровни. Форсированное дыхание приводило к существенному повышению уровня полезного сигнала.

При регистрации звуков дыхания у больных пневмонией или бронхитом обнаружено существенное повышение уровня сигнала во всех указанных точках. Поэтому максимальная эффективность стетофонендоскопов, определенная по соотношению сигнала/помеха, выявлена при аускультации звуков дыхания у больных пневмонией и бронхитом. Это связано с изменением биомеханических свойств в их бронхолегочной системе, приводящим к повышению уровня полезного сигнала. Однако, по нашему мнению, акустическую эффективность прибора более корректно определять

по звукам сердца и звукам дыхания у здоровых людей, так как у различных больных уровни звуков жизнедеятельности могут существенно отличаться как в сторону увеличения, так и уменьшения их уровня.

На рис. 8 приведена экспериментально определенная акустическая эффективность для трех исследуемых преобразователей в режиме аускультации звуков везикулярного дыхания у здоровых людей. Установлено, что она максимальна для контактного пьезокерамического микрофона и акселерометра, а минимальна – для специального микрофонного преобразователя. У первых двух приемных устройств в диапазоне частот 100 ÷ 580 Гц эффективность достигает 25 дБ, а у третьего составляет всего лишь 10 ÷ 15 дБ. На частотах от 600 до 1400 Гц эффективность первых двух исследованных сенсоров понижается до 10 ÷ 12 дБ, а у специального микрофонного она падает до нуля уже в окрестности 1000 Гц.

Как видно из результатов наших исследований, роль приемных преобразователей в электронных стетофонендоскопах трудно переоценить. Эффективность преобразования звуковой энергии в электрическую в значительной мере определяется типом чувствительных элементов сенсора и его конструкцией. Если рассмотреть устройство контактного микрофона как наиболее эффективного преобразователя, то в нем механические колебания звуков жизнедеятельности поступают непосредственно на чувствительный пьезокерамический элемент с поверхности тела. При этом волновые сопротивления приемного элемента (металлической мембраны) выше волнового сопротивления биотканей тела в 25 раз, что приводит к возрастанию звукового давления полезного сигнала. Жесткий внешний корпус и слой воздуха, окружающий чувствительный элемент, изолируют сенсор от воздействия внешнего звукового фона (помехи). Подобное конструктивное решение применено и в специальном акселерометре [15]. Эти мероприятия обусловили высокую акустическую эффективность обоих приемных устройств.

При работе микрофонного преобразователя с воздушной камерой необходимо принимать во внимание две основные причины, снижающие его эффективность. Первая из них заключается в том, что капилляр, предназначенный для компенсации статического давления, является механическим фильтром звука, но через него также частично передаются звуки внешнего фона (помехи). Второй причиной, понижающей эффективность преобразователя, служит наличие электретного микрофона. Как уже отмечалось, мы использовали в

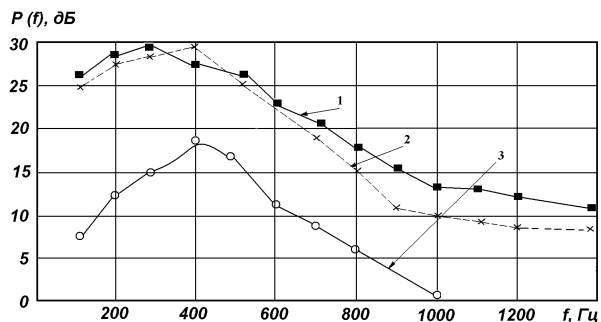


Рис. 8. Эффективность электроакустических преобразователей:

1 – контактный стержневой преобразователь, 2 – акселерометр, 3 – специальный микрофонный сенсор

этом преобразователе однонаправленный электретный микрофон. Тем не менее, уровни полезного сигнала и внешнего фона в исследуемом случае достаточно близки, и сигналы от источников внешнего фона (помехи), поступающие на вторую (нерабочую) менее чувствительную поверхность микрофона, снижают его эффективность. Можно утверждать, что в электронных стетофонендоскопах следует использовать электроакустические преобразователи, у которых отсутствует промежуточная звукопроводящая среда с волновым сопротивлением, существенно меньшим волнового сопротивления чувствительного элемента (в данном случае – воздух). Кроме того, в микрофонном преобразователе с воздушной камерой отсутствует звукоизоляция чувствительного элемента от внешней помехи.

Электронные стетофонендоскопы дают возможность проводить аускультацию звуков жизнедеятельности организма человека подобно биомеханическим стетофонендоскопам, однако они имеют ряд существенных преимуществ, а именно, линейную АЧХ, высокую чувствительность приемных электроакустических преобразователей, позволяют осуществлять фильтрацию звуковых сигналов на заданных частотах и усиливать полезный сигнал. Эти технические решения обеспечивают выслушивание электронными стетофонендоскопами даже звуковых сигналов низкой интенсивности, могущих содержать диагностические признаки. Как известно, острота слуха у человека ухудшается с возрастом и возникает неразрешимое при аускультации биомеханическим стетофонендоскопом противоречие между накопленным бесценным практическим опытом врача и необратимым сужением возможностей его слухового аппарата. В то же время, электронный стетофонендоскоп позволяет в значительной степени смягчить эту пробле-

му путем целенаправленной фильтрации и усиления полезных звуковых сигналов в конвертирующих электроакустических преобразователях.

Наряду с отмеченными положительными сторонами электронных стетофонендоскопов существует возможность подключения их к анализирующей аппаратуре или сети Интернет [18]. В первом случае полезные сигналы могут быть подробно и объективно проанализированы и визуализированы, а во втором, передавая регистрируемые при аускультации звуки жизнедеятельности, диагност оказывается в состоянии использовать опыт высококвалифицированных специалистов, находящихся в специализированных диагностических центрах. Исходя из этого, мы считаем, что со временем электронные стетофонендоскопы заменят в практической медицине традиционные биомеханические.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведены экспериментальные исследования по определению эффективности трех приемных электроакустических преобразователей, предназначенных для работы в портативных мобильных стетофонендоскопах: контактного пьезокерамического стержневого микрофона, специального микрофонного сенсора с воздушной камерой и диафрагмой, а также высокочувствительного пьезокерамического изгибно-деформационного акселерометра. Установлено, что наиболее эффективными преобразователями звуков сердца и звуков дыхания (по соотношению сигнал/помеха) являются контактный микрофон и акселерометр, эффективность которых составляет $18 \div 25$ дБ, в диапазоне частот, характерных для звуков сердца и звуков дыхания. Эффективность же микрофонного сенсора не превышает $12 \div 15$ дБ. Выявлена возможность аускультации звуков сердца с помощью исследуемых сенсоров через слой плотной ткани. Указаны источники помех, снижающие эффективность исследованных электроакустических преобразователей. Отмечены преимущества и перспективность применения электронных стетофонендоскопов в практической медицине.

БЛАГОДАРНОСТЬ

Авторы выражают благодарность Г. П. Виноградному за техническую помощь, оказанную при выполнении данных исследований.

1. Большая советская энциклопедия, 3-е изд. Том 1.– М.: Сов. энцикл, 1969–1978.– С. 483 с.
2. Вовк И. В., Гончарова И. Ю. Аналитический метод для оценки акустических свойств стетоскопов // Акуст. вісн.– 2000.– 3, N 3.– С. 10–16.
3. Abella M., Formolo J., Penney D. G. Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes // J. Acoust. Soc. Amer.– 1992.– 91.– P. 2224–2228.
4. Callahan D., Waugh J., Mathew G. A., Grander W. M. Stethoscopes: what are we hearing? // Biomed. Instrum. Technol.– 2007.– 41, N 4.– P. 318–323.
5. Николаенков А. И. Стетоскоп.– Изобретение СС-СР, а/с N 1491456, кл. А 61 В7/04 // Бюл. N 25, 07.07.89.
6. Руководство пользователя электронного стетоскопа HP STETHOS [электронный ресурс]. Режим доступа к сайту: <http://www.hp.com/go/hpstethos>.
7. Стетофонендоскоп 100194 Meditron [электронный ресурс]. Режим доступа к сайту: http://www.55355.ru/100/100_001/000_506.htm.
8. Стетофонендоскоп Литтманн (Littmann) Electronic Stethoscope Model 3000 [электронный ресурс]. Режим доступа к сайту: <http://www.3m-spb.ru/littmann/index.pbp>.
9. Стетофонендоскоп Литтманн (Littmann) Electronic Stethoscope Model 4100 WS [электронный ресурс]. Режим доступа к сайту: <http://www.3m-spb.ru/littmann/index.pbp>.
10. Ржевкин С. Н. Курс лекций по теории звука.– М.: Изд-во МГУ, 1960.– 335 с.
11. Гринченко В. Т., Виноградний Г. П., Макаренкова А. А. Акустичний сенсор – Пат. 14732 Україна, МПК 7 А61 В7/00 – N u200512326 // Бюл. N 5, 15.05.2006.
12. Гринченко В. Т., Макаренкова А. А. Сравнение эффективности электроакустических преобразователей устройств электронной аускультации // Акуст. вісн.– 2007.– 10, N 1.– С. 17–29.
13. 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.
14. Гончарова И. Ю. Датчик для регистрации шумов дыхания на основе использования микрофона // Акуст. вісн.– 2000.– 3, N 2.– С. 56–62.
15. Макаренкова А. А. Акустичні характеристики звуків дихання, методи їх реєстрації та обробки: автореф. дис. . . канд. фіз.-мат. наук.– К.: Ін-т гідромех. НАН України, 2008.– 20 с.
16. Kraman S. S. Transmission of lung sounds through light clothing // Respiration.– 2008.– 75, N 1.– P. 85–88.
17. Вовк И. В., Макаренкова А. А. Экспериментальное исследование помех, возникающих при регистрации дыхательных шумов электронными стетофонендоскопами // Акуст. вісн.– 2007.– 10, N 4.– С. 26–34.
18. Электронный портативный стетоскоп Handheld STG T-Mobile Kit [электронный ресурс]. Режим доступа к сайту: <http://stethographics.com>.