

## ИССЛЕДОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКИХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОННЫХ СТЕТОФОНЕНДОСКОПОВ

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

*Институт гидромеханики НАН Украины, Киев*

Приведены результаты экспериментальных исследований характеристик приемных электроакустических преобразователей электронных стетофонендоскопов: контактного пьезокерамического стрижневого микрофона, специального микрофонного сенсора с воздушной камерой и высокочувствительного акселерометра изгибно-деформационного типа. Установлено, что наиболее эффективными акустическими преобразователями являются пьезокерамический контактный микрофон и акселерометр. Проанализированы источники помех преобразователей в процессе аускультации, отмечена перспективность применения электронных стетофонендоскопов.

Приведені результати експериментальних досліджень характеристик приймальних електроакустичних перетворювачів електронних стетофонендоскопів: контактного п'єзокерамічного стрижневого мікрофону, спеціального мікрофонного сенсора з повітряною камерою і високочутливого акселерометра згинально-деформаційного типу. Встановлено, що найбільш ефективними акустичними перетворювачами є п'єзокерамічний контактний мікрофон і акселерометр. Проаналізовані джерела перешкод перетворювачів в процесі аускультатії, відмічена перспективність застосування електронних стетофонендоскопов.

The results of experimental researches of descriptions of receiving electro-acoustic transformers of electronic stethophonendoscope are resulted: contact piezoceramic rod microphone, special microphonic sensor with an air-chamber and highly sensitive accelerometer flexurally-deformation type. It is set that the most effective acoustic transformers are piezoceramic contact microphone and accelerometer. The sources of hindrances of transformers are analysed in the process of auscultation, perspective of application of electronic stethophonendoscope is marked.

### ВВЕДЕНИЕ

В медицинской практике на протяжении 180 лет широко применяется акустический прибор – стетофонендоскоп [1], с помощью которого врачи успешно осуществляют достаточно простую, но вместе с тем ценную диагностическую процедуру – аускультацию, выслушивание звуков жизнедеятельности организма человека. Ценность данной процедуры состоит в том, что диагност неинвазивным, экологически безопасным методом получает большой объем акустической информации, содержащейся в звуках, генерируемых при функционировании основных систем организма. Это и определило широкое использование стетофонендоскопов в клинической медицине.

Данное акустическое биомеханическое устройство не лишено недостатков. Недостатки, обусловлены пневматической схемой стетофонендоскопов: наличием полой звукоприемной головки, диафрагмы и гибких эластичных звукопроводов, элементов. Как показано в теоретической работе [2] и подтверждено экспериментально [3-4] - это нелинейность и изрезанность АЧХ, вызванные формой и размером звукоприемной головки, механическими параметрами диафрагмы и звукопроводов. Существенными недостатками биомеханических стетофонендоскопов являются также ограниченная механическая фильтрация полезного сигнала и невозможность его усиления. Вышеперечисленные недостатки были определяющими стимулами создания

принциально новых видов стетофонендоскопов - электронных [6-9]. К настоящему времени, нерешен ряд вопросов, определяющих акустическое совершенство электронных стетофонендоскопов, в том числе, выбор наиболее эффективных электроакустических преобразователей. Не осуществлена оценка их акустической эффективности.

Доклад посвящен исследованию электроакустических преобразователей звука, используемых в электронных стетофонендоскопах и определению их акустической эффективности.

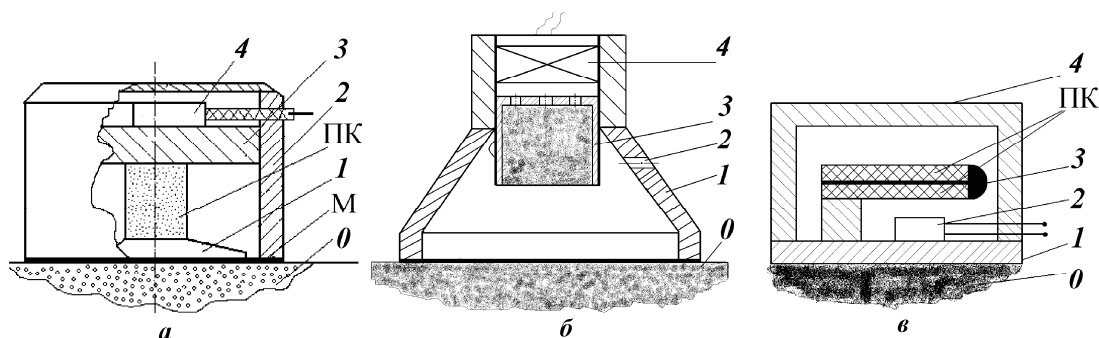
## **ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ**

Известно, что процесс перехода звука из одной среды в другую определяется соотношением волновых сопротивлений [10]. При переходе звука из акустически мягкой среды в акустически жесткую коэффициент прохождения положителен, звуковое давление во второй среде возрастает, в то время как колебательная скорость при этом уменьшается. Переход звука из акустически жесткой среды в акустически мягкую сопровождается противоположными явлениями, т.е. 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.

Общими неизменными основными устройствами, которые должны быть в конструкции электронного стетофонендоскопа являются электроакустические преобразователи, один из которых 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 установленным внутри эластичного звукопровода [8,9]. Акустические характеристики приемных и конвертирующих преобразователей звука определяют эффективность электронных стетофонендоскопов.

## **ОПИСАНИЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ И МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ**

В ИГМ НАН Украины были разработаны, созданы и исследованы 3 типа портативных мобильных электронных стетофонендоскопов, отличающихся лишь тем, что в каждом из них использованы три разных электроакустических 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 рисунке 1.



**Рис.1** Схема электроакустических преобразователей: **а** - контактный микрофон: 0 - биоткани, 1 - передняя накладка, 2 - корпус, 3- тыльная накладка, 4 - преусилитель, 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 - преусилитель, 3- инерционная масса, 4 - корпус.

Градуировкой установлено, что амплитудно-частотная характеристика контактного микрофона линейна в диапазоне 10-50000 Гц, его чувствительность составляет 2,5 мВ/Па [12], а коэффициент трансформации равен 9,0. В специальном сенсоре микрофонного типа, с воздушной камерой (рис.1б), чувствительным элементом является однонаправленный малоразмерный электретный микрофон КРСМ-20В, АЧХ которого также линейна в диапазоне 40-16000 Гц, чувствительность в свободном поле равна  $66 \pm 2$  дБ. Из рисунка видно, что в микрофонном электроакустическом преобразователе, предложенным нами, в отличие от применяемых зарубежными исследователями микрофонных преобразователей, установлен оригинальный механический фильтр. Фильтр включает три отверстия в звукоприемной головке, пористый материал внутри полого цилиндра, ряд отверстий в его донной части, слой воздуха между поверхностью микрофона, и дном цилиндра. Таким образом, обеспечивается более равномерное распределение по площади микрофона компенсирующего статического давления и исключается возникновение резонансных эффектов внутри звукоприемной головки. Третьим электроакустическим преобразователем, который исследовался, был акселерометр специально разработанный и созданный с учетом характеристик звуков, генерируемых при функционировании сердца и легких человека, линейности АЧХ и чувствительности сенсора (рис.1в). В данном сенсоре выбрана консольная изгибно-деформационная схема нагрузки пьезокерамического чувствительного элемента, что позволило получить чувствительность на уровне  $25 \text{ мВ/м}\cdot\text{с}^{-2}$ , в диапазоне частот 20-2000 Гц.

Все электронные стетофонендоскопы с указанными электроакустическими преобразователями имели практически одинаковые электронные тракты усиления, фильтрации и конвертации звуковых сигналов. Их АЧХ линейна в диапазоне частот 10-5000 Гц, отличие состоит лишь в преусилителях и вызвано величиной выходного сопротивления. Пьезокерамические чувствительные элементы контактного микрофона и акселерометра имеют высокоомный выход, а электретный микрофон - низкоомный.



Рис.2. Общий вид электронного стетофонендоскопа с микрофонным сенсором.

Общий вид электронного стетофонендоскопа с контактными микрофоном представлен на рисунке 2.

Исследования по определению эффективности электроакустических преобразователей проводились в клинике, где осуществлялась аускультацию предварительно верифицированных стандартными методами 9 пациентов в возрасте от 34 до 46 лет. Пять пациентов были совершенно здоровы. У них отсутствовали какие-либо заболевания сердца и бронхолегочной системы. У двух пациентов клинически подтверждена правосторонняя верхнедолевая пневмония средней тяжести. Два других пациента болели обструктивным бронхитом. Высококвалифицированный врач с помощью электронных стетофонендоскопов с исследуемыми электроакустическими преобразователями, проводил аускультацию сердца и легких, указанных пациентов. Используя регулятор громкости, он обеспечил 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. Синхронно эти звуковые сигналы, выслушиваемые врачом, регистрировались и обрабатывались спектроанализатором типа 2034 фирмы «Брюль и Кьер». Последующая их визуализация была выполнена на плоттере типа 2319 указанной фирмы. Затем тем же самым фонендоскопом, при неизменном усилении (громкости), производилась регистрация и спектральная обработка звуков на бедренной мышце пациента. Сигналы, регистрируемые на бедренной мышце, являются помехами. Они вызваны переизлучением поверхности тела звуковым фоном помещения и вибрациями, идущими от пола и распространяющимися по телу пациента. Разность уровней звуков жизнедеятельности и звуков, зарегистрированных на бедре, определяет 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».

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследования показали, что в электронных стетофонендоскопах могут быть использованы приемные преобразователи, как звукового давления - микрофоны, так и колебательного ускорения - акселерометры. Данное утверждение подтверждено спектральными зависимостями звуков сердца пациента и звуков дыхания. Спектры

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

В докладе также приведены спектры звуков сердца при аускультации через рубашку из плотной джинсовой ткани и спектры звуков зарегистрированные на бедренной мышце пациента. Не трудно заметить, что чувствительность сенсоров достаточна для аускультации звуков сердца даже через слой плотной ткани, хотя уровни полезного сигнала уменьшаются на 4-6 дБ у микрофонного преобразователя. Форма спектра остается неизменной. При регистрации звуков сердца контактным микрофоном через ткань происходит снижение уровней спектральных составляющих на 10 дБ в диапазоне низких частот 25-125 Гц. Подобные результаты были получены Краманом [16]. Спектры звуков сердца измеренные акселерометром по своей форме и уровням близки к спектрам зарегистрированным контактным микрофоном.

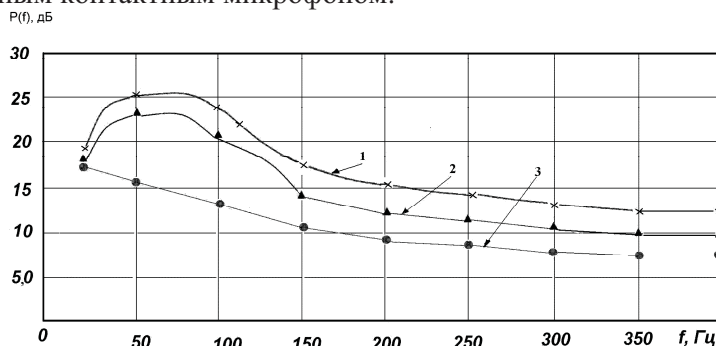


Рис.3. Эффективность электроакустических преобразователей при аускультации звуков сердца. 1 – контактный микрофон, 2 – акселерометр, 3 – специальный микрофонный сенсор.

На основании звуков сердца, полученных при регистрации, непосредственно с поверхности грудной клетки в точке 5Л. выполнена оценка эффективности электроакустических преобразователей. Она определялась как разность звуков сердца (полезный сигнал) и звуков регистрируемых на бедренной мышце (помехи), где звуки сердца отсутствуют. Рисунок 3 иллюстрирует экспериментально определенную акустическую эффективность исследованных электроакустических преобразователей. На этом рисунке принято следующее обозначение: 1 - соответствует стержневому контактному микрофону, 2 - акселерометру, и 3 - специальному микрофонному преобразователю. Из рисунка видно, что наиболее эффективным преобразователем является контактный микрофон 1 в диапазоне частот характерных для звуков сердца 30-150 Гц. Его эффективность изменяется в пределах 18-25 дБ, т. е полезный сигнал в 7,5 – 20 раз выше уровня помех. Несколько меньшая эффективность выявлена у преобразователя на основе акселерометра, отличия между ними не превышают 2-3 дБ. Эффективность специального микрофонного преобразователя, как было установлено, для звуков сердца, составляет 10-12 дБ (полезный сигнал всего в 3-4 раза превышает помеху).

При определении акустической эффективности исследуемых преобразователей при аускультации звуков дыхания необходимо учитывать следующее. В отличие от звуков сердца, которые регистрируются в спокойном физическом и эмоциональном состоянии пациентов, уровни звуков дыхания зависят от интенсивности дыхания (слабое, спокойное, форсированное) и места регистрации. В точке 2П (в правой

среднеподключичной области грудной клетки), хорошо выслушивается везикулярное дыхание. На спине выше лопаток звуки соответствуют бронхиальному дыханию (т.4П). На груди (в районе яремной ямки), регистрировалось трахеальное дыхание (т.1Я). Звуки форсированного дыхания зарегистрированы в т.2П.

Отличия спектральных составляющих звуков дыхания в разных точках хорошо просматриваются во всем диапазоне исследуемых частот. Наиболее низкие уровни обнаружены в точке 2П, где наиболее четко выслушивается везикулярное дыхание. Более высокие уровни выявлены при бронхиальном и трахеальном дыхании. Форсированное дыхание приводит к существенному повышению уровня звуков. По-нашему мнению, акустическую эффективность прибора целесообразно определять по звукам сердца и звукам дыхания у здоровых людей, так как у больных звуки жизнедеятельности могут существенно отличаться, как в сторону увеличения, так и уменьшения.

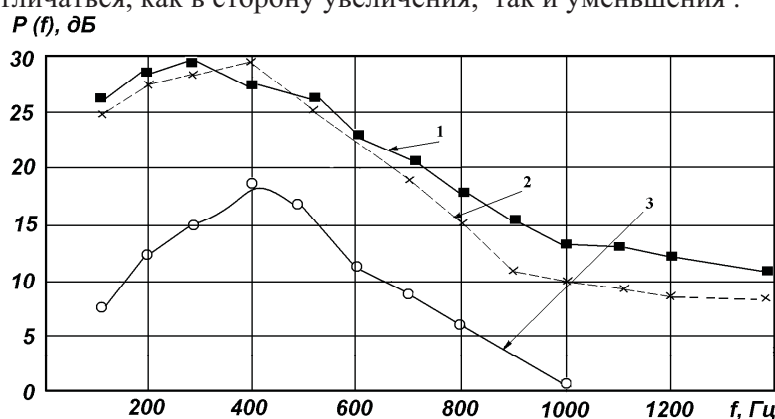


Рис.4. Эффективность электроакустических преобразователей. 1 – контактный стержневой преобразователь, 2 – акселерометр, 3 – специальный микрофонный сенсор.

Акустическая эффективность определенная экспериментально для трех исследуемых преобразователей в режиме аускультации звуков везикулярного дыхания у здоровых людей приведена на рисунке 4. Установлено, что максимальную эффективность имеют контактный пьезокерамический микрофон и акселерометр, а минимальную – специальный микрофонный преобразователь. У первых двух преобразователей эффективность достигает 25 дБ в диапазоне частот 100-580 Гц, а у третьего составляет всего лишь 10-15 дБ в диапазоне этих частот. У первых двух исследованных сенсоров начиная с частоты 600 Гц и до 1400 Гц эффективность понижается до 10-12 дБ, у специального микрофонного преобразователя она падает до нуля на частотах близких к 1000 Гц.

## 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, и высокочувствительного пьезокерамического изгибно-деформационного акселерометра. Установлено, что наиболее эффективными преобразователями звуков сердца и звуков дыхания (по соотношению сигнал/помеха) являются контактный микрофон и акселерометр, величина эффективности которых составляет 18 – 25 дБ, в

диапазоне частот характерных для звуков сердца и звуков дыхания. Эффективность микрофонного сенсора не превышает 12 – 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 перспективы применения электронных стетофонендоскопов в практической медицине.

## БЛАГОДАРНОСТЬ

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

## ЛИТЕРАТУРА

1. Большая Советская Энциклопедия: в 30 т. / [ред. Прохоров А. М.]. - М.: Советская энциклопедия, 1969 – 1978. Т.1. – 3-е изд. - 1969. – 483с.
2. Вовк И. В. Аналитический метод для оценки акустических свойств стетоскопов / И. В. Вовк, И. Ю. Гончарова // Акустичний вісник. - 2000. - Т. 3, № 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, Grandner W.M, Stethoscopes: what are we hearing?// Biomed Instrum Technol. – 2007 – Jul-Aug; 41(4): 318-23.
5. Изобретение СССР, а\с № 1491456, кл А 61 В7/04. Оpubл.Бюл.№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 сайта: [http://www.55355.ru/100/100\\_001/000\\_506.htm](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. / С.Н.Ржевкин - М.:1960. - 335 с. – [пособие для студ.высш.учебн.завед.] – (Теория звука) Труды / Московский государственный Университет.
11. Пат.14732 Україна, МПК 7 А61 В7/00. Акустичний сенсор / Грінченко В. Т., Виноградний Г. П., Макаренкова А. А.; заявник і патентовласник Інститут гідромеханіки НАН України.–№ u200512326; заявл.21.12.2005, опубл.15.05.2006, Бюл.№5.
12. Гринченко В. Т.Сравнение эффективности электроакустических преобразователей устройств электронной аускультации / В.Т.Гринченко, А.А. Макаренкова // Акустичний вісник. - 2007. – Т. 10, № 1. - С. 17-29.
13. Kraman SS. Transmission of lung sounds through light clothing. Respiration.2008, 75(1): 85-8.Epub.2007.Jan 5.