

УДК 534.7+621.391.8

СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫЕ ПЬЕЗОКЕРАМИЧЕСКИЕ СЕНСОРЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ЗВУКОВ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Н. Т. ГРИНЧЕНКО*, А. А. МАКАРЕНКОВА**

*ГП НИИ Микроприборов,

НТК Институт монокристаллов НАН Украины, Киев

**Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 11.01.2010

Приведены результаты исследований акустических характеристик разработанных авторами специализированных пьезокерамических сенсоров, предназначенных для регистрации звуков жизнедеятельности систем организма человека в устройствах электронной аускультации.

Наведені результати досліджень акустичних характеристик розроблених авторами спеціалізованих п'єзокерамічних сенсорів, призначених для реєстрації звуків життєдіяльності систем організму людини у пристроях електронної аускультатії.

The paper deals with presenting of results of studying of acoustic characteristics of special piezoceramic sensors developed by the authors and intended for recording of life activity sounds from the systems of human organism within the devices for electronic auscultation.

ВВЕДЕНИЕ

Успехи виброметрии при регистрации звуковых процессов, порождаемых машинами и механизмами, и сопутствующее развитие методов обработки и анализа их результатов послужили основанием для применения данного способа исследований в электронных системах аускультации звуков жизнедеятельности человека [1].

К положительным сторонам виброметрии следует отнести возможность многоточечной регистрации характеристик звуковых полей на небольших участках поверхности, что обусловлено малыми габаритами, высокой чувствительностью и линейностью амплитудно-частотных характеристик сенсоров-акселерометров. В настоящее время выпускается достаточно широкая номенклатура одно-, двух- и трехкомпонентных акселерометров, но все они предназначены для регистрации колебаний поверхности тел, обладающих достаточно высокой жесткостью, в то время как при исследовании звуков жизнедеятельности человека необходимо осуществлять регистрацию звука с поверхности тела, представляющего собой податливую среду. Указанная податливость может оказывать негативное влияние на результаты измерений. Как показано в работах [2, 3], присутствие дополнительной массы сенсора на поверхности тела человека вносит определенные изменения в виброакустическое поле вблизи места его размещения. По-

этому при электронной аускультации следует уделять серьезное внимание массогабаритным параметрам сенсора и вопросам его крепления к телу. Специфика медицинских и биологических исследований заставляет задаваться вопросами экологической и электрической безопасности, особенно важными для сенсоров, внутри которых с целью обеспечения эффективной работы размещаются преусилители, для питания которых подводится дополнительное электрическое напряжение.

В настоящее время для электронной аускультации используют как серийно выпускаемые, так и специально разработанные для этих целей акселерометры [4, 5]. Первые из них применяются достаточно ограниченно, так как эти сенсоры рассчитаны на регистрацию больших ускорений (их чувствительность недостаточна для регистрации низкочастотных малоамплитудных звуков жизнедеятельности) и имеют относительно большую массу. Исходя из этого, более рационально для аускультации звуков жизнедеятельности применять сенсоры-акселерометры, специально разработанные с учетом особенностей системы, звуки которой необходимо регистрировать.

Данная статья содержит результаты, которые были получены при разработке, создании и исследовании акустических характеристик опытных образцов специализированных пьезокерамических акселерометров, предназначенных для регистрации звуков сердца и дыхания в компьютерных



Рис. 1. Общая классификация основных звуков жизнедеятельности человека

системах электронной аускультации. Экспериментальным путем определена эффективность созданных сенсоров, указаны области наиболее рационального их применения в электронной практике.

1. СОСТОЯНИЕ ПРОБЛЕМЫ

Рассмотрим кратко звуки жизнедеятельности, возникающие в процессе работы основных систем человека, и укажем диапазон их частотных характеристик. На рис. 1 представлена схема основных звуков жизнедеятельности человека. Звуки сердца представляют собой периодически возникающие высокоинтенсивные звуковые колебания, обусловленные работой сердца [6]. Как установлено, их частотный диапазон для здорового человека достаточно широк: он содержит спектральные составляющие от долей Герца до 800 Гц и включает как систолические звуки – (0.2...600) Гц, – так и диастолические – (100...800) Гц. Возникновение патологических нарушений в работе сердца приводит к вариации амплитуды и состава спектральных компонент указанного сигнала. Основными источниками таких изменений могут быть гемодинамические процессы, нарушение целостности клапанов, изменения ритма, дефекты сердечных перегородок, стенозы главных артерий сердца. Обладают меньшей энергоемкостью, но все же хорошо регистрируются звуки сердца плода у рожениц.

Вторыми по интенсивности, но более широкополосными по частоте являются звуки дыхания, генерируемые воздушным потоком при движении его в респираторной системе человека. Уровни и частота этих звуков определяются морфологическим состоянием системы, параметрами дыхательного цикла (вдохом, выдохом, ритмом дыхания, его глубиной) и местоположением регистрирующего их сенсора на грудной клетке. Частотный

диапазон звуков дыхания простирается от 60 до 2000 Гц у здорового человека, а при заболеваниях легких – до 3000 Гц и выше. В спектрах таких сигналов у больных могут появляться как выраженные гармоники (субгармоники), так и широко- или узкополосные импульсные составляющие. Первые из них по медицинской терминологии относятся к сухим хрипам, вторые – к влажным [7–9], а третьи зачастую представляют собой звуки крепитации, которые вызываются схлопыванием региональных и терминальных бронхиол.

Кратко охарактеризуем другие звуки жизнедеятельности. Шумы кровотока и шумы движения мочи в мочеточниках проявляют себя в диапазоне частот от 100 до 1000 Гц, а их интенсивность на порядок ниже, чем у звуков дыхания [10]. Что касается тремора – неконтролируемого самопроизвольного дрожания мышц участков тела вследствие заболевания нервной системы, то его уровень превосходит уровни звуков сердца в два–три раза, а частоты простираются от долей до десятков Гц. Звуки перистальтики желудочно-кишечного тракта могут быть весьма интенсивными, но они непродолжительны и возникают спорадически. При движении человека в суставах ног и рук за счет трения соприкасающихся поверхностей шарниров появляются звуки импульсного характера на частотах от 5 до 400 Гц.

Как видно из описания, обилие звуков жизнедеятельности, их широкий спектральный состав и разнообразие мест их возникновения указывают на то, что необходимы специализированные сенсоры, позволяющие выявлять и регистрировать акустические сигналы от разных органов и систем. В таких сенсорах с помощью вариации конструктивных параметров можно добиться их высокой акустической эффективности, их проще адаптировать для аускультации звуков конкретной системы жизнедеятельности человека. Все это стимулировало интерес авторов к созданию подобных акселерометров.

2. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ СЕНСОРОВ

В рамках данного исследования были разработаны, созданы и испытаны в натуральных условиях три специализированных пьезокерамических сенсора-акселерометра, предназначенных для применения в устройствах компьютерной электронной аускультации:

- 1) респираторный сенсор для регистрации звуков дыхания с поверхности грудной клетки

человека;

- 2) акселерометр фоно-кардиологического назначения, который должен регистрировать звуки сердца во всем диапазоне характерных частот;
- 3) унифицированный датчик для применения в устройствах мониторинга звуков дыхания и сердца (при упрощенной конструкции и малых весогабаритных параметрах он имел чувствительность по предварительной оценке вполне достаточную для контроля о работы сердца или респираторной системы).

При создании указанных специализированных акселерометров ставилась задача получения высокой чувствительности к колебательному ускорению при малой массе сенсора, чтобы минимизировать искажения естественных вибрационных полей, порождаемых звуками жизнедеятельности. Из работы [11] известно, что повышение коэффициента преобразования механических колебаний в электрический сигнал в пьезокерамических сенсорах можно обеспечить:

- применением изгибно-деформационной схемы нагрузки на пьезоэлемент;
- использованием пьезокерамики с высоким пьезомодулем;
- снижением электрической емкости пьезоэлементов, входящих в состав сенсора;
- увеличением массы инерционного элемента, что позволяет повысить чувствительность за счет уменьшения частоты резонанса чувствительного элемента.

В соответствии с этими рекомендациями во всех трех акселерометрах была принята изгибно-деформационная схема динамической нагрузки на чувствительные пьезокерамические биморфные элементы. В сенсорах, предназначенных для регистрации звуков сердца и дыхания, она реализовывалась с помощью центральной опоры, разделяющей биморф на две консоли. Кардиологический акселерометр состоял из одного биморфа, в то время как респираторный – из четырех, смонтированных друг над другом (конструкция “этажерка”). В сенсоре для мониторинга чувствительный элемент представлял собой консольную биморфную балку из пьезокерамики, зацеленную на одном из концов. Для повышения чувствительности и понижения частоты резонанса у респираторного и кардиологического акселерометров на конце каждого

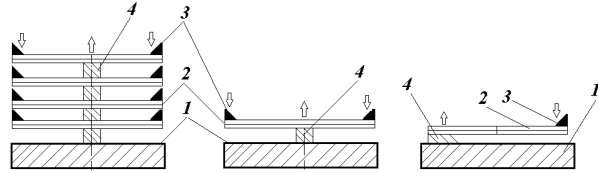


Рис. 2. Схема динамической нагрузки сенсоров:
а – респираторный, б – кардиологический,
в – для мониторинга;
1 – основание, 2 – биморф, 3 – масса, 4 – опора

из биморфов прикреплялись инерционные массы по 0.17 г, а у акселерометра для мониторинга – 0.12 г. Схематический чертеж динамической нагрузки сенсоров представлен на рис. 2.

Респираторный акселерометр и акселерометр для регистрации звуков сердца имели одинаковые габариты – диаметр 28 мм и высоту 14 мм – при массе 12 и 8 г соответственно (без массы сигнального кабеля). Акселерометр для мониторинга имел диаметр 16 мм, высоту 8 мм и массу 4 г. Для снижения выходного сопротивления и увеличения соотношения сигнал/помеха внутри корпуса устанавливался предварительный усилитель (эмитерный повторитель), преобразующий высокоомный выходной сигнал в низкоомный. Коэффициент предварительного усиления у респираторного акселерометра составлял 2200, у кардиологического – 4500 и у акселерометра для мониторинга – 3000.

При создании описываемых сенсоров большое внимание уделялось выбору материалов для отдельных деталей, технологии их изготовления, операциям по монтажу устройства в целом. Материалом корпуса, основания и узлов крепления пьезокерамических биморфов на опорах был алюминиевый сплав Д16Т. Его применение обусловлено стремлением уменьшить массу акселерометров для лучшего согласования волновых сопротивлений сенсора и биотканей. При этом все корпуса и основания с внешней стороны покрывались тонким слоем полипропилена для того, чтобы обеспечить в процессе работы возможность дезинфекции сенсора, а также экологическую и электрическую безопасность пациента.

Пьезокерамические биморфы, являющиеся чувствительными элементами кардиологического и респираторного акселерометров (рис. 2, а и б), были изготовлены из двух пластин мягкой керамики ЦТС-19 размером 20 мм×8 мм (толщиной 0.25 мм) с проставкой между ними из бронзы БР0Ф6,5-0,25 (толщиной 0.05 мм), соединенных последовательно в соответствии с рекомен-

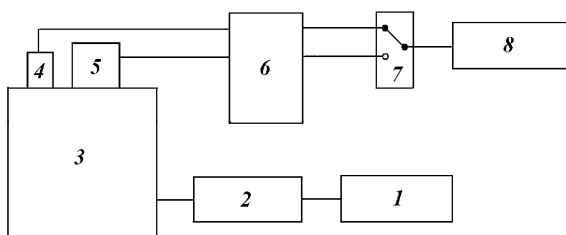


Рис. 3. Блок-схема градуировки контактного микрофона:

- 1 – генератор, 2 – усилитель мощности,
- 3 – вибростенд, 4 – контрольный акселерометр,
- 5 – испытуемый акселерометр, 6 – усилитель,
- 7 – переключатель, 8 – электронный вольтметр

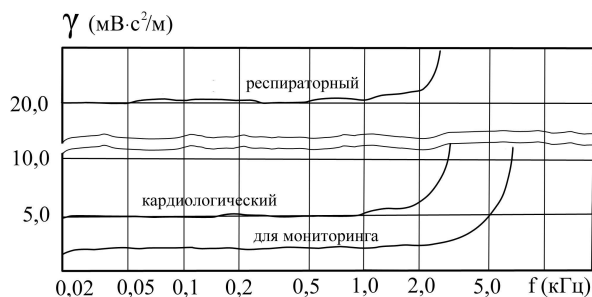


Рис. 4. Амплитудно-частотные характеристики акселерометров

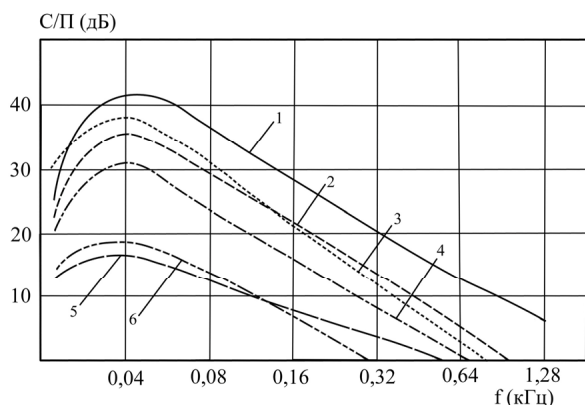


Рис. 5. Эффективность акселерометров:

- 1, 2 – респираторный (глубокое и спокойное дыхание соответственно),
- 3, 4 – кардиологический (сердце и глубокое дыхание соответственно),
- 5, 6 – для мониторинга (сердце и глубокое дыхание соответственно)

дациями [11]. Процедура склеивания выполнялась в соответствии с требованиями для чувствительных элементов гидроакустической аппаратуры [12]. Контакты между обкладками пьезокерамических пластин и бронзовой проставкой обеспечивались с помощью низкотемпературной токопроводящей клеящей массы ДС-20 на основе молекулярного серебра. Силовое соединение пластин и других деталей осуществлялось клеящей массой ПД-20 холодной полимеризации. Важность строгого соблюдения технологических операций при склеивании биморфов обусловлена тем, что ненадежный электрический контакт между пьезопластинами и проставкой приводит к появлению при работе акселерометра электромагнитных наводок, существенно снижающих его эффективность. Чувствительный элемент малогабаритного сенсора для мониторинга состоял одного биморфа, имеющего в плане размер 7 мм × 12 мм (рис. 2, в).

3. ГРАДУИРОВКА СЕНСОРОВ И ОЦЕНКА ИХ ЭФФЕКТИВНОСТИ

Градуировка акселерометров была проведена методом сравнения [13]. Блок-схема установки, с помощью которой она выполнялась, представлена на рис. 3. В качестве контрольного акселерометра использовался поверенный в Укртестметрстандарте акселерометр типа 4307 фирмы Брюль и Кьер.

Чувствительность акселерометров определялась по соотношению

$$\gamma_c = \frac{U_1}{U_2} \gamma_k,$$

где U_1 – напряжение контрольного акселерометра (В); U_2 – напряжение испытуемого акселерометра (В); γ_k – чувствительность контрольного акселерометра (В·с²/м).

Результаты градуировки акселерометров в плоскости, перпендикулярной к основанию, представлены на рис. 4. Установлено, что у всех трех сенсоров данная амплитудно-частотная характеристика линейна. Отличие заключается только в разных значениях чувствительности и частоты резонанса. Чувствительность четырехбиморфного респираторного акселерометра по ускорению составляла $\gamma_4 = 20$ мВ·с²/м, у однобиморфного кардиологического – $\gamma_1 = 5$ мВ·с²/м и у акселерометра для мониторинга – $\gamma_m = 2.5$ мВ·с²/м. При этом резонансы приходились на частоты $f_4 = 2540$ Гц, $f_1 = 2800$ Гц и $f_m = 6750$ Гц соответственно. Чувствительность обоих акселерометров в двух плоскостях, параллельных основанию, была на (26...30) дБ ниже, чем в перпендикуляр-

ной плоскости, а их амплитудно-частотные характеристики сильно изрезаны.

Предварительный прогноз чувствительности закрепленного на центральной опоре биморфа из пьезокерамики ЦТС-19 размером 20 мм×8 мм по методике [10] составлял 5.4 мВ·с²/м, а для консольного биморфа размером 12 мм×7 мм – 2.5 мВ·с²/м. Некоторое различия между прогнозируемой чувствительностью и ее значениями, полученными при градуировке, по нашему мнению, обусловлены тем, что при расчетах принимались во внимание только геометрические и физико-механические характеристики биморфа. Конструктивные же моменты (наличие проставки, толщина слоя клея и технологические особенности изготовленных акселерометров) при этом не учитывались.

Оценка эффективности разработанных акселерометров была выполнена по величине соотношения сигнал/помеха. Это – общепринятый критерий для всех видов электроакустических преобразователей. В нашем случае полезным сигналом являются звуки дыхания или сердца, измеренные в строго контролируемых условиях. Под помехой понимались нежелательные внешние шумы, звуки других систем жизнедеятельности организма, колебания поверхности тела пациента, индуцируемые внешним звуковым фоном. Сюда же следует отнести структурные помехи, поступающие на тело от вибраций пола через кресло, на котором сидит пациент во время аускультации, а также через его ноги, стоящие на полу. Подробно источники помех и методы борьбы с ними рассмотрены в работе [14].

Исследование влияния внешнего звукового фона на чувствительность сенсора к звуковому давлению были проведены по методике, изложенной в статье [15]. Схема измерений была в общих чертах такова. Первоначально все три акселерометра подвешивались так, чтобы они могли регистрировать шумы помещения, вибрации и электрические наводки. Затем они помещались в металлическую герметичную звукоизолирующую камеру с толщиной стенок 4 мм, размеры которой существенно меньше длины волны. В этом случае шумы помещения исключались, но оставались вибрации и электронные шумы и наводки. В результате проведенного эксперимента установлено, что регистрируемые сенсорами спектральные уровни в обоих случаях практически одинаковы. Это указывает на то, что созданные акселерометры действительно реагируют только на колебательное ускорение, а не на звуковое давление.

На практике ряд мероприятий по увеличению

эффективности акселерометров для устройств электронной аускультации впервые реализован в Манитобском университете (Канада) [16]. Методика теоретической оценки такой эффективности, доработанная в Институте гидромеханики НАН Украины одним из авторов этой статьи [17], использована в данном исследовании. В контролируемых условиях регистрация звуков дыхания проводилась на поверхности грудной клетки в среднеподключичной области. Звуки сердца записывались на верхушке сердца. В качестве помех брались шумы, принимаемые этими же акселерометрами на бедре пациента. Эксперименты выполнялись на трех здоровых добровольцах в возрасте 28, 32 и 37 лет. Во время аускультации пациент сидел на стуле в помещении с закрытым окном и со звукозащитными дверями. Уровни звукового фона в помещении были на (4...6) дБ ниже норм, предусмотренных СНИП II-12-77 для кабинетов медицинских учреждений. Крепление сенсоров к телу осуществлялось с помощью тонкого двухстороннего лейкопластыря. Регистрация сигналов и последующая обработка была проведена с помощью комплекта виброакустической аппаратуры фирмы Брюль и Кьер.

В результате получена осредненная частотная зависимость сигнал/помеха (рис. 5). Из графика видно, что максимальная эффективность наблюдалась у респираторного сенсора, состоящего из четырех последовательно соединенных биморфов при регистрации звуков глубокого дыхания, а минимальная – у сенсора, предназначенного для мониторинга звуков сердца и дыхания. Сравнение респираторного акселерометра с кардиологическим при одинаковом уровне дыхания с учетом коэффициентов усиления их предварительных усилителей показало, что эффективность первого на 12 дБ (в 4 раза) выше, чем у второго. При этом отношение сигнал/помеха на уровне свыше 4 дБ при регистрации глубокого дыхания респираторный акселерометр обеспечивает до 1200 Гц, а кардиологический – только до 800 Гц. Такое преимущество респираторного акселерометра вызвано тем, что в процессе преобразования звуков жизнедеятельности в электрический сигнал происходит четырехкратная (по сравнению с кардиологическим сенсором) деформация чувствительных пьезокерамических элементов при одинаковой динамической нагрузке. Эффективность акселерометра для мониторинга не столь высока. Верхний частотный предел, до которого можно надежно регистрировать звуки сердца, составляет 300 Гц, а звуки дыхания – 500 Гц. Такой результат обусловлен двумя факторами – малой контактной площадью,

через которую вызываемые процессами жизнедеятельности организма звуковые колебания передаются на пьезокерамический чувствительный элемент, и небольшим размером самого элемента. Тем не менее, при соответствующем усилении сигналов этой эффективности зачастую оказывается достаточно, чтобы контролировать работу сердца и дыхательной системы.

Таким образом, результаты наших исследований показывают, что применение пьезокерамических чувствительных элементов позволяет создавать эффективные приемные электроакустические преобразователи, предназначенные для регистрации звуков жизнедеятельности человека в устройствах электронной аускультации. В заключение отметим, что разработанные акселерометры были использованы в опытных образцах фоноспирографических комплексов “КоРА” и электронных стетофонендоскопов типа “ЭФОН”, созданных в Институте гидромеханики НАН Украины и успешно эксплуатирующихся в ряде медицинских учреждений.

ВЫВОДЫ

1. Разработаны конструкция, технология изготовления специализированных высокочувствительных малогабаритных пьезокерамических акселерометров, изготовлены и испытаны опытные образцы трех видов таких устройств, предназначенных для регистрации звуков сердца, звуков дыхания человека и мониторинга звуков жизнедеятельности человека в системах компьютерной аускультации.
2. Экспериментально установлено, что акустическая эффективность разработанных специализированных акселерометров позволяет регистрировать звуки дыхания респираторным сенсором в диапазоне от 20 до 1200 Гц, кардиологическим – от 20 до 800 Гц. Сенсор для мониторинга дает возможность контролировать работу сердца на частотах от 20 до 300 Гц, а работу респираторной системы – от 20 до 500 Гц.
1. *Йориш Ю. И.* Виброметрия. Измерение вибраций и ударов. Общая теория, методы и приборы.– М.: Машиностроение, 1963.– 770 с.
2. *Олійник В. Н.* Визначення еквівалентних параметрів поверхні тіла людини при взаємодії з кон-

тактним сенсором // Доп. НАН України.– 2004.– N 10.– С. 193–198.

3. *Грінченко 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.
4. *Харкевич А. А.* Теория электроакустических преобразователей.– М.: Наука, 1973.– 400 с.
5. *Gnitecki J., Hossain I., Pasterkamp H., Moussavi Z.* Qualitative and quantitative evaluation of heart sound reduction from lung sound recordings // IEEE Trans. Biomed. Eng.– 2005.– 52, N 10.– P. 1788–1792.
6. *Витрук С. К.* Пособие по функциональным методам исследования сердечно-сосудистой системы.– К.: Здоров'я, 1990.– 224 с.
7. *Wodicka G. R., Stevens K. N., Golub H. L., Cravalho E. G., Shannon D. C.* A model of acoustic transmission in the respiratory system // IEEE Trans. Biomed. Eng.– 1989.– 36, N 9.– P. 925–933.
8. *Грінченко В. Т., Глебова Л. П., Майданник В. Г., Макаренко А. П., Рудницький О. Г.* Комп'ютерні методи обробки аускультативних даних // Педіатрія, акушерство та гінекологія.– 1998.– N 5.– С. 29–33.
9. *Макаренко А. А.* Акустические характеристики звуков дыхания у больных пневмоколизом // Акуст. вісн.– 2008.– Т. 10, N 1.– С. 46–54.
10. *Idzenga T., Pel J., van Mastrigt R.* Toward an acoustic noninvasive diagnosis of urinary bladder outlet obstruction // IEEE Trans. Biomed. Eng.– 2008.– 55, N 6.– P. 1764–1771.
11. *Левшина Е. С., Новицкий П. В.* Электрические измерения физических величин.– Л.: Энергоатомиздат, 1983.– 170 с.
12. *Рабинович А. Г., Рубанов Л. А.* Технология производства гидроакустической аппаратуры.– Л.: Судостроение, 1973.– 224 с.
13. *Клюкин И. И., Колесников А. Е.* Акустические измерения в судостроении.– Л.: Судостроение, 1968.– 403 с.
14. *Макаренко А. А., Олійник В. Н.* Помехи сенсоров-виброакселерометров используемых для аускультации дыхательных шумов // Акуст. вісн.– 2006.– 9, N 1.– С. 45–54.
15. *Вовк И. В., Макаренко А. А.* Экспериментальное исследование помех, возникающих при регистрации дыхательных шумов электронными стетофонендоскопами // Акуст. вісн.– 2007.– 10, N 4.– С. 28–34.
16. *Pasterkamp H., Kraman S. S., De Frain R. D., Wodicka G. R.* Measurement of respiratory acoustic signals: Comparison of sensors // Chest.– 1993.– 104, N 5.– P. 1518–1525.
17. *Макаренко А. А.* Акустические характеристики звуков дыхания и методы их регистрации и обработки / Дис. ... канд. физ.-мат. наук.– К.: Ин-т гидромех. НАН Украины, 2008.