

УДК 534.7+621.391.8

ПОМЕХИ СЕНСОРОВ-ВИБРОАКСЕЛЕРОМЕТРОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ АУСКУЛЬТАЦИИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ

А. А. МАКАРЕНКОВА, В. Н. ОЛИЙНЫК

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 20.02.2006

Электронная аускультация (вслушивание) звуков жизнедеятельности человека в последние годы успешно используется в практической медицине, что существенно повышает эффективность диагностики и расширяет область ее применения. В статье рассмотрены источники помех, характерных для сенсоров, которые используются для регистрации шумов дыхания в компьютерных аудиовидеодиагностических комплексах. Осуществлена классификация помех в зависимости от порождающих их процессов и характера взаимодействия с полезным сигналом. Предложены методы повышения соотношения сигнал/помеха при регистрации дыхательных шумов с помощью пьезокерамических сенсоров-виброакселерометров.

Електронна аускультация (вслуховування) звуків життєдіяльності людини в останні роки успішно використовується у практичній медицині, що істотно підвищує ефективність діагностики та розширює область її застосування. У статті розглянуті джерела перешкод, характерних для сенсорів, які використовуються для реєстрації шумів дихання у комп'ютерних аудіовідеоіагностичних комплексах. Здійснено класифікацію перешкод у залежності від породжувачих їх процесів і характеру взаємодії з корисним сигналом. Запропоновані методи, які дозволяють підвищити співвідношення сигнал/перешкода при реєстрації шумів дихання за допомогою сенсорів-віброакселерометрів.

In recent years, an electronic auscultation (hearing) of human life sounds is successfully used in practical medicine, that increases sufficiently the diagnostic efficiency and widens its application field. In this paper the sources of interferences are considered, that are typical of the sensors used for recording the respiratory sounds in the computer audiovideodiagnostic complexes. The interferences are classified, depending on the processes generating them and character of interaction with a useful signal. The methods for increasing the signal-to-noise ratio, when recording the respiratory sounds by piezoceramic sensors-vibroaccelerometers, are proposed.

ВВЕДЕНИЕ

Аускультация – медицинский неинвазивный метод исследования внутренних органов человека и животных путем выслушивания возникающих в этих органах звуковых явлений: тонов и шумов сердца, звуков дыхания, шумов трения поверхностей плевры и перикарда. Аускультация сердца была введена в медицинскую практику во 2 году до н. э. греческим врачом Аритеем, задолго до того, как Лаэннек в 1818 году предложил для этой цели использовать деревянную трубку – стетоскоп [1]. В дальнейшем на протяжении почти 190 лет был создан ряд акустических пневматических приспособлений, предназначенных для аускультации звуков сердца, дыхательных шумов, шумов кровотока, звуков желудочно-кишечного тракта – стетоскопов. Естественно, с течением времени их конструкция совершенствовалась. Изменялись размеры и форма головок, материал, из которого изготавливались мембраны, воздушные трубки и элементы оголовья. Однако невозможность усиления сигнала и количественной его оценки, наряду с большой неравномерностью амплитудно-частотной характеристики (до 20 ÷ 30 дБ в рабочем диапазоне частот) были

и остаются основными недостатками пневматических стетоскопов [2].

Первые попытки создания устройств для объективной аускультации были предприняты в середине 30-ых годов прошлого столетия, когда были разработаны опытные образцы электронных стетоскопов [3]. Это знаменовало начало перехода от искусства аускультации, которым владел врач, к появлению измерительных средств медицинской акустики. Широкое внедрение в практическую медицину компьютерных информационных технологий на рубеже XX и XXI веков привело к зарождению электронной цифровой аускультации, позволяющей сравнивать, количественно оценивать и стандартизировать звуковые явления, вызываемые работой организма человека [4, 5]

В процессе регистрации шумов дыхания, наряду с полезными сигналами, на вход первичных сенсоров поступают нежелательные шумы – помехи, усложняющие последующую обработку полезного сигнала и снижающие достоверность и эффективность диагностики. Целью данной работы является определение и классификация источников помех сенсоров-виброакселерометров, используемых при аускультации дыхательных шумов, и разрабо-

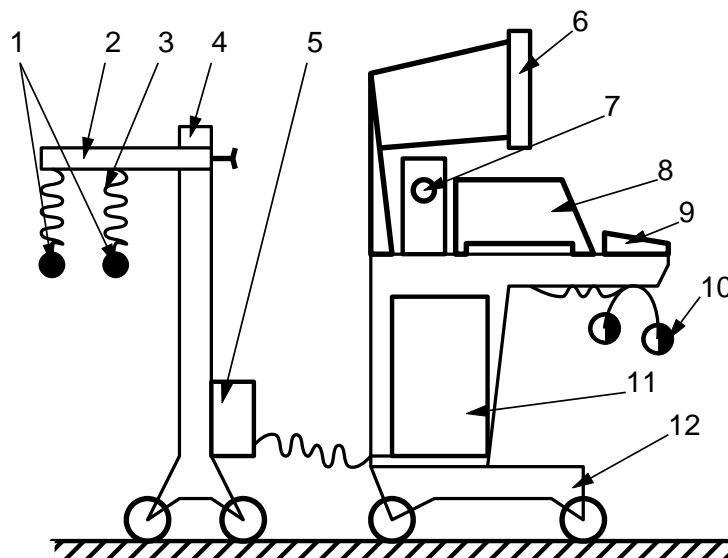


Рис. 1. Типовая схема комплекса для респираторной диагностики:

1 – сенсоры, 2 – консоли, 3 – сигнальный кабель, 4 – технологическая стойка, 5 – электронный блок, 6 – монитор, 7 – звуковые колонки, 8 – принтер, 9 – клавиатура, 10 – головные телефоны, 11 – процессор, 12 – тележка

тка способов их подавления. Актуальность этой задачи обусловлена тем, что определяющие аускультативные диагностические признаки, содержащиеся в звуках дыхания, могут маскироваться на фоне высокоуровневых помех. Наиболее критично это в тех случаях, когда респираторные диагностические признаки появляются бессистемно или при низком уровне полезного сигнала, что характерно для ослабленного дыхания, сопутствующего ряду бронхо-легочных патологий.

Статья написана на базе опыта практической работы авторов с компьютерными комплексами для цифровой аускультации и диагностики респираторных заболеваний, созданными в Институте гидромеханики НАН Украины.

1. МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ

Развитие акустоэлектроники и компьютерной техники способствовало созданию эффективно работающих одноканальных и многоканальных аудиовидеодиагностических комплексов, предназначенных для выявления респираторных заболеваний человека. Основная техническая идея, реализованная в них, включает в себя регистрацию дыхательных шумов, преобразование их в электрический сигнал, его усиление, частотную фильтрацию, преобразование в цифровую форму и компьютерную обработку с последующей визуа-

лизацией. При этом появилась возможность сохранения акустических портретов сигнала в компьютерном банке данных и, при необходимости, распечатки их “твердых” копий [6, 7]. Типовая блок-схема такого комплекса представлена на рис. 1.

Использование описанных устройств в медицинской практике позволяет рассматривать цифровую аускультацию как новое направление клинической медицины – неинвазивной экологически чистой диагностики заболеваний бронхо-легочной системы человека [7, 8]. Особенно ценно то, что возможности рассматриваемой методики дополняются возможностью передачи аускультативной информации по компьютерным сетям, включая Интернет [9]. Это способствует установлению быстрого, квалифицированного и объективного диагноза.

В различных компьютерных диагностических комплексах для регистрации звуков жизнедеятельности используются как приемники пульсаций звукового давления (микрофоны), так и датчики колебательного ускорения (виброакселерометры) [10, 11]. На практике наибольшее распространение получили специальные сенсоры – виброакселерометры пьезокерамического типа, основным достоинством которых является высокая чувствительность и линейная амплитудно-частотная характеристика в рабочем диапазоне частот. Для съема акустической информации с тела человека они крепятся к поверхности грудной клетки с помощью медицинских клеев (типа Клеол, БФ-6)

или двухстороннего медицинского лейкопластыря. В израильском комплексе Pulmotrack для крепления использованы специальные чехлы из пенополиуретана, одеваемые на сенсор и приклеиваемые липким слоем к телу.

Конструктивная схема пьезокерамического виброакселерометра изображена на рис. 2. Его принцип работы заключается в следующем. Колебания поверхности грудной клетки 1, вызванные процессом дыхания, передаются через клеевой слой 2 на основание сенсора 3, а затем, через опору 4 – на консольно-закрепленные пьезокерамические биморфы 5, совершающие изгибные движения. Возникающий вследствие этого электрический сигнал поступает на повторитель напряжения 6, с выхода которого по кабелю 7 он передается на вход электронного усилителя, где он усиливается, фильтруется, а затем после оцифровки поступает на компьютер. Результаты обработки зарегистрированных сигналов отображаются в виде спектров мощности, временных разверток мгновенных спектров (респиросонограмм), функций когерентности, огибающих временных зависимостей дыхательных циклов и их отдельных фаз при спокойном и форсированном дыхании. Они, а также статистическое перекрестное сравнение характеристик взаимных спектров между каналами дают врачу возможность выявлять характерные патологические признаки, присущие тому или иному виду бронхо-легочного заболевания [12–14].

Существует несколько предположений о возможных механизмах возникновения респираторных звуков. По нашему мнению, наиболее адекватной является гипотеза, предложенная в работах [15, 16], в которых было показано, что дыхательные шумы возникают за счет турбулентного вихреобразования в трахее, бронхах, на элементах разделения потоков воздуха (бифуркациях) и даже в мелких воздухопроводных путях с диаметрами порядка $2 \div 3$ мм. Эти акустические сигналы достаточно слабы, но их источники располагаются вблизи внешней поверхности грудной клетки и могут быть зарегистрированы на ней. Дыхательные шумы являются нестационарным случайным сложным процессом, модулированным по частоте и периодически изменяющим свою интенсивность. Их динамический диапазон у здоровых людей достигает 60 дБ, а частотный спектр простирается от 5 до 2000 Гц. При отдельных видах заболеваний наблюдается расширение значимого частотного диапазона вплоть до 4000 Гц [14]. Отличительной особенностью респираторных сигналов является то, что их спектры изменяются в зависимости от точки регистрации, интенсивности дыхания и

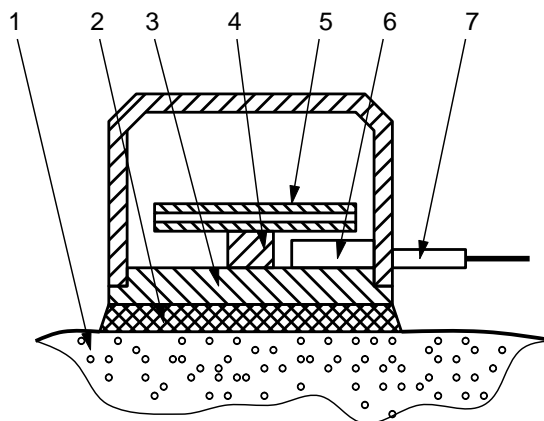


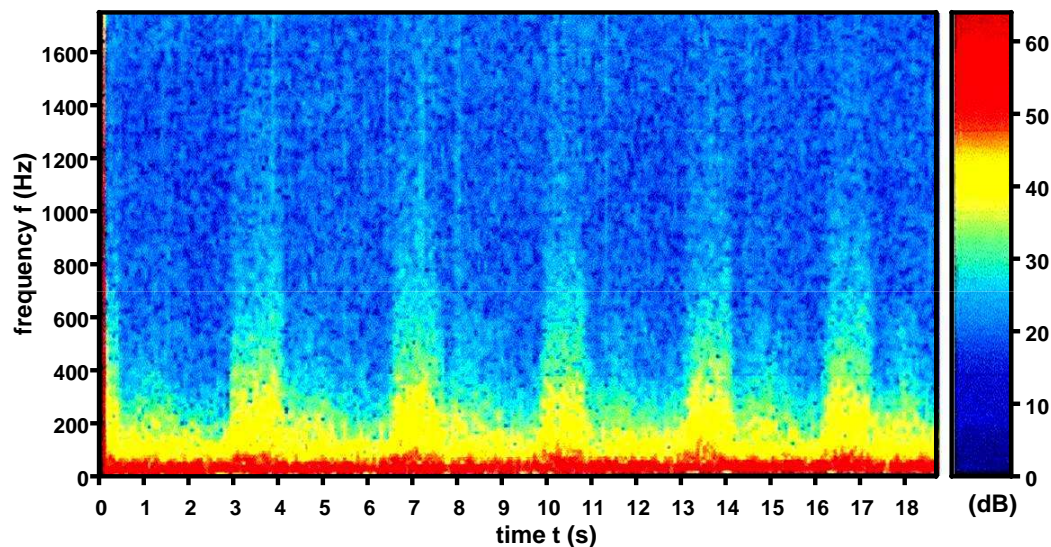
Рис. 2. Конструктивная схема пьезокерамического виброакселерометра

конституции пациента.

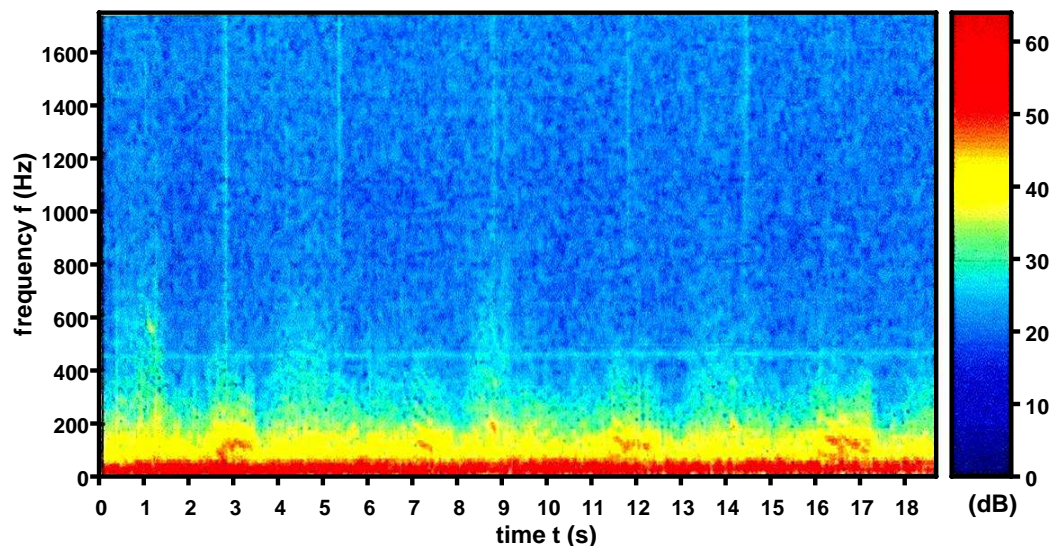
При болезни респираторной системы человека наблюдается значительная трансформация спектров, что зачастую усложняет процесс обработки и интерпретации сигналов. Это наглядно видно из сопоставления респиросонограмм дыхательных шумов здорового человека (рис. 3, а) и пациента, больного правосторонней пневмонией (рис. 3, б). Как видно из этих графиков, у больного интенсивность спектральных уровней дыхательных шумов значительно выше. Кроме того, у него хорошо просматриваются возникающие время от времени свистящие хрипы, представленные горизонтальными линиями в окрестности частоты ~ 130 Гц.

2. ХАРАКТЕРИСТИКИ ИСТОЧНИКОВ ПОМЕХ СЕНСОРОВ

Следует подчеркнуть, что сенсор, прикрепленный к поверхности грудной клетки пациента, всегда регистрирует сигнал, содержащий сумму некоррелированных составляющих: звуки жизнедеятельности организма, фоновые шумы, вибрационные и электромагнитные помехи. Каждую из них можно разделить на отдельные компоненты, в зависимости от порождающего источника. Обобщенная схема таких источников изображена на рис. 4. Естественно, при регистрации дыхательных шумов все другие составляющие сигнала являются помехами по отношению к ним. Рассмотрим более подробно каждую составляющую помех и ее источники.



а



б

Рис. 3. Респиросонограммы дыхательных шумов:
а – здорового человека, б – больного правосторонней пневмонией

2.1. Звуки жизнедеятельности, не связанные с дыханием

В процессе жизнедеятельности человека внутри его тела, кроме дыхательных шумов, генерируются звуки, источниками которых являются сокращение сердечной мышцы (звуки и шумы сердца), турбулентное течение крови в сердце и крупных

кровеносных сосудах (шумы кровотока), перемещение пищи в желудочно-кишечном тракте (звуки перистальтики). У рожениц в брюшной полости также появляются дополнительные звуки, связанные с работой сердца ребенка.

Во время работы сердца в результате колебательных движений сердечной мышцы (миокарда) и внутрисердечного течения крови возникают зву-

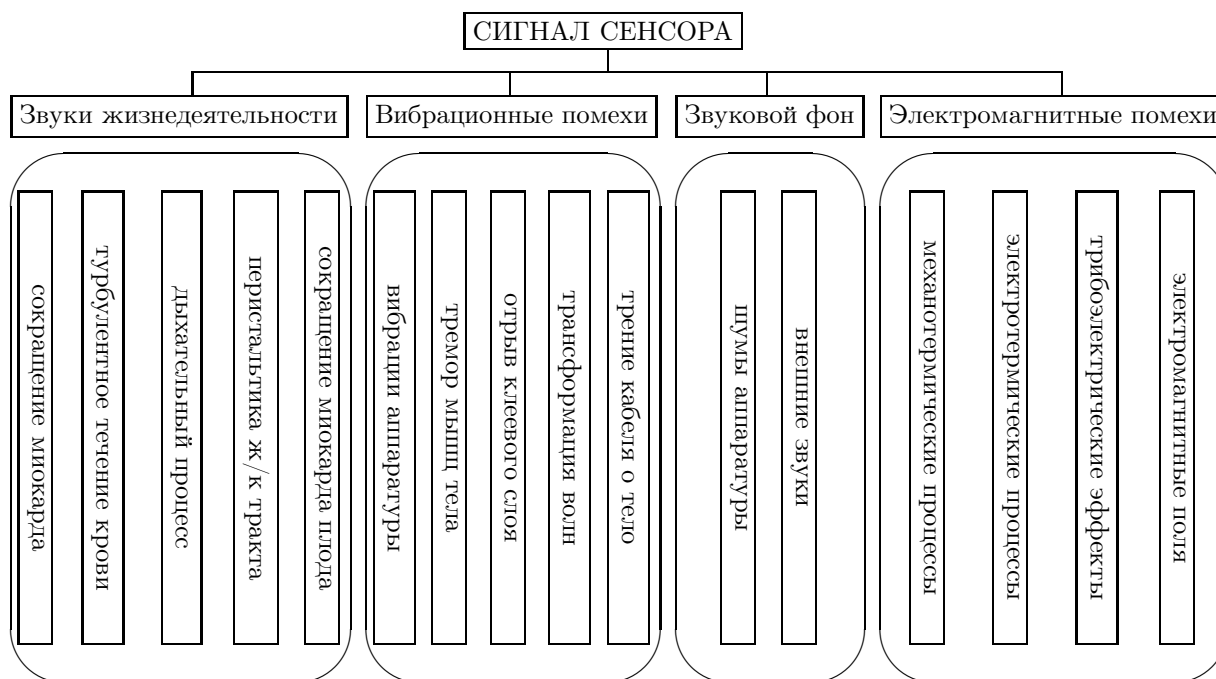


Рис. 4. Составляющие сигнала, принимаемого сенсором при аускультации

ки, которые делятся на тоны и шумы. Частотный спектр сердечных звуков простирается от $10 \div 20$ до $800 \div 1000$ Гц. Так, I тон обычно представлен частотной полосой $30 \div 120$ Гц, а II – $70 \div 150$ Гц. Значительно реже можно наблюдать III и IV тоны, уровни, которых на порядок ниже уровней I и II тонов. Вариации амплитуды и спектрального состава сердечных звуков, обусловленные патологией, обширны и разнообразны. Они связаны с гемодинамикой течения крови, аномальными изменениями клапанов, стенозами артерий, пороками сердца, нарушениями ритма, дефектами внутри сердечных перегородок [17]. Систолические шумы проявляются на частотах $50 \div 600$ Гц, а диастолические – на $120 \div 800$ Гц [18]. Интенсивность сердечных звуков сопоставима с интенсивностью дыхательных шумов, а в диапазоне низких частот $10 \div 80$ Гц может превосходить их. Поэтому проблема уменьшения влияния этого фактора не столь проста. Тем не менее, она разрешима не на стадии регистрации дыхательных шумов, а при последующей обработке сигналов [19, 20]. Что касается других помех, порождаемых процессами жизнедеятельности организма, то их спектральные уровни лежат значительно ниже уровней дыхательных шумов. Это относится к шумам кровотока и звукам сердца плода (у рожениц). Уровни звуков перистальтики желудочно-кишечного тракта могут быть достаточно большими, но они возникают спо-

радически. Поэтому следует проводить регистрацию дыхательных шумов при их отсутствии (заметим, что на практике типичное время записи сигнала составляет до 20 секунд).

2.2. Вибрационные помехи

Обратимся к источникам вибрационных помех, искажающих полезный сигнал при регистрации дыхательных шумов. В первую очередь, к ним относятся механические колебания пола помещения, на котором установлен комплекс. Источниками вибрационных помех, передающихся через пол, могут быть вентиляторы, электромоторы, установленные в блоках регистрирующей аппаратуры, и медицинские приборы, работающих в этом или соседних помещениях. Колебания от пола по технологической стойке и далее по сигнальным кабелям поступают на корпус сенсора, а через него – на чувствительные пьезокерамические элементы. Другой путь распространения вибраций от пола проходит через кресло пациента по его телу и основание сенсора. В результате с выхода акселерометра снимается сигнал, содержащий нежелательные дополнительные составляющие, уровень которых не может быть спрогнозирован заранее. Однако, как показала практика, на отдельных дискретных частотах он может значительно превосходить уровень полезного сигнала.

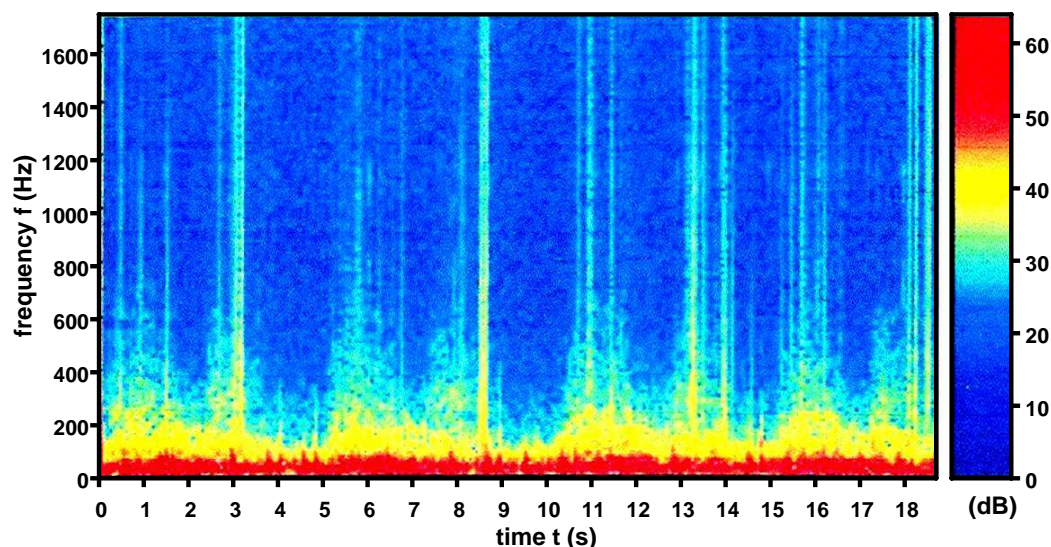


Рис. 5. Респиросонограмма с вибрационной помехой, вызванной некачественной приклейкой датчика

Наряду с указанными внешними источниками вибрационных помех, существует ряд специфических механизмов их генерации: тремор мышц тела, трение сигнального кабеля по телу, отрыв (прилипание) клеевого слоя при расширении и сжатии грудной клетки в процессе дыхания, интерференция поверхностных волн при близком расположении сенсоров.

Тремор мышц – это непроизвольное дрожание участков тела, причиной которого являются заболевания нервной системы пациента. По интенсивности тремор превосходит I и II тоны сердца, а полоса частот, в которой он наблюдается, простирается от долей до десятков герц. Трение сигнальных кабелей по телу пациента приводит к появлению в них продольных волн, которые передаются на чувствительные элементы и вызывают появление в сигнале случайных импульсов [21, 22].

Еще более серьезным источником вибрационной помехи является отрыв отдельных участков клеевого слоя от тела или от основания сенсора и прилипание к ним. Этот процесс сопровождается возникновением импульса силы, воздействующего непосредственно на сенсор, и появлением в сигнале короткопериодных составляющих (потрескивания), см. респиросонограмму, приведенную на рис. 5. Частотная полоса такой импульсной помехи значительно шире частотной полосы дыхательных шумов, а их уровни превышают уровень фона на $12 \div 15$ дБ.

Третьей специфической помехой можно считать нелинейные искажения полезного сигнала, возни-

кающие в том случае, когда удельный механический импеданс сенсоров существенно превышает импеданс грудной клетки. В результате этого изменяется спектральный состав принимаемого акселерометром сигнала [22, 23]. Кроме того, при этом происходит преобразование продольной волны в поверхностную, что еще более усложняет физическую картину. В работах [25, 26] показано, что это явление становится особенно заметным при близком расположении двух и более сенсоров друг к другу, когда в окрестности приема возникает интерференция поверхностных волн от нескольких источников.

2.3. Звуковой фон

Виброакселерометры, используемые при регистрации дыхательных шумов, наряду с высокой чувствительностью к колебательному ускорению (что крайне необходимо при выслушивании пациентов с ослабленным дыханием), восприимчивы к звуковому давлению. Звуковое поле или фон формируется источниками звука, находящимися в самом помещении и вне его. Сюда можно отнести собственные шумы агрегатов комплекса, трансформаторов и переключателей, излучение, порождаемое колеблющимися поверхностями корпусов компьютеров и оконных стекол, общением персонала, движением пациентов и т. п. Внешние звуки проникают из соседних помещений и улицы. Их интенсивность меняется по величине и времени, искажая полезный сигнал.

2.4. Электромагнитные помехи

Остановимся на помехах, имеющих электрическую природу. Как мы знаем, в практике медицинской акустики наибольшее распространение получили пьезокерамические виброакселерометры. Собственные шумы чувствительных элементов, как показано в статье [27], подразделяются на два вида: механотермические, источником которых является броуновское движение атомов в пьезоматериале, и электротермические – шумы, появляющиеся из-за наличия у пьезоматериалов активного сопротивления. Суммарный уровень механотермических и электротермических шумов сравним с уровнем собственных шумов современных малошумных усилителей [27], поэтому их следует принимать во внимание при регистрации дыхательных шумов.

Следует также упомянуть трибоэлектрические широкополосные помехи, обусловленные трением изоляции по проводнику в токопроводящих сигнальных кабелях. Их уровни на высоких частотах ($1000 \div 2000$ Гц) сопоставимы с уровнями полезного сигнала.

Источниками внешних электромагнитных помех и наводок обычно являются мощные электрогенерирующие установки, телерадиоцентры, электрические трансформаторные подстанции. В ряде случаев такие составляющие бывают настолько мощными и широкополосными, что могут перекрывать весь спектр полезного сигнала как по уровню, так и по частоте. В подобных случаях регистрация дыхательных шумов становится практически невозможной.

2.5. Статистическая структура помех

По характеру взаимодействия с полезным сигналом все помехи делятся на аддитивные и мультипликативные. В свою очередь, аддитивные помехи по своей статистической структуре подразделяются на три группы: флуктуационные (распределенные по частоте и времени), импульсные (сосредоточенные по времени) и гармонические (сосредоточенные по спектру).

Флуктуационная помеха представляет собой бесконечную сумму колебаний от многочисленных источников, которые накладываются одно на другое, образуя случайный непрерывный процесс. В нашем случае к флуктуационным нежелательным составляющим следует отнести шумы сердца и кровотока, интерференционную помеху, шумы аппаратуры, электромагнитные наводки, внешние, механотермические, электротермические и трибо-

электрические шумы.

Импульсные помехи, по сути дела, представляют собой дискретный случайный процесс, состоящий из случайно распределенных по времени и амплитуде отдельных импульсов. Статистические свойства подобных помех хорошо описываются теорией импульсных случайных потоков [28]. При регистрации дыхательных шумов в этом качестве выступают тоны сердца пациента и плода (у рожениц), вибрация аппаратуры, трески при нарушении сплошности клеевого слоя под сенсором. На респиросонограммах импульсные помехи имеют вид достаточно узких (порядка десятых долей секунды и меньше) вертикальных полос, перекрывающих, как правило, весь частотный диапазон измерений (см. рис. 3, б и 5).

Гармонической помехой называют аддитивную помеху, энергетический спектр которой сосредоточен в относительно узкой полосе частот, сопоставимой с полосой полезного сигнала или более узкой, чем она. Такие составляющие могут возникать, например, при вибрации плохо сбалансированных моторов (бытовые вентиляторы, вентиляторы компьютеров и др.). Например, на рис. 3, б заметна гармоническая помеха от вентилятора компьютерного процессора, представленная горизонтальной полосой на частоте ~ 460 Гц, проходящей через всю запись. Кроме того, к этому типу следует отнести речь (оператора комплекса или пациента) и другие тональные звуки, проникающие в помещение.

Мультипликативную помеху при аускультации дыхательных шумов вызывает изменчивость параметров звукового поля, генерируемого дыханием, и каналов его распространения во времени. Кроме того, мультипликативными будут помехи, возникающие за счет нагружения поверхности тела сенсором и интерференции.

3. МЕТОДЫ СНИЖЕНИЯ ПОМЕХ СЕНСОРОВ

Как видно из вышеизложенного, процесс регистрации дыхательных шумов осуществляется в достаточно сложной помеховой обстановке. Поэтому борьба с нежелательными составляющими сигнала требует в ряде случаев нетривиальных решений. Эффективное снижение помех виброакселерометров – не самоцель, оно направлено на увеличение соотношения сигнал/помеха, являющегося основным критерием оценки эффективности приемных преобразователей и определяющего помехозащищенность первичного звена комплекса – сенсоров. Конечно, современная теория передачи

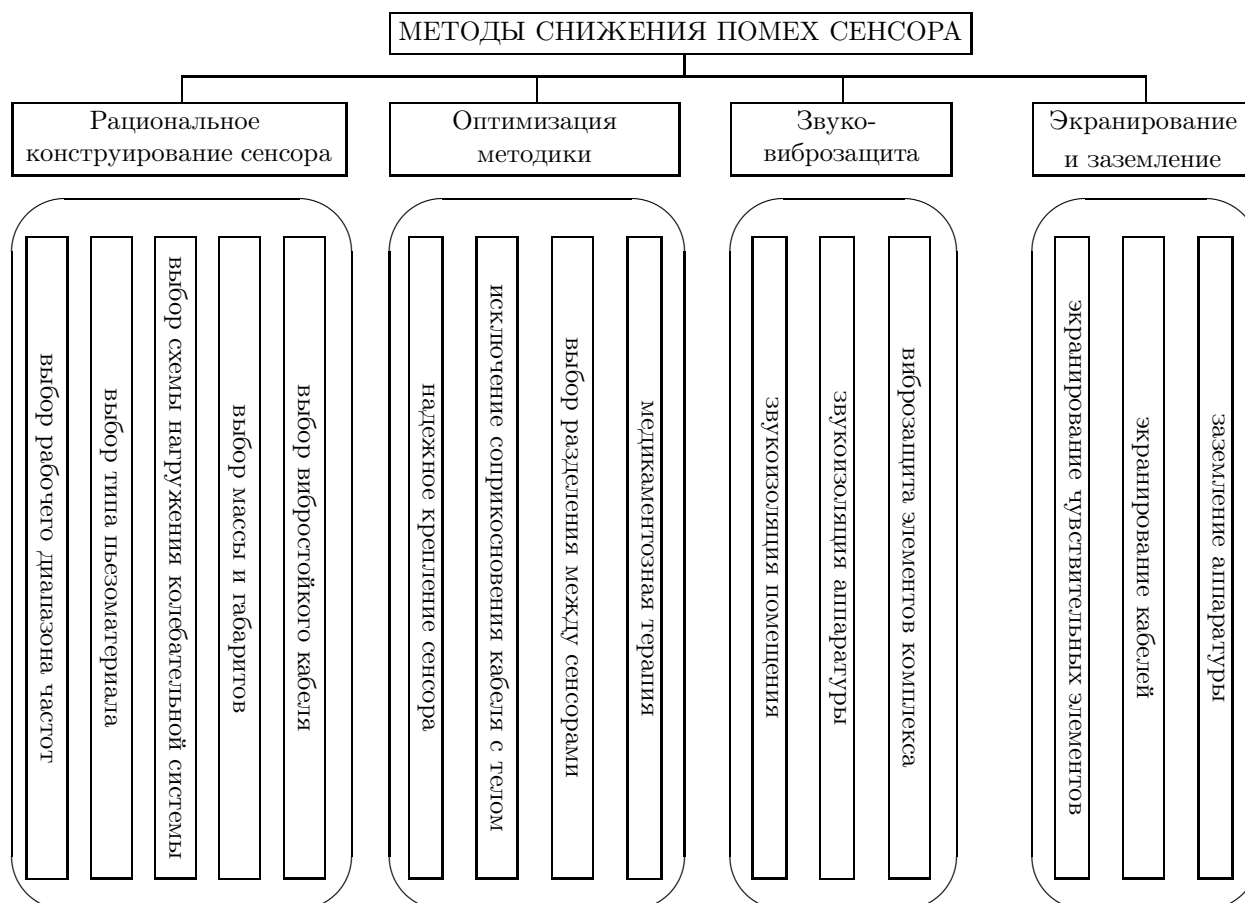


Рис. 6. Классификация методов снижения помех сенсора

сигналов не ограничена энергетическим соотношением сигнал/помеха, а использует для выделения полезной составляющей данные многомерных функций распределения характеристик сигнала, а также некоторые априорные сведения о нем. Тем не менее, при решении проблемы помехозащитности виброакселерометров диагностических комплексов этот критерий является определяющим. Чем выше отношение сигнала к помехе, тем более совершенным можно считать сенсор. Нетрудно представить, что значение этого параметра может быть увеличено как за счет повышения полезного сигнала, так и благодаря уменьшению помехи.

Методы повышения энергетического критерия помехозащитности виброакселерометров в нашем случае можно подразделить на пять видов:

- 1) рациональное целенаправленное конструирование сенсоров;
- 2) выбор методики регистрации дыхательных шумов, при которой исключаются источники помех или минимизируются их уровни;

- 3) звуковиброизоляция помещения и использование звуковибропоглощающих элементов в конструкции самого комплекса;
- 4) электромагнитное экранирование чувствительных элементов сенсоров и их заземление;
- 5) активный способ повышения соотношения сигнал/помеха за счет искусственного увеличения полезного сигнала.

На рис. 6 представлена более детальная классификация возможных методов снижения помех сенсора.

Рациональное целенаправленное конструирование сенсоров предусматривает выбор схемы нагружения чувствительных элементов, определение оптимальной полосы частот перекрывающей звуки, генерируемые в процессе дыхания в норме и при патологии. Это позволяет выбрать тип пьезоматериала сенсора, его размеры и массу. Благодаря этому можно минимизировать уровни механических и электротермических помех. Обяза-

тельными условиями, которые должны неукоснительно выполняться при создании сенсоров, является использование вибростойких сигнальных кабелей [22], предотвращающих возникновения трибоэлектрических шумов, и установка электромагнитных экранов, предотвращающих электромагнитные наводки.

В качестве примера укажем удачные, с нашей точки зрения, малогабаритные, высокочувствительные виброакселерометры, разработанные в Институте гидромеханики НАН Украины и используемые в аудиовидеодиагностическом комплексе “КоРА-03М1”. При их создании были учтены рекомендации, перечисленные выше. В этих сенсорах приемные элементы выполнены в виде консольно закрепленных пьезокерамических многоэлементных биморфов (см. рис. 2). Чувствительность сенсоров к ускорению составляет $15.2 \text{ мВ}/(\text{м} \cdot \text{с}^{-2})$, линейный диапазон рабочих частот простирается от 2 до 2000 Гц при резонансной частоте $\sim 2600 \text{ Гц}$. Масса сенсора не превышает 12 г при диаметре 30 мм, что обеспечивает удельное нагружение поверхности тела, приемлемое для качественного съема сигнала [22, 25]. С целью уменьшения паразитных шумов и наводок от внешних электромагнитных полей внутри корпуса сенсора размещены повторители напряжения, преобразующие высокоомное сопротивление пьезокерамических чувствительных элементов в выходное низкоомное.

Уменьшения помех можно добиться, используя тщательно разработанную методику регистрации дыхательных шумов, которая исключает влияние ряда нежелательных факторов, а интенсивность других снижает. Такая методика включает в себя более надежное крепление сенсоров к телу пациентов, предотвращающее отрыв клеевого слоя, рациональное расположение отходящих от сенсора сигнальных кабелей и удачный выбор времени регистрации дыхательных шумов. Трение кабеля по телу пациента можно исключить, подобрав его длину и натяжение.

Для исключения нелинейных искажений, вызванных нагружением поверхности тела сенсором, можно использовать априорные данные о характере такого контактного взаимодействия [24]. Тогда при обработке сигнала его частотный спектр достаточно пронормировать на известную корректирующую функцию [10, 22].

Как отмечается в работе [25], уровень интерференционной помехи при многоканальной регистрации шумов дыхания будет незначительным, если разнести акселерометры на расстояние, превышающее четыре их диаметра.

Нарушение клеевого слоя, приводящее к отрыву сенсора от тела пациента, можно предотвратить использованием более прочного клея, тщательным обезжириванием поверхностей тела и основания сенсора. Уменьшения момента, вызывающего отрыв сенсора от тела, можно достичь при конструктивном расположении выходного сигнального кабеля сверху по центру акселерометра.

Для исключения тремора мышц и звуков желудочно-кишечного тракта пациента во время процедуры регистрации дыхательных шумов медикаментозная терапия должна проводиться заранее.

Как указывалось выше, соотношение сигнал/помеха может быть увеличено за счет повышения уровня полезного сигнала при его активной стимуляции [29]. В практике традиционной аускультации используют следующие типы стимуляции звукового сигнала в грудной клетке:

- 1) с помощью интенсивного дыхания (при этом уровень сигнала P возрастает за счет увеличения скорости потока U в воздухопроводных путях: $P \sim U^n$, $n \approx 2 \div 2.5$ [16, 30]);
- 2) подачу голосового сигнала – звука, генерируемого вокальным трактом человека, и регистрируемого на поверхности грудной клетки [7, 31];
- 3) перкуссию – метод, основанный на различии звуковых феноменов при выстукивании здоровых и пораженных тканей [31, 32];
- 4) генерацию звука с помощью динамиков аудиосистем, что позволяет достаточно надежно контролировать характеристики входного сигнала [12, 33].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Рассмотрены, проанализированы и классифицированы источники помех виброакселерометров, используемых в качестве сенсоров в компьютерных аудиовидеодиагностических комплексах, предназначенных для аускультации дыхательных шумов человека.
2. Указаны способы повышения критерия помехозащищенности сенсоров от источников помех различной природы и разработаны практические рекомендации. Показано, что данная задача может быть решена только при комплексном подходе с использованием ряда

конструктивных, методических и организационных мероприятий.

1. *Geddes L. A.* Birth of the stethoscope // *IEEE Engng Med. Biol. Mag.*– 2005.– **24**.– P. 84–86.
2. *Albella M., Formolo J., Penney D. G.* Comparison of the acoustic properties of six stethoscopes // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1992.– **91**.– P. 2224–2228.
3. *Sprague H. B.* A new combined stethoscope chest piece // *JAMA.*– 1926.– **86**.– P. 1909–1913.
4. *Замотаев И. П., Магазаник Н. А., Водолазский Л. А., Толинов В. А., Щедрина О. И.* Спектральный анализ важнейших аускультативных признаков // *Клин. мед.*– 1974.– **52**, N 5.– С. 97–101.
5. *Mussel M. J.* The need for standards in recording and analysing respiratory sounds // *Med. Biol. Engng Comput.*– 1992.– **30**.– P. 129–139.
6. *Pasterkamp H., Carson C., Daien D., Oh Y.* Digital respirosography. New images of lung sounds // *Chest.*– 1989.– **96**, N 6.– P. 1405–1412.
7. *Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н.* Возможности и перспективы диагностики легочных патологий с помощью компьютерной регистрации и обработки шумов дыхания // *Акуст. вісн.*– 1998.– **1**, N 2.– С. 21–33.
8. *Dowell L. A., Fant G. E., Watkins W. D.* Technical note: Design and construction of an electronic stethoscope // *Clin. Engng.*– 1988.– **13**.– P. 355–357.
9. *Телемедицина. Новые информационные технологии на пороге XXI века* / Под ред. Р. М. Юсупова, Р. И. Полонникова.– СПб.: СПИИА РАН, 1998.– 489 с.
10. *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.
11. *Гринченко В. Т., Макаренко А. П.* Устройство для аускультации // Патент РФ на изобретение.– 1996.– N 2062047.– С. 1–3.
12. *Wodichka G. R., Stevens K. N., Golub H. L., Shannon D. C.* Spectral characteristics of transmission in the human respiratory system // *IEEE Trans. Biomed. Engng.*– 1989.– **36**, N 9.– P. 925–933.
13. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренко А. П.* Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // *Акуст. ж.*– 1994.– **40**, N 1.– С. 50–56.
14. *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.
15. *Grotberg J. B.* Pulmonary flow and transport phenomena // *Ann. Rev. Fluid Mech.*– 1994.– **26**.– P. 529–571.
16. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Дахнов С. Л.* Влияние физиологических особенностей верхних дыхательных путей на характеристики шумов дыхания // *Акуст. вісн.*– 1998.– **1**, N 3.– С. 14–23.
17. *Витрук С. К.* Пособие по функциональным методам исследования сердечно-сосудистой системы.– К.: Здоровье, 1990.– 500 с.
18. *Verburg J., van Vollenhoven E.* Phonocardiography: Physical and technical aspects and clinical uses // *Non invasive physiological measurements.*– London: Academic press, 1979.– P. 213–259.
19. *Iyer V. K., Ramamoorthy P. A., Fan H., Ploysongsang Y.* Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering // *IEEE Trans. Biomed. Engng.*– 1986.– **BME-33**, N 12.– P. 1141–1148.
20. *Gnitecki J., Hossain I., Pasterkamp H., Moussavi Z.* Qualitative and quantitative evaluation of heart sound reduction from lung sound recording // *IEEE Trans. Biomed. Engng.*– 2005.– **52**, N 10.– P. 1788–1792.
21. *Левшина Е. Н., Новицкий П. В.* Электрические измерения физических величин.– Л.: Энергоатомиздат, 1983.– 170 с.
22. *Олійник В. Н.* Рациональне проектування п'єзоакселерометрів для вимірювань на піддатливих поверхнях // *Акуст. вісн.*– 1998.– **1**, N 3.– С. 54–63.
23. *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.
24. *Гринченко В. Т., Олійник В. Н.* Динамічні властивості в'язко-пружного шару при гармонічному навантаженні круговим штампом // *Акуст. вісн.*– 2005.– **8**, N 1-2.– P. 42–50.
25. *Олійник В. Н.* Частотные искажения, внесимые контактными датчиками при одно- и двухканальной регистрации шумов дыхания // *Гидромеханика.*– 1997.– **71**.– С. 89–97.
26. *Levinzon F. A.* Fundamental limit noise of piezoelectric accelerometer // *IEEE Sensors J.*– 2004.– **4**.– P. 108–111.
27. *Levinzon F. A.* Noise of the JFET amplifier // *IEEE Trans. Circuits Syst. I.*– 2000.– **47**.– P. 981–985.
28. *Седякин Н. М.* Элементы теории случайных импульсных потоков.– М.: Сов. радио, 1967.– 470 с.
29. *Гринченко В. Т., Макаренко А. А.* Устройство для аускультационной диагностики // Патент Украины на изобретение.– 2005.– N 72139.– С. 1–3.
30. *Ross D.* Mechanics of underwater noise.– New York: Pergamon press, 1976.– 375 p.
31. *Гринченко В. Т., Макаренко А. П., Рудницкий А. Г.* Активно-пассивный метод аускультации при диагностике пневмоторакса // *Акуст. ж.*– 1996.– **42**.– С. 773–776.
32. *Ковалевский А. А.* Перкуссия и аускультация.– Томск: Изд. Томск. ун-та, 1961.– 170 с.
33. *Paciej R., Vyshedskiy A., Shane J., Murphy R.* Transpulmonary speed of sound input into the supraclavicular space // *J. Appl. Physiol.*– 2003.– **94**, N 2.– P. 604–611.