

УДК 534.7

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ПОМЕХ, ВОЗНИКАЮЩИХ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ ЭЛЕКТРОННЫМИ СТЕТОФОНЕНДОСКОПАМИ

И. В. ВОВК, А. А. МАКАРЕНКОВА

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 23.11.2007

Експериментально оцінені спектральні рівні помах, що виникають при вислуховуванні шумів дихання людини за допомогою електронних стетофонендоскопів. По ступеню впливу на якість реєстрації помах різних типів розділено на дві категорії: сильні та слабкі. Дані рекомендації, які дозволяють знизити їхню роль у результативному сигналі.

Експериментально оцінені спектральні рівні перешкод, які виникають при вислуховуванні шумів дихання людини за допомогою електронних стетофонендоскопів. За ступенем впливу на якість реєстрації перешкоди різних типів розділено на дві категорії: сильні та слабкі. Дані рекомендації, які дозволяють знизити їхню роль у результативному сигналі.

The study deals with experimental estimating of spectral levels of interferences occurring when listening human respiratory noise by electronic stethophonendoscopes. By influence rate on quality of recording, the interferences of different types are subdivided in two categories: strong and weak ones. Recommendations, that allow lowering their role in the resulting signal, are brought forward.

ВВЕДЕНИЕ

В статье [1] рассмотрены возможные источники помех, возникающих при регистрации дыхательных шумов с помощью электронных стетофонендоскопов, в состав которых входят широко распространенные датчики в виде виброакселерометров, проведена классификация таких помех и указаны самые общие способы их снижения. Вместе с тем, при практической регистрации дыхательных шумов для обеспечения приемлемого отношения полезный сигнал/помеха¹ и разработки тактики борьбы с каждой конкретной помехой важно оценить, какие из них являются определяющими. Иными словами, нужно достоверно знать, как распределяются (ранжируются) помехи по уровню и диапазону рабочих частот.

Исходя из этого, цель данного исследования – экспериментальная оценка уровней помех и их спектров, а также определение главных (существенно искажающих регистрируемый сигнал) и второстепенных (вносящих несущественные искажения) помех. Кроме того, на основе анализа полученных данных будут выработаны конкретные практические рекомендации по снижению помех для увеличения отношения сигнал/помеха.

¹В данном случае полезным сигналом являются дыхательные шумы.

1. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

Как известно, основное функциональное назначение средств электронной аускультации состоит в регистрации звуков дыхания с поверхности грудной клетки, в преобразовании их в электрические сигналы, в соответствующей аналоговой и цифровой их обработке с последующим представлением в аудио- и видео-форматах [2, 3]. Поэтому для экспериментального изучения помех, возникающих при регистрации дыхательных шумов, использовалась экспериментальная установка, представляющая собой типичный лабораторный образец одноканального электронного стетофонендоскопа (рис. 1). Питание установки осуществлялось от сети переменного тока напряжением 220 В и частотой 50 Гц.

Стетофонендоскоп состоял из датчика 1, включающего виброакселерометр и эмиттерный повторитель сигналов; электронного усилителя сигналов 2; электронных фильтров 3; регулятора коэффициента усиления (аттенюатора) 4 и настольного персонального компьютера 5 со звуковой картой, преобразующей входной аналоговый сигнал в цифровой. Последующая обработка оцифрованных сигналов обеспечивалась широко используемым звуковым редактором Cool Edit Pro 2.0, позволяющим, в частности, представлять сигналы во временной и спектральной областях [4].

Датчик имел следующие массо-габаритные характеристики: диаметр 32 мм, высоту 25 мм и массу 14 г. Виброакселерометр, находящийся внутри металлического корпуса датчика, состоял из трех последовательно соединенных консольно закрепленных на опорах биморфных пьезокерамических пластин из состава ЦТС-19 (подробности см. в [1]). Он имел линейную амплитудно-частотную характеристику в диапазоне частот от 20 до 2000 Гц, чувствительность $15 \text{ мВ} \cdot \text{с}^2/\text{м}$ и частоту резонанса около 2400 Гц. Для того, чтобы согласовать высокое выходное сопротивление виброакселерометра с относительно низким входным сопротивлением основного усилителя 2, использовался эмиттерный повторитель с коэффициентом усиления, близким к единице, размещенный внутри корпуса датчика.

Сигналы с выхода датчика 1 через малошумный электронный усилитель 2 подавались на электронные фильтры 3 – высокочастотный и низкочастотный фильтры Баттерворта 5-го порядка с крутизной спада 30 дБ/окт и частотами среза 30 и 3000 Гц соответственно. Регулятор коэффициента усиления 4 позволял дискретно (с шагом 10 дБ) регулировать уровень сигнала от 0 до 40 дБ. Затем сигнал подавался на линейный вход звуковой карты компьютера 5, где осуществлялось его преобразование в цифровую форму с частотой дискретизации 10000 Гц и разрешением 16 бит.

Экспериментальное исследование помех, возникающих при регистрации дыхательных шумов, проводилось в помещении площадью 16 м^2 , окна которого выходили на проезжую часть улицы с относительно низкой интенсивностью движения автомобильного транспорта. Шумы в помещении контролировались с помощью шумомера типа 2203 фирмы “Брюль и Кьер” в октавных полосах от 31.5 до 8000 Гц.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ И ИХ АНАЛИЗ

Перед проведением экспериментальных исследований была выполнена сквозная проверка линейности электронного стетофонендоскопа. Для этого в качестве вибровозбудителя датчика 1 использовался стержневой электромеханический преобразователь² длиной 110 мм, набранный из пьезокерамических шайб диаметром 46 мм и то-

²Известно, что преобразователи такого типа имеют линейную зависимость между подаваемым на них электрическим напряжением и величиной колебательной скорости (ускорения) на торцах в широком диапазоне амплитуд колебаний вплоть до разрушения пьезокерамики.

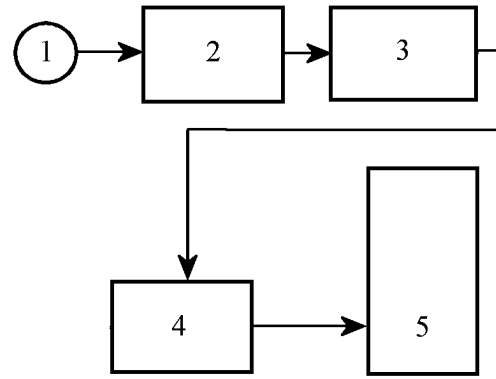


Рис. 1. Блок-схема электронного стетофонендоскопа:
1 – датчик, состоящий из виброакселерометра и эмиттерного повторителя сигналов; 2 – усилитель сигналов;
3 – электронные перестраиваемые фильтры;
4 – регулятор коэффициента усиления;
5 – персональный компьютер

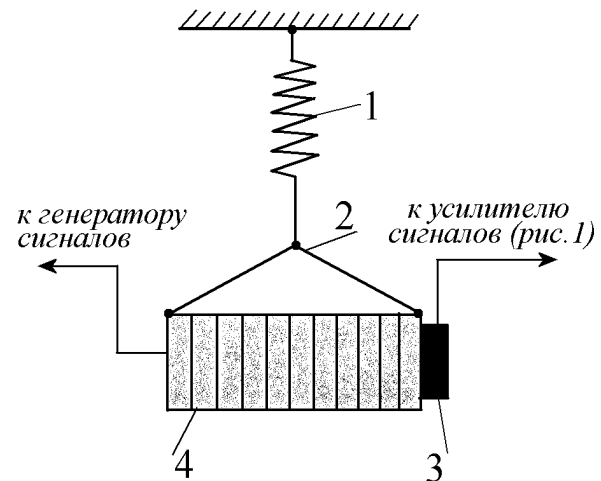


Рис. 2. Устройство для сквозной проверки линейности электронного стетофонендоскопа от датчика до персонального компьютера включительно:

1 – пружина; 2 – нити растяжки; 3 – датчик;
4 – стержневой электромеханический преобразователь

длиной 5 мм. Сигнал для возбуждения стержневого преобразователя подавался от стандартного низкочастотного генератора типа ГЗ-112. Датчик стетофонендоскопа жестко прикреплялся к торцу стержневого преобразователя с помощью двухстороннего лейкопластыря (рис. 2). Масса стержневого преобразователя (около 700 г) в 50 раз превышала массу датчика, что обеспечивало практически полное отсутствие влияния последнего на уровень колебаний торцов преобразователя.

Для того, чтобы ослабить влияние вибраций по-

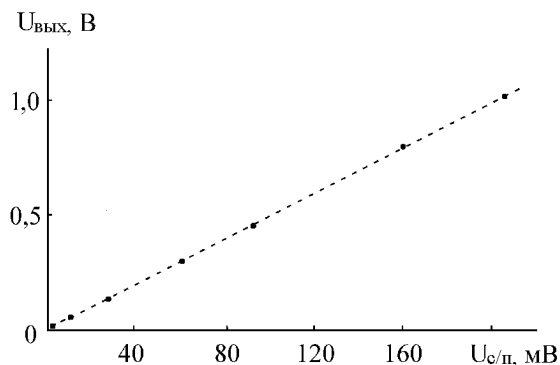


Рис. 3. Проверка линейности электронного стетофонендоскопа: зависимость электрического напряжения на выходе стетофонендоскопа от напряжения возбуждения пьезокерамического стержня на частоте 500 Гц

ла помещения на результаты калибровки линейности стетофонендоскопа при низких уровнях сигналов, стержневой преобразователь вместе с приклеенным к нему датчиком через пружину 1 подвешивался на П-образной жесткой раме, установленной на лабораторном столе. Частота резонанса системы, определяемая упругостью пружины 1 и массой стержневого преобразователя, составляла 1.5 Гц. Такая подвеска по сути являлась однозвенным механическим фильтром высоких частот с частотой среза 1.5 Гц и крутизной спада 6 дБ/окт, что уже на самой нижней частоте рабочего диапазона стетофонендоскопа 30 Гц обеспечивало ослабление проникновения паразитных вибраций пола к датчику не менее, чем на 25 дБ.

В процессе сквозной проверки линейности стетофонендоскопа измерялись электрическое напряжение возбуждения преобразователя и электрическое напряжение, регистрируемое на персональном компьютере с помощью звукового редактора Cool Edit Pro 2.0. Проверка, проведенная в широком диапазоне частот и уровней сигнала, показала, что напряжение $U_{вих}$ на выходе стетофонендоскопа линейно зависит от напряжения $U_{с/п}$ возбуждения стержневого преобразователя. Для иллюстрации на рис. 3 приведены результаты проверки на частоте 500 Гц.

Убедившись в линейности стетофонендоскопа, мы могли приступить к количественной оценке паразитных шумов, возникающих при регистрации звуков дыхания человека.

Прежде всего, исследовался уровень электронных шумов, создаваемых самой звуковой картой персонального компьютера. Для этого стетофонендоскоп был отключен от входного электриче-

ского разъема звуковой карты и ее собственные шумы регистрировались в режиме открытого входа³. На рис. 4 кривой 1 представлен спектр мощности собственных шумов штатной звуковой карты персонального компьютера. Как видно, в интересующем нас диапазоне частот их уровень весьма низок, довольно слабо зависит от частоты и в среднем составляет около -115 дБ относительно одного вольта. Как будет видно далее, эта помеха практически не может оказывать влияние на качество регистрируемого респираторного сигнала.

Следующий шаг заключался в оценке собственных шумов электронного усилителя в режиме открытого входа, т. е. при отключенном датчике (рис. 4, кривая 2). Как оказалось, электронный усилитель вносит более заметный вклад в шумовую обстановку (порядка 10 дБ). В результате этого средний уровень электронных шумов (шумы звуковой карты плюс шумы усилителя) поднялся до -104 дБ.

Далее проводилась оценка шумов усилителя с эквивалентом датчика (датчика, у которого пьезокерамические пластины были заменены статической емкостью, величина которой равнялась емкости пьезопластин). Цель такого эксперимента состояла в оценке уровня электронных шумов эмиттерного повторителя и уровня внешних электромагнитных наводок на кабель, соединяющий выходные цепи эмиттерного повторителя с входными цепями усилителя. При этом появление каких-либо вибрационных или акустических шумов полностью исключалось, поскольку виброакселерометр был отключен. Как показывает кривая 3 на рис. 4, эмиттерный повторитель вместе с кабелем повышают уровень электронных шумов в среднем на 8 дБ. Таким образом, общий уровень электронных шумов составил в среднем -96 дБ, что в принципе не является критической величиной. Вместе с тем, в спектре появились ярко выраженные дискретные составляющие с частотами, кратными 50 Гц, что прямо подтверждает наличие паразитных наводок на кабель, имеющих электромагнитную природу.

Рассмотрим дополнительный вклад, который могут внести шумы и вибрации, имеющие место даже в относительно тихом помещении, используемом для регистрации дыхательных шумов. За-

³Напомним, что при оценках шумов электронных приборов обычно используют один из двух режимов: режим закороченного входа, когда главный токонесящий входной электрод коротко замкнут на "землю", и режим открытого входа, когда электроды разомкнуты. Каждый режим имеет свои преимущества и недостатки, на которых мы не будем останавливаться, предложив читателю обратиться к литературе, посвященной технике измерений.

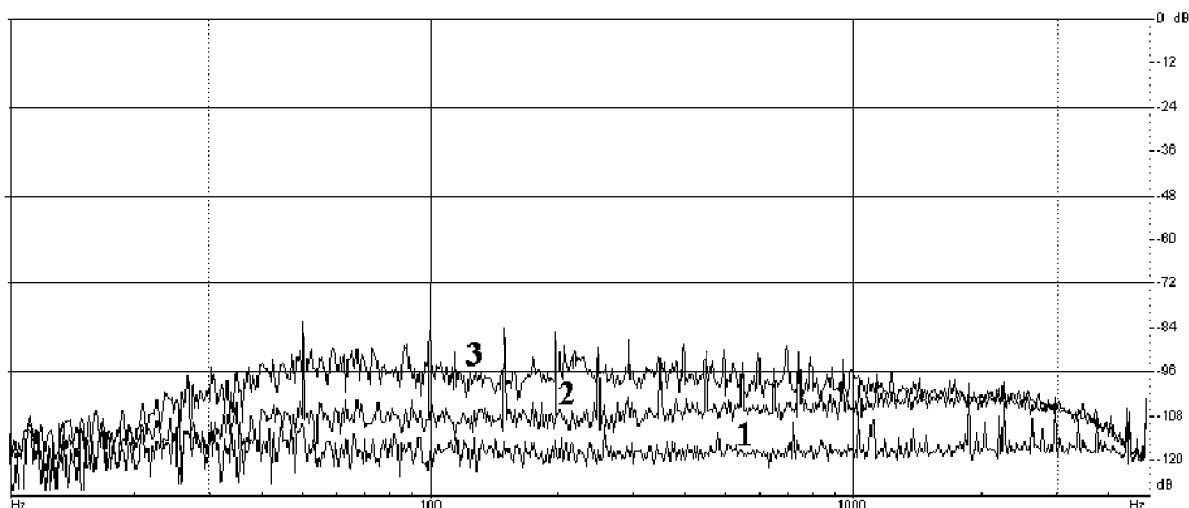


Рис. 4. Спектры электронных помех аппаратуры (0 дБ соответствует напряжению 1 В):

- 1 – шумы звуковой карты персонального компьютера в режиме открытого входа;
- 2 – шумы электронного усилителя в режиме открытого входа (без датчика);
- 3 – шумы усилителя с датчиком, пьезокерамические пластины которого заменены статической емкостью, равной емкости пьезокерамических пластин

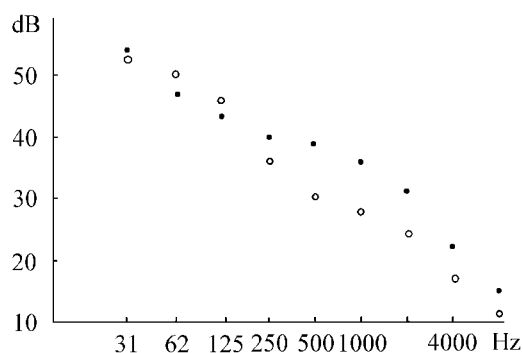


Рис. 5. Спектральный уровень шума в лабораторном помещении:

- – при включенном в сеть стетофонендоскопе;
- – при выключенном стетофонендоскопе

метим, что в настоящее время нет каких-либо норм, оговаривающих допустимый уровень акустических и вибрационных помех в помещениях, где установлены электронные стетофонендоскопы. Это вполне естественно, поскольку такие устройства еще не стали таким же стандартным оборудованием, как УЗИ или другие медицинские электронные приборы. Поэтому измерения спектрального уровня шума проводились в лабораторном помещении (при включенном стетофонендоскопе) в линейном режиме⁴. На рис. 5 эти ре-

зультаты представлены закрашенными маркерами (●). Здесь же для сравнения нанесены данные, соответствующие шуму в лабораторном помещении при выключенном из сети приборе (○). Сопоставляя обе зависимости, заключаем, что сам стетофонендоскоп является источником звукового шума. Например, в диапазоне частот примерно от 120 до 4000 Гц он повышает уровень шума в помещении почти на 10 дБ. Более тщательный анализ показал, что излучают его преимущественно вентиляторы настольного персонального компьютера, охлаждающие блок питания, главный процессор и видеокарту. Поэтому для борьбы с такой помехой можно рекомендовать два пути:

- 1) размещение настольного персонального компьютера в отдельном (смежном) помещении;
- 2) замена настольного компьютера портативным компьютером, уровень шумов вентиляторов которого существенно ниже, чем у настольного компьютера.

Изучим вклад, который привносит акустический фон, наличествующий в лабораторном поме-

измерений. Основными считаются линейный режим, когда характеристика чувствительности шумомера к звуковому давлению (в звуковом диапазоне частот) не зависит от частоты, и режим "А", когда характеристика чувствительности специально адаптирована к чувствительности человеческого уха к звуковому давлению (за счет введения фильтров, обеспечивающих спад уровня усиления электронного тракта шумомера в сторону низких частот со скоростью 6 дБ/окт).

⁴Как известно, шумомеры имеют несколько режимов

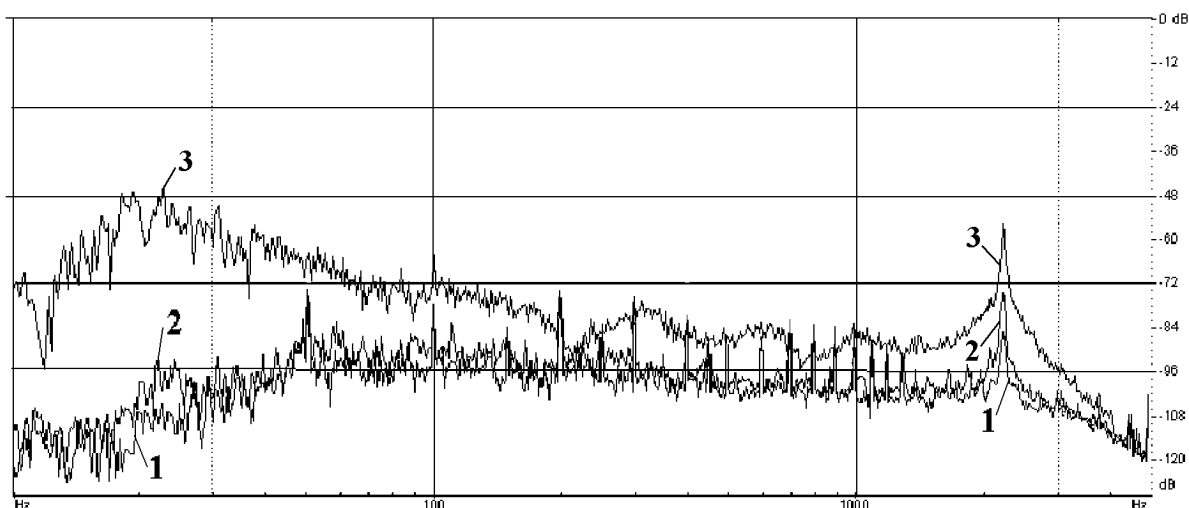


Рис. 6. Спектр шумов на выходе стетофонендоскопа в различных условиях:
 1 – датчик расположен в звукоизолированной камере малого объема; 2 – датчик свободно висит в помещении;
 3 – присутствует трение легкой палочки о кабель на расстоянии 45 см от датчика

пении при работающем стетофонендоскопе. Чтобы более четко оценить его, были проделаны два эксперимента. В первом из них датчик был заключен в звукоизолированную камеру малого, по сравнению с длиной волны, объема. В этом случае шумы помещения практически исключались (оставались только электронные шумы и различного рода паразитные наводки). Во втором эксперименте датчик свободно размещался в помещении и был доступен для воздействия на него шумов помещения.

Как видно из рис. 6, кривые 1 и 2 в целом не очень сильно отличаются друг от друга. Это можно объяснить тем, что используемый кинематический датчик в основном реагирует не на само звуковое давление, а на его градиент. А поскольку габаритные размеры датчика существенно меньше длины волны (в интересующем нас диапазоне частот), то и воздействующий градиент давления также мал. Средний уровень шумов в целом остается достаточно низким и составляет около -92 дБ. Вместе с тем, заметно подросли сетевые паразитные наводки, которые на частоте 50 Гц и ее гармониках достигли примерно -72 дБ. Это может вызвать определенное беспокойство со стороны разработчиков. Причина такого явления, по-видимому, состоит в том, что пьезокерамические пластины недостаточно защищены от внешних электромагнитных полей промышленной сети.

Заметим, что на графике хорошо виден и пик на частоте примерно 2400 Гц, появление которо-

го обусловлено собственным резонансом пьезокерамических пластин датчика (здесь их чувствительность почти на порядок выше, чем в области частот до резонанса).

Обратимся к кривой 3 на рис. 6, показывающей спектральный уровень помехи, которая может быть вызвана трением кабеля о какой-либо предмет. Практика пробной эксплуатации электронных стетофонендоскопов в клинических условиях показывает, что в процессе регистрации дыхательных шумов операторы стетофонендоскопов довольно часто случайно касаются кабеля датчика (например, руками, полами халата и пр.). При таких воздействиях на кабель, по его поверхности, начинает распространяться упругая волна, которая, достигая датчика, заставляет его колебаться. Эти колебания преобразуются виброакселерометром в электрические сигналы, представляющие достаточно сильную помеху, дополнительно ухудшающую отношение сигнал/шум.

Чтобы как-то оценить ее относительный спектральный уровень, мы попытались смоделировать описанную выше ситуацию следующим образом. Обмотанная ватой легкая деревянная палочка клалась на кабель и в пределах участка около 1 см терлась о его поверхность. При этом регистрировались сигналы на выходе стетофонендоскопа. Эти манипуляции проводились на разных дистанциях от датчика при строго фиксированной силе прижима палочки к кабелю (в данном случае -0.7 г). Именно спектр помехи, возникающей от такого трения на дистанции 45 см от датчика, и пред-

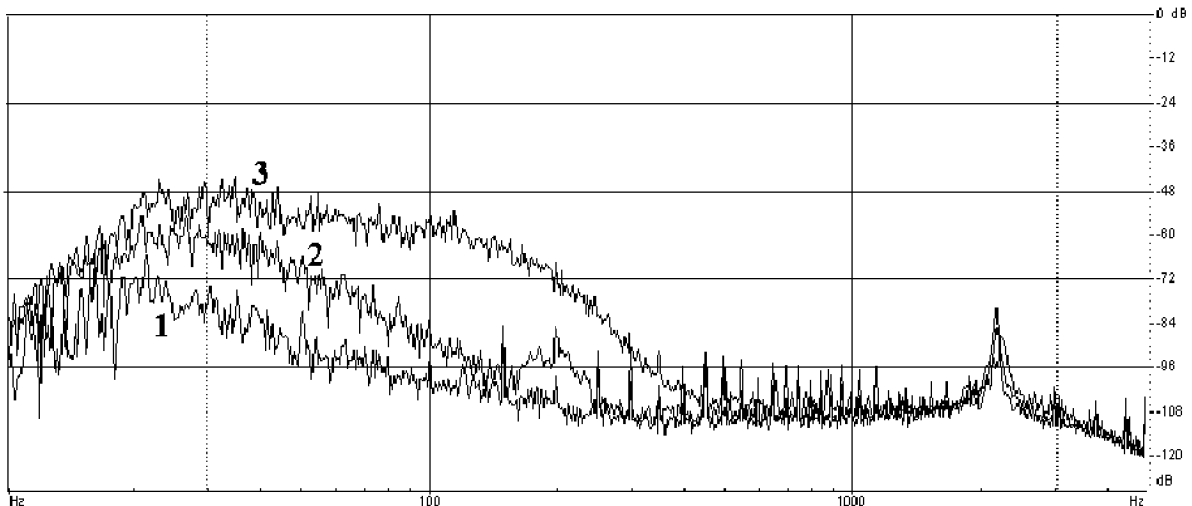


Рис. 7. Спектр шумов в трех точках поверхности тела при задержанном дыхании:
 1 – на ягодичной мышце сидящего пациента; 2 – на ягодичной мышце стоящего пациента;
 3 – на бедренной мышце сидящего пациента

ставлен кривой 3 на рис. 6. Как видно, уровень паразитного сигнала здесь существенно выше собственных шумов стетофонендоскопа. Например, в области 30 Гц помеха превышает собственные шумы стетофонендоскопа примерно на 40 дБ, в районе 150 Гц – на 14 дБ, а при 500 и 1000 Гц – на 16 и 18 дБ соответственно. В то же время, на частотах, близких к 220 и 720 Гц уровень помехи весьма низок и приближается к собственным шумам стетофонендоскопа. Это указывает на существенную частотную зависимость величины затухания. Тем не менее, выполнив осреднение полученных данных, можно в первом приближении оценить такую важную физическую характеристику кабеля как затухание распространяющейся по его поверхности упругой волны. В диапазоне частот от 40 до 2000 Гц оно оказалась приблизительно $0.12 \div 0.16$ дБ/см.

Приступим к изучению специфических помех, которые вызываются колебаниями поверхности тела человека, практически не связанными ни с работой сердца, ни с функционированием респираторной системы. Эти колебания обусловлены преимущественно следующими двумя причинами.

1. Мышцы человека всегда, даже в расслабленном состоянии в положении лежа, совершают произвольные движения, не говоря уже о тех случаях, когда с их помощью рефлекторно поддерживается определенное положение тела (например, когда человек стоит или сидит). Обычно эти движения не фиксируются нашим сознанием и только тогда, когда при-

ходитсся совершать значительные усилия, человек начинает отчетливо ощущать дрожание мышц.

2. Поверхность тела человека взаимодействует с окружающими его звуковыми волнами. Действительно, как уже отмечалось, в помещении всегда присутствует некоторый звуковой шум, представляющий собой набор очень большого числа волн, каждая из которых имеет свою частоту и свой уровень, хаотически изменяющийся во времени. Падая на тело человека, эти волны вызывают его колебания.

Таким образом, поверхность тела совершает некоторые колебания за счет произвольных внутренних колебаний мышечной системы и внешнего воздействия звуковых волн. Естественно, датчик стетофонендоскопа, приклеенный к поверхности тела, будет фиксировать и преобразовывать их в электрические сигналы. Последние в данном случае могут оказаться помехой, существенно ухудшающей отношение сигнал/шум. К сожалению, оценить вклад каждой из двух указанных помех в отдельности весьма трудно. Поэтому следующим нашим шагом была оценка спектрального уровня их совместного действия. Регистрация этих шумов проводилась на пожилом практически здоровом мужчине крепкого телосложения.

На рис. 7 представлены спектры помех такого класса для трех различных точек поверхности тела человека в режиме задержанного дыхания (чтобы движения мышц, участвующих в респиратор-

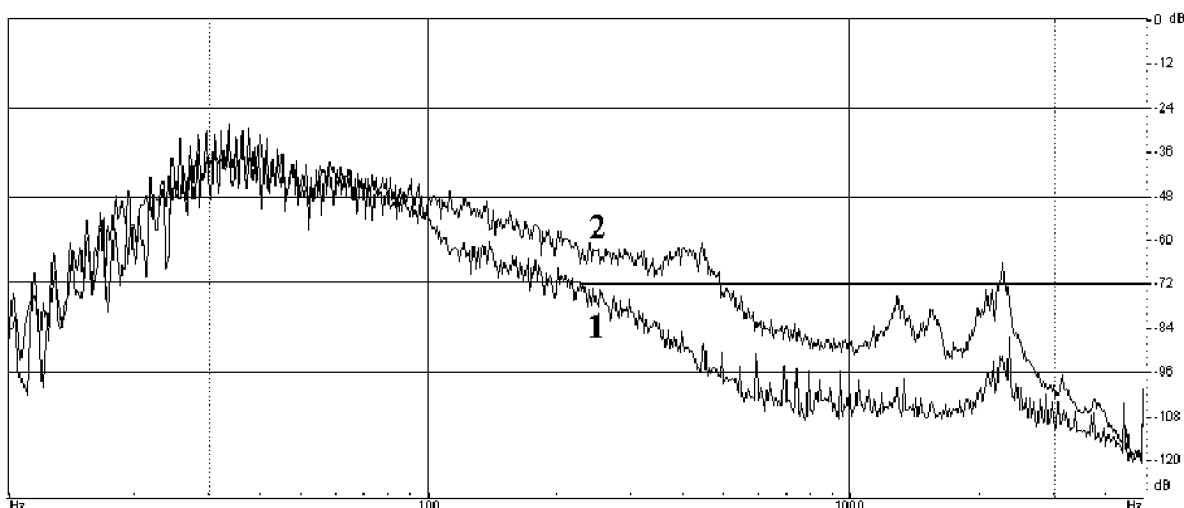


Рис. 8. Спектр шумов в точке 5Л:

1 – шумы сердца при задержанном дыхании; 2 – шумы форсированного дыхания

ном акте, не вносили дополнительных вкладов в колебания других мышц).

Как и предполагалось, эти сигналы лежат в области относительно низких частот (ниже 200 Гц) и имеют весьма высокий уровень, особенно в диапазоне от 30 до 60 Гц. Вместе с тем, как и можно было ожидать, колебания расслабленной мышцы оказались значительно меньше, чем напряженной (сравни кривые 1 и 2). Кроме того, для мышц, имеющих меньший объем мышечной ткани, характерны более высокие амплитуды колебаний (сравни кривые 1 и 3).

Теперь посмотрим, каковы же спектральные уровни шумов дыхания и сердца. Для их регистрации датчик приклеивался на грудной клетке в точке 5Л, что в медицинской диагностической практике обозначает зону прослушивания легких на левой стороне груди чуть выше левого соска. Она очень близко расположена к сердцу и, естественно, уровень шумов сердца здесь близок к максимальному. Поэтому, если шумы сердца рассматривать как помеху при регистрации звуков дыхания, то именно точка 5Л является наиболее неблагоприятной.

Обратимся к рис. 8, на котором приведены зарегистрированные в точке 5Л спектральные уровни шумов сердца (кривая 1) и форсированного дыхания (кривая 2). Хорошо видно, что в области частот до 100 Гц обе кривые практически совпадают. Таким образом, в этом диапазоне фактически невозможно достоверно оценивать какие-либо параметры дыхательных шумов. Именно поэтому большинство исследователей звуков дыха-

ния рекомендуют не использовать для диагностики состояния легких участки ниже $70 \div 100$ Гц и исключать его из спектра путем использования соответствующих аналоговых или цифровых фильтров [4].

Область частот выше 100 Гц и вплоть до резонанса виброакселерометра достаточно благоприятна для регистрации звуков дыхания. Здесь спектральный уровень полезного сигнала примерно на $12 \div 25$ дБ превосходит уровень шумов сердца, что во многих случаях оказывается вполне достаточным для осуществления классификации звуков дыхания и принятия предварительного решения о характере заболевания респираторного тракта.

ВЫВОДЫ

Выполнена экспериментальная оценка спектральных уровней помех, возникающих в процессе регистрации шумов дыхания человека с помощью электронного стетофонендоскопа.

В результате сравнительного анализа полученных данных выделены две категории помех. К первой относятся помехи низкого уровня, которые относительно слабо влияют на качество регистрируемых шумов дыхания (собственные шумы звуковой карты персонального компьютера и собственные шумы датчика и усилительного тракта). Ко второй категории относятся помехи высокого уровня, которые могут существенно повлиять на качество регистрируемых шумов дыхания и тем самым ухудшить их дальнейшую распознаваемость и усложнить классификацию. К ним следует

отнести электромагнитные наводки от сети питания, естественные мышечные вибрации, вибрации поверхности тела вследствие воздействия на нее акустических шумов помещения, и вибрации тела, обусловленные работой сердечных мышц. Кроме того, ко второй категории можно отнести помехи, возникающие за счет случайных касаний кабеля датчика в процессе регистрации шумов дыхания.

РЕКОМЕНДАЦИИ

С целью повышения помехозащищенности электронных стетофонендоскопов рекомендуется проводить следующие мероприятия.

1. Для снижения уровня электромагнитных наводок от сети питания необходимо тщательно экранировать датчик и кабель стетофонендоскопа, а также повысить степень фильтрации сетевой частоты 50 Гц и ее гармоник в блоке питания усилительного тракта стетофонендоскопа.
2. Для снижения акустических шумов помещений, где выполняется регистрация дыхательных шумов, необходимо:
 - подбирать помещения с низким уровнем акустических шумов и вибраций стен и пола;
 - применять персональные компьютеры с низкими шумами вентиляторов охлаждения

ния или выносить компьютеры в смежные помещения.

3. Для снижения помех, обусловленных работой мышц сердца, следует вводить в программное обеспечение электронного стетофонендоскопа специальные адаптивные фильтры, обеспечивающие селекцию и подавление этих помех (см., например, [6, 7]).

1. Макаренкова А. А., Олейник В. Н. Помехи сенсоров-виброакселерометров, используемых для аускультации дыхательных шумов // Акуст. вісн.– 2006.– **9**, N 1.– С. 45–54.
2. Donwell L. A., Fant G. E., Watkins W. D. Technical note: Design and construction of an electronic stethoscope // Clin. Engng.– 1988.– **13**.– P. 355–357.
3. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренков А. П. Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // Акуст. ж.– 1994.– **40**, N 1.– С. 50–56.
4. Петелин Р., Петелин Ю. Cool Edit Pro 2. Секреты мастерства.– СПб: Арлит, 2003.– 429 с.
5. Earis J. E., Cheetham B. M. G. Current methods used for computerized respiratory sound analysis // Eur. Respir. Rev.– 2000.– **10**.– P. 586–590.
6. Iyer V. K., Ramamoorthy P. A., Fan H., Ploysonsang Y. Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering // IEEE Trans. Biomed. Engng.– 1986.– **BME-33**.– P. 1141–1148.
7. Flores-Tapia D., Moussavi Z. M. K., Thomas G. Heart sound cancellation based on multiscale products and linear prediction // IEEE Trans. Biomed. Engng.– 2007.– **54**.– P. 234–243.