

ПОМЕХИ ЭЛЕКТРОННЫХ СРЕДСТВ АУСКУЛЬТАЦИИ

И. В. ВОВК, А. А. МАКАРЕНКОВА

*Институт гідромеханіки НАН України
вул. Желябова, 8/4, 03680, Київ-180, МСП, Україна
тел. (044) 453-26-55; e-mail: maa@mail.ru*

В статье были рассмотрены помехи, возникающие при регистрации дыхательных шумов электронными средствами аускультации, произведена экспериментальная оценка их спектральных уровней. Определены основные помехи, оказывающие существенное влияние на полезный сигнал.

ВВЕДЕНИЕ

В работе [1] подробно проанализированы и классифицированы источники возможных помех, которые воздействуют на сенсоры электронных средств аускультации дыхательных шумов в процессе их регистрации. Указаны общие способы их устранения и снижения. Не менее важной задачей является их ранжирование по уровню спектральных составляющих и диапазону частот, где они доминируют. В докладе приведены результаты экспериментальных исследований, оценки, разделение их на главные и второстепенные, влиянием которых можно пренебречь. Предложены практические рекомендации по уменьшению помех и повышению соотношения сигнал/помеха электронного цифрового стетофонендоскопа, используемого для аускультации звуков дыхания.

1 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

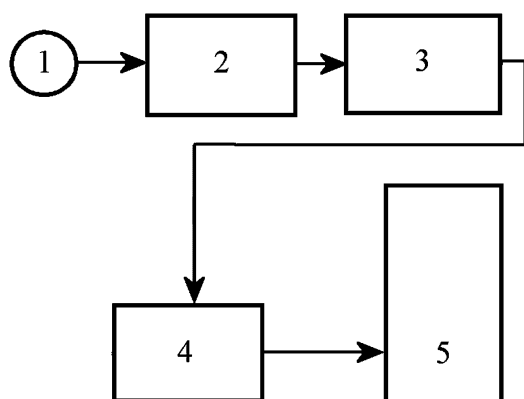


Рис. 1.

го усилителя сигналов 2, электронных фильтров (ФНЧ и ФВЧ) 3, аттенюатора 4 и персонального компьютера 5 со звуковой картой на входе, преобразующей аналоговый

Основное функциональное назначение средств электронной аускультации состоит в регистрации звуков дыхания с поверхности грудной клетки, преобразование их в электрические сигналы, последующей аналоговой и цифровой обработке этих сигналов и предоставлении их в аудио- и видео- форматах [2, 3]. Для проведения экспериментальных исследований помех, использовалась экспериментальная установка, представляющая собой действующий макет стационарного, сетевого одноканального электронного стетофонендоскопа, см. рис. 1. Стетофонендоскоп состоял из датчика-акселерометра 1, с эмиттерным повторителем сигналов, электронно-

сигнал в цифровой. Последующая обработка оцифрованных сигналов обеспечивалась широко используемым звуковым редактором Cool Edit Pro 2.0 позволяющим производить обработку сигналов во временной и спектральных областях [4].

Датчик имел следующие массо-габаритные характеристики: диаметр 32 мм, высота 25 мм и масса 14 грамм. Он состоял из трех последовательно-соединенных консольно-закрепленных на опорах биморфных пьезокерамических пластин (ЦТС-19). АЧХ датчика линейна в диапазоне частот 20-2000 Гц, при чувствительности $15 \text{ мВ} \cdot \text{с}^2 / \text{м}$ и частоте резонанса 2400 Гц. С целью согласования высокого выходного сопротивления виброакселерометра с относительно низким входным сопротивлением основного усилителя 2, использовался эмиттерный повторитель с коэффициентом усиления близким к единице, который размещался внутри корпуса датчика. Сигналы с датчика усиливались с помощью малошумного электронного усилителя 2. Далее они подавались на высокочастотный и низкочастотный фильтры Баттерворта 5-го порядка с крутизной спада 30 дБ на октаву и частотами среза соответственно 30 Гц и 3000 Гц. Аттenuатор 4 позволял дискретно (через 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.

Экспериментальные исследования помех, возникающих при регистрации дыхательных шумов, проводились 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 Гц до 8000 Гц.

2 РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ И ИХ АНАЛИЗ

Перед началом экспериментальных исследований нами была проведена сквозная проверка линейности электронного тракта электронного стетофонендоскопа. Для этого, в качестве вибровозбудителя датчика, применялся стержневой электромеханический преобразователь длиной 110 мм, набранный из пьезокерамических шайб диаметром 46 мм и толщиной 5 мм, и общей массой 700 г, с линейной зависимостью между подаваемого на него электрического напряжения и величиной колебательного ускорения на его торцах в широком диапазоне ускорений. Сигнал для возбуждения стержневого преобразователя, подавался от стандартного низкочастотного генератора типа ГЗ-112. Датчик жестко прикреплялся к торцу стержневого преобразователя с помощью двухстороннего лейкопластыря. Масса стержневого преобразователя в 50 раз превышала массу датчика, что обеспечивало практически полное отсутствие влияние датчика на уровень колебаний стержневого преобразователя. Для уменьшения влияния вибраций пола помещения на результаты калибровки линейности стетофонендоскопа в области низких уровней сигналов, стержневой преобразователь вместе с приклеенным к нему датчиком подвешивался через пружину к П-образной жесткой раме установленной на столе. Частота резонанса подвески, определяемая упругостью пружины 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 на октаву, что уже на самой нижней частоте рабочего диапазона стетофонендоскопа

30 Гц обеспечивало ослабление 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 линейности проведена в широком диапазоне частот и уровней сигнала показала, что зависимость напряжение $U_{\text{вых}}$ на выходе стетофонендоскопа линейно зависит от напряжения $U_{\text{с/п}}$ возбуждения стержневого преобразователя.

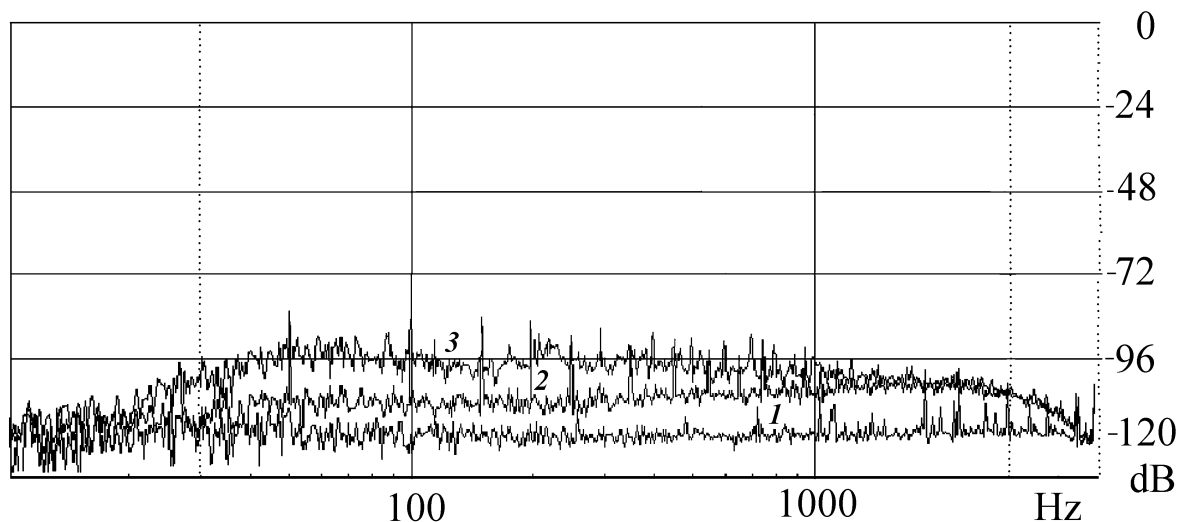


Рис. 2.

На 1 этапе исследований была выполнена оценка уровня электронных шумов звуковой карты компьютера. Для этого стетофонендоскоп был отключен от звуковой карты, а собственные шумы карты регистрировались в режиме открытого входа. На рис. 2 кривой 1 представлен спектр мощности собственных шумов штатной звуковой карты персонального компьютера. Как видно, уровень шумов в исследуемом диапазоне частот слабо зависит от частоты и в среднем составляет около -115 дБ/В.

Следующим шагом была оценка собственных шумов электронного усилителя в режиме открытого входа, т. е. при отключенном датчике (рис. 2, кривая 2). Нетрудно заметить, что электронный усилитель вносит заметный вклад в шумовую обстановку, составляющий примерно 10 дБ. Установлено, что средний уровень электронных шумов (шумы звуковой карты плюс шумы усилителя) не превышает -104 дБ. Оценку шумов усилителя с эквивалентом датчика, (вместо пьезокерамических пластин подключена емкость равная емкости пластин), выполнена для определения уровня внешних наводок и шумов эмиттерного повторителя. Как видно из рис. 2, кривая 3, эмиттерный повторитель вместе с кабелем повышают уровень электронных шумов в среднем на 8 дБ. Общий уровень электронных шумов теперь составляет в среднем -96 дБ. Обнаружено появление в спектре дискретных составляющих с частотой 50 Гц и кратных ей гармоник. Это прямое подтверждение наличия паразитных наводок на кабель, имеющих электромагнитную природу.

Кроме того, было установлено, что внешний фон помещения, где проводились исследования, определялся шумами вентилятора ПК, для исключения которых можно

рекомендовать 2 пути: 1 – это размещение компьютера в отдельном (смежном) помещении, а второй путь – замена настольного компьютера портативным компьютером, у которого шумы вентиляторов намного ниже шумов предыдущего компьютера.

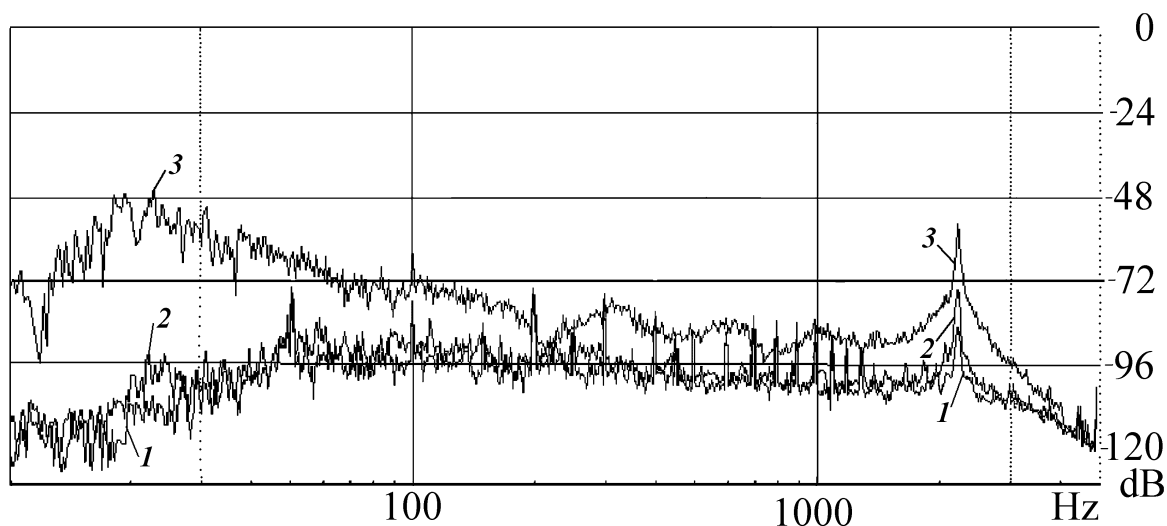


Рис. 3.

В процессе исследований выявлено, что наш датчик-акселерометр, в основном, реагирует на градиент давления колебательную скорость, а не на звуковое давление. Для этого были измерены шумы помещения и шумы, регистрируемые датчиком при помещении его в звукоизолированную камеру малого, по сравнению с длиной волны, объема. Как видно из рис. 3 кривые 1 и 2 существенного отличия не имеют, что подтверждает вышесказанное. Средний уровень шумов в целом остается достаточно малым и составляет примерно около -92 дБ. Что касается кривой 3 на рис. 3, то ее значение будет рассмотрено ниже.

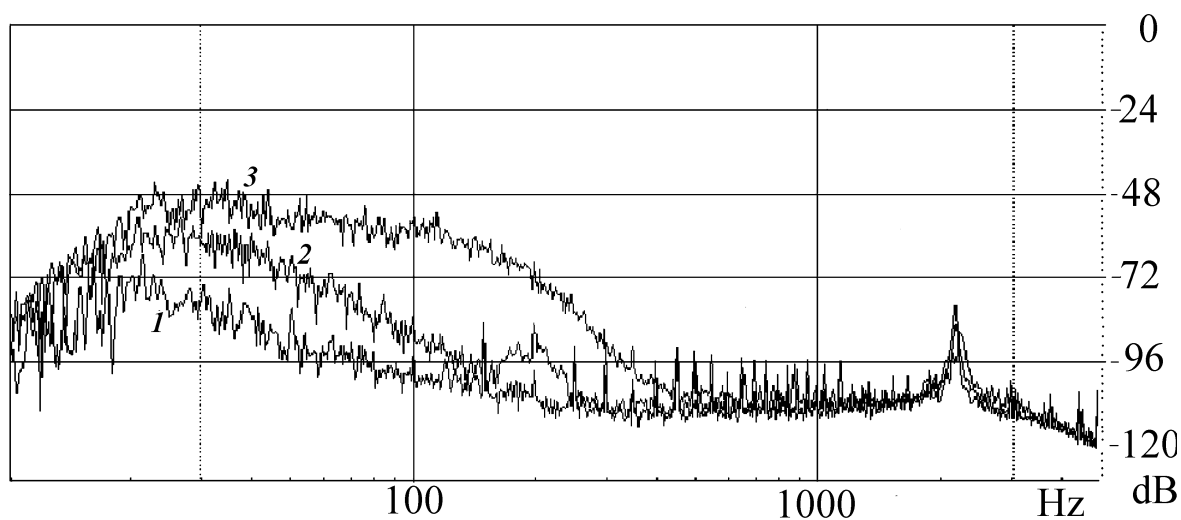


Рис. 4.

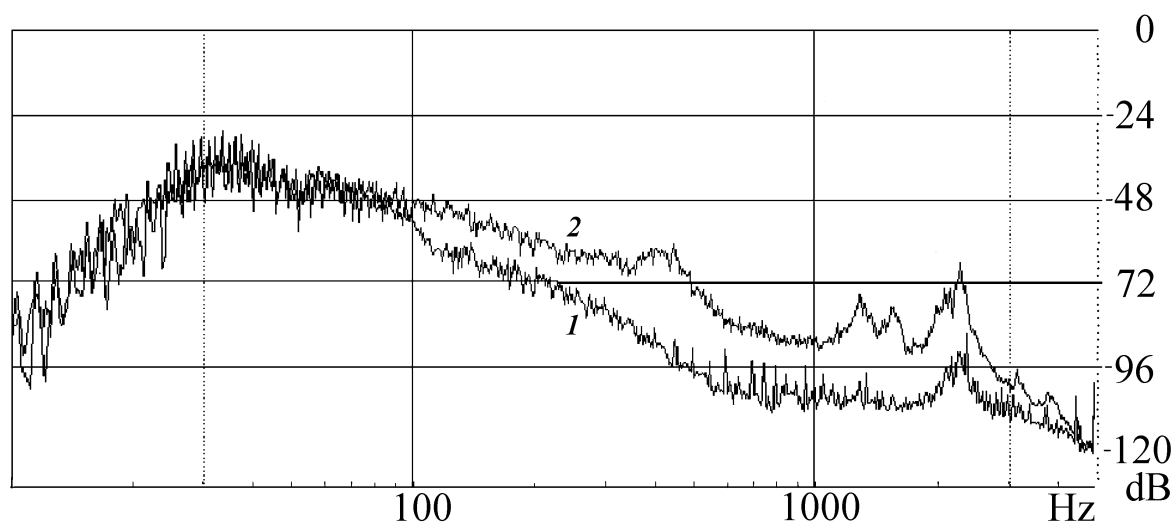


Рис. 5.

Нами были изучены специфические помехи, связанные с колебаниями поверхности тела человека, но практически не связаны ни с работой сердца, ни с работой респираторной системы. Эти колебания в основном обусловлены двумя причинами. Первая причина – это тремор мышц человека, проявляющиеся даже при расслабленном состоянии мышц. Вторая причина вызвана взаимодействием поверхности тела человека с окружающими его звуковыми волнами. Эти волны, падая на тело человека, вызывают колебания его поверхности и датчик стетофонендоскопа, прикрепленный к поверхности тела, фиксирует эти колебания и преобразует их в электрические сигналы, которые ухудшают соотношение сигнал/помеха. Оценить отдельно вклад каждой из этих помех весьма трудно. Поэтому, следующим нашим шагом является оценка спектрального уровня совместного действия этих помех. Регистрация помех проводилась на теле практического здорового мужчины среднего телосложения.

На рис. 4 представлены спектры помех в трех различных точках поверхности тела человека в режиме задержанного дыхания, чтобы колебания мышц, участвующих в акте дыхания, не вносили дополнительных вкладов в колебания других мышц. Как и следовало ожидать, помехи этого типа лежат в области относительно низких частот (ниже 200 Гц) и уровень их весьма высок особенно в диапазоне от 30 Гц до 60 Гц. Обнаружено, что колебания расслабленной мышцы оказались значительно меньше, чем напряженной, что следует из сравнения кривых 1 и 2. С другой стороны, можно заметить, что для мышц, имеющих меньший объем мышечной ткани, характерно увеличение амплитуды колебаний по сравнению с мышцами, имеющими больший объема ткани (сравните кривые 1 и 3).

Теперь остановимся на спектральных уровнях шумов дыхания и шумов сердца. Регистрации этих шумов осуществлялась на левой стороне грудной клетке в точке 5Л, на верхушке сердца. Эта точка выбрана не случайно, она близко расположена к сердцу и естественно, уровень шумов сердца здесь максимален. При регистрации дыхательных шумов, шумы сердца необходимо рассматривать как помеху. На рис. 5 приведены, зарегистрированные в точке 5Л, спектральные уровни шумов сердца (кривая 1) и шумов форсированного дыхания (кривая 2). Здесь хорошо видно, что в области частот

до 100 Гц кривые 1 и 2 практически совпадают, что не позволяет на этих частотах достоверно оценивать параметры дыхательных шумов. Поэтому, большинство исследователей рекомендуют не использовать диапазон частот ниже 70-100 Гц для диагностики состояния легких и исключают его из спектра, применяя соответствующие аналоговые или цифровые фильтры [5]. Область частот выше 100 Гц и вплоть до резонанса виброакселерометра является достаточно благоприятной для регистрации дыхательных шумов. Уровень спектральных шумов дыхания в этой области примерно на 12-25 дБ превосходит уровень шумов сердца, что во многих случаях, оказывается вполне достаточным для осуществления классификации дыхательных шумов.

Практика эксплуатации электронных стетофонендоскопов в клинических условиях показывает, что в процессе регистрации дыхательных шумов операторы часто случайно касаются кабеля датчика, например, руками, ногами своего халата. При таких воздействиях на кабель, по его поверхности распространяется упругая волна, которая достигая датчика заставляет его колебаться. Эти колебания преобразуются виброакселерометром в электрические сигналы, представляющие достаточно сильную помеху, дополнительно ухудшающую отношение сигнал/помеха стетофонендоскопа. Моделирование помехи такой природы было выполнено следующим образом: лкая деревянная палочка, обмотанная ватой, 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, которая составляла в данном случае 0,7 г. На рисунке 3 кривой 3 представлен спектр помехи вызванный трением палочки на расстоянии 0,45 м от датчика. Установлено, уровень такой помехи существенно выше собственных шумов стетофонендоскопа. В области 30 Гц помеха превышает собственные шумы стетофонендоскопа примерно на 40 дБ, в районе 150 Гц на 14 дБ, а в районах 500 Гц и 1000 Гц на 16 дБ и 18 дБ соответственно. В то же время на частотах около 220 Гц и 720 Гц уровень помехи весьма низкий и приближается к собственным шумам стетофонендоскопа. Эти факты указывают на существенную зависимость величины затухания от частоты. Выполнив осреднение полученных данных, можно в первом приближении оценить такую важную физическую характеристику кабеля, как величину затухания распространяющейся по его поверхности упругой волны. С учетом усреднения, в диапазоне частот от 40 Гц до 2000 Гц она оказалась приблизительно равной 12-16 дБ/м.

3 ВЫВОДЫ

Проведена экспериментальным методом оценка спектральных уровней помех, возникающих в процессе регистрации шумов дыхания человека электронным стетофонендоскопом.

Путем сравнительного анализа полученных данных, выделены две категории помех. К первой категории относятся помехи низкого уровня, которые оказывают незначительное влияние на качество регистрируемых шумов дыхания. Это собственные шумы звуковой карты персонального компьютера, собственные шумы датчика и электронного тракта стетофонендоскопа. Ко второй категории относятся помехи высокого уровня, которые могут существенно ухудшить качество регистрируемых шумов дыхания и в дальнейшем усложнить их выявление диагностических признаков и их классификацию. Это электромагнитные наводки от сети питания, естественные мышечные вибра-

ции (тремор), вибрации поверхности тела за счет взаимодействия ее с акустическими шумами помещения, звуки сердца и помехи возникающие при случайном касаний кабеля датчика к телу пациента или одежде оператора электронного стетофонендоскопа.

РЕКОМЕНДАЦИИ

С целью повышения помехозащищенности электронных стетофонендоскопов рекомендуется проводить следующие мероприятия.

1. При создании устройств электронной аускультации необходимо предусматривать электромагнитную экранировку датчика и сигнальных кабелей.

2. Блок питания электронного усилителя должен иметь высокую степень фильтрации частоты 50 Гц и ее гармоник.

3. Электронные стетофонендоскопы должны устанавливаться в помещении с низким уровнем звукового фона и вибраций стен и пола. Необходимо использовать компьютеры с низкими шумами вентиляторов охлаждения или выносить их в смежные помещения.

4. Для снижения помех, обусловленных звуками сердца, следует предусматривать в программном обеспечении электронного стетофонендоскопа специальные адаптивные фильтры, обеспечивающие селекцию и подавление этих помех (см., например, [6, 7]).

ЛИТЕРАТУРА

1. Макаренкова А.А., Олейник В.Н. Помехи сенсоров-виброакселерометров, используемых для аускультации дыхательных шумов // Акуст. вісник.– 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., Макаренко А. П. Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // Акуст. ж.– 1994.– **40**, N 1.– С. 50–56.
4. Петелин Р. Ю., Петелин Ю. В. Cool Edit Pro 2.0. Секреты мастерства.– С.-Пб.: 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. Iver V. K., Ramamoorthy P. A., Hong Fan, Yongydh Ploysonsang Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering // IEEE Trans. Biomed. Eng.– 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. Eng.– 2007.– **54**.– P. 234–243.