

УДК 534.222

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДА НЕЛОКАЛЬНОГО УСРЕДНЕНИЯ ДЛЯ РАЗДЕЛЕНИЯ ЗВУКОВ СЕРДЦА И ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ

© 2014 г. А. Г. Рудницкий

Институт гидромеханики НАН Украины

Украина, 03680 Киев, ул. Желябова 8/4

E-mail: rudnitskii@mail.ru

Поступила в редакцию 12.03.2014 г.

Представлены результаты применения метода нелокального усреднения (Non-Local Means) в задаче разделения звуков дыхания и звуков сердца в сигнале, зарегистрированном на грудной клетке человека. Эффективность алгоритма проверялась как на искусственно смоделированных, так и на реальных сигналах. В качестве количественной меры эффективности NLM-фильтрации использовался угол расхождения выделенного и заданного сигналов. Показано, что для широкого диапазона отношения сигнал/шум алгоритм позволяет эффективно решать поставленную задачу — разделять звуки сердца и звуки дыхания в суммарном сигнале, зарегистрированном на грудной клетке человека.

Ключевые слова: метод нелокального усреднения, фонокардиограмма, аускультация, подавление шумов.

DOI: 10.7868/S0320791914050128

1. ВВЕДЕНИЕ

На протяжении последних двухсот лет стетоскоп является чуть ли не главным внешним атрибутом врачебной профессии. Это обусловлено высокой эффективностью и мобильностью этого врачебного инструмента, а также неинвазивным и оперативным характером проводимых с его помощью исследований, при совершенно умеренной стоимости. Однако новые достижения в области биомедицинской инженерии существенным образом изменили ситуацию. Эхокардиография и магниторезонансная томография в кардиологии, флюорография, легочные пробы и рентгенограммы в пульмонологии естественным образом отодвинули искусство аускультации на второй план, превратив стетоскоп в инструмент предварительной оперативной диагностики¹.

Тем не менее, вопреки звучащим еще 50 лет назад утверждениям, что “стетоскоп является, в основном, лишь декоративным инструментом при торакальных исследованиях” [1], практика показывает, что стетофонендоскоп, по-видимому, просуществует еще очень долго. В значительной степени это связано с общими тенденциями доказательной медицины, когда объективизация диагностических данных при максимально низкой стоимости инструментария, минимальной

инвазивности и высокой диагностической эффективности приобретает все большее значение. Разумеется, объективизации аускультативных данных можно добиться, лишь используя новейшие достижения высоких технологий, позволяющие создавать так называемые “интеллектуальные” электронные стетофонендоскопы и диагностические компьютерные комплексы.

При этом возникает ряд весьма нетривиальных, с точки зрения обработки сигналов, проблем [2]. Одной из них является проблема разделения легочных шумов и звуков сердца в суммарном сигнале, зарегистрированном на поверхности грудной клетки. В тех случаях, когда помеха имеет значительную интенсивность, ее наличие может существенно исказить результаты обработки, анализа или распознавания полезного сигнала. При этом, в зависимости от целей диагностики, полезным сигналом (шумом) при аускультации могут считаться как звуки дыхания, так и звуки сердца.

Существует несколько подходов, позволяющих в определенной степени справиться с этой проблемой. Во-первых, можно использовать сигналы, полученные при задержке дыхания. К сожалению, этот метод часто оказывается неприемлемым в силу того обстоятельства, что даже у здоровых людей задержка дыхания может приводить к изменению характера сердечной деятельности так, что статистические характеристики звуков сердца при этом могут существенно изменяться. Кроме того, для детей и некоторых категорий

¹ На одной из центральных клиник Бостона помещено изображение стетоскопа с надписью: “Это стетоскоп — инструмент, ранее применявшийся для диагностики легочных заболеваний”.

больных этот метод зачастую оказывается попросту невозможен.

Используются также методы, при которых влияние сердечных шумов и шумов, связанных с вибрацией мышц, в частотной области ниже 70–100 Гц подавляется путем использования полосовых фильтров, подавляющих низкочастотную часть анализируемого звукового сигнала [3]. Однако такое “лобовое” решение проблемы может приводить к существенным потерям диагностически значимой информации [4], поскольку в данном случае применяется стандартный подход к объекту, характеризующемуся весьма значительной вариабельностью, — человеческому организму в норме и патологии. Если низкочастотную часть спектра хотят сохранить, используются более изощренные методы: считывание дыхательных шумов в течение промежутка между сердечными тонами, использование многоканальных и адаптивных методов фильтрации,вейвлет-анализ [5–9]. Достоинства и недостатки перечисленных алгоритмов более подробно анализируются в работе [10].

В данной работе для решения поставленной задачи — выделения в зарегистрированном на грудной клетке сигнале двух компонент (звуков сердца и остатка — суммы дыхательных и фоновых шумов) предлагается использовать успешно зарекомендовавший себя в последнее время подход, основанный на алгоритмах нелокальной обработки — метод нелокального усреднения NLM (Non-Local Means) [11, 12].

Работа организована следующим образом. Вначале кратко описывается объект исследования — звуки, зарегистрированные на грудной клетке человека. Затем дается краткое описание метода нелокального усреднения. Далее описываются результаты применения метода к искусственным и реальным, записанным на грудной клетке человека, звуковым сигналам. В заключение обсуждаются результаты и возможности метода.

2. ОБЪЕКТ И МЕТОД

2.1. Дыхательные шумы

В настоящее время не существует единого мнения относительно природы возникновения дыхательных шумов. Однако большинство исследователей полагает, что дыхательные шумы, зарегистрированные на грудной клетке, имеют двоякую природу. Во-первых, это звук, возникший в трахее вследствие прохождения по ней турбулентного потока воздуха и трансформированный при прохождении через ткани легких и грудной клетки (именно в трахее генерируются звуки на выдохе). Вторым источником дыхательных шумов являются более мелкие воздухоносные пути, начиная от бронхов и заканчивая путями с диаметром

2–3 мм (как правило, это звуки, сгенерированные на вдохе). Звуки, возникшие в них, имеют более слабую интенсивность, однако они формируются в непосредственной близости от поверхности грудной клетки, откуда снимается звуковой сигнал [13–16]. Кроме того, даже в случае нормальных дыхательных шумов спектры вдоха и выдоха существенно отличаются друг от друга [17]. Считается, что в норме частотный диапазон дыхательных шумов охватывает область 20–1200 Гц.

Акустические особенности дыхательных шумов, естественно, связаны с характером их формирования. Ветвящаяся картина воздухоносных путей в легких формирует фрактальную структуру, когда каждое последующее ветвление в некотором смысле является копией предыдущего [18]. Звуковые волны, сгенерированные в таких путях, распространяясь сквозь фрактальную структуру, также демонстрируют фрактальные свойства [19, 20]. Поэтому можно ожидать, что учет самоподобия в таких сигналах может оказаться полезным при их анализе и обработке.

2.2. Звуки сердца

Звуки сердца делятся на тоны и шумы. При работе сердца всегда возникают I и II тоны, реже III и IV. Считается, что первый тон образуется в результате сокращения желудочков и колебания створок клапанов (во время систолы), а второй тон — в результате их расслабления (во время диастолы). При этом сердечные клапаны либо открываются, либо захлопываются, что и является источником звука. Третий и четвертый тоны связаны с колебаниями стенок желудочков в момент быстрого диастолического наполнения и колебательными движениями мышц предсердий во время их систолы соответственно. Шумы — систолический и диастолический — в основном образуются при пороках сердца [21].

Для каждой из перечисленных компонент существуют свои характерные частотные полосы (I тон — 30–120 Гц, II — 70–150 Гц, III тон — 10–70 Гц, IV — 20–70 Гц, систолические шумы — 50–600 Гц, диастолические — 120–800 Гц).

2.3. Фоновый шум

Фоновые шумы могут быть стационарными и нестационарными. Мы будем решать задачу фильтрации стационарных фоновых шумов (постоянное шипение микрофона, усилительной аппаратуры или гул электросети).

2.4. Метод нелокального усреднения

Одной из характерных особенностей многих биосигналов является их квазирегулярная морфология, повторяющаяся с небольшими вариациями.

циями. К таким сигналам относятся и звуки, зарегистрированные на грудной клетке человека. Как звуки дыхания, так и звуки сердца характеризуются определенной повторяемостью, самоподобием и квазипериодическим характером. Для обработки такого рода данных в последнее время успешно себя зарекомендовали так называемые алгоритмы нелокальной обработки [11, 12].

В нелокальных методах усреднения предполагается, что для небольшой окрестности с центральным восстанавливаемым пикселем в обрабатываемом изображении найдется большое число похожих фрагментов и усреднение таких фрагментов позволит уменьшить случайный шум. При этом используются все пиксели изображения, а вес для каждой пары сравниваемых пикселей пропорционален степени схожести двух окон с этими пикселями. Другими словами, оценивается не близость значений отдельных пикселей внутри выделенного блока, как это делается при локальных методах, а подобие структуры окрестностей этих пикселей с другими участками сигнала (одномерного или многомерного). Основой поиска подобных фрагментов являются метрики (расстояния).

Пусть исходный сигнал $x(t)$ искажен аддитивным некоррелированным с ним шумом $n(t)$. Обработывается точка t_i зашумленного сигнала $y(t_i) = x(t_i) + n(t_i)$, $i = 1, \dots, N$. Вокруг этой точки описывается окрестность, центрированная на нее. Размер окрестности фиксирован для всех точек рассматриваемого сигнала. Подобие между обрабатываемой точкой t_i зашумленного сигнала и другой его точкой t_j оценивается с помощью евклидова расстояния $\|\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j\| = \sqrt{(\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j)^T (\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j)}$ между векторами \mathbf{v}_i и \mathbf{v}_j (окрестности, центрированные на точки t_i и t_j соответственно). При этом вес определяется выражением $w(i, j) = \exp(-\|\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j\|^2 / 2h^2)$, где h – параметр, влияющий на степень фильтрации сигнала. Итоговая оценка сигнала в точке t_i получается из соотношения

$$\hat{x}(t_i) = \left(\sum_{j=1}^N w(i, j) y(t_j) \right) / \sum_{j=1}^N w(i, j).$$

Оказалось, что такой подход не только позволяет сохранять структуру изображения, не размывая границы, но даже восстанавливать поврежденные участки изображения. Существует ряд модификаций этого алгоритма (поточечная, покadroвая, локально-адаптивная).

К недостаткам алгоритма следует отнести большие вычислительные затраты при поиске подобных блоков. В ряде случаев это может свести на нет достоинства алгоритма. Кроме того, наилучшие результаты классический метод нелокального усреднения демонстрирует в ситуации, когда помеха представляет собой белый гауссовский шум. В интересующем же нас случае ни одну

из составляющих суммарного зарегистрированного сигнала (звуки сердца, дыхательные и фоновые шумы) нельзя отнести к этой категории.

Существует целый ряд приемов ускорения расчетов NLM-алгоритмов [22–24].

В данной работе использовался подход, основанный на интегральных преобразованиях исследуемого образа, предложенный в работе [24]. Это позволило на порядок повысить скорость расчетов, что весьма актуально в задачах диагностики.

Для подавления “цветного” шума в полезном сигнале в ряде работ предлагалось вместо евклидова расстояния при поиске подобных фрагментов использовать расстояние Махаланобиса. Однако проверка показала, что более эффективным для используемого метода ускорения расчетов и данного конкретного вида сигналов является подход, позволяющий учитывать различия интенсивности сравниваемых фрагментов сигнала. Для этого расстояние d_{ij} между фрагментами i и j определяется из соотношения

$$d_{ij} = \sqrt{(\alpha \cdot \mathbf{v}_i - \beta \cdot \mathbf{v}_j)^T (\alpha \cdot \mathbf{v}_i - \beta \cdot \mathbf{v}_j)}, \quad \alpha^2 + \beta^2 = 1.$$

Полагая $\alpha = \sin \theta$ и $\beta = \cos \theta$ и минимизируя выражение по θ , получаем

$$d_{ij} = \frac{1}{\sqrt{1 + \gamma^2}} \sqrt{(\gamma \cdot \mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j)^T (\gamma \cdot \mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j)},$$

$$\text{где } \gamma = \operatorname{tg} \theta = \frac{\sin(2\theta)}{1 + \cos(2\theta)}, \quad \operatorname{tg}(2\theta) = \frac{2 \cdot \mathbf{v}_i \cdot \mathbf{v}_j}{\mathbf{v}_i^2 - \mathbf{v}_j^2}.$$

Поскольку помеха (звуки дыхания) в сигнале меняется со временем, есть основания считать, что такой подход может оказаться эффективным. Заметим, что аналогичный прием использовался в работе [25] в несколько ином контексте.

Кроме того, при вычислении весовых функций использовалось не гауссово ядро, как в классическом методе, а модифицированное биквадратное ядро [26]

$$w(i, j) = \begin{cases} \left(1 - \frac{d_{ij}}{h}\right)^8, & d_{ij} \leq h, \\ 0, & d_{ij} \geq h, \end{cases}$$

которое, как показала проверка, является более эффективным.

3. ТЕСТИРОВАНИЕ АЛГОРИТМА

Работоспособность предложенного подхода тестировалась как на искусственно смоделированных сигналах с заданными значениями отношения сигнал/шум, так и на реальных звуковых сигналах, зарегистрированных на грудной клетке человека, при различных режимах дыхания (~0.5 и 1 л/мин). В качестве искомого сигнала выступали звуки сердца, соответственно звуки дыхания считались помехой.

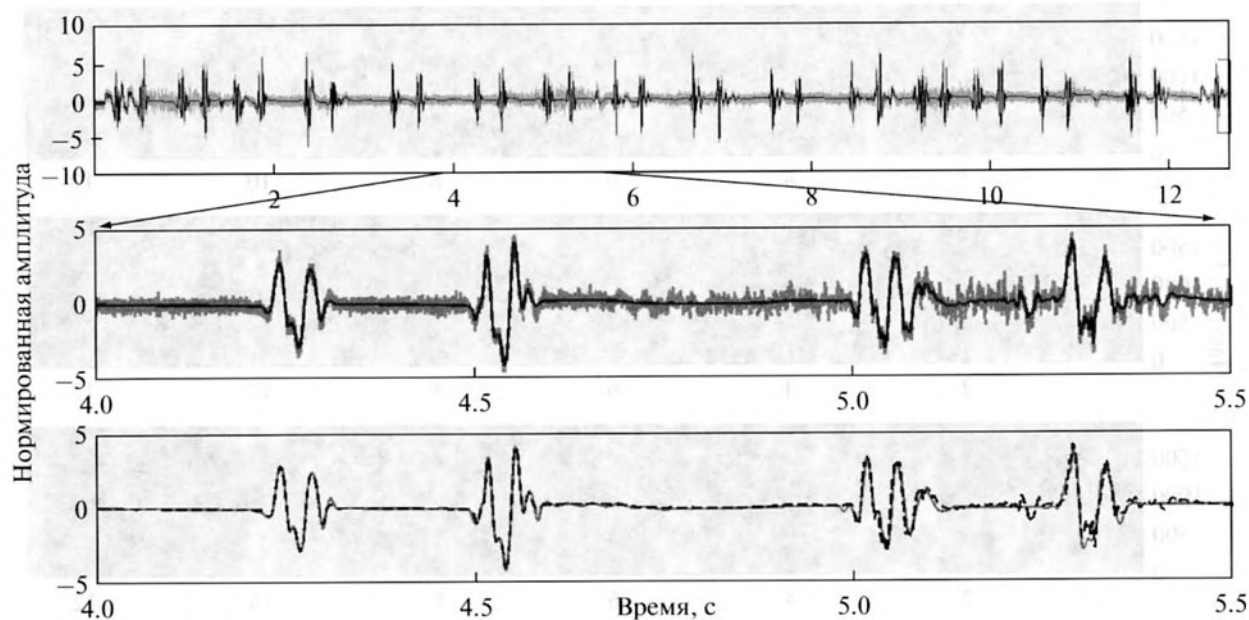


Рис. 1. Результаты NLM-фильтрации для модельного сигнала. Верхний ряд: серая кривая – исходный зашумленный сигнал, черная кривая – звуки сердца; средний ряд: серая кривая – исходный зашумленный сигнал, черная кривая – NLM-оценка звуков сердца (увеличенный сегмент сигнала показан стрелками); нижний ряд: серая кривая – исходный сигнал (звуки сердца), черная кривая – NLM-оценка звуков сердца. Угол расхождения между исходным сигналом и оценкой $\varphi \approx 11^\circ$.

3.1. Искусственный сигнал

Искусственный сигнал состоял из трех слагаемых: (а) стационарного гауссовского шума с нулевым средним (модель фоновых шумов); (б) модулированного по амплитуде гауссовского сигнала со степенным спектром (модель звуков дыхания); (в) звуков сердца. Степенной спектр для модели дыхательных шумов был выбран, потому что именно такой вид усредненных спектров звуков дыхания наблюдается в экспериментальных исследованиях для везикулярных шумов в достаточно широком частотном диапазоне [27]. Сигнал, представляющий собой звуки сердца, является реальным сигналом, взятым из размещенной в Интернете базы данных R.A.L.E. [28]. При моделировании фоновых шумов исследовались два случая – белый шум и шум со степенным спектром, отличным от спектра дыхательных шумов. Оценка качества разделения сигнала на составляющие проводилась с использованием угла расхождения φ (vectors divergence angle – VDA) векторов заданных функций (модель сигнала $x(t)$) и их

оценок $\hat{x}(t)$. Этот параметр имеет линейный характер изменения своих значений от 0° при полном совпадении функций до 90° при их полной ортогональности (нулевой корреляции).

Результаты работы предложенного алгоритма для одной из синтезированных временных реализаций с отношением сигнал/шум $\text{SNR} = 3.3$ дБ для случая белого фоновых шума приведены на рис. 1–3.

Значения φ_0 углов расхождения между заданными сигналами и их оценками для разных значений входного отношения сигнал/помеха приведены в табл. 1.

Исследовалась ситуация для двух заданных значений отношения сигнал/помеха – $\text{SNR}_{in} = 9.02 \pm 0.07$ и $\text{SNR}_{in} = 5.07 \pm 0.07$. При этом среднеквадратичное значение стационарного фоновых шума (как белого, так и “цветного”) в обоих случаях задавалось равным $\sigma_{\text{шума}} = 0.25$, среднеквадратичное значение звуков сердца – $\sigma_{\text{сердца}} = 1$, а “дыхательных шумов” – $\sigma_{\text{дыхания}} = 0.25$ и $\sigma_{\text{дыхания}} = 0.5$. Оценки получены путем усреднения по два-

Таблица 1

SNR _{in}	9.02 ± 0.07		5.07 ± 0.05	
	белый шум	цветной шум	белый шум	цветной шум
φ_0	9.63 ± 0.33	11.70 ± 0.24	17.90 ± 0.55	19.49 ± 0.58
φ_1	83.63 ± 0.23	79.51 ± 0.28	81.51 ± 0.34	77.13 ± 0.32

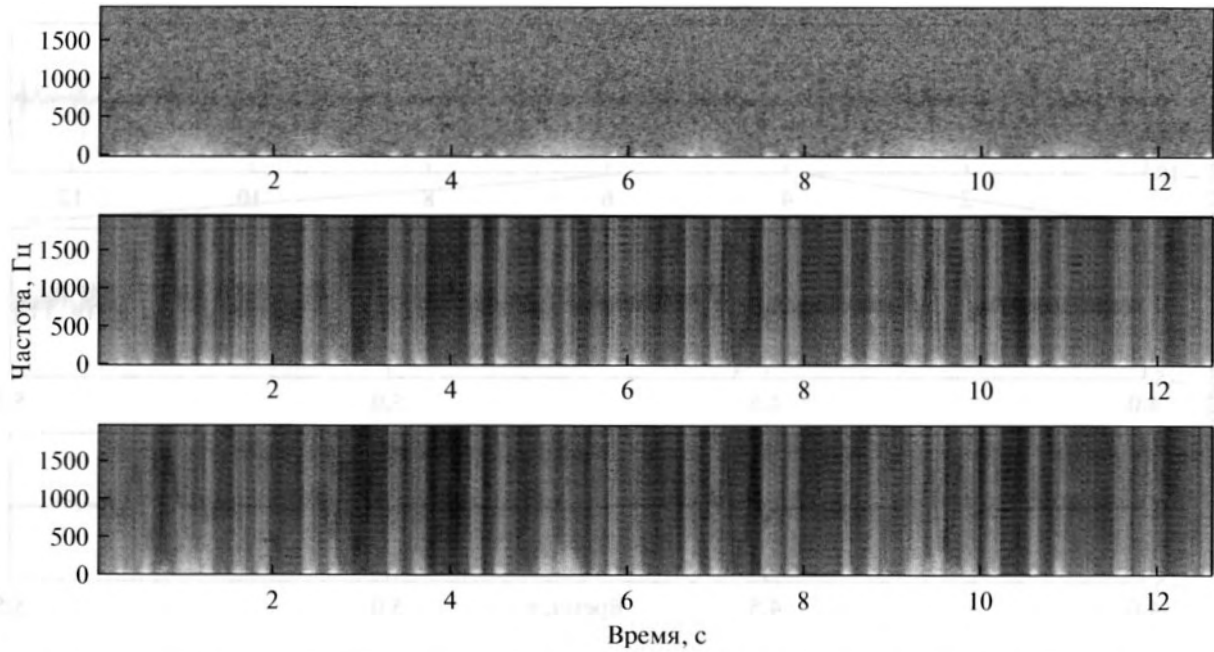


Рис. 2. Спектрограммы модельного сигнала. Верхний ряд: исходный зашумленный сигнал; средний ряд: исходный сигнал — звуки сердца; нижний ряд: NLM-оценка звуков сердца.

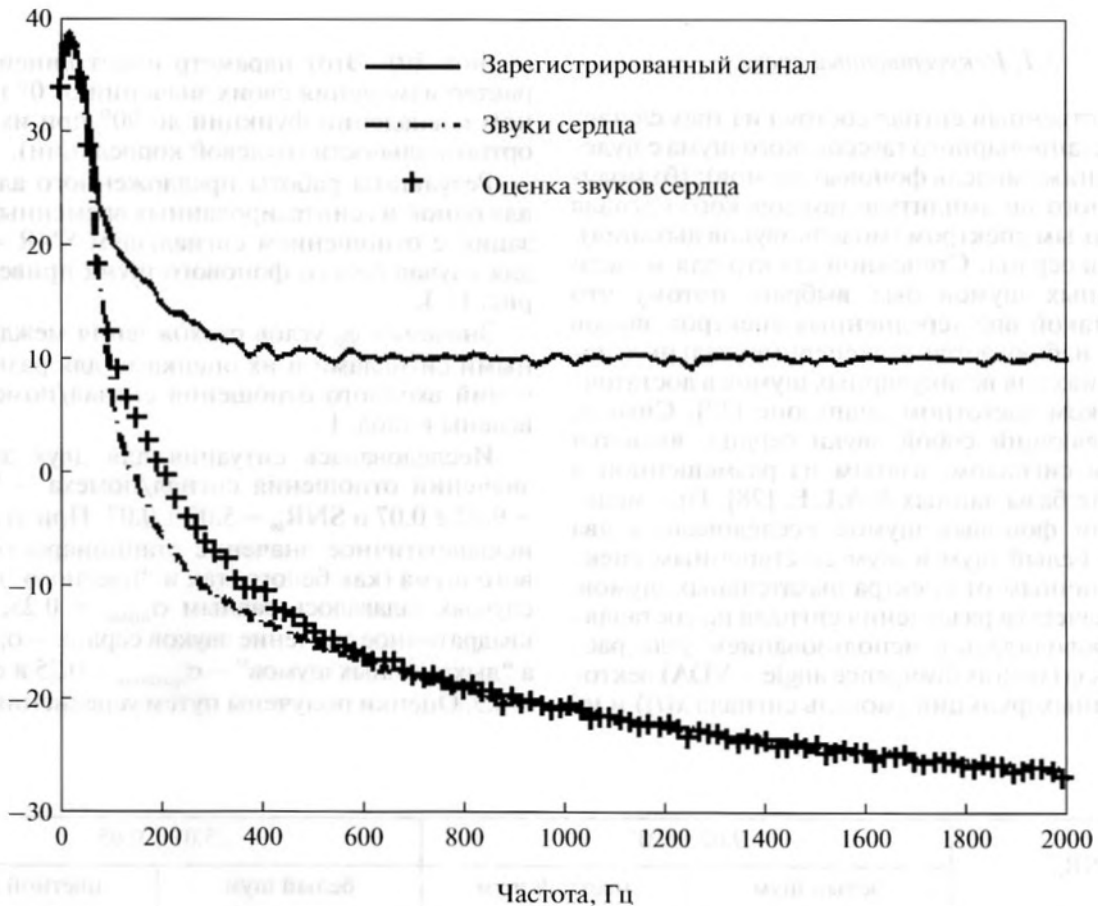


Рис. 3. Усредненные спектры для модельного сигнала: исходный зашумленный сигнал $y(t)$ (сплошная кривая), исходный сигнал звуков сердца $x(t)$ (штрихпунктир), оценка звуков сердца $\hat{x}(t)$ (крестики).

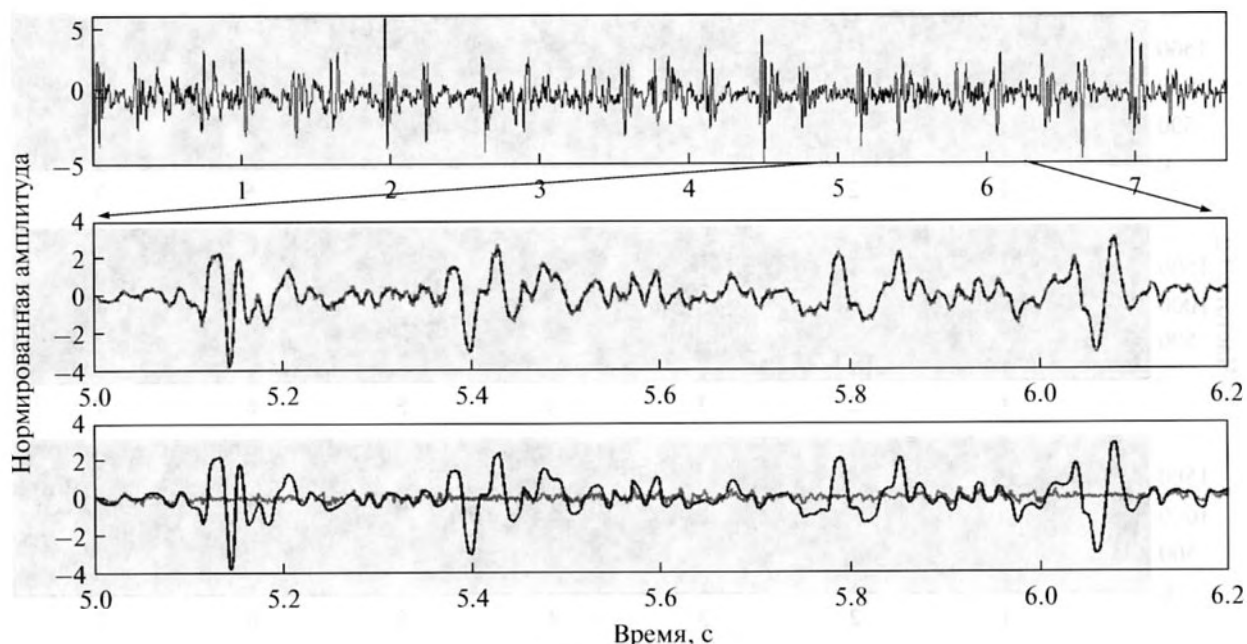


Рис. 4. Результаты NLM-фильтрации для реального сигнала. Верхний ряд: серая кривая – исходный зашумленный сигнал, черная кривая – NLM-оценка звуков сердца; средний ряд: серая кривая – исходный зашумленный сигнал, черная кривая – NLM-оценка звуков сердца (выделенный сегмент обозначен стрелками); нижний ряд: черная кривая – исходный сигнал, серая кривая – дыхание + фоновые шумы.

дцати реализациям искусственно смоделированной помехи (фон + дыхание).

Здесь $SNR_{in} = 20 \lg(\sigma_x/\sigma_n)$, $\sigma_{x(t)}$ – среднеквадратичное значение амплитуды, $\varphi_0 = \arccos(\cos(x(t), \hat{x}(t)))$, $\varphi_1 = \arccos(\cos(\hat{x}(t), y(t) - \hat{x}(t)))$. Угол φ_1 представляет здесь расхождение между оценкой сигнала и помехой.

Как видно из табл. 1, для весьма широкого диапазона отношения сигнал/помеха угол φ_1 принимает значения близкие к 90° , а φ_0 – значения, достаточно близкие к нулю.

В том случае, когда стационарный фоновый шум является “цветным”, качество выделения целевого сигнала оказывается несколько хуже (табл. 1). Тем не менее, его тоже можно считать вполне удовлетворительным как с точки зрения объективных критериев, так и в результате экспертного прослушивания.

3.2. Реальные сигналы

При обработке реальных сигналов, как уже упоминалось, использовались записи с разным уровнем помехи (разной интенсивностью дыхания). Экспериментальная установка, использованная для регистрации дыхательных шумов, и методика эксперимента детально описаны в работе [29].

На рис. 4–6 представлены результаты работы NLM-алгоритма для более неблагоприятной си-

туации (с точки зрения кардиолога), когда интенсивность дыхания соответствовала ~ 1 л/мин.

Поскольку в данном случае реальный сигнал оказывается неизвестен, в качестве количественной меры эффективности алгоритма использовался угол между разделенными сигналами, т.е. между оценкой $\hat{x}(t)$ и остатком $y(t) - \hat{x}(t)$. Так как звуки сердца и шум (дыхание + фоновые шумы) предполагаются некоррелированными, угол между ними должен быть близок к 90° . В представленном случае $\varphi_1 \approx 81^\circ$, что согласуется с модельным случаем, а также подтверждается субъективным прослушиванием и визуальным сравнением спектрограмм, усредненных спектров и временных реализаций анализируемого сигнала.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основная цель разделения звуков сердца и звуков дыхания в сигнале, зарегистрированном на грудной клетке человека, – улучшение диагностики сердечно-сосудистых и респираторных заболеваний. Поскольку звуки легких и звуки сердца перекрываются как в частотной, так и во временной областях, их детальный анализ оказывается затруднительным из-за взаимных помех. В разработанном методе обработка сигнала осуществляется во временной области. При этом учитываются особенности аускультативного сигнала.

Предложенный в статье подход удаления звуков дыхания и фоновых шумов из зарегистриро-

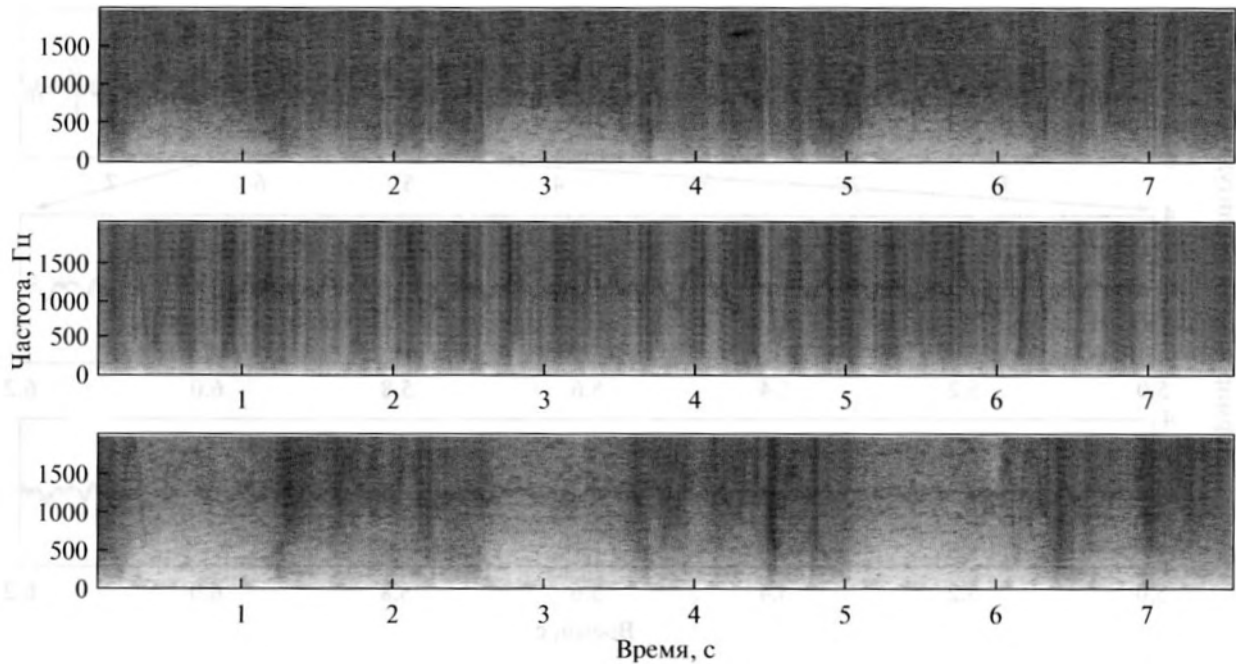


Рис. 5. Спектрограммы реального сигнала. Верхний ряд: исходный сигнал; средний ряд: оценка звуков сердца; нижний ряд: дыхание + фоновые шумы.

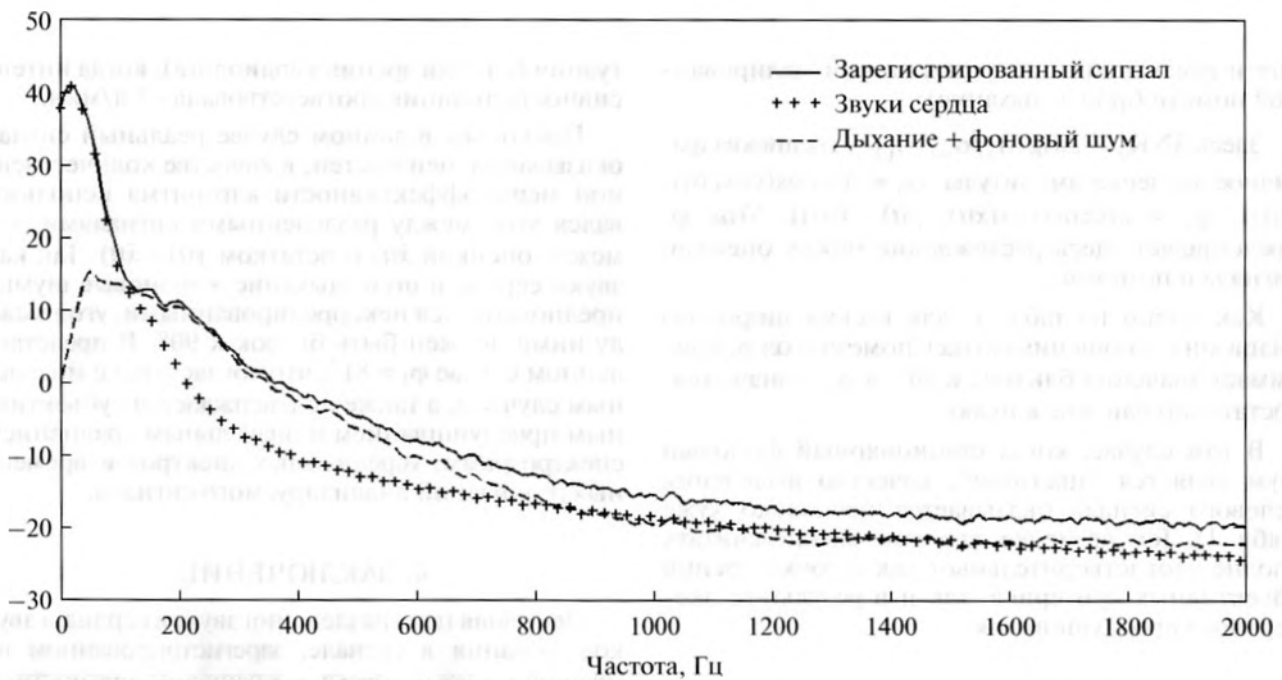


Рис. 6. Усредненные спектры реального сигнала: зарегистрированный сигнал $y(t)$ (черная сплошная кривая), оценка звуков сердца $\hat{x}(t)$ (крестики), усредненный спектр шума $y(t) - \hat{x}(t)$ (штриховая кривая).

ванного сигнала на основе метода нелокального усреднения показывает его высокую перспективность, особенно с точки зрения сохранения особенностей составляющих его компонент, что является определяющим в задачах диагностики. Это подтверждается как численными эксперимента-

ми со смесью искусственных и реальных сигналов, так и обработкой реальных сигналов с их последующим визуальным и звуковым контролем.

В силу своих особенностей NLM-фильтрация оказывает малое влияние на морфологию высо-

коамплитудных выбросов в обрабатываемом сигнале, поскольку даже незначительные вариации таких фрагментов сигнала в разных его частях приводят к существенным различиям в дистанции между ними. В то же время низкоамплитудные фрагменты сигнала имеют много подобных участков и эффективно усредняются. Таким образом, подавление помехи в основном осуществляется на низкоамплитудных участках обрабатываемого сигнала с малыми значениями отношения сигнал/помеха. Такая избирательность алгоритма полезна не только в задаче разделения дыхательных шумов и звуков сердца, но может оказаться эффективной и в задаче выявления диагностических признаков в этих сигналах.

Поскольку в различного рода биосигналах повторяющиеся, самоподобные участки встречаются весьма часто, предложенный алгоритм может оказаться полезным не только при акустической компьютерной диагностике заболеваний респираторной системы человека и анализе фонокардиограмм, но поможет существенно расширить возможности обработки таких нестационарных зашумленных биосигналов, как звуки кишечника, суставов, ЭКГ и ЭЭГ.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Rubin E.H., Rubin M.* Thoracic Diseases. Philadelphia, PA: Saunders, 1961.
2. *Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В.* Успехи и проблемы объективизации аускультации легких // Тихоокеанский медицинский журнал. 2011. № 2. С. 6–8.
3. *Charbonneau G., Raccineux J.L., Sudraud M., Tuchais E.* An accurate recording system and its use in breath sounds spectral analysis // J. Appl. Physiol. 1983. V. 55. P. 1120–1127.
4. *Gavrialy N., Palti Y., Alroy G.* Spectral characteristics of normal breath sounds // J. Appl. Physiol. 1981. V. 53. P. 307–314.
5. *Iyer V.K., Ramamoorthy P.A., Fan H., Ploysongsang Y.* Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1986. V. 33. № 12. P. 1141–1148.
6. *Hadjileontiadis L.J., Panas S.M.* Adaptive reduction of heart sounds from lung sounds using fourth-order statistics // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1997. V. 44. № 7. P. 642–648.
7. *Hadjileontiadis L.J., Panas S.M.* A wavelet-based reduction of heart sound noise from lung sounds // Int. J. Med. Inf. 1998. V. 52. № 1–3. P. 183–190.
8. *Rudnitskii A.G.* Two-channel processing of signals for the separation of breath and cardiac sounds // Acoust. Phys. 2001. V. 47. № 1. P. 353–360.
9. *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. V. 52. № 10. P. 1788–1792.
10. *Gnitecki J., Moussavi Z.* Separating heart sounds from lung sounds — accurate diagnosis of respiratory disease depends on understanding noises // IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 2007. V. 26. № 1. P. 20–29.
11. *Buades A., Coll B., Morel J.-M.* A non-local algorithm for image denoising // IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 2005. V. 2. P. 60–65.
12. *Katkovnik V., Foi A., Egiazarian K., Dabov K.* From local kernel to nonlocal multiple-model image denoising // Int. J. Computer Vision. 2010. V. 86. № 8. P. 1–32.
13. *Грипченко В.Т., Макаренков А.П., Рудницкий А.Г.* Статистические характеристики дыхательных шумов человека при двухканальной обработке // Технич. акустика. 1996. № 11. С. 12–16.
14. *Коренбаум В.И., Сафронова М.А., Маркина В.В., Почекутова И.А., Дьяченко А.И.* Исследование механизмов формирования свистящих звуков форсированного выдоха здорового человека при дыхании газовыми смесями с разной плотностью // Акуст. журн. 2013. Т. 59. № 2. С. 268–278.
15. *Kraman S.S.* Determination of site of production of respiratory sounds by subtraction phonopneumography // Am. Rev. Respir. Disc. 1980. V. 122. № 5. P. 303–309.
16. *Шуряев А.Д., Коренбаум В.И.* Частотные характеристики воздушно-структурного и структурного звукопроводения в легких человека // Акуст. журн. 2013. Т. 59. № 6. С. 759–767.
17. *Pasterkamp H., Kraman S.S., Wodicka G.R.* Respiratory sounds: advances beyond stethoscope // Am. J. Respir. Crit. Care Med. 1997. V. 156. № 3. P. 975–977.
18. *Kitaoka H., Takaki R., Suki B.* A three-dimensional model of the human airway tree // J. Appl. Physiol. 1999. V. 87. P. 2207–2217.
19. *Suki B.* Fluctuations and power laws in pulmonary physiology // Am. J. Respir. Crit. Care Med. 2002. V. 166. P. 133–337.
20. *Ahlstrom C., Johansson A., Hult P., Ask P.* Chaotic dynamics of respiratory sounds // Chaos, Solitons and Fractals. 2006. V. 29. P. 1054–1062.
21. *Webster J.G.* Medical instrumentation: application and design. NY: John Wiley & Sons, Inc., 1998. Ch. 1.
22. *Coupe P., Yger P., Barillot C.* Fast non local means denoising for 3D MRI images // MICCAI (Pt. 2), Eds. Larsen R., Nielsen M., Sporring J. 2006. V. 4191 of Lecture Notes in Computer Science. P. 33–40.
23. *Chan S.H., Zickler T., Lu Y.M.* Fast non local filtering by random sampling: it works especially for large images / Proc. of IEEE Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP'13). Vancouver, Canada, 2013. P. 1603–1607.
24. *Darbon J., Cunha A., Chan T.F., Osher S., Jensen G.J.* Fast non local filtering applied to electron cryomicroscopy / Proc. of IEEE ISBI: From nano to macro. 2008. P. 1331–1334.
25. *Thacker N.A., Manjon J.V., Bromiley P.A.* A statistical interpretation of non-local means / 5th International Conference on Visual Information Engineering (VIE 2008). 2008. P. 250–255.
26. *Goossens B., Luong H., Pizurica A., Philips W.* An improved non-local denoising algorithm / Proc. of LNLA. Lausanne. Switzerland.
27. *Gavriely N., Palti Y., Alroy G.* Spectral characteristics of normal breath sounds // J. Appl. Physiol. Respir. Environ. Exerc. Physiol. 1981. V. 50. № 2. P. 307–314.
28. R.A.L.E. Repository. <http://www.rale.ca/Recordings.htm>.
29. *Макаренков А.П., Рудницкий А.Г.* Возможности диагностики легочных патологий при двухканальной обработке дыхательных шумов человека // Акуст. журн. 1995. Т. 41. № 2. С. 272–277.