

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДА НЕЛОКАЛЬНОГО УСРЕДНЕНИЯ ДЛЯ ПОДАВЛЕНИЯ НЕСТАЦИОНАРНОЙ ПОМЕХИ В ФОНОКАРДИОГРАФИЧЕСКОМ СИГНАЛЕ

А. Г. РУДНИЦКИЙ

*Институт гидромеханики НАН Украины, Киев*

В работе предлагается использовать метод нелокального усреднения для выделения звуков сердца из нестационарной помехи, представленной звуками дыхания и фоновыми шумами. Показана высокая эффективность алгоритма при различных значениях отношения сигнал/помеха.

### ВВЕДЕНИЕ

Одним из самых широко используемых в клинической практике методов диагностики сердечно-сосудистой и легочной систем, без сомнения, является аускультация, по-прежнему входящая в стандарты оценки состояния кардиологического и пульмонологического статуса пациента. Второе дыхание эта методика получила в связи с возможностью объективизации аускультативных данных на основе создания так называемых «интеллектуальных» электронных стетофонендоскопов и диагностических компьютерных комплексов.

Однако на этом пути перед исследователями возникает ряд весьма нетривиальных технических и теоретических проблем. Одной из них является проблема разделения легочных шумов и звуков сердца в суммарном сигнале, зарегистрированном на поверхности грудной клетки. При этом, в зависимости от целей диагностики, полезным сигналом (шумом) могут считаться как звуки дыхания, так и звуки сердца.

Существует целый ряд подходов, позволяющих в определенной степени справиться с этой проблемой [1–5]. Их достоинства и недостатки подробно анализируются в работе [6].

В данной работе для решения поставленной задачи – выделения в зарегистрированном на грудной клетке сигнале двух компонент (дыхательных шумов и звуков сердца) – предлагается использовать подход, основанный на методе нелокального усреднения (Non-Local Means, далее – NLM) [7]. Метод был адаптирован для задачи подавления аддитивного шума в зарегистрированном звуковом сигнале с учётом его специфических свойств, так что получившийся алгоритм несколько отличается от своего двумерного аналога.

### 1. МЕТОД НЕЛОКАЛЬНОГО УСРЕДНЕНИЯ

Одной из характерных особенностей сигналов, зарегистрированных на грудной клетке человека, является их квазипериодический характер. Как звуки дыхания, так и звуки сердца характеризуются определённой повторяемостью и самоподобием. Для обработки такого рода данных в последнее время успешно себя зарекомендовали так называемые алгоритмы нелокальной обработки [7-87]. В этих алгоритмах предположение о наличии самоподобных фрагментов в данных позволяет нелокальным методам фильтрации выйти за рамки ограничений, накладываемых локально-адаптивными алгоритмами [8].

В алгоритмах шумоподавления, основанных на нелокальном подходе, оценивается не близость значений отдельных пикселей внутри выделенного блока, как это делается

при локальних методах, а подобие структуры окрестностей этих пикселей с другими участками сигнала (одномерного или многомерного). Основой поиска подобных фрагментов являются метрики (расстояния).

Пусть исходный сигнал  $x(t)$  искажён аддитивным шумом  $n(t)$ , некоррелированным с  $x(t)$ . Обрабатывается 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 неё. 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  $\|\vec{v}_i - \vec{v}_j\| = \sqrt{(\vec{v}_i - \vec{v}_j)^T (\vec{v}_i - \vec{v}_j)}$  между векторами,  $\vec{v}_i$  и  $\vec{v}_j$  (окрестности, центрированные на точки  $t_i$  и  $t_j$ , соответственно). Вес подобного к  $\vec{v}_i$  значения  $\vec{v}_j$  определяется выражением  $w(i, j) = \exp(-\|\vec{v}_i - \vec{v}_j\|^2 / 2h^2)$ . Итоговая оценка сигнала в точке  $t_i$  получается из соотношения  $\hat{x}(t_i) = \left( \sum_{j=1}^N w(i, j) y(t_j) \right) / \sum_{j=1}^N w(i, j)$ .

Такой подход не только позволяет сохранять структуру изображения, не размывая границы, но даже восстанавливать повреждённые участки изображения. Существует ряд модификаций этого алгоритма (поточечная, покадровая, локально-адаптивная).

## 2. ТЕСТИРОВАНИЕ АЛГОРИТМА

Работоспособность предложенного алгоритма 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 л/мин и 1 л/мин). В качестве искомого сигнала выступали звуки сердца, звуки дыхания – соответственно – считались помехой.

Искусственный сигнал состоял из трёх слагаемых: белого гауссовского шума с нулевым средним (модель фоновых шумов), модулированного по амплитуде гауссовского сигнала со степенным спектром (модель звуков дыхания) и звуков сердца [9]. Оценка качества разделения сигнала на составляющие проводилась с использованием угла расхождения векторов заданных функций и их оценок  $\square$  (vectors divergence angle – VDA). Этот параметр имеет линейный характер изменения своих значений от  $0^\circ$  при полном совпадении функций до  $90^\circ$  при их полной ортогональности (нулевой корреляции).

Результаты работы предложенного алгоритма для одной из синтезированных временных реализаций с отношением сигнал/шум SNR=3.3 дБ приведены на рис.1-3. Значения углов расхождения между заданными сигналами и их оценками для разных значений входного отношения сигнал/помеха и приведены в таблице.

$SNR_{in}$	13.03	10.99	8.88	7.01	5.39	3.99	2.77	1.69	0.72	0.16
$\varphi_0$	8.61	8.388	8.47	8.796	9.32	10.02	10.86	11.82	12.90	14.04
$\varphi_1$	84.81	85.53	85.75	85.75	85.63	85.41	85.16	84.86	84.53	84.18

Здесь  $SNR_{in} = 20 \lg(\sigma_x / \sigma_n)$ ,  $\sigma_x$  – среднеквадратичное значение амплитуды,  $\varphi_0 = \arccos(\cos(x(t), \hat{x}(t)))$   $\varphi_1 = \arccos(\cos(\hat{x}(t), y(t) - \hat{x}(t)))$ .

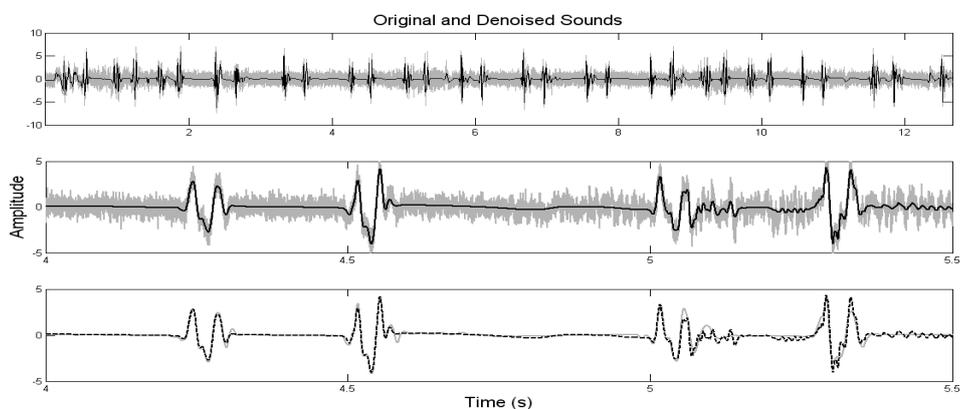


Рис.1. Результаты NLM для модельного сигнала. а) серая кривая – исходный зашумленный сигнал, чёрная кривая – звуки сердца; б) серая кривая – исходный зашумленный сигнал, чёрная кривая – NLM-оценка звуков сердца (другой масштаб); в) серая кривая – исходный сигнал (звуки сердца), чёрная кривая – NLM-оценка звуков сердца. Угол расхождения между исходным сигналом и оценкой  $\varphi = 11^\circ$ .

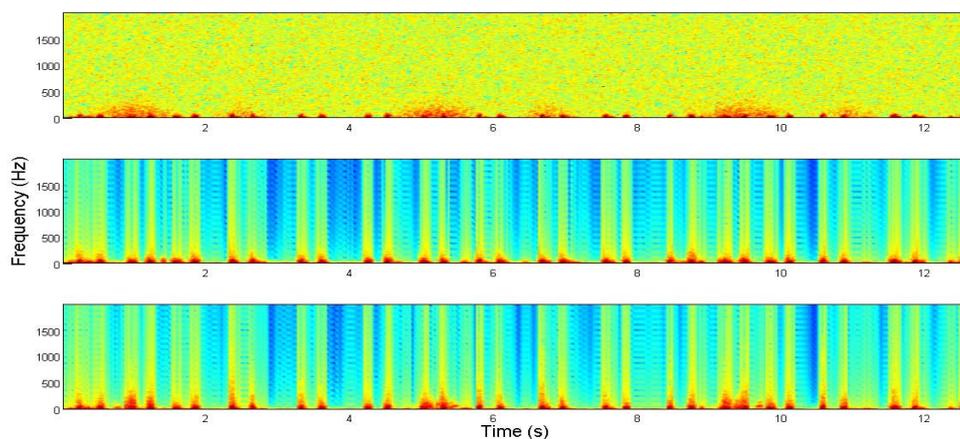


Рис.2. Спектрограммы модельного сигнала. а) верхний ряд – исходный зашумленный сигнал; б) средний ряд – исходный сигнал – звуки сердца; в) нижний ряд – NLM оценка звуков сердца.

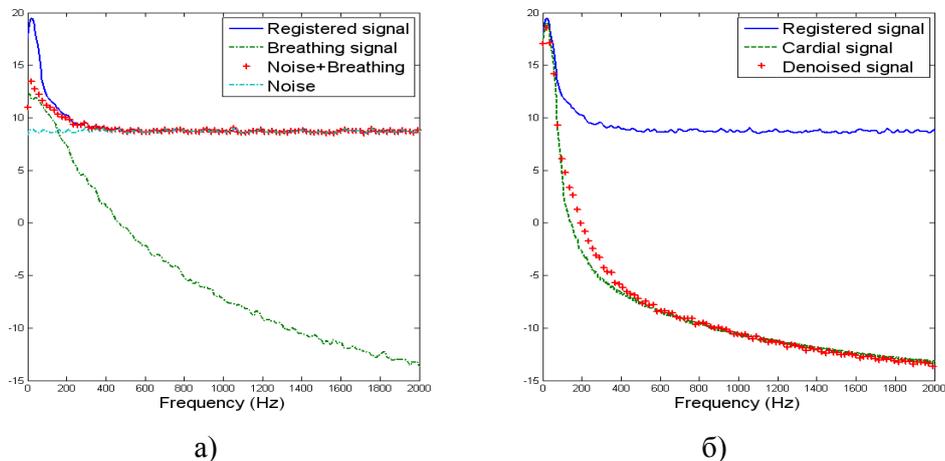


Рис.3. Усреднённые спектры для модельного сигнала. а) Исходный зашумленный сигнал  $y(t)$  (-), заданные звуки дыхания ( $\cdot-$ ), разность  $y(t) - \hat{x}(t)$  (\*); б) исходный зашумленный сигнал  $y(t)$  (-), исходный сигнал звуков сердца  $x(t)$  ( $\cdot\cdot\cdot$ ), оценка звуков сердца  $\hat{x}(t)$  (\*).

При обработке реальных сигналов, как уже упоминалось, использовались записи с разным уровнем помехи (разной интенсивностью дыхания). На рис.4-6 представлены результаты работы NLM-алгоритма для более неблагоприятной ситуации, когда интенсивность дыхания соответствовала  $\sim 1$  л/мин.

Поскольку в данном случае реальный сигнал оказывается неизвестен, в качестве количественной меры эффективности алгоритма использовался угол между разделёнными 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  $90^\circ$ . В представленном случае  $\varphi \approx 81^\circ$ , что неплохо согласуется с модельным случаем и подтверждается субъективным прослушиванием и визуальным сравнением спектрограмм, усреднённых спектров и временных реализаций анализируемого сигнала.

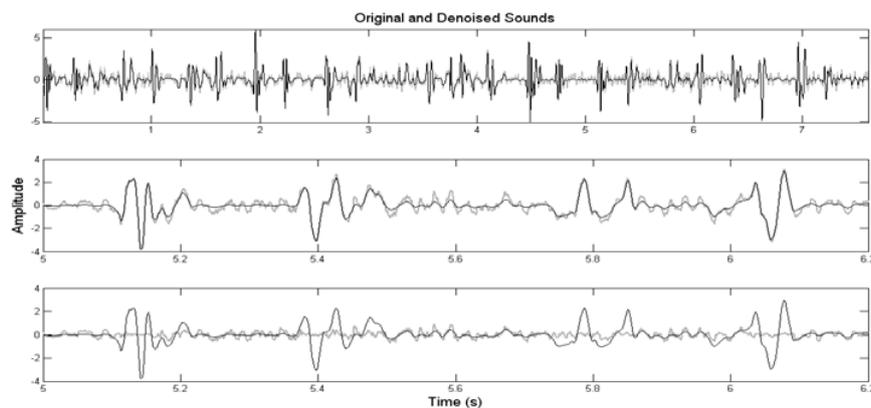


Рис.4. Результаты NLM для реального сигнала. а) серая кривая – исходный зашумленный сигнал, чёрная кривая – NLM-оценка звуков сердца; б) серая кривая – исходный зашумленный сигнал, чёрная кривая – NLM-оценка звуков сердца (другой масштаб); в) серая кривая – исходный сигнал (звуки сердца), чёрная кривая – NLM-оценка звуков сердца.

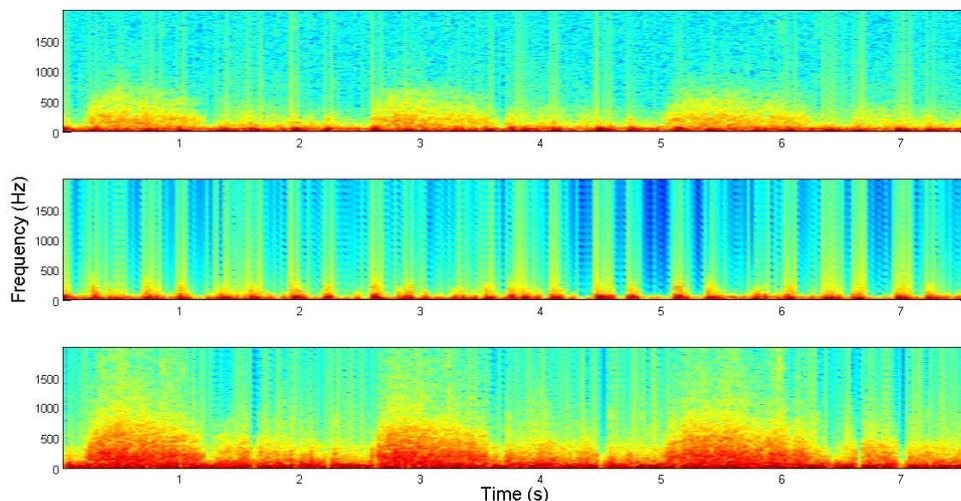


Рис.5. Спектрограммы реального сигнала. а) верхний ряд – исходный сигнал; б) средний ряд – оценка звуков сердца; в) нижний ряд – дыхание+фоновые шумы.

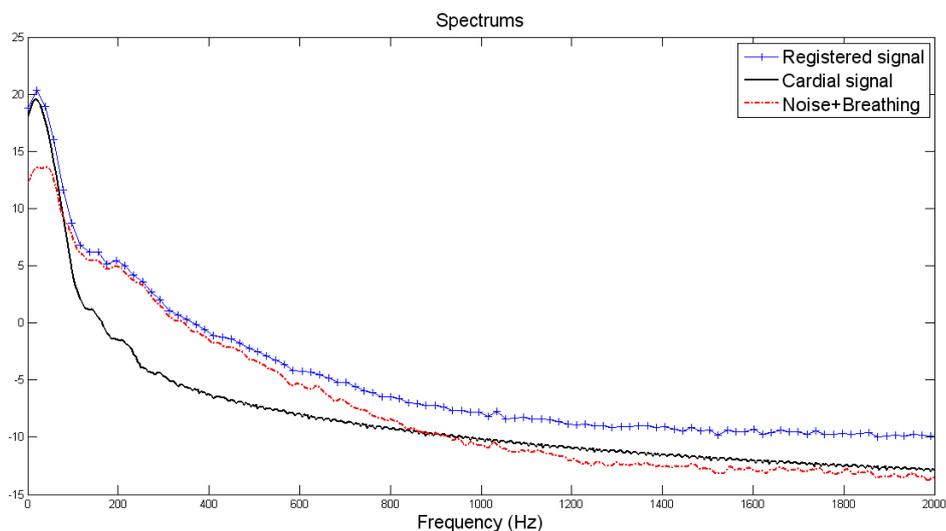


Рис.6.

Усреднённые спектры реального сигнала: зарегистрированный сигнал  $y(t)$  (-+), оценка звуков сердца  $\hat{x}(t)$  (чёрная сплошная кривая), усреднённый спектр шума ( $y(t) - \hat{x}(t)$ ) (-.).

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, можно заключить, что применение метода нелокального усреднения в задаче очистки звуков сердца от сложной нестационарной помехи является весьма перспективным и может оказаться полезным при акустической компьютерной диагностике заболеваний сердечно-сосудистой системы человека.

Поскольку в различного рода биосигналах повторяющиеся, самоподобные участки встречается весьма часто, предложенный алгоритм поможет существенно расширить возможности обработки нестационарных сигналов, смешанных с некоррелированным шумом, таких, как звуки дыхания, кишечника, суставов и т.д.

## ЛИТЕРАТУРА

1. *V.K. Iyer, P.A. Ramamoorthy, H. Fan, and Y. Ploysongsang* Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering //IEEE Trans. Biomed. Eng.1986. –**33**, N12. – P. 1141-1148.
2. *L.J. Hadjileontiadis and S.M. Panas* Adaptive reduction of heart sounds from lung sounds using fourth-order statistics // IEEE Trans. Biomed. Eng. –1997. – **44**, N7. – P. 642-648.
3. *L.J. Hadjileontiadis and S.M. Panas* A wavelet-based reduction of heart sound noise from lung sounds // *Int. J. Med. Inf.* – 1998. – **52**, N1–3. –P. 183-190.
4. *A. G. Rudnitskii* Two-Channel Processing of Signals for the Separation of Breath and Cardiac Sounds //Acoustical Physics. – 2001. – **47**, N1. – P.353-360.
5. *J. Gnitecki, I. Hossain, H. Pasterkamp, and Z. Moussavi* Qualitative and quantitative evaluation of heart sound reduction from lung sound recordings // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 2005. – **52**, N10. – P. 1788-1792.
6. *J.Gnitecki, Z. Moussavi* Separating heart sounds from lung sounds – Accurate diagnosis of respiratory disease depends on understanding noises //IEEE Eng.Med.Biol.Mag. – 2007. – **26**, N1. – P. 20-29.
7. *A. Buades, B. Coll, and J.-M. Morel* A Non-Local Algorithm for Image Denoising //IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. – 2005. – **2**, P. 60-65.
8. *Katkovnik V., Foi A., Egiazarian K., Dabov K.* From local kernel to nonlocal multiple-model image denoising // *Int. J.Computer Vision.* – 2010. – **86**, № 8. P. 1-32.
9. <http://www.cardiosource.org/>