

*О.Н. ВЕЛИЧКО*, канд. техн. наук, ХНУРЭ (г. Харьков),  
*С.А. КАРПЕНКО*, ХНУРЭ (г. Харьков),  
*А.А. ПАЩЕНКО*, ХНУРЭ (г. Харьков),  
*А.В. ПОПОВ*, ХНУРЭ (г. Харьков)

## **МЕТОД ОБРАБОТКИ РЕОГРАММЫ ЛЕГКОГО С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕЙВЛЕТ-ТЕХНОЛОГИИ**

Проанализированы достоинства и недостатки метода обработки реограммы сегмента легкого на вдохе и выдохе. Показаны преимущества вейвлетного анализа для исследования тонкой структуры реограмм и предложен метод интерпретации результатов сегментарной реографии легких на базе технологии дискретного вейвлетного анализа.

**Ключевые слова:** реограмма, вейвлетный анализ, сегментарная реография легких.

**Постановка проблемы.** При установлении патологии структурных изменений легких наиболее достоверными являются рентгенографические методы. В ходе лечения необходимо следить за динамикой развития заболевания или эффективностью проводимой терапии. Опасность получения пациентом высокой лучевой нагрузки делает невозможным частое использование рентгенографии. Таким образом, задача создания альтернативных методов выявления структурных изменений легких является актуальной.

**Анализ литературы.** Авторами [1 – 3] был предложен новый метод исследования состояния системы кровоснабжения и дыхания сегментов легких, основанный на сравнении реографических кривых на вдохе и выдохе. Метод базируется на вычислении шести показателей (коэффициента отношения амплитуд систол на вдохе и выдохе, коэффициента степени близости, коэффициента корреляции, коэффициента отношения площадей под кривыми, значения базового сопротивления и его переменной составляющей) и построении в шестимерном пространстве признаков фигуры, для которой вычисляются координаты центра тяжести. Были установлены числовые границы для центра тяжести в норме и при некоторых патологиях (гемоторакс, пневмоторакс, разрыв легкого, отек легкого) [3]. Недостатком метода является необходимость получения усредненных кривых на вдохе и выдохе по нескольким циклам, что неминуемо приводит к частичной потере информации и изменению тонкой структуры исходных сигналов.

**Цель статьи** – показать возможности вейвлетного анализа при исследовании легочных патологий методом сравнения реографических кривых на вдохе и выдохе.

**Особенности реограмм на разных фазах дыхания.** Анализ экспериментальных данных, полученных у нескольких групп больных для

разных сегментов легких показал, что невозможно выявить характерную форму кривой для нормы и патологий. На рис. 1 приведены реограммы на двух фазах дыхания в норме, полученные для здоровых сегментов разных людей.

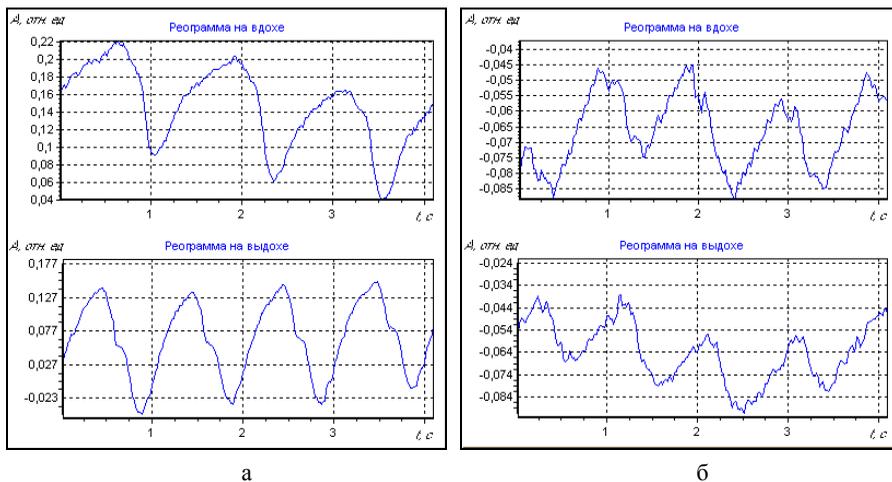


Рис. 1. Реограммы на разных фазах дыхания в норме

Кривые были получены с шагом дискретизации 0,01 с и включают в спектр компоненты до 50 Гц, что соответствует требованиям, предъявляемым к регистрации реограммы (по данным [4, 5] ширина спектра импедансометрического сигнала у здоровых людей находится в диапазоне до 30 Гц, а при патологиях расширяется до 50 Гц).

Реализация данного метода предполагает применение технологии контурного анализа при получении усредненных сигналов. Как показали клинические испытания, точность данного метода при выявлении нарушений легочных структур (гемоторакс, пневмоторакс, разрыв ткани легкого) составляет в среднем 95% по сравнению с данными рентгенодиагностики. Но усреднение реографического цикла неизбежно приводит к частичной потере, видоизменению и подмене информации. Это связано с тем, что, во-первых, не существует эталонных сигналов на вдохе и выдохе для нормы и патологий; во-вторых, вероятны ошибки в интерпретации патологий или степени их тяжести, что требует постоянного контроля за результатами диагностики со стороны врача; в-третьих, исключает из анализа компоненты, которые могут иметь закономерный характер и содержаться в скрытом виде в одном или нескольких циклах; в-четвертых, ввиду сложной формы сигналов в ряде случаев корректное выделение циклов подвергается сомнению, что оказывает влияние на конечный результат (рис. 2). Поэтому, предлагается для анализа и

сравнения реограмм на разных фазах дыхания использовать технологию вейвлетного преобразования.



Рис. 2. Реограмма на вдохе при отеке легкого

**Выбор вейвлета для непрерывного вейвлетного преобразования реограммы (НВП).** Вейвлет-спектрограммы являются важнейшим продуктом вейвлет анализа и дополнением к обычным спектрограммам на основе оконного преобразования Фурье. Вейвлет-спектрограммы выделяют такие особенности сигналов, которые незаметны на графиках сигналов и на Фурье-спектрограммах.

Наиболее распространенные вещественные базисы конструируются на основе функции Гаусса  $\psi(t) = e^{-t^2/2}$ . Это обусловлено тем, что функция Гаусса имеет наилучшие показатели локализации как во временной, так и в частотных областях [6 – 8]. Гауссовы вейвлеты характеризуются тем, что позволяют обеспечить высокую точность вейвлет-анализа для сигналов с особенностями. К ним относят сигналы, отличающиеся неперiodичностью, сложной формой, наличием всплесков, изломов и т.д. Анализ таких сигналов предпочтительнее проводить вейвлетами второго порядка и выше, что связано, со спектральной характеристикой Фурье-образа вейвлета. Выбор материнского вейвлета зависит от свойств конкретного сигнала, а именно его амплитудно-частотных характеристик, в совокупности формирующих сложную форму сигнала, а также определяется целями исследовательской задачи. Следует также учитывать, что более гладкие вейвлеты создают более гладкую аппроксимацию сигнала, и наоборот – "короткие" вейвлеты лучше отслеживают пики аппроксимируемой функции. Учитывая вышесказанное, для проведения частотного анализа реографического сигнала, будем использовать вейвлет "мексиканская шляпа"  $\psi(t) = (1-t)e^{-t^2/2}$ .

Малая центральная частота вейвлета (рис. 3) ( $f_a = 0,25$  Гц) близка к частоте реографического сигнала, а ширина Фурье-спектра базового вейвлета позволяет различить колебания частоты, отличающиеся на 0,2 Гц даже в области высоких частот. В области низких частот (большие масштабы) ширина вейвлет-спектра сужается, повышая разрешение преобразования.

**Обоснование набора временных масштабов.** При построении трехмерного спектра поверхности  $W_s(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} S(t) \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$  для сигнала  $S(t)$  ( $b$  – временной сдвиг) важным является выбор временных масштабов. При использовании в качестве базовой вейвлетной функции ортогонального вейвлета выбор множества масштабов  $\{a\}$  ограничен фиксированным дискретным набором шкал [9]. Минимальный масштаб  $a_0$  должен быть выбран таким, чтобы эквивалентный этому масштабу Фурье-период был порядка  $2\Delta t$ . Оптимальный выбор величины  $\Delta a$  определяется в первую очередь шириной Фурье-образа базисной вейвлетной функции  $|\psi(\omega)|$  (см. рис. 3). При выборе  $\Delta a$  большей, чем ширина  $|\psi(\omega)|$  в Фурье-пространстве, получим плохое разрешение вейвлетного преобразования по масштабам: часть масштабов окажется исключенной из рассмотрения [10 – 12].

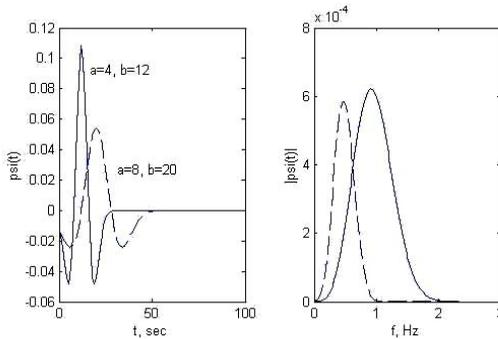


Рис. 3.  $\Psi$ -функция и Фурье-спектр вейвлета "мексиканская шляпа"

Корректное построение вейвлет-спектра (ВС) требует определения параметров, входящих в состав преобразования: масштабного коэффициента  $a$ , временного сдвига  $b$ , шага масштабного коэффициента  $\Delta a$  и максимального масштаба  $M$ . Минимальный масштаб  $a_0 = 0,02$ . Шаг масштабного коэффициента не должен превышать ширину Фурье-спектра базового вейвлета  $\Delta f = 0,2$  Гц, поэтому  $\Delta a = 1/\Delta f_a = 5$ . Число масштабов, используемых при расчете спектра составит  $M = \log_2(300 \cdot 0,01/0,02)/5 \approx 2$ , максимальное значение масштаба  $a_{\max} = 0,02 \cdot 2^{5,2} \approx 21$  (рис. 4, а).

Применение для вычислений определенных выше параметров приводит к потере информации в области низких частот (большие масштабы), сопоставимых с частотой реограммы. Поэтому для дальнейших расчетов после серии численных экспериментов были выбраны следующие параметры:  $a_0 = 1$ ,  $\Delta a = 5$ ,  $a_{\max} = 30$  (рис. 4, б).

Сравнение спектров показывает, что изменение параметров обеспечивает полное представление вейвлет-спектра для сигнала и позволяет определить диапазоны частот для фильтрации помех в области высоких частот (малые масштабы).

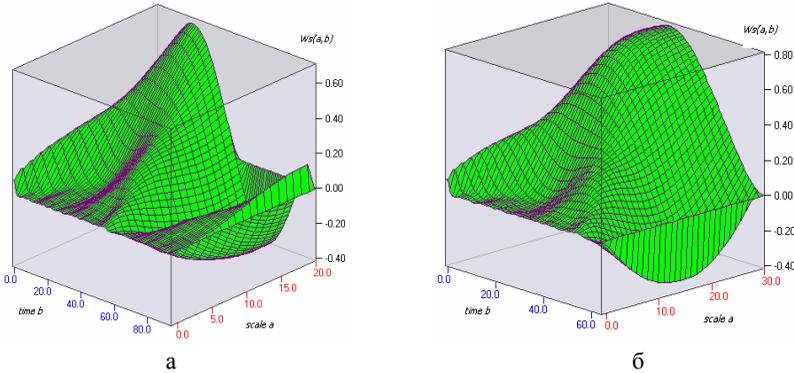


Рис. 4. ВС сигнала при  $a_{\max} = 21$  (а) и  $a_{\max} = 30$  (б)

**Анализ реографического сигнала на основе дискретного вейвлет-преобразования.** При НВП множество функций  $\psi_{ab}(t)$  избыточно, поэтому будем применять дискретное вейвлетное преобразование (ДВП) [10]:

$$a^m, \quad b = k2^m, \quad \Psi_{mk}(t) = \frac{1}{\sqrt{a^m}} \psi(2^{-m}t - k), \quad (1)$$

где  $m$  и  $k$  – целые числа.

Если число отсчетов сигнала составляет  $N = 2^{n_0}$ , то максимальное значение параметра масштаба  $m$  в (1) будет равно  $n_0 - 1$ . Наибольшее значение для текущего  $m$  определяется как  $k = 2^{n_0 - m} - 1$ . В частности, для  $m = 0$  число сдвигов составит  $k = 2^{n_0} - 1 = N - 1$ . С каждым последующим значением  $m$  (1, 2, ...) вейвлет  $\Psi_{mk}(t)$  расширяется в два раза, а число сдвигов  $k$  уменьшается в два раза. Для максимального значения  $m = m_{\max}$ , равного  $n_0 - 1$ ,  $k = 0$ , один вейвлет  $\Psi_{m_{\max}, 0}(t)$  покрывает весь интервал сигнала [12].

Сигнал  $S(t)$  представляется в виде совокупности последовательных приближений – грубой (аппроксимирующей)  $A_m(t)$  и уточненной (детализирующей)  $D_m(t)$  составляющих:

$$S(t) = A_m(t) + \sum_{j=1}^m D_m(t), \quad (2)$$

с последующим их уточнением итерационным методом. Каждый шаг уточнения соответствует определенному масштабу  $a^m$  (уровню  $m$ ) анализа (декомпозиции) и синтеза (реконструкции) сигнала.

Нами предлагается сравнивать реограммы на всем интервале измерений без вычисления усредненного цикла на вдове и выдохе с помощью вычисления ДВП и оценки детализирующих коэффициентов, отражающих особенности тонкой структуры сигналов. В ходе численных экспериментов установлено, что применительно к реографическим сигналам ошибка реконструкции возрастает с увеличением порядка вейвлета и в значительной степени определяется его характеристиками (вид функции, ширина, спектральная плотность). В качестве базового дискретного вейвлета целесообразно использовать вейвлет Добеши 5-го порядка, дающий минимальную ошибку реконструкции сигнала. Численные эксперименты проводились по данным, полученным в ходе клинических испытаний реографической системы [1 – 3]. Объем контрольной выборки составили сигналы, зарегистрированные у 30 человек с различными нарушениями функционального состояния легочных структур (норма, гемоторакс, пневмоторакс, разрыв ткани легкого).

На рис. 5 выборочно представлены кривые, построенные по усредненным значениям детализирующих коэффициентов  $d_1, \dots, d_5$  для четырех кривых на вдохе. Как видно из графика, наибольшую информационную нагрузку несут коэффициенты 5-го уровня детализации. Поэтому, именно эти коэффициенты предлагается использовать в качестве диагностических.

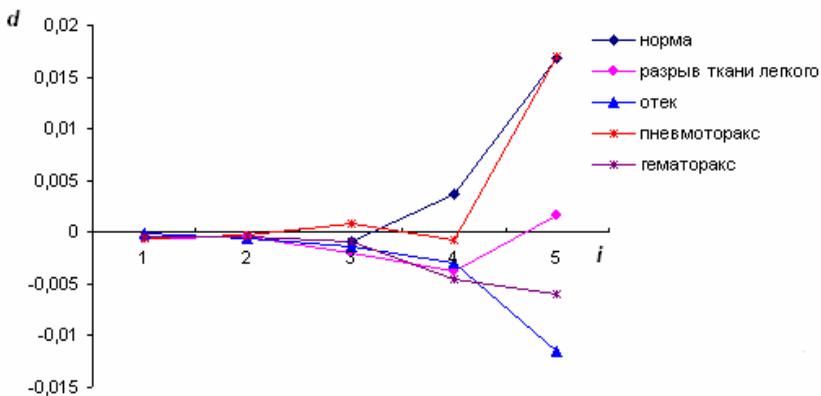


Рис. 5. Усредненные значения детализирующих коэффициентов реографических кривых

Аналогичная картина прослеживается и для детализирующих коэффициентов реограммы на выдохе. Использование детализирующих коэффициентов 5-го уровня для кривых на вдохе и выдохе позволило получить

графическое представление пространственного расположения четырех классов: норма, гемоторакс, пневмоторакс, разрыв ткани легкого (рис. 6).

Представление объектов таким способом позволяет формализовать подход к оценке кривых и их сравнения и предложить ориентировочные границы для коэффициентов (табл.).

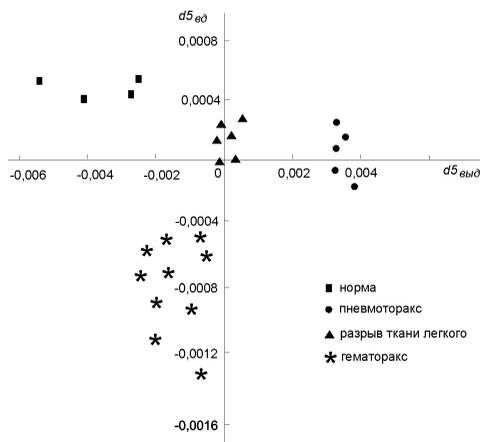


Рис. 6. Положение объектов исследования в пространстве признаков, детализирующих коэффициентов 5-го уровня для реографических сигналов на вдохе и выдохе

Ориентировочные границы коэффициентов  $d_5$

Таблица

Диагностический класс	Границы детализирующего коэффициента $d_5$ для реограммы на вдохе	Границы детализирующего коэффициента $d_5$ для реограммы на выдохе
Норма	От $-0,0015$ до $0$	От $-0,0002$ до $-0,0014$
Гемоторакс	От $-0,0059$ до $-0,0023$	От $-0,00039$ до $0,0003$
Пневмоторакс	От $-0,0032$ до $0,0035$	От $-0,00015$ до $-0,0002$
Разрыв ткани легкого	От $-0,0005$ до $0$	От $-0,00032$ до $-0,00003$

Установленные границы являются предварительными и могут уточняться по мере накопления экспериментального материала. Число диагностических классов может быть расширено. Дальнейшие разработки в данном направлении могут быть направлены также на исследование данных, отражающих различную степень тяжести той или иной патологии.

**Выводы.** Проанализированы достоинства и недостатки метода сравнения реографических сигналов на разных фазах дыхания в многомерном

пространстве признаков и показана перспективность применения вейвлет-технологии для сравнения реограмм на вдохе и выдохе. Предложен метод обработки реографических кривых на разных фазах дыхательного цикла, основанный на вычислении детализирующих коэффициентов дискретного вейвлетного преобразования. Проведенные численные эксперименты позволили выделить в качестве диагностических показателей детализирующие коэффициенты 5-го уровня для кривых на вдохе и выдохе и установить их граничные значения для нормы и патологий (гемоторакс, пневмоторакс, разрыв легкого и отек).

**Список литературы:** 1. *Линник С.Н., Мустецов Н.П., Величко О.Н., Дацок О.М.* К вопросу интерпретации импедансометрических исследований легких // Прикладная радиоэлектроника. – 2005. – Т. 4. – № 2 – С. 180–184. 2. *Горб М.В., Линник С.Н., Середа А.В.* Анализ возможностей комплексной оценки состояния систем кровоснабжения и дыхания / 9-й міжнародний форум "Радиоелектроніка і молодь в ХХІ ст.": 36. матеріалів форуму. – Харків: ХНУРЕ, 2005. – С. 234. 3. Патент на корисну модель, № 25258 (UA). Спосіб сегментарного імпедансометричного дослідження вентиляції та перфузії легенів / *С.М. Линник, О.М. Величко, 2007. 4. Торнуев Ю.В.* Электрический импеданс биологических тканей. – М.: ВЗПИИ, 1990. – 155 с. 5. *Полищук В.И., Терехова Л.Г.* Техника и методика реографии и реоплетизмографии. – М.: "Медицина", 1983. – 176 с. 6. *Яковлев А.Н.* Основы вейвлет-преобразования сигналов: Учебное пособие. – М.: Саймп-пресс, 2003. – 80 с. 7. *Добеши И.* Десять лекций по вейвлетам. – Ижевск: НИЦ "Регулярная и хаотическая динамика", 2001. – 464 с. 8. *Астафьева Н.М.* Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // УФН. – 1996. – Т. 166. – № 11. – С. 1145–1170. 9. *Левкович-Маслюк Л.И.* Дайджест вейвлет-анализа в двух формалах и 22 рисунках // Компьютерра. – 1998. – № 8 (236). – С. 31–37. 10. *Новиков И.Я., Стечкин С.Б.* Основные конструкции всплесков // Фундаментальная и прикладная математика. – 1997. – № 4. – С. 999–1028. 11. *Переберин А.В.* Построение изолиний с автоматическим масштабированием // Вычислительные методы и программирование. – 2001. – 26 с. 12. *Петухов А.П.* Введение в теорию базисов всплесков. – СПб.: Изд-во СПбГТУ, 1999.

УДК 615.47:616-085

**Метод обробки реограми легенів з використанням вейвлет-технології / Величко О.М., Карпенко С.О., Пашенко А.А., Попов О.В.** // Вісник НТУ "ХПІ". Тематичний випуск "Інформатика і моделювання". – Харків: НТУ "ХПІ", 2008. – № 24. – С. 11 – 18.

Проаналізовано достоїнства і недоліки методу обробки кривих сегментарної реографії легенів на різних фазах дихального циклу. Показано переваги вейвлетного аналізу для дослідження тонкої структури географічних кривих на вдосі та видосі. Запропоновано метод інтерпретації результатів сегментарної реографії легенів на базі технології дискретного вейвлетного аналізу. Іл.: 6. Табл.: 1. Бібліогр.: 12 назв.

**Ключові слова:** реограма, вейвлетний аналіз, сегментарна реографія легенів.

UDC 615.47:616-085

**Method of delivery the rheogram of lungs, based on wavelet analysis / Velichko O.N., Karpenko S.A., Paschenko A.A. Popov A.V.** // Herald of the National State University "KhPI". Subject issue: Information science and modelling. – Kharkov: NSU "KhPI", 2008. – № 24. – P. 11 – 18.

Advantages and disadvantages of the method of delivery the rheogram of lungs for different respiratory phases were analyzed. Wavelet analysis advantages for research of rheogram fine structure for inspiration and expiration were revealed. The interpretation method of lung segment rheography results, based on digital wavelet analysis was offered. Figs: 6. Tabl.: 1. Refs: 12 titles.

**Key words:** rheogama, wavelet analysis, box-type rheograph lungs.

*Поступила в редакцію 20.04.2008*