

УДК 616.42 – 073.7

О.Н. Величко, О.В. Вьюнник

*Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков***АНАЛИЗ ДАННЫХ ПУЛЬМОФОНОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ**

*Рассмотрен спектральный анализ пульмофонографических сигналов. Проведено обоснование применения линейного дискриминантного анализа для дифференциальной диагностики состояний легких человека. Показаны возможности вейвлетного анализа при исследовании пульмофонограмм.*

**Ключевые слова:** пульмофонография, линейный дискриминантный анализ, спектр, вейвлетный анализ.

**Введение**

**Постановка проблемы.** Пульмофонография используется в пульмонологии для исследования регионарных функций легких у больных с различными заболеваниями легких. Общей проблемой при этом остается изучение диагностической ценности качественных и количественных параметров пульмофонограммы (ПФГ) [1], формирование комплексов этих показателей для выявления различных форм и видов заболеваний легких. С целью упрощения процесса обследования и повышения эффективности диагностики необходимо выделять из большого числа показателей ПФГ необходимый и достаточный комплекс данных, позволяющий проводить дифференциальную диагностику заболеваний легких.

Предлагается решение подобной задачи при анализе материалов пульмофонографических исследований здоровых людей и больных с легочными патологиями с использованием алгоритма обработки информации системы для ПФГ-исследований. В основу программ положен аппарат линейного дискриминантного анализа данных спектров сигналов пульмофонографии, вейвлетный анализ.

**Анализ последних исследований и публикаций.** Спектральный анализ – один из методов обработки сигналов, который позволяет охарактеризовать частотный состав измеряемого сигнала. Преобразование Фурье является математической основой, которая связывает временной или пространственный сигнал с его представлением в частотной области. Вейвлетный анализ используется для анализа сигналов, изучения их структуры и локальных особенностей как в частотной, так и во временной областях. Эти возможности делают вейвлетный анализ привлекательным при исследовании сложных сигналов, к которым относится ПФГ. Вейвлетное преобразование является мощным инструментом не только в выявлении тонкой структуры сигналов, но и их локальных особенностей в конкретный момент времени или интервал. Эксперимент в условиях клиники подтверждает диагностическую перспективность исследования частотных компонент пульмофонографического сигнала, поскольку в записываемых

сигналах обнаруживаются искажения несущего синусоидального колебания, которые являются признаками наличия той или иной патологии [2, 3].

В литературе [4 – 7] встречаются описания различных методов исследования акустических свойств легких, использующие спектральный анализ на основании преобразования Фурье. Например, пневмофонография – исследование дыхательных шумов бронхолегочного аппарата с использованием компьютерного спектрального анализа параметров звуков с помощью датчиков на трахее и грудной стенке, туссофонобарография – анализ звука кашлевого толчка, метод бронхофонографии, основанный на регистрации (сканировании) респираторного цикла в целях обнаружения специфических акустических признаков изменений в дыхательных путях и т.д. При разных методиках (которые, по сути, являются пассивными) анализируется в основном дыхательный шум на поверхности грудной клетки с анализом временных и спектральных характеристик. Технические особенности аппаратного обеспечения, получаемые данные, затрудняют стандартизацию регистрации и анализа исследуемых сигналов.

При проведении пульмофонографии с помощью системы для пульмофонографических исследований [8] воздействующие акустические колебания синусоидальной формы подаются в верхние дыхательные пути человека. Прохождения звукового сигнала с заданной частотой по ротовой полости, трахее, бронхам, паренхиме легких, плевральной полости вызывает колебания прилегающего к паренхиме участка грудной стенки, и далее воздействует через звукоприемник на мембрану микрофона. Система базируется на персональном компьютере и позволяет записывать пульмофонограммы различных отделов легких в цифровом виде, а также проводить их анализ с последующим выводом информации. В [2, 8] приведено описание структуры и алгоритма работы компьютерной системы для пульмофонографических исследований (СПФГ), позволяющей регистрировать и проводить анализ пульмофонограмм сегментов легких. Впервые эта методика использовалась в клинической практике отделений пульмонологии для записи пульмофонограмм у взрослых и детей с различными формами хронических за-

болеваний легких, а также в реанимационном отделении у пациентов с травмой грудной клетки.

**Цель статьи** – провести анализ данных пульмофонографического исследования для дифференциальной диагностики легочных патологий с использованием спектрального и вейвлетного анализа.

Методика регистрации пульмофонографических сигналов для последующего использования в задаче диагностики описана в [2, 8]. Анализ данных предлагается проводить, используя вычисление спектра несущего колебания, непрерывное вейвлетное преобразование и линейный дискриминантный анализ.

Авторами разработаны алгоритмы и прикладное программное обеспечение для обработки данных с использованием персонального компьютера. Исследуемые сигналы оцифровывались с частотой дискретизации 8 кГц. Количество отсчетов в записанных временных последовательностях составляет 96000 отсчетов. На рис. 1 показаны последовательно исходный записанный пульмофонографический сигнал, его спектр Фурье, далее максимумы амплитуд гармоник в выделенных поддиапазонах, а также сечение вейвлетного спектра сигнала.

### Спектральный анализ ПФГ

Учитывая сложный характер ПФГ, был проведен спектральный анализ сигналов с целью детального изучения полученных кривых, зарегистрированных для восьми диагностических классов: ателектаз, гемоторакс, гипервентиляция легких, инфильтрация паренхимы легких, норма, обструктивные изменения в бронхах, плевральный выпот, пневмоторакс. Для вычисления спектра была использована процедура дискретного преобразования Фурье, интервал дискретизации составил 125 мкс [9].

В [10,11] показано, что легкие человека характеризуются определенными амплитудно-частотными характеристиками, которые различны на вдохе и выдохе, а также при патологических состояниях легких. Максимальная полоса пропускания легких лежит в пределах 20 – 1400 Гц частот. Также визуальный анализ полученных спектров ПФГ показал, что полезная часть спектра также ограничивается частотой 1 кГц, поэтому дальнейшие исследования были ориентированы на выявление особенностей сигналов в диапазоне от 0 до 1 кГц. Полезная часть спектра была разбита на поддиапазоны: 0-25 Гц, 25-50 Гц, 50-75 Гц, 75-100 Гц, 100-200 Гц, 200-300 Гц, 300-400 Гц, 400-500 Гц, 500-600 Гц, 600-700 Гц, 700-800 Гц, 800-900 Гц, 900-1000 Гц.

Было установлено, что форма спектра является характерной внутри класса и имеет видимые различия для сигналов, отнесенных к разным классам. Так, в норме (рис. 2) амплитуда гармоники на выбранной рабочей частоте несущего колебания 80 Гц является основной и колеблется в пределах 3 отн. ед. (для унификации отображения графиков по оси ординат выбрано максимальное значение, равное 0,08 отн.

ед.). Также присутствуют гармоники в поддиапазонах 50-75 Гц и 100-200 Гц.

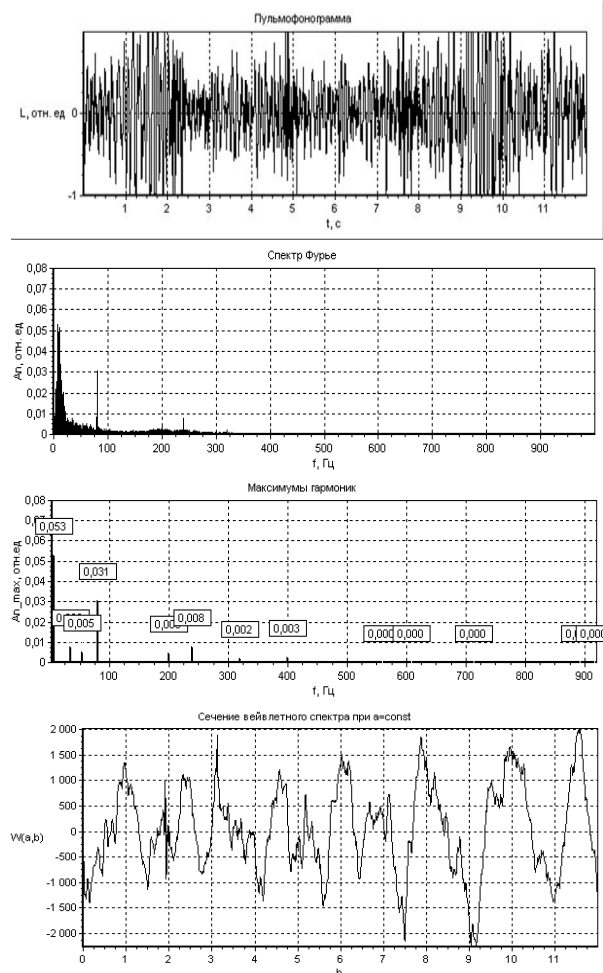


Рис. 1. Представление пульмофонограммы с помощью программных средств

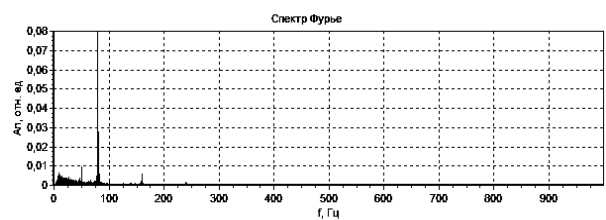


Рис. 2. Частотный спектр ПФГ в норме

При пневмотораксе значительно изменяется амплитуда гармоники несущей частоты, уменьшаясь примерно в 4 раза, при этом увеличивается вклад в формирование сигнала колебаний в частотном диапазоне 0-25 Гц. Также в спектре присутствуют гармоники в диапазоне 200-300 Гц (рис. 3).

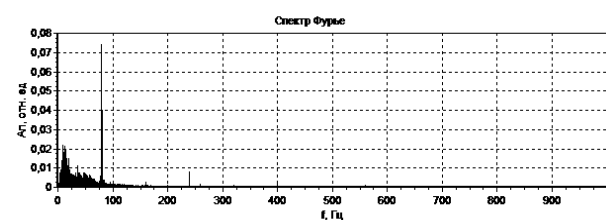


Рис. 3. Частотный спектр ПФГ при пневмотораксе

При гемотораксе амплітуда несущого колибання зменшується приблизно в 10 раз і основний вклад в спектр вносять колибання в діапазоні 0-25 Гц (максимум гармоніки в цій області, як видно з рис. 4, становить 0,05 отн. ед.), а також в області частот 150-320 Гц.

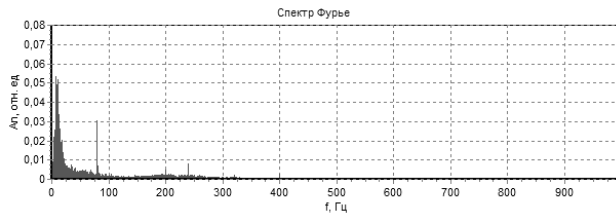


Рис. 4. Частотний спектр ПФГ при гемотораксе

Спектр ПФГ при гіпервентиляції обнаруживает наличие колибаний в діапазоні частот 0-350 Гц і має максимуми в кожному з піддіапазонів (рис. 5). Амплітуда гармоніки на 80 Гц зменшується по сравнению с нормою приблизно в 4 рази.

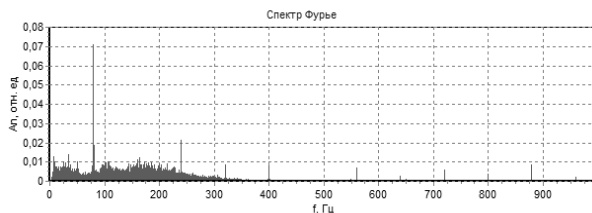


Рис. 5. Частотний спектр ПФГ при гіпервентиляції

Інтересні особливості має спектр сигналу при обструктивних змінах в легенях (рис. 6): мала амплітуда гармоніки несущого колибання і появлення значимих гармонік в діапазоні 200-500 Гц і гармонік с меншими значеннями амплітуди при більш високих частотах в цілому до 1 кГц.

Для ателектаза характерно наличие гармонік в піддіапазонах 75-100 Гц і 200-300 Гц, а також зменшення амплітуди основної гармоніки приблизно в 4 рази (рис. 7).

При інфільтрації паренхіми сигнал модулюється колибаннями в низькочастотній області 0-25 Гц і 100-200 Гц. Амплітуда гармоніки при 80 Гц помітно зменшується (по сравнению с нормою більш ніж в 10 раз, рис. 8).

Максимальна амплітуда гармоніки в піддіапазоні 0-25 Гц майже вдвічі перевищує амплітуду гармоніки несущого колибання в випадку плеврального выпота (рис. 9). Вклад колибаний на частотах вище 100 Гц нічтожно мал.

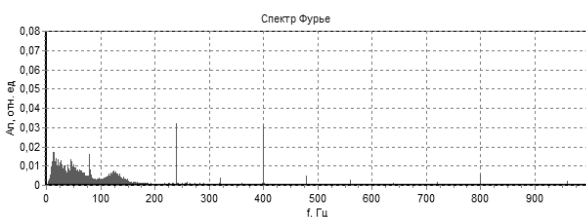


Рис. 6. Частотний спектр ПФГ при обструктивних змінах в легенях

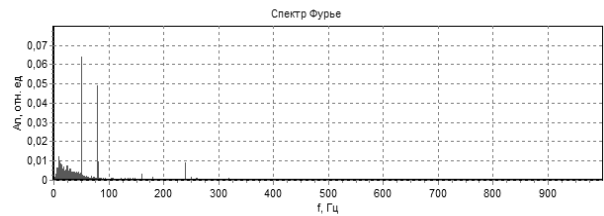


Рис. 7. Частотний спектр ПФГ при ателектазе

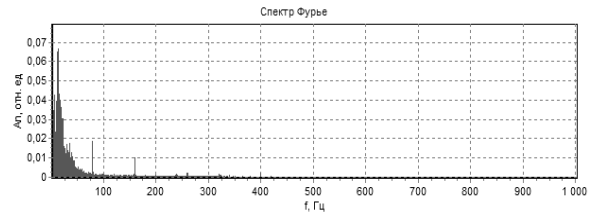


Рис. 8. Частотний спектр ПФГ при інфільтрації

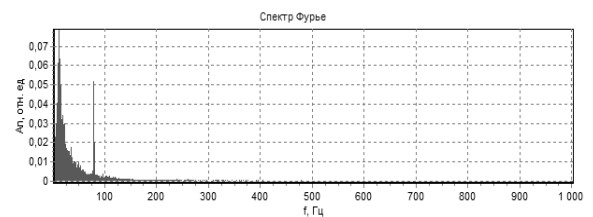


Рис. 9. Частотний спектр ПФГ при плевральному выпоте

Ізложені вище особливості спектрального складу ПФГ дозволяють утверждать, що цілесообразно произвести вибор інформативних показателів, основоюся на проведенном анализе. С цією ціллю були определены максимуми из піддіапазонів, а також мощність спектра в піддіапазонах гармонік і відповідуючі їм частоти в кожному.

### Выбор информативных показателей

Отбор информативных признаков основывался на вычислении вероятностей  $p$ , соответствующих тесту для оценки значимости различия средних значений показателей в независимых выборках по критерию Стьюдента [12]. Производилось попарное сравнение максимальных значений гармонік в піддіапазонах для групп. В табл. 1 представлены результаты расчетов. Выделенные ячейки таблицы, удовлетворяющие условию  $p \leq 0,5$ , указывают на показатели, которые имеют значимые различия в двух выборках.

Аналогичный анализ для сравнения средних значений мощностей спектров в піддіапазонах показал незначимые различия для разных групп заболеваний, поэтому в качестве информативных показателей были выбраны максимальные значения амплітуд гармонік в піддіапазонах.

На основании данных табл. 1 в качестве информативных показателей были выделены максимальные амплітуды гармонік:

- a1 – піддіапазон 0-25 Гц;
- a2 – піддіапазон 25-50 Гц;

Таблица 1

Вероятности, соответствующие критерию Стьюдента для сравнения средних значений показателей

Сравниваемые группы	Поддиапазоны												
	0-25	25-50	50-75	75-100	100-200	200-300	300-400	400-500	500-600	600-700	700-800	800-900	900-100
ателектаз-гемоторакс	0,0003	0,0062	0,6938	0,0825	0,3203	0,7545	0,0004	0,0334	0,7163	0,0533	0,0057	0,0389	0,0461
ателектаз-гипервентиляция	0,0003	0,0015	0,5249	2E-05	0,2484	0,0375	0,0104	0,0271	0,0174	0,014	0,0549	0,0857	0,0263
ателектаз-инфильтрация	7E-08	2E-05	0,1301	0,2669	0,465	0,1265	0,3288	0,6979	0,9345	0,5219	0,4355	0,3841	0,1056
ателектаз-норма	2E-07	0,266	0,0009	4E-06	0,6051	0,0334	0,0619	0,0129	0,0159	0,0408	0,0971	0,2201	2E-11
ателектаз-обструкция	1E-11	2E-05	0,0782	0,2166	0,0212	1E-05	0,0023	0,0175	0,0002	0,0042	0,0069	0,0048	0,0046
ателектаз-плевральный выпот	2E-06	2E-09	0,0688	0,0649	0,7879	0,8808	0,0298	0,5139	0,3027	0,1576	0,051	0,2032	0,079
ателектаз-пневмоторакс	0,8763	0,3963	0,0921	0,0167	0,678	0,1532	0,0004	0,0027	0,0685	0,37	0,1203	0,0021	0,0386
гемоторакс-гипервентиляция	0,2464	0,2536	0,8757	0,0026	0,0929	0,1032	0,2564	0,186	0,0825	0,1877	0,1969	0,2835	0,2716
гемоторакс-инфильтрация	0,7802	0,0711	0,3213	0,4736	0,8585	0,1028	0,0125	0,0132	0,4778	0,2163	0,0029	0,0976	0,2878
гемоторакс-норма	0,001	0,3041	0,5945	0,0094	0,1902	0,4451	0,3864	0,9987	0,1206	0,4301	0,5172	0,8791	0,6876
гемоторакс-обструкция	0,2202	0,0684	0,1384	0,5596	0,0529	0,0004	0,0291	0,0927	0,0064	0,038	0,0495	0,0551	0,0387
гемоторакс-плевральный выпот	0,0558	0,0001	0,1374	0,6559	0,1937	0,7543	0,0822	0,0447	0,5246	0,2863	0,0421	0,2567	0,4263
гемоторакс-пневмоторакс	0,0053	0,0954	0,1036	0,6812	0,7411	0,0588	0,1192	0,0938	0,0286	0,5169	0,2972	0,6954	0,5571
гипервентиляция-инфильтрация	0,0972	0,7134	0,2333	3E-06	0,0921	0,0044	0,0057	0,0069	0,0038	0,0086	0,0208	0,0441	0,0245
гипервентиляция-норма	0,0137	0,9376	0,6298	0,0859	0,8917	0,0209	0,8131	0,0212	0,1546	0,8111	0,0433	0,0663	0,4071
гипервентиляция-обструкция	0,1239	0,7179	0,0538	4E-09	0,355	0,7193	0,0289	0,2692	0,0457	0,0459	0,1153	0,0413	0,0257
гипервентиляция-плевральный выпот	0,0021	0,0199	0,034	9E-05	0,2757	0,0283	0,0176	0,0126	0,0173	0,0139	0,0297	0,0605	0,0385
гипервентиляция-пневмоторакс	0,0038	0,0331	0,0079	0,0029	0,2512	0,2172	0,811	0,6886	0,1205	0,1188	0,1742	0,3031	0,1847
инфильтрация-норма	2E-06	0,7958	0,5355	3E-05	0,0813	0,0602	0,0431	0,0236	0,0089	0,078	0,0597	0,1907	0,2379
инфильтрация-обструкция	0,1739	0,9539	0,907	0,826	0,0067	2E-08	0,0002	0,0031	3E-05	0,0006	0,0015	0,0022	0,0009
инфильтрация-плевральный выпот	0,0012	0,0118	0,4252	0,1887	0,2851	0,2585	0,2319	0,2928	0,1804	0,574	0,1094	0,5655	0,7568
инфильтрация-пневмоторакс	9E-06	0,0028	0,0405	0,2382	0,875	0,0001	0,0004	0,0003	0,0036	0,719	0,155	0,0135	0,6867
норма-обструкция	9E-09	0,7887	0,4103	2E-07	0,3195	2E-05	0,0039	0,0033	0,0001	0,0027	0,001	0,0009	0,0005
норма-плевральный выпот	1E-07	0,0409	0,2115	0,001	0,2833	0,6172	0,081	0,0795	0,0723	0,1168	0,1074	0,3119	0,3011
норма-пневмоторакс	0,033	0,0506	0,0589	0,0128	0,2916	0,6038	0,7251	0,0135	0,2442	0,3147	0,3313	0,9537	0,5225
обструкция-плевральный выпот	2E-06	0,0061	0,1099	0,1572	0,0393	2E-05	0,0006	0,0053	1E-04	0,0012	0,0024	0,0033	0,0015
обструкция-пневмоторакс	4E-10	0,0016	5E-05	0,3036	0,0903	0,0081	0,0522	0,2356	0,0089	0,0313	0,0458	0,0561	0,0359
плевральный выпот-пневмоторакс	0,0001	3E-06	0,0114	0,8445	0,5106	0,3963	0,0021	0,0008	0,855	0,9963	0,6962	0,0729	0,9009

- a4 – поддиапазон 75-100 Гц;
- a7 – поддиапазон 300-400 Гц;
- a8 – поддиапазон 400-500 Гц;
- a12 – поддиапазон 800-900 Гц
- a13 – поддиапазон 900-1000 Гц.

**Способ анализа ПФГ**

Для решения задачи классификации объекта (пациента) к одной из диагностических групп нами предлагается использовать дискриминантный анализ для числа классов больше двух [13]. Поясним основные этапы анализа.

Исходными данными для анализа являются выборки  $X^{(l)}$  объемом  $n_l$  для каждого класса, включающие значения отобранных переменных  $a_1, a_2, a_4, a_7, a_8, a_{12}, a_{13}$ . Далее рассчитываются средние значения по каждой переменной для каждого класса:

$$\bar{x}_j^{(l)} = \frac{1}{n_l} \sum_{i=1}^{n_l} x_{ij}^{(l)} .$$

Затем определяются оценки ковариационных матриц для каждого класса  $S_l$  :

$$S_{mj}^{(l)}(x) = \frac{1}{n_l} \sum_{i=1}^{n_l} (x_{ij} - \bar{x}_j)(x_{im} - \bar{x}_m) .$$

Рассчитывается несмещенная оценка объединенной ковариационной матрицы:

$$s = \left( \sum_{i=1}^k n_i - k - 1 \right)^{-1} \cdot \sum_{i=1}^k n_i S_i .$$

Далее находим обратную матрицу  $S^{-1}$  и находим векторы оценок коэффициентов дискриминантной функции:

$$A^{(l)} = S^{-1} \bar{X}^{(l)} .$$

Определяем дискриминантные константы:

$$\lambda_l = \frac{1}{2} \bar{X}^{(l)} (S^{-1} \bar{X}^{(l)}) .$$

Принадлежность объекта, представленного выборкой  $Z$ , к классу определяется в соответствии с

$$Z^T A^{(l)} - \lambda_l = \max .$$

Нами были получены следующие значения оценок дискриминантных коэффициентов  $\beta_i$ , которые для удобства отображения представлены в табл. 2. Значения дискриминантных констант  $\lambda_i$  приведены в табл. 3. На рис. 10, 11 выборочно показано графическое отображение положения диагностических классов в пространстве (по оси X – порядки пациента в обучающей выборке, по оси Y – произведение линейных дискриминантных коэффициентов и значений показателей).

Классы хорошо локализованы в пространстве и не имеют областей пересечения, что подтверждает правильность выбора метода для анализа кривых ПФГ.

**Вейвлетный анализ ПФГ**

Учитывая результаты, полученные при анализе спектрального состава ПФГ, нами был разработан и реализован алгоритм обработки сигналов с использованием непрерывного вейвлетного преобразования,

Значения оценок дискриминантных коэффициентов для диагностических классов

Диагностический класс	$\beta_1$	$\beta_2$	$\beta_4$	$\beta_7$	$\beta_8$	$\beta_{12}$	$\beta_{13}$
Ателектаз	124,1	163,8	23,6	-60,4	7,6	143,3	60,4
Гемоторакс	364,2	242,8	49,1	-128,4	22,2	280,3	-62,7
Гипервентиляция	266,2	585,9	115,6	-226,01	228,72	485,57	26,26
Инфильтрация паренхимы	313,6	454,76	41,79	-366,13	4,5	489,84	325,2
Норма	178,8	564,80	86,87	47,6	9,2	339,7	119,7
Обструктивные изменения в легких	265,9	484,5	47,65	-54,6	88,8	757,2	1572,9
Плевральный выпот	524,5	488,8	60,9	-438,5	9,19	615,7	147,1
Пневмоторакс	120,7	215,1	36,7	79,4	139,3	8,2	-383,3

Таблиця 3

Дискриминантные константы

Диагностический класс	$\lambda_i$
Ателектаз	2,11
Гемоторакс	11,89
Гипервентиляция	26,13
Инфильтрация паренхимы	12,58
Норма	15,06
Обструктивные изменения в легких	14,64
Плевральный выпот	27,62

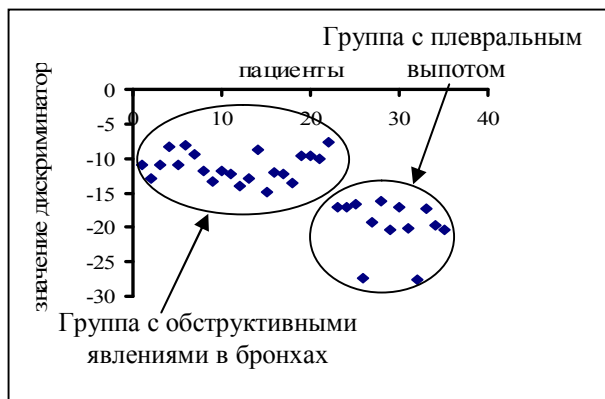


Рис. 10. Расположение классов «обструктивные изменения в бронхах» и «плевральный выпот»

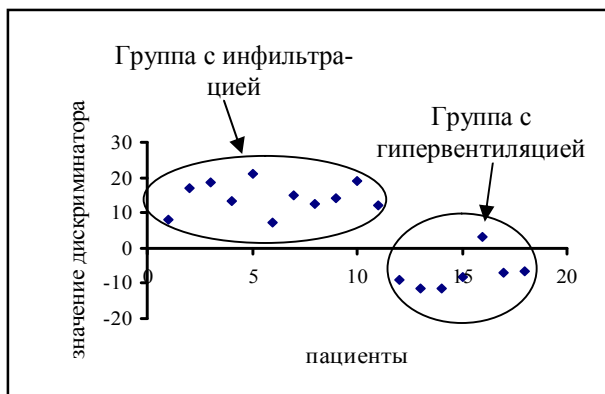


Рис. 11. Расположение классов «инфильтрация паренхимы» и «гипервентиляция легких»

что позволяет выделить сигнал на строго заданной частоте, не прибегая к методам цифровой фильтрации.

В качестве материанского был выбран вейвлет («Мексиканская шляпа»), который имеет аналитиче-

ское выражение, который конструируется на основе производных функции Гаусса ( $g_0(t) = \exp(-t^2 / 2)$ ). Выбор вейвлета обусловлен тем обстоятельством, что функция Гаусса имеет наилучшие показатели локализации как во временной, так и в частотных областях [14]. Аналитическое выражение вейвлета «мексиканская шляпа» имеет вид:

$$\psi(t) = (1 - t^2) \exp(-t^2 / 2).$$

Нами анализировались сечения вейвлетных спектров  $W_s(a, b)$ , полученные с помощью непрерывного вейвлетного преобразования:

$$W_s(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} S(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt,$$

где  $S(t)$  – исследуемый сигнал;  $\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$  – базисный вейвлет;  $a$  – изменение временного масштаба;  $b$  – сдвиг во времени.

Непрерывное вейвлетное преобразование дискретной последовательности  $\{y_n\}$  определяется как свертка этой последовательности и базисной вейвлетной функции  $\psi(\eta)$ , которая соответствующим образом перенормируется с масштабом  $a$  и сдвигается по временной шкале на интервал  $n\Delta t$  [12]:

$$W_s(n, a) = \sum_{n'=0}^{N-1} y_n \psi\left(\frac{n'-n}{a\Delta t}\right),$$

где  $n$  – номер отсчета;  $N$  – число отсчетов в ряду;  $\Delta t$  – интервал дискретизации.

Последняя формула определяет число операций, которое необходимо выполнить, чтобы получить сечение вейвлетного спектра при заданном масштабе как  $N^2$ . Исходный сигнал состоит из 96000 отсчетов. Очевидно, имеет смысл рассмотреть вопрос о сокращении длины временной реализации, чтобы уменьшить время обработки и избежать избыточности информации. Ранее было отмечено, что полезная часть спектра ограничивается 1 кГц. Следовательно, интервал дискретизации можно увеличить без потери информации до 0,001 с, что позволит сократить число отсчетов в исходном сигнале в 8 раз, т.е. до  $N = 12000$ . следующих соображений.

Проводилось сравнение сечений спектра при частотах, которые имели максимальные значимые значения амплитуд гармоник в спектре. Для определения масштаба использовалось преобразование «масштаб - частота» для выбранного типа вейвлета [14]:

$$f = 4\pi a / \sqrt{1,5}.$$

Были обнаружены сходства в сечениях вейвлетных спектров внутри диагностических классов на одинаковых частотах. При этом форма спектра для разных диагностических классов существенно отличается (рис. 12 – 14). Данная закономерность прослеживается всех пациентов из группы обучения.

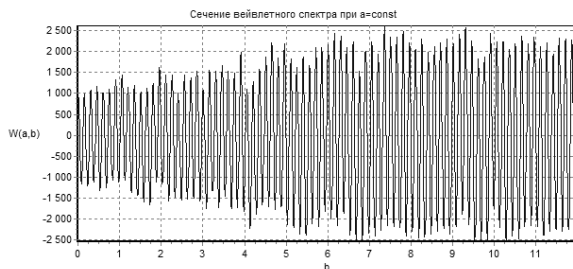


Рис. 12. Сечение  $W(a,b)$  в норме ( $f = 80$  Гц)



Рис. 13. Сечение  $W(a,b)$  при обструктивных изменениях в бронхах ( $f = 80$  Гц)

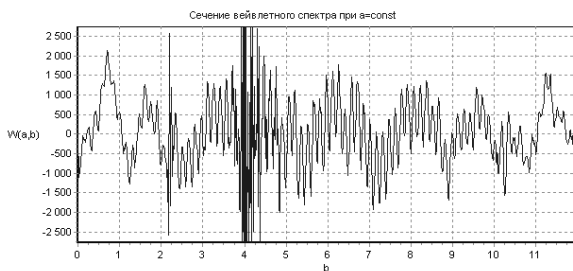


Рис. 14. Сечение  $W(a,b)$  при пневмотораксе ( $f = 80$  Гц)

Таким образом, нами предлагается использовать дополнительный качественный показатель – сечение вейвлетного спектра как вспомогательный инструмент при анализе и интерпретации ПФГ.

### Выводы

Анализ показал, что в исследуемой полосе частот спектра сигналов можно выделить поддиапазоны, мощность которых обусловлена особенностями ПФГ и определяется наличием в структурных изменениях легких.

Обоснован выбор информативных показателей, в качестве которых выступают максимумы ампли-

туд гармоник в поддиапазонах 0–25 Гц; 25–50 Гц; 75–100 Гц; 300–400 Гц; 400–500 Гц; 800–900 Гц; 900–1000 Гц.

Предложен способ анализа ПФГ с использованием дискриминантных функций, отличающийся тем, что в качестве информативных показателей выступают амплитуды максимумов гармоник в соответствующих поддиапазонах, что позволяет проводить дифференциальную диагностику восьми состояний легочной ткани и плевральной полости.

Показаны преимущества вейвлетного анализа и обосновано использование сечения вейвлетного спектра при заданном масштабе (частоте) как качественного показателя и дополнительного вспомогательного средства при исследовании особенностей ПФГ и их интерпретации.

Результаты, полученные в ходе исследований, были реализованы в виде программного обеспечения в составе системы.

### Список литературы

1. Немеровский Л.И. Пульмофонография / Л.И. Немеровский. – М.: Медицина, 1981. – 160 с.
2. Мустецов Н.П. Диагностика легочных патологий методом компьютерной пульмофонографии / Н.П. Мустецов, В. Абузабха, О.В. Вьюнник // Вісник Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут»: зб. наук. пр. Тематичний випуск: Інформатика і моделювання. – Х.: НТУ «ХПІ», 2004. – № 34. – С. 129-136.
3. Вьюнник О.В. Диагностика легочных осложнений при торакальных повреждениях методом пульмофонографии / О.В. Вьюнник, Н.П. Мустецов, Н.К. Голобородько // Харківська хірургічна школа. – 2007. – № 1. – С. 42-48.
4. Возможности и перспективы диагностики легочных патологий с помощью компьютерной регистрации и обработки шумов дыхания / И.В. Вовк, С.Л. Дахнов, В.В. Крижановский, В.Н. Олійник // Акуст. Вісн. – 1998. – Т. 1, № 2. – С. 21-33.
5. Коренбаум В.И. Особенности передачи звука голоса человека на стенку грудной клетки / В.И. Коренбаум, А.А. Тагильцев, Ю.В. Кулаков // Акустический журнал. – 1998. – Т. 44, № 3. – С. 380-390.
6. Гусейнов А.А. Акустический анализ дыхательных звуков: состояние вопроса / А.А. Гусейнов, З.Р. Айсанов, А.Г. Чучалин // Пульмонология. – 2005. – № 6. – С. 105-112.
7. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р.М. Рангайян; пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: Физматлит., 2007. – 440 с.
8. Пат. 76615 Україна, МПК А61В 5/08. Комп'ютерна система для пульмофонографічного дослідження / Мустецов М.П., В'юник О.В.; Заявник і патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № 20041109219; заявл. 10.11.2004; опубл. 15.08.2006, Бюл. № 8.
9. Блейхут Р. Быстрые алгоритмы цифровой обработки сигналов / Р. Блейхут. – М.: Мир, 1989. – 448 с.
10. Вьюнник О.В. Моделирование пульмофонографического паттерна / О.В. Вьюнник // Прикладная радиоэлектроника. – Х.: ХНУРЕ, 2007. – Т. 6, № 1. – С. 104-107.
11. Вьюнник О.В. Моделирование системы регистрации пульмофонографических сигналов / О.В. Вьюнник // Вісник Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут»: зб. наук. пр. Тематичний випуск: Інформатика і моделювання. – Х.: НТУ «ХПІ», 2008. – № 49. – С. 17-25.

12. Юнкеров В.И. Математико-статистическая обработка данных медицинских исследований / В.И. Юнкеров, С.Г. Григорьев. – СПб.: ВМедА, 2002. – 266 с.

13. Лапач С.Н. Статистические методы в медико-биологических исследованиях с использованием EXCEL / С.Н. Лапач, А.В. Чубенко, П.Н. Бабич. – К.: Морион, 2001. – 408 с.

14. Астафьева Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории

и примеры применения / Н.М. Астафьева // УФН. – 1996. – Т. 166, № 11. – С. 1145-1170.

Поступила в редколлегию 24.03.2010

**Рецензент:** д-р физ.-мат. наук, проф. Ю.В. Аркуша, Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина, Харьков.

#### **АНАЛІЗ ДАНИХ ПУЛЬМОФОНОГРАФІЧНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ**

О.М. Величко, О.В. В'юнник

*Розглянуто спектральний аналіз пульмофонографічних сигналів. Проведено обґрунтування застосування лінійного аналізу дискримінанта для диференціальної діагностики станів легенів людини. Показано можливості вейвлетного аналізу при дослідженні пульмофонограм.*

**Ключеві слова:** пульмофонографія, лінійний аналіз дискримінанта, спектр, вейвлетний аналіз.

#### **ANALYSIS OF DATA OF PULMOPHONOGRAPHIC RESEARCH**

O.N. Velichko, O.V. Viunnik

*The spectral analysis of pulmophonographic signals is considered. The ground of application of linear discriminant analysis is conducted for differential diagnostics of the states of lights of man. Possibilities of wavelet analysis are shown at research of pulmophonogramm.*

**Keywords:** pulmophonographic, linear discriminant analysis, spectrum, wavelet analysis.