

Assisted Surgery. Grenoble, 1997. 467-476. **10.** E. J. L. Brunenberg, A. Vilanova, V. Visser-Vandewalle [et al]. Automatic Trajectory Planning for Deep Brain Stimulation: A Feasibility Study. MICCAI. 2007. Part I. 584-592. **11.** J. Beyer, M. Hadwiger, S. Wolfsberger, K. Buhler. High-Quality Multimodal Volume Rendering for Preoperative Planning of Neurosurgical Interventions. Visualization and Computer Graphics. V. 13. I. 6. 1696-1703. **12.** R. R. Shamir, I. Tamir, E. Dabool [et al]. A method for planning safe trajectories in image-guided keyhole neurosurgery. Med Image Comput Assist Interv. 2010. 457-464.

Надійшла (received) 05.07.2014

УДК 621.391.26

А. С. ПОРЕВА, ассистент, НТУУ «КПИ», Киев;

А. А. МАКАРЕНКОВА, канд. физ-мат. наук, Институт Гидромеханики НАН Украины, Киев;

А. С. КАРПЛЮК, канд. техн. наук, НТУУ «КПИ», Киев;

А. А. ГОНЧАРЕНКО, студент кафедры ФБМЭ, НТУУ «КПИ», Киев

ПРИМЕНЕНИЕ ПОЛИСПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ В ЗВУКАХ ДЫХАНИЯ БОЛЬНЫХ ХОБЛ

В работе предложен метод анализа звуков дыхания здоровых людей и пациентов с хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ) на основе статистик высших порядков, а именно на расчетах функции бикогерентности и коэффициентов асимметрии. Разработана итерационная методика анализа зарегистрированных на грудной клетки пациентов звуков дыхания, позволившая с высокой степенью вероятности классифицировать состояние здоровья пациентов. В результате предложенной методики, основанной на расчете функций бикогерентности и коэффициентов асимметрии, выполнена классификация звуков по категориям «здоровый» и «болен ХОБЛ».

Ключевые слова: звуки дыхания, функция бикогерентности, коэффициент асимметрии, ХОБЛ, биспектр.

Введение. Заболевания бронхолегочной системы являются наиболее распространенными патологиями в мире, приводящие к смерти пациентов. На четвертом месте среди причин смертности во всем мире занимает хроническая обструктивная болезнь легких. Как показали исследования, распространенность заболеваний ХОБЛ возрастает с каждым годом [1], поэтому поиск новых методов диагностики данной болезни был и остается является актуальной задачей для ученых.

За последние годы проведен большой объем научных работ по идентификации ХОБЛ, основанных на различных подходах, таких как измерения форсированных колебаний с использованием нейронных сетей [2, 3], объектно-ориентированный методологии [4], обработка КТ-изображений [5-7] и другие.

Наряду с этим все более широкое применение в медицине находит и электронная аускультация, которая позволяет выявлять и объективизировать характерные диагностические признаки заболеваний бронхолегочной системы. В

© А. С. ПОРЕВА, А. А. МАКАРЕНКОВА, А. С. КАРПЛЮК, А. А. ГОНЧАРЕНКО, 2014

этой области также активно ведутся исследования, которые наряду с классическими подходами, такими, как частотный и частотно-временной анализы, как, например в [8], используются и новые подходы при решении данной проблемы, такие как расчет энтропийных характеристик [9, 10], вейвлет-анализ [11, 12] и другие.

Однако ни один из предложенных способов не позволяет со стопроцентной вероятностью выявлять и объективизировать ХОБЛ, а потому исследования в данной области продолжаются.

В данной работе предлагается новый метод анализа звуков дыхания – на основе статистик высокого порядка, а именно расчет функций бикогерентности и коэффициентов асимметрии.

Метод исследования. Сложная природа звуков дыхания является причиной применения к их анализу методик статистик высших порядков. Так, интерес может вызывать не только спектральные составляющие звуков дыхания, а также и фазовые составляющие. Для этого используют функцию бикогерентности (функция несимметрии):

$$\gamma_3(f_1, f_2) = \frac{|B(f_1, f_2)|^2}{P(f_1)P(f_2)P(f_1 + f_2)}, \quad (1)$$

где $B(f_1, f_2)$ – биспектр сигнала $B_k(f_1, f_2) = X_k(f_1)X_k(f_2)X_k^*(f_1 + f_2)$ и $P(f)$ – спектр мощности $P_k(f) = |X_k(f)|^2$, $X_k(f)$ – преобразование Фурье исходного сигнала $x(t)$; $\gamma_3(f_1, f_2)$ является безразмерной функцией [13].

Функция бикогерентности определяется информацией о фазовой структуре процесса, при этом устраняется влияние амплитудной структуры спектра.

Для анализа звуков дыхания в работе использовался также расчет коэффициентов асимметрии:

$$c_3 = K_3 / \sigma^3 \quad (2)$$

где σ^2 – дисперсия, K_3 – кумулянт 3-го порядка:

$$K_3(\tau_1, \tau_2) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x(t - \tau_1)x(t - \tau_2)dt \quad (3)$$

Ненулевые значения коэффициента асимметрии позволяет оценить характер и степень отклонения процесса от гауссова шума в рамках одномерного распределения.

Результаты исследования. В данном исследовании были проанализированы звуки легких 21 здоровых людей и 79 больных ХОБЛ. Для каждого пациента звуки легких синхронно регистрировались в четырех каналах: два – на грудной клетке впереди и два – на спине. Точки фиксации датчиков выбирались врачом. В результате выявлены определенные характерные признаки, позволяющие отнести исследуемый звук к категории здоровых либо больных. На основе этих признаков предлагается методика классификации

звуков дыхания на базе итерационного алгоритма, суть которого заключается в следующем.

1) Вначале рассчитывалось значение функции бикогерентности, несущее в себе информацию о фазовых составляющих биспектра. Было выявлено, что 91% звуков легких здоровых пациентов имеют максимальное значение функции бикогерентности $\gamma_{3\max}$, усредненное по четырем регистрируемым каналам, менее 20. Для больных ХОБЛ 85% имели значение бикогерентности более 50. На рис. 1 представлены гистограммы распределения значений функции бикогерентности здоровых людей и пациентов с ХОБЛ (при этом для соблюдения соизмеримого масштаба и удобства представления значения $\gamma_{3\max} > 120$ для больных ХОБЛ на график не выведены).

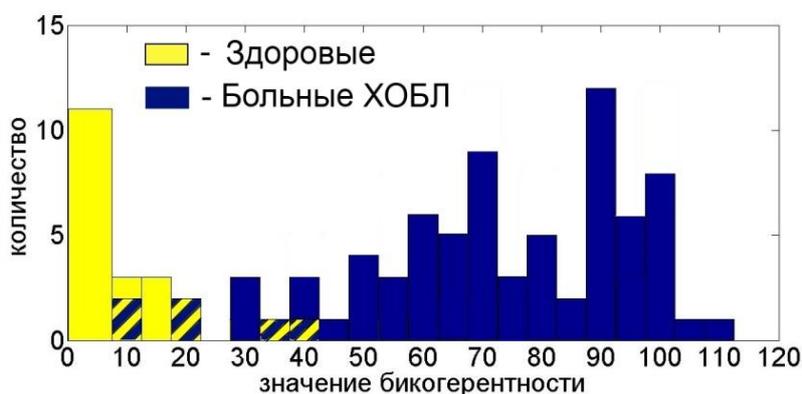


Рис. 1 – Гистограммы распределения значений функции бикогерентности здоровых людей и пациентов с ХОБЛ

Т.о, в данной методике первый этап является приоритетным. Если значение $\gamma_{3\max} < 20$, принимается решение о том, что пациент здоров, если $\gamma_{3\max} > 50$ – болен. Можно также рассматривать не усредненное по всем каналам значение $\gamma_{3\max}$, а в каждом канале отдельно, поскольку для врача часто важным является не только классификация здоров - болен как таковая, а и место локализации дополнительных дыхательных шумов, свидетельствующих о наличии патологии.

2) В случае неопределенности, когда $20 < \gamma_{3\max} < 50$, или же для уточнения принятого решения, применялся второй этап анализа, на котором рассматривался диагональный срез трехмерного представления функции бикогерентности. На рис. 2 и рис. 3 представлены примеры типичных трехмерных представлений функции бикогерентности в четырех регистрируемых каналах для здорового и больного ХОБЛ соответственно. Рис. 4 и рис. 5 иллюстрируют диагональные срезы этих функций бикогерентности. Видно, что характерный вид бикогерентной поверхности больного ХОБЛ имеет широкие плоские области высоких значений функции бикогерентности (рис. 2). У здоровых же типичными являются частые узкие остrokонечные вершины (рис. 3).

Кроме того, для здоровых характерно наличие вершин для значений бичастот $f < 0,05$, а для больных ХОБЛ в большинстве случаев такие «всплески» бикогерентности отсутствуют, что хорошо видно на графиках диагональных срезов бикогерентности (рис.4 и рис.5).

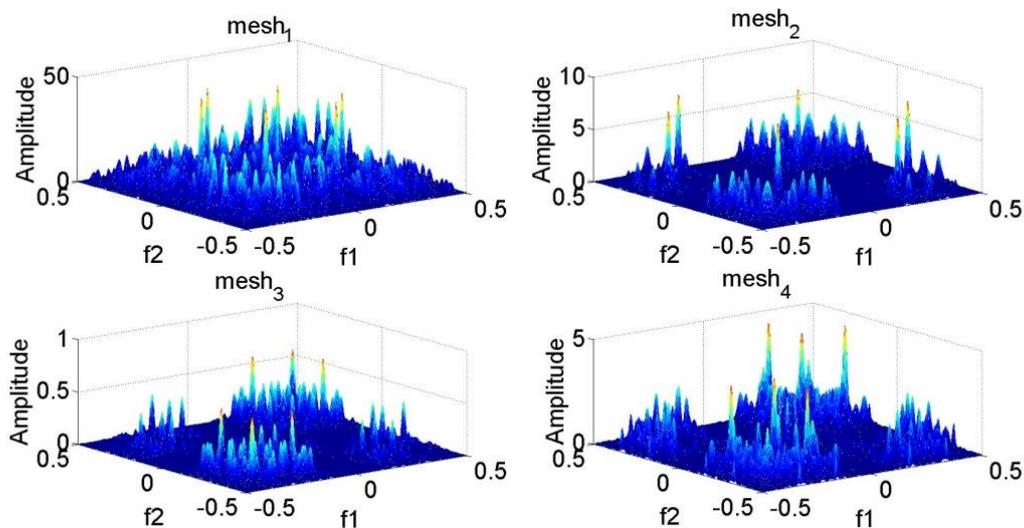


Рис. 2 – Трехмерное представлений функции бикогерентности звуков дыхания здорового человека

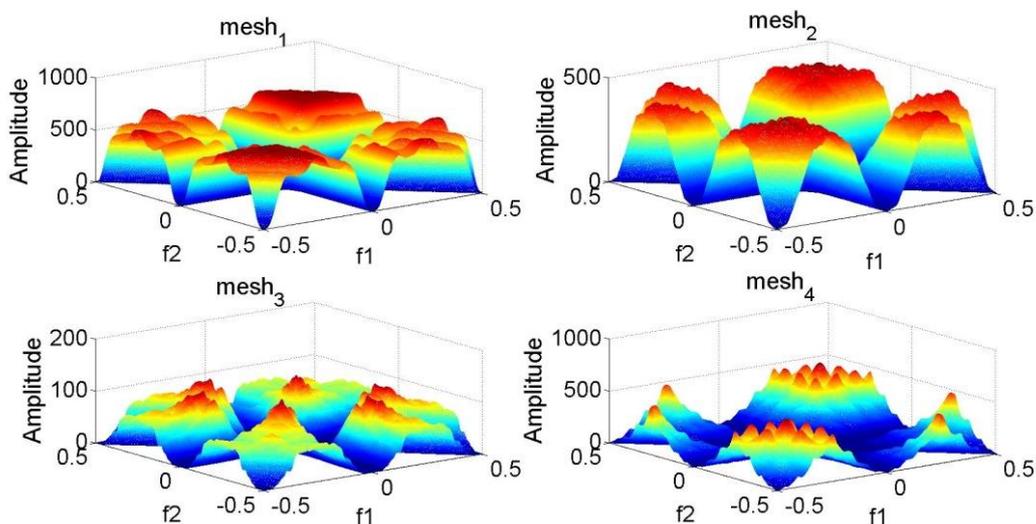


Рис. 3 – Трехмерное представлений функции бикогерентности звуков дыхания пациента с ХОБЛ

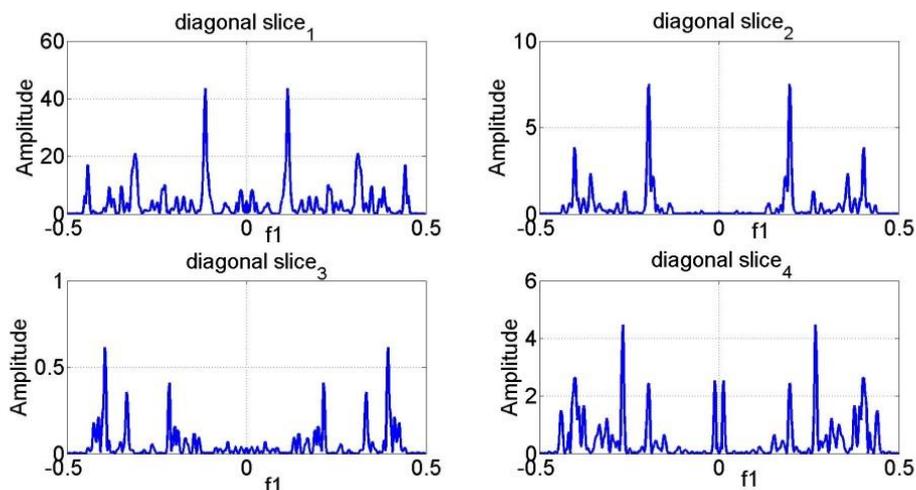


Рис. 4 – Диагональный срез функции бикогерентности звуков дыхания здорового человека

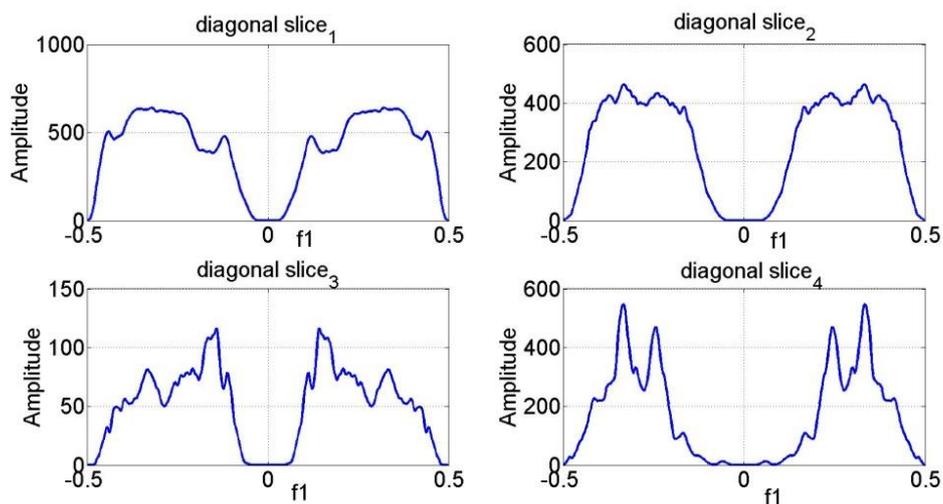


Рис. 5 – Диагональный срез функции бикогерентности звуков дыхания пациента с ХОБЛ

3) Еще одним дополнительным уточняющим характерным признаком может служить значение модуля функции асимметрии c_3 , который также относится к аппарату статистик высокого порядка. В данном исследовании рассчитывалось усредненное значение коэффициентов асимметрии по всем четырем каналам, однако можно рассматривать и каждый канал по-отдельности. В таблице 1 приведены некоторые из исследуемых в работе значения усредненных коэффициентов c_3 и $\gamma_{3\max}$ для здоровых и больных ХОБЛ. Видно, что для здоровых пациентов c_3 не превышает значение 0,09, в то время, как для больных ХОБЛ это значение в 82% случаях всех измерений была значительно больше 0,1.

Рассмотренные выше графики трехмерного представления и диагонального среза функции бикогерентности звуков дыхания (рис. 1 и рис. 3) соответствуют приведенным в таблице данным здорового пациента №1. Аналогично графики на рис. 2 и рис. 4 соответствуют данным больного ХОБЛ №1 в таблице 1.

Приведем некоторые комментарии к данным таблицы 1. У здорового № 6 $\gamma_{3\max} > 20$, однако при этом $c_3 = 0,065 < 0,9$. У больных №4 и №7 $\gamma_{3\max} < 50$, однако, помимо вида бикогерентной поверхности, не приведенной в данной статье, показательным является значение $c_3 > 0,1$. У больного №6 $c_3 < 0,9$, но при этом первый приоритетный признак $\gamma_{3\max} > 50$.

Таблица 1 – Коэффициенты асимметрии c_3 и значения бикогерентности $\gamma_{3\max}$ здоровых людей и пациентов с ХОБЛ

№	Здоровые пациенты		№	Больные ХОБЛ	
	c_3	$\gamma_{3\max}$		c_3	$\gamma_{3\max}$
1	0.055	14.04	1	0.301	441.84
2	0.056	0.58	2	0.246	66.65
3	0.089	13.43	3	0.755	110.38
4	0.057	14.44	4	0.300	10.77
5	0.015	0.14	5	0.204	106.96
6	0.065	32.87	6	0.069	199.79
7	0.044	0.48	7	0.167	37.53
8	0.064	6.13	8	0.409	64.63

Т. о., при совокупности рассмотренных признаков предложенный итерационный метод в 94% случаях верно классифицировал пациентов по категориям «здоров» и «болен ХОБЛ».

Выводы. В данном исследовании проведен анализ звуков дыхания здоровых людей и пациентов с хроническими обструктивными заболеваниями легких. В результате предложенной методики, основанной на расчете функций бикогерентности и коэффициентов асимметрии, выполнена классификация звуков по категориям «здоровый» и «болен ХОБЛ». Показано, что данный метод является достаточно информативным, обладает высокой точностью и может быть полезным инструментом при диагностике бронхолегочных заболеваний.

Список литературы: 1. Nemes, R. M. Bodyplethysmography and helium dilution method in patients with COPD: correlation between functional and respiratory clinical parameters / Nemes, R. M.; Postolache, P.; Olaru, M. [and other] // E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2013, vol., no., pp.1,4, 21-23 Nov. 2013. 2. Amaral, J. L M. Automatic identification of Chronic Obstructive Pulmonary Disease Based on forced oscillation measurements and artificial neural networks / Amaral, J. L M; Faria, A. C D; Lopes A. J. [and other] // Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE , vol., no., pp.1394,1397, Aug. 31 2010-Sept. 4 2010. 3. Ionescu, C.- M. Relations Between Fractional-Order Model Parameters and Lung Pathology in Chronic Obstructive Pulmonary Disease / Ionescu, C.- M.; De Keyser, R. // Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.56, no.4, pp.978,987, April 2009. 4. Badnjevic, A. Integrated software suite for diagnosis of respiratory diseases / Badnjevic, A.; Cifrek, M.; Koruga, D. // EUROCON, 2013 IEEE , vol., no., pp.564,568, 1-4 July 2013. 5. Sorensen, L. Texture-Based Analysis of COPD: A Data-Driven Approach / Sorensen, L.; Nielsen, M.; Pechin Lo [and other.] // Medical Imaging, IEEE Transactions on, vol.31, no.1, pp.70,78, Jan. 2012. 6. Song, G. Computational analysis of HRCT images for characterization and differentiation of ILD and COPD / Song, G.; Barbosa, E.; Tustison, N. [and other] // Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International Symposium on, vol., no., pp.999,1002, June 28 2009-July 1 2009. 7. Hosseini, M. P. A novel method for identification of COPD in inspiratory and expiratory states of CT images / Hosseini, M. P.; Soltanian-Zadeh, H.; Akhlaghpour, S. // Biomedical Engineering (MECBME), 2011 1st Middle East Conference on , vol., no., pp.235,238, 21-24 Feb. 2011. 8. Макаренкова А. А. Исследование и объективизация дополнительных звуков дыхания у больных ХОБЛ / Макаренкова А. А. // Акустичний вісник, Том 13, № 3, 2010, с. 31-41. 9. Jianmin Zhang. A Novel Wheeze Detection Method for Wearable Monitoring Systems / Jianmin Zhang; Wee Ser; Jufeng Yu; Zhang, T. T. // Intelligent Ubiquitous Computing and Education, 2009 International Symposium on, vol., no., pp.331,334, 15-16 May 2009. 10. Aydore, S. Classification of respiratory signals by linear analysis / Aydore, S.; Sen, I.; Kahya, Yasemin P.; Mihcak, M. K. // Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE , vol., no., pp.2617,2620, 3-6 Sept. 2009. 11. Marshall, A. Applications of signal recognition algorithms to diagnosis and monitoring in chest medicine / Marshall, A.; Boussakta, S.; Pearson, S. B. // Medical Applications of Signal Processing, 2005. The 3rd IEE International Seminar on (Ref. No. 2005-1119), vol., no., pp.121,124, 3-4 Nov. 2005. 12. Taplidou, S. A. Analysis of Wheezes Using Wavelet Higher Order Spectral Features / Taplidou, S. A.; Hadjileontiadis, L. J. // Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.57, no.7, pp.1596,1610, July 2010. 13. Новиков А. К. Полиспектральный анализ. [Монография] / А. К. Новиков – ЦНИИ им. акад. А.Н. Крылова, 2002 – 180 с.

Bibliography (transliterated): 1. Nemes, R.- M.; Postolache, P.; Olaru, M. [and other]. Bodyplethysmography and helium dilution method in patients with COPD: correlation between functional and respiratory clinical parameters. E-Health and Bioengineering Conference (EHB). 2013. vol. 1, no. 4. 21-23 Nov. 2013. 2. Amaral, J. L M; Faria, A. C D; Lopes A. J. [and other]. Automatic identification of Chronic Obstructive Pulmonary Disease Based on forced oscillation measurements and

artificial neural networks. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE , vol., no., pp.1394,1397, Aug. 31 2010-Sept. 4 2010. **3.** Ionescu, C.- M.; De Keyser, R. Relations Between Fractional-Order Model Parameters and Lung Pathology in Chronic Obstructive Pulmonary Disease. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.56, no.4, pp.978,987, April 2009. **4.** Badnjevic, A.; Cifrek, M.; Koruga, D. Integrated software suite for diagnosis of respiratory diseases. EUROCON, 2013 IEEE , vol., no., pp.564,568, 1-4 July 2013. **5.** Sorensen, L.; Nielsen, M.; Pechin Lo [and other.]. Texture-Based Analysis of COPD: A Data-Driven Approach. Medical Imaging, IEEE Transactions on, vol.31, no.1, pp.70,78, Jan. 2012. **6.** Song, G.; Barbosa, E.; Tustison, N. [and other.]. Computational analysis of HRCT images for characterization and differentiation of ILD and COPD. Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International Symposium on, vol., no., pp.999,1002, June 28 2009-July 1 2009. **7.** Hosseini, M. P.; Soltanian-Zadeh, H.; Akhlaghpour, S. A novel method for identification of COPD in inspiratory and expiratory states of CT images. Biomedical Engineering (MECBME), 2011 1st Middle East Conference on , vol., no., pp.235,238, 21-24 Feb. 2011. **8.** Makarenkova A. A. Research and objectification additional breath sounds in patients with COPD. Akustichny visnyk, Vol. 13, № 3, 2010, с. 31-41. **9.** Jianmin Zhang; Wee Ser; Jufeng Yu; Zhang, T. T. A Novel Wheeze Detection Method for Wearable Monitoring Systems. Intelligent Ubiquitous Computing and Education, 2009 International Symposium on, vol., no., pp.331,334, 15-16 May 2009. **10.** Aydore, S.; Sen, I.; Kahya, Yasemin P.; Mihcak, M. K. Classification of respiratory signals by linear analysis. Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE , vol., no., pp.2617,2620, 3-6 Sept. 2009. **11.** Marshall, A.; Boussakta, S.; Pearson, S. B. Applications of signal recognition algorithms to diagnosis and monitoring in chest medicine. Medical Applications of Signal Processing, 2005. The 3rd IEE International Seminar on (Ref. No. 2005-1119), vol., no., pp.121,124, 3-4 Nov. 2005. **12.** Taplidou, S. A.; Hadjileontiadis, L. J. Analysis of Wheezes Using Wavelet Higher Order Spectral Features. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.57, no.7, pp.1596,1610, July 2010. **13.** Novikov A. K. Polyspectral analysis. [monograph]. – CNII name Acad. A. N. Krylov, 2002. 180.

Надійшла (received) 15.06.2014

УДК 615.47:616-07

С. С. ЛАПТА, канд. техн. наук, доц., УИПА, Харьков;
Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, вед. науч. сотрудник НТУ «ХПИ»;
О. И. СОЛОВЬЁВА, канд. техн. наук, преп., ХУВС, Харьков;

КОМПЬЮТЕРНАЯ РАННЯЯ ДИАГНОСТИКА САХАРНОГО ДИАБЕТА МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

В статье рассмотрена проблема повышения качества ранней диагностики сахарного диабета, выявления предшествующих ему состояний с нарушенной толерантностью к глюкозе. Предлагается новая система компьютерной ранней диагностики сахарного диабета на основе математического моделирования динамики гликемии и параметрической идентификации модели для обследуемого пациента по клиническим данным проведенного у него перорального теста толерантности к глюкозе. Ее преимущество в возможности выявления латентных форм СД перед действующей официальной системой Всемирной организации здравоохранения установлено статистически достоверно.

Ключевые слова: система диагностики, сахарный диабет, математическая модель, дифференциальное уравнение.

© С. С. ЛАПТА, Л. А. ПОСПЕЛОВ, О. И. СОЛОВЬЁВА, 2014