

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  $\sigma^2$  – 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).

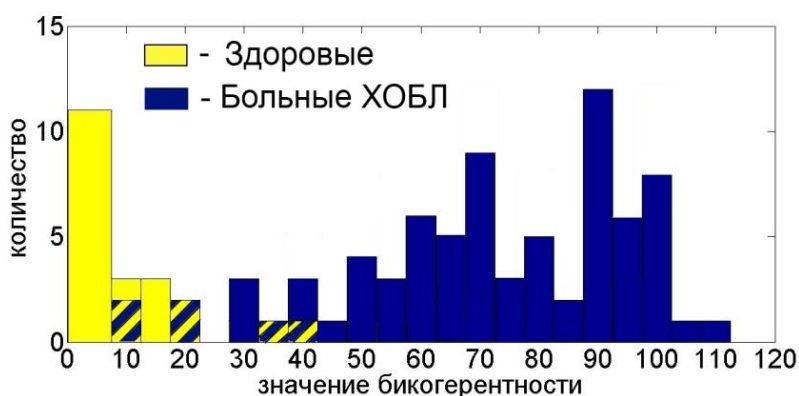


Рис. 1 – Гистограммы распределения значений функции бикогерентности здоровых людей и пациентов с ХОБЛ

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).

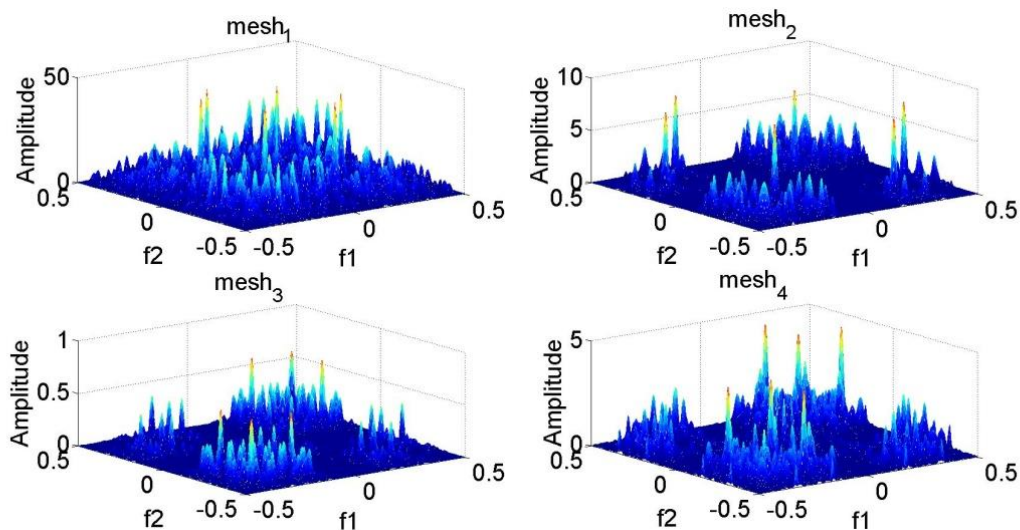


Рис. 2 – Трехмерное представление функции бикогерентности звуков дыхания здорового человека

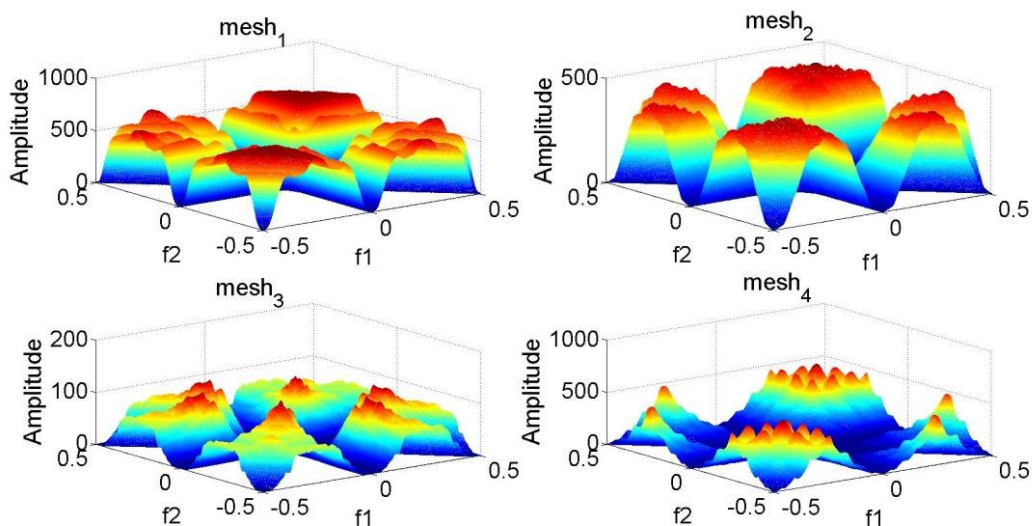


Рис. 3 – Трехмерное представление функции бикогерентности звуков дыхания пациента с ХОБЛ

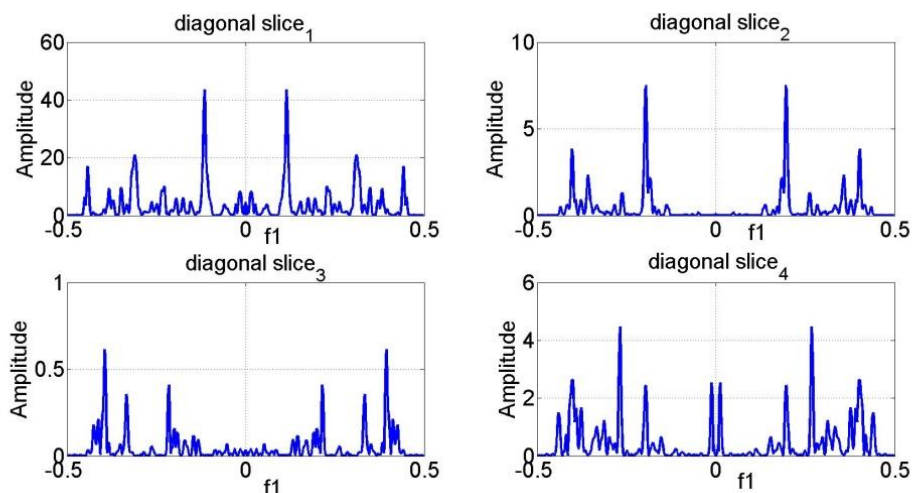


Рис. 4 – Диагональный срез функции бикогерентности звуков дыхания здорового человека

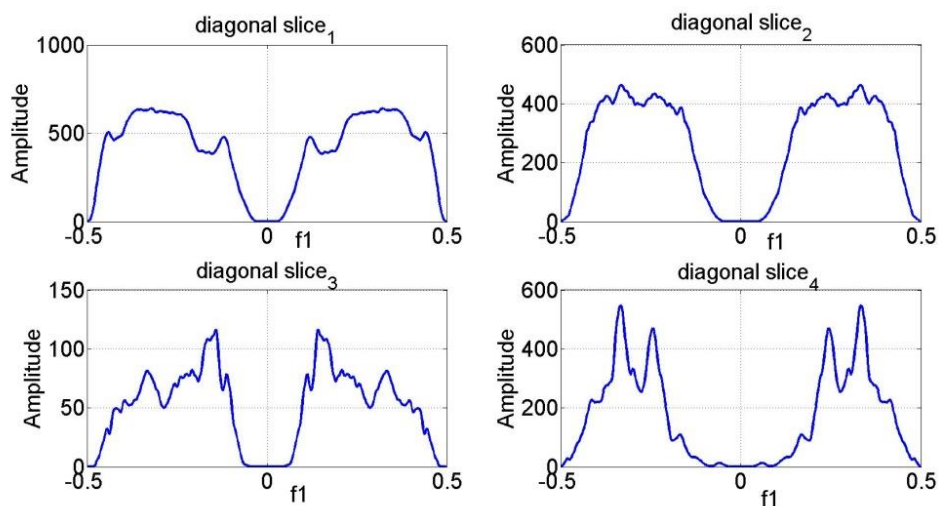


Рис. 5 – Диагональный срез функции бикогерентности звуков дыхания пациента с ХОБЛ

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        | <b>10.77</b>     |
| 5 | 0.015             | 0.14             | 5 | 0.204        | 106.96           |
| 6 | 0.065             | <b>32.87</b>     | 6 | <b>0.069</b> | 199.79           |
| 7 | 0.044             | 0.48             | 7 | 0.167        | <b>37.53</b>     |
| 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