

МЕТОД И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

Г. Н. ЛУКЬЯНОВ¹, А. А. РАССАДИНА^{1,2}, Р. В. НЕРОНОВ³

¹ Университет ИТМО, 197101, Санкт-Петербург, Россия

² Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет „ЛЭТИ“,
197376, Санкт-Петербург, Россия

³ Клиники СМТ, 190121, Санкт-Петербург, Россия
E-mail: gen-lukjanow@yandex.ru

Предложен метод ранней диагностики заболеваний органов дыхания. Метод базируется на динамических измерениях параметров дыхания (скорости вдыхаемого и выдыхаемого потоков воздуха, давления или температуры). Такие измерения позволяют регистрировать быстрые колебания, содержащие информацию о самых тонких процессах в органах дыхания. Представлен прототип диагностического устройства на основе разработанного метода.

Ключевые слова: диагностика заболеваний дыхательной системы, методы нелинейной динамики, анализ высокочастотных колебаний

Введение. По данным Министерства здравоохранения РФ, около 41 % от общего числа регистрируемых случаев заболеваний относятся к болезням органов дыхания [1]. Очень важно, с целью предотвращения развития патологий, выявлять эти заболевания на ранних стадиях, что невозможно ввиду отсутствия эффективных и универсальных скрининговых методов диагностики. В многочисленных источниках литературы отмечена актуальность решения этой задачи. Например, на ранней стадии симптомы рака легкого незначительны или вовсе отсутствуют, и в среднем эта болезнь выявляется через 4,5 недели после начала; высок процент поздней диагностики туберкулеза легких [2]. Диагностика вазомоторных и аллергических заболеваний верхних дыхательных путей у рабочих химической промышленности представляет большие трудности, особенно в условиях обследования на производстве из-за полиморфизма клинических проявлений и отсутствия классических признаков аллергических заболеваний [3].

При достаточно большом разнообразии заболеваний органов дыхания (это могут быть как заболевания верхних, так и нижних дыхательных путей) в качестве диагностического маркера можно выделить один общий признак — индивидуальные особенности, которые связаны с нарушением носового дыхания [4]. Инфекции дыхательных путей сопровождаются дыхательной недостаточностью [5, 6]; симптомами рака легкого являются кашель и одышка (то же для туберкулеза); тяжелое свистящее дыхание, как во время вдоха, так и во время выдоха, учащенное дыхание наблюдаются при астме и т.д.

Для того чтобы измерить дыхательную недостаточность, количественно определить особенности дыхания, измеряют коэффициент носового сопротивления. На определении этого параметра основан метод передней активной риноманометрии (рекомендован Международным комитетом по стандартизации) [7—9]. Диагностическим параметром метода является коэффициент носового сопротивления, определяемый через отношение давления в полости носа (или его перепада на выходе из полости и входе в нее) к скорости (или объемному расходу) воздушного потока на этом участке. Измерительные датчики находятся в специальной трубке, подводимой одним концом к полости носа, а вторым — к полости рта [7]; основными

компаниями-производителями датчиков являются Rhinolab (Германия), Atmos (Германия), Ультраскрин (Германия).

Достоинствами метода являются неинвазивность измерений и применение портативной аппаратуры. К недостаткам метода, препятствующим применению в ранней диагностике заболеваний, следует отнести искажение естественного дыхания за счет снятия показаний в подводимой к полости носа трубке (часто при закрытой одной ноздре), а также необходимость в высокой профессиональной квалификации специалистов-диагностов и высокая среднерыночная стоимость аппаратуры (около 10 000 долларов).

После анализа метода передней активной риноманометрии, в тесном сотрудничестве с врачами-оториноларингологами, выработаны требования, предъявляемые к аппаратуре ранней диагностики заболеваний органов дыхания:

- сохранение естественного дыхания при диагностических измерениях;
- выполнение измерений непосредственно в полости носа;
- диагностика на основе анализа высокочастотных колебаний измеряемого параметра.

В проведенных нами исследованиях характера дыхания [10—16] выявлено, что наиболее важная диагностическая информация содержится в быстрых колебаниях, сопровождающих основной цикл вдоха-выдоха. Быстрые колебания отражают особенности физиологии дыхания, с ними связана скорость прогрева или охлаждения воздуха при вдохе. Исследование этих особенностей привело авторов к разработке нового метода диагностики заболеваний органов дыхания и диагностической аппаратуры к нему.

Метод диагностики заболеваний органов дыхания. В работах [11, 12, 14, 15, 17] нами проведены измерения таких параметров дыхания, как скорость воздушного потока, давление, температура, концентрация углекислого газа. Все измерения выполнены различными типами датчиков, общим требованием к которым являлось высокое быстродействие (не менее одного измерения в миллисекунду) при малых размерах, чтобы искажения характеристик пульсаций потока воздуха были минимальными. Сами датчики или измерительные элементы к ним располагались либо в области преддверия носа (ноздри) либо на пути выдыхаемой струи воздуха у области преддверия носа. С помощью датчиков выполнялись наблюдения за колебаниями измеряемого при дыхании параметра. Оказалось, что можно выделить общие характерные особенности колебаний у любого из измеряемых параметров — квазипериодические колебания, соответствующие колебательному циклу вдох-выдох и накладываемые на них более высокочастотные колебания [14]. Исследования показали, что сглаживаемые обычно быстрые колебания содержат основную диагностическую информацию. По их характеру можно определить, здоров или болен человек, и даже особенности заболевания.

Для получения информации об особенностях высокочастотных колебаний результаты измерений обрабатывались методами нелинейной динамики и спектроскопии. Были определены:

- корреляционный интеграл, $C(\varepsilon)$, корреляционная размерность, D_2 , и корреляционная энтропия, K_2

$$C(\varepsilon) = \lim_{m \rightarrow \infty} \frac{1}{m^2} \sum_{\substack{i,j=1 \\ i \neq j}}^m H(\varepsilon - \|x_i - x_j\|), \quad (1)$$

$$H = \begin{cases} 1, & (\varepsilon - \|x_i - x_j\|) \geq 0; \\ 0, & (\varepsilon - \|x_i - x_j\|) < 0, \end{cases} \quad (2)$$

$$D_2 = \lim_{\varepsilon \rightarrow \infty} \frac{\log C(\varepsilon)}{\log \varepsilon}, \quad (3)$$

$$K_2 = \lim_{\tau \rightarrow 0} \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \lim_{ED \rightarrow \infty} \frac{1}{\tau} \cdot \log \left(\sum_{i_1 \dots i_N} \frac{C_{ED}(\varepsilon)}{C_{ED+1}(\varepsilon)} \right), \quad (4)$$

где H — ступенчатая функция Хевисайда; ε — диаметр элементарного объема, покрывающего аттрактор; x_i, x_j — точки в некотором метрическом пространстве с расстояниями $|x_i - x_j|$ между любой парой точек; $C_{ED}(\varepsilon)$ — корреляционный интеграл размерности вложения;

— спектральная плотность мощности через преобразование Фурье; так, временной сигнал $x(t)$ измеренного параметра может быть представлен через функцию $X(\omega)$, зависящую от частоты $\omega = 2\pi f$:

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt, \quad (5)$$

— фазовая траектория сигнала, реконструируемая по данным временного ряда.

Фазовая траектория имеет форму аттрактора, т.е. области притяжения своих траекторий. Характеристиками аттрактора являются размерность и энтропия. Размерность определяет количество информации, необходимое для задания координат точки, принадлежащей аттрактору. Ее используют для определения размерности объектов, трудно поддающихся, или не поддающихся аналитическому описанию. Для аттракторов, построенных методом задержек по временным рядам, полученным в результате наблюдений, корреляционную размерность определяют через корреляционный интеграл $C(\varepsilon)$, т.е. вероятность того, что две точки на аттракторе лежат внутри ячейки размером ε (разделены дистанцией, меньшей ε). $C(\varepsilon) = n(\varepsilon)/N_p$, $n(\varepsilon)$ — число различных пар точек, разделенных дистанцией, меньшей ε , N_p — полное число различных пар.

Энтропия Колмогорова — важнейшая характеристика хаотического движения в фазовом пространстве произвольной размерности. Она пропорциональна скорости потери информации диссипативной системой с течением времени. Ее оценкой является корреляционная энтропия, которая выражается через корреляционный интеграл для определенной размерности вложения n .

Для вычисления корреляционной размерности и энтропии был применен программный пакет FRACTAN.

Графики спектральной плотности мощности (СПМ) позволяют выявить основные частоты наблюдаемых в процессе колебаний. Спектральная плотность мощности и фазовая траектория сигнала были вычислены в пакете математического моделирования MATLAB, для чего была написана небольшая программа.

Пример результата измерения температуры, с последующим определением фазовой траектории и спектральной плотности мощности для здорового человека и больного астмой приведены на рис. 1 (колебания температуры в процессе дыхания: a — для больного, b — для здорового; восстановленный аттрактор: v — для больного, z — для здорового; СПМ: d — для больного, e — для здорового; 1 — слабые колебания, наблюдаемые на вдохе, 2 — при выдохе). Видно, что вклад высокочастотных колебаний в случае больного астмой существен. Это отражается как на характере самих колебаний, так и на фазовой траектории и графике СПМ. Сами колебания и фазовая траектория отличаются хаотичностью, а на графике СПМ появляются дополнительные частоты колебаний. На рис. 2 и 3 приведены результаты определения корреляционной размерности и энтропии для группы из тридцати пациентов мужского пола в возрасте от 30 до 40 лет, которые обратились к оториноларингологу по поводу затрудненного дыхания. У всех пациентов был диагностирован ринит (различной этиологии), сопровождавшийся отеком носа. Измерения проводились до и после приема прописанных лекарств. Полу-

ченные результаты позволяют отметить тенденцию к снижению значений корреляционной размерности и энтропии для пациентов после проведенного лечения.

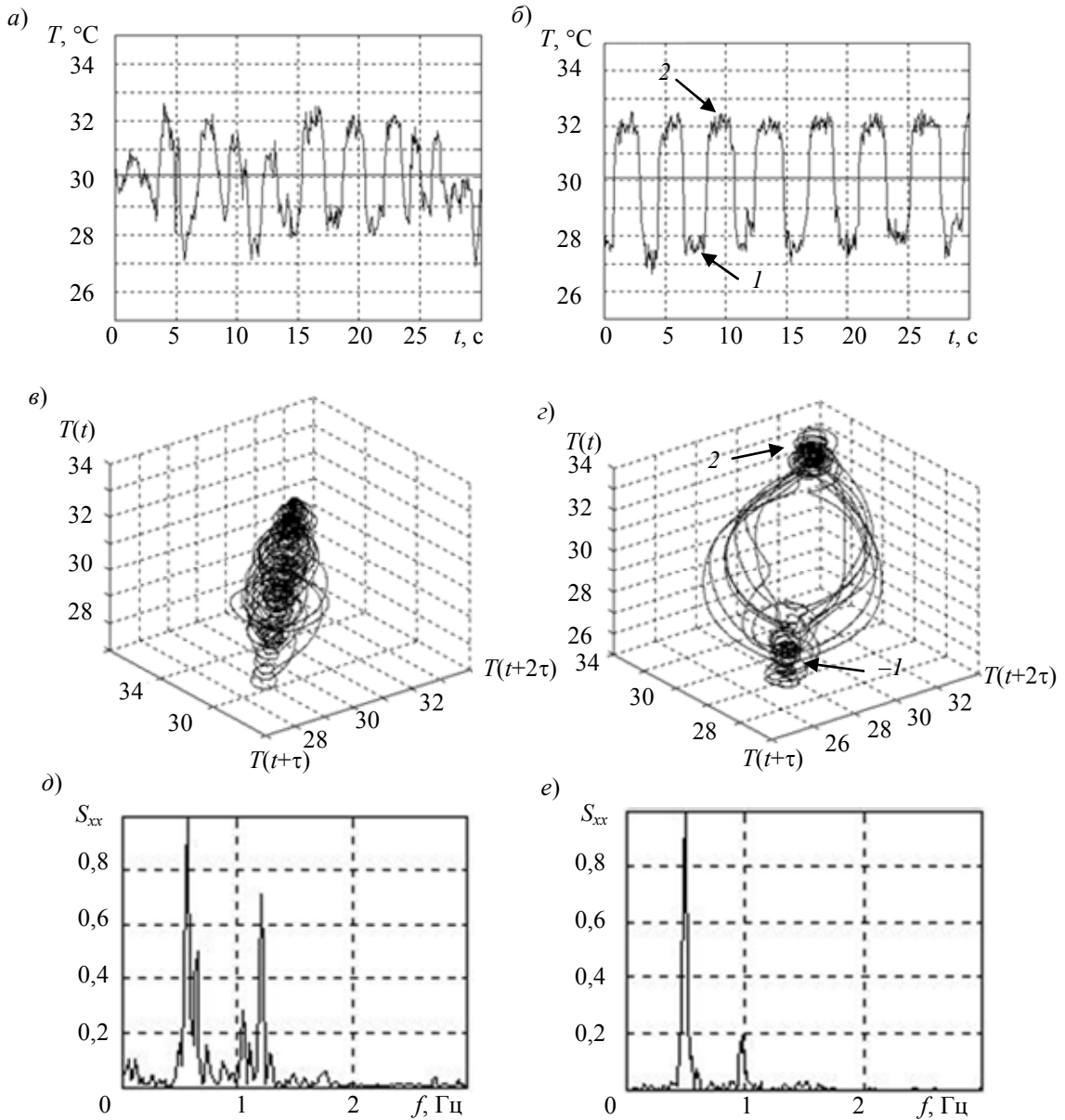


Рис. 1

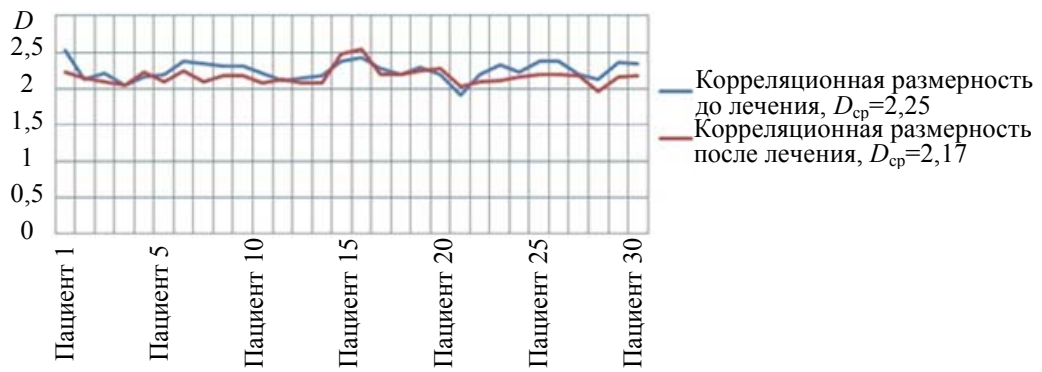


Рис. 2

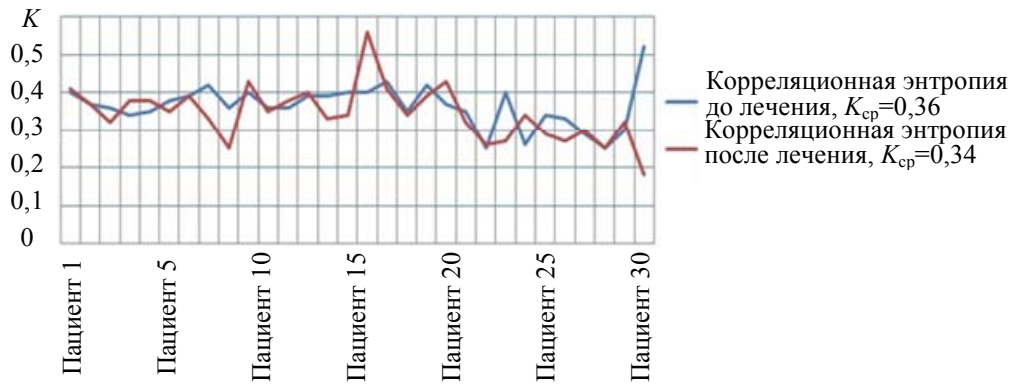


Рис. 3

Прибор. Для технической реализации метода изготовлен прототип прибора с использованием двух датчиков давления, окончания отводных трубок к которым закреплены на клипсе (рис. 4). Клипса крепится на перегородке носа, позволяя измерять давление в области преддверия носа (ноздри). Процесс передачи данных происходит следующим образом. Сигналы от датчиков давления усиливаются, фильтруются (схема включения датчика давления с фильтром нижних частот на выходе приведена на рис. 5), передаются на устройство L-Card и через порт USB — в компьютер, где записываются в файл в кодах ASCII.

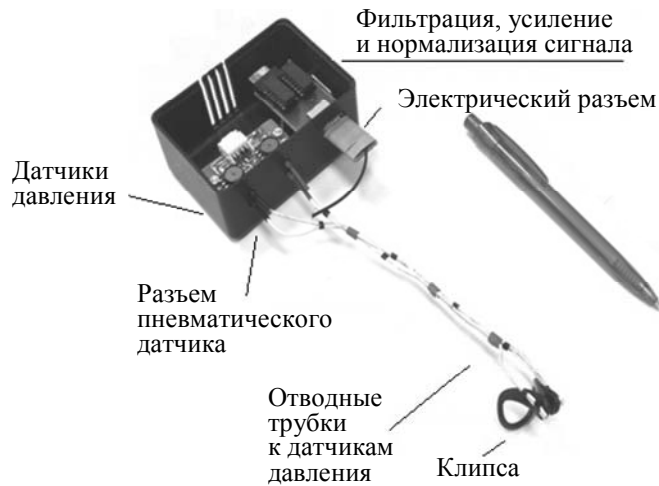


Рис. 4

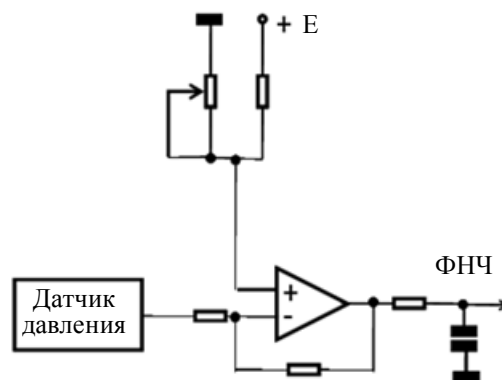


Рис. 5

Заключение. В статье изложен метод ранней диагностики заболеваний органов дыхания, базирующийся на динамических измерениях параметров дыхания. В качестве диагностируемого параметра может быть выбран любой, характеризующий движение воздушной струи в полости носа при дыхании: скорость воздушного потока, давление, температура, концентрация углекислого газа. Для выявления заболеваний анализируются быстрые колебания

любого из приведенных параметров. Так, восстановленный методом временных задержек аттрактор, построенный по результатам измерения колебаний температуры воздуха при дыхании в ноздре здорового человека, подобен клубку, намотанному на некоторую цилиндрическую поверхность, в верхней и нижней частях (соответствующих верхним пикам вдоха и выдоха) которого присутствуют высокочастотные колебания. Более хаотичная картина тех же колебаний температуры в ноздре у больного свидетельствует об усложнении конвективных процессов и, следовательно, о затруднении дыхания. Корреляционные размерность и энтропия, описывающие закономерности аттрактора, — дробные величины, которые имеют тенденцию к росту у больных пациентов относительно этого же параметра у здоровых. График СПМ у больных отличается существенным увеличением числа пиков в области высоких частот, что также свидетельствует об усложнении конвективных процессов. Также в статье представлен прототип прибора, предназначенного для ранней диагностики заболеваний органов дыхания на основе описанного метода. Особенностью прибора является вынесение измерительных датчиков (в данном случае — датчиков давления) на клипсу, закрепляемую на перегородке носа. Размещение измерительных датчиков непосредственно в полости носа (ноздри) существенно повышает их чувствительность.

Предпосылками к разработке представленного прототипа прибора стали: высокий уровень заболеваний органов дыхания; сглаженные результаты измерений с использованием традиционной аппаратуры (риноманометрия); высокая стоимость такой аппаратуры; отсутствие отечественного производства; слабые возможности предсказательной диагностики. Полученные результаты найдут применение не только в клиниках, но и, при необходимости, в домашних условиях, позволяя отслеживать динамику состояния.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Заболеваемость всего населения России в 2017 году. Статистические материалы. Министерство здравоохранения РФ. Ч. 1. М., 2018. 140 с.
2. Штейнер М. Л., Блашнцевца С. А., Жестков А. В., Брыляева Е. В., Устинов М. С., Протасов А. Д. Некоторые аспекты диагностики заболеваний легких // *Фундаментальные исследования*. 2011. № 9. С. 163—169.
3. Волгарева А. Д., Бакиров А. Б., Гимранова Г. Г. и др. Профессиональные заболевания ЛОР органов: учеб. пос. Уфа: Уфимский НИИ медицины труда и экологии человека, 2016. 70 с.
4. Тарасова Л. В., Трухан Д. И. Клиника, диагностика и лечение основных заболеваний органов дыхания. Чебоксары—Омск: Чувашский гос. ун-т им. И.Н. Ульянова, 2015. 198 с.
5. Морозова С. В., Кеда Л. А. Профилактика и лечение заболеваний верхних дыхательных путей, осложняющих течение острых респираторных инфекций // *Фарматека*. 2020. Т. 27, № 5. С. 46—50.
6. Гельцер Б. И., Курпатов И. Г., Дей А. А., Кожанов А. Г. Дисфункция респираторных мышц и болезни органов дыхания // *Терапевтический архив*. 2019. № 3. С. 93—100. DOI: 10.26442/00403660.2019.03.000108.
7. Эсенбаева А. К. Передняя активная риноманометрия и акустическая ринометрия как объективные методы диагностики респираторной функции носа // *Российская оториноларингология*. 2011. № 5(54). С. 179—183.
8. Сагандыкова Н. С., Таукелева С. А. Критический анализ методов оценки носового дыхания (литературный обзор) // *Вестн. КазНМУ*. 2019. № 4. С. 77—79.
9. Hilberg O., Pedersen O. F., Eccles R. Acoustic rhinometry: recommendations for technical specifications and standard operating procedures // *Rhinol Suppl*. 2000. N 16. P. 3—17.
10. Воронин А. А. Исследование воздушных течений в каналах и полостях нерегулярной формы: Дис. ... канд. техн. наук. СПб, 2013. 142 с.
11. Лукьянов Г. Н., Рассадина А. А., Усачев В. И. Исследование тепло- и массообменных характеристик дыхания // *Изв. вузов. Приборостроение*. 2005. Т. 48, № 5. С. 63—66.
12. Lukyanov G., Usachev V. Chaotic behavior by the air flow of the breath of human being // *Proc. of the Intern. Conf. "Physics and Control"*. September 2003. Vol. 1. P. 294—297. DOI:10.1109/PHYCON.2003.1236834.

13. *Lukyanov G., Serov I., Rybina L.* Identification of the psychophysiological state of the man // Proc. of the Intern. Conf. "Physics and Control". September 2005. P. 884—886. DOI:10.1109/PHYCON.2005.1514115.
14. *Malyshev A. G., Zhumashev N. K., Lukyanov G. N., Mynbaev K. D., Rassadina A. A.* Application of a LED-photodiode optocouple for the study of human respiratory function // J. of Physics: Conf. Ser. 2015. Vol. 643, N 1. P. 012026. DOI: 10.1088/1742-6596/643/1/012026.
15. *Lukyanov G., Rassadina A., Neronov R.* Estimation of the air flow behavior in the 3D solid and numerical models of nose // Conf. of Open Innovations Association. FRUCT. 2019. N 24. P. 235—242. DOI: 10.23919/FRUCT.2019.8711927.
16. *Lukyanov G. N., Voronin A. A., Rassadina A. A.* Simulation of convective flows in irregular channels on the example of the human nasal cavity and paranasal sinuses // Technical Physics. 2017. Vol. 62, N 3. P. 484—489. DOI: 10.1134/S1063784217030136.
17. *Лукьянов Г. Н., Рассадина А. А.* Выявление основных закономерностей хаотических процессов при дыхании // Науч.-техн. вестн. информационных технологий, механики и оптики. 2006. № 31. С. 118—121.

Сведения об авторах

- Геннадий Николаевич Лукьянов** — д-р техн. наук, профессор; Университет ИТМО, факультет систем управления и робототехники; доцент; E-mail: gen-lukjanow@yandex.ru
- Анна Александровна Рассадина** — канд. техн. наук; Университет ИТМО, факультет систем управления и робототехники; тьютор; E-mail: a.a.rassadina@gmail.com
- Роман Витальевич Неронов** — канд. мед. наук, врач высшей категории; Клиники "СМТ", отделение оториноларингологии; главный оториноларинголог; E-mail: nrvspsb@mail.ru

Поступила в редакцию
09.09.2021 г.

Ссылка для цитирования: Лукьянов Г. Н., Рассадина А. А., Неронов Р. В. Метод и устройство для диагностики заболеваний дыхательной системы человека // Изв. вузов. Приборостроение. 2021. Т. 64, № 12. С. 1010—1017.

METHOD AND DEVICE FOR DIAGNOSING DISEASES OF THE HUMAN RESPIRATORY SYSTEM

G. N. Lukyanov¹, A. A. Rassadina^{1,2}, R. V. Neronov³

¹*ITMO University, 197101, St. Petersburg, Russia*

²*St. Petersburg Electrotechnical University, 197376, St. Petersburg, Russia*

³*MMT Clinic, 190121, St. Petersburg, Russia*
E-mail: gen-lukjanow@yandex.ru

An instrument is developed on the base of a new method for diagnosing respiratory diseases using the proposed method of dynamic measurements of respiratory parameters (the speed of inhaled and exhaled air flow, pressure or temperature). Such measurements make it possible to register rapid fluctuations containing information about the most subtle processes in the respiratory organs. Based on this method, a device is constructed that registers fluctuations in air pressure in the nasal cavity during breathing, for early diagnosis of respiratory diseases.

Keywords: diagnosing the human respiratory system diseases, nonlinear mechanic methods, high-frequency oscillations analysis

REFERENCES

1. *Zabolevayemost' vsego naseleniya Rossii v 2017 godu. Statisticheskiye materialy. Ministerstvo zdravookhraneniya RF* (The Incidence of the Entire Population of Russia in 2017. Statistical Materials. Ministry of Health of the Russian Federation), Moscow, 2018, pt. 1, 140 p. (in Russ.)
2. *Steiner M.L., Blashentseva S.A., Zhestkov A.V., Brylyaeva E.V., Ustinov M.S., Protasov A.D. Fundamental'nyye issledovaniya*, 2011, no. 9, pp. 163—169. (in Russ.)
3. *Volgareva A.D., Bakirov A.B., Gimranova G.G. et al. Professional'nyye zabolevaniya LOR organov* (Occupational Diseases of ENT Organs), Ufa, 2016, 70 p. (in Russ.)
4. *Tarasova L.V., Trukhan D.I. Klinika, diagnostika i lecheniye osnovnykh zabolevaniy organov dykhaniya* (Clinic, Diagnosis and Treatment of Major Respiratory Diseases), Cheboksary-Omsk, 2015, 198 p. (in Russ.)

5. Morozova S.V., Keda L.A. *Pharmateca*, 2020, no. 5(27), pp. 46–50. (in Russ.)
6. Gel'tser B.I., Kurpatov I.G., Dey A.A., Kozhanov A.G. *Therapeutic Archive*, 2019, no. 3, pp. 93–100, DOI: 10.26442/00403660.2019.03.000108 (in Russ.)
7. Esenbayeva A.K. *Rossiyskaya otorinolaringologiya*, 2011, no. 5(54), pp. 179–183. (in Russ.)
8. Sagandykova N.S., Taukeleva S.A. *Vestnik KazNMU*, 2019, no. 4, pp. 77–79. (in Russ.)
9. Hilberg O., Pedersen O.F., Eccles R. *Rhinol Suppl.*, 2000, no. 16, pp. 3–17.
10. Voronin A.A. *Issledovaniye vozdushnykh techeniy v kanalakh i polostyakh neregulyarnoy formy* (Study of Air Currents in Channels and Cavities of Irregular Shape), Candidate's thesis, St. Petersburg, 2013, 142 p. (in Russ.)
11. Lukyanov G.N., Rassadina A.A., Usachev V.I. *Journal of Instrument Engineering*, 2005, no. 5(48), pp. 63–66. (in Russ.)
12. Lukyanov G., Usachev V. *Proc. of the International Conference on Physics and Control, PhysCon 2003*, September 2003, pp. 294–297, DOI:10.1109/PHYCON.2003.1236834.
13. Lukyanov G., Serov I., Rybina L. *Proc. of the International Conference on Physics and Control, PhysCon 2005*, September 2005, pp. 884–886, DOI:10.1109/PHYCON.2005.1514115.
14. Malyshev A.G., Zhumashev N.K., Lukyanov G.N., Mynbaev K.D., Rassadina A.A. *Journal of Physics: Conference Series*, 2015, no. 1(643), pp. 012026, DOI: 10.1088/1742-6596/643/1/012026.
15. Lukyanov G., Rassadina A., Neronov R. *Conference of Open Innovations Association, FRUCT*, 2019, no. 24, pp. 235–242, DOI: 10.23919/FRUCT.2019.8711927.
16. Lukyanov G.N., Voronin A.A., Rassadina A.A. *Technical Physics*, 2017, no. 3(62), pp. 484–489, DOI: 10.1134/S1063784217030136.
17. Lukyanov G.N., Rassadina A.A. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2006, no. 31, pp. 118–121. (in Russ.)

Data on authors

- Gennady N. Lukyanov** — Dr. Sci., Professor; ITMO University, Faculty of Control Systems and Robotics; Associate Professor; E-mail: gen-lukjanow@yandex.ru
- Anna A. Rassadina** — PhD; ITMO University, Faculty of Control Systems and Robotics; Tutor; E-mail: a.a.rassadina@gmail.com
- Roman V. Neronov** — PhD, Doctor of the Highest Category; MMT Clinic, Department of Otorhinolaryngology; Chief Otorhinolaryngologist; E-mail: nrvspsb@mail.ru

For citation: Lukyanov G. N., Rassadina A. A., Neronov R. V. Method and device for diagnosing diseases of the human respiratory system. *Journal of Instrument Engineering*. 2021. Vol. 64, N 12. P. 1010—1017 (in Russian).

DOI: 10.17586/0021-3454-2021-64-12-1010-1017