

ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ РИНОМАНОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ С ЦЕЛЮ ВЫБОРА ФОРМАЛИЗОВАННЫХ КРИТЕРИЕВ ДИАГНОСТИКИ В РИНОЛОГИИ

Введение

Анализ биомедицинских сигналов представляет собой комплексную задачу, направленную на идентификацию информативных параметров сигналов с помощью широкого спектра методов.

Обработка риноманометрических сигналов является одним из основных инструментов, позволяющих проводить оценку состояния функции носового дыхания. В связи с этим необходим поиск эффективных средств диагностики для своевременного назначения медикаментозных средств, учитывающих патогенетические механизмы развития заболеваний [1]. Для отоларингологов особенно актуальной является проблема дифференциальной диагностики. Нарушение функции носового дыхания может быть проявлением как острых или хронических воспалительных заболеваний носа и околоносовых пазух, так и вазомоторных, аллергических и полипозных ринитов, а также различных опухолевых процессов в полости носа и посттравматических искривлений носовой перегородки. Однако критерии дифференциальной диагностики по риноманометрическим данным на сегодняшний день отсутствуют. Данный факт существенно усложняет процесс постановки диагноза и снижает диагностическую эффективность риноманометрического метода оценки носового дыхания.

Анализ литературы и постановка задачи

В современной ринологии для оценки функции носового дыхания с целью диагностики и дифференциальной диагностики заболеваний носовой полости используется множество методов. Среди них методы томографии (КТ и МРТ), исследования носового воздушного потока (риноманометрия, ринорезистометрия, исследование характеристик спектра звуковых сигналов носового дыхания и др.), акустическая риноманометрия, комплекс методов субъективной диагностики [2, 3]. Томографические исследования и акустическая ринометрия дают представление о геометрических параметрах полости носа, что далеко не всегда связано с какой-либо патологией прохождения воздуха через нос. Поэтому, основным объективным методом оценки аэродинамических характеристик носового воздушного потока является риноманометрия [4].

Изучением риноманометрических сигналов занимались многие исследователи, такие как К. Вогт, П. Бромс, П. Клемент, и др. [5 – 7]. Риноманометрические данные используются для расчетов показателей и критериев носового дыхания, наиболее полный обзор которых приведен в работе [8]. В большинстве случаев в клинической практике выполняется расчет коэффициента носового сопротивления [9]. Данный коэффициент определяется при фиксированном дифференциальном давлении 150 Па. В случае же недостижения дифференциального давления 150 Па могут определяться коэффициенты R100 или R75 при дифференциальном давлении 100 и 75 Па соответственно. Также используется спектральный анализ звуковых сигналов носового дыхания [10].

Работы по исследованию физики носового дыхания до настоящего времени ограничивались исследованиями аэродинамики и гидродинамики процесса [11 – 13]. Наиболее полной, с точки зрения физики явления, является методика Рехрера [11], в которой наиболее адекватно отображены гидродинамические характеристики процесса дыхания. Однако ни в одной из научных публикаций вопросы изучения влияния турбулентного режима на хаотичность процесса носового дыхания не поднимались.

Еще одной проблемой для практикующего лор-врача является наличие больших объемов данных диагностических исследований. Поэтому целесообразно воспользоваться воз-

возможностями методов и средств искусственного интеллекта для создания ринологической диагностической системы. Для разработки такой интеллектуальной системы диагностики функций носового дыхания по риноманометрическим данным необходимо решить задачу структурной идентификации исследуемых сигналов. Структурная идентификация – основной этап, влияющий на эффективность работы диагностической системы в целом. Также под структурной идентификацией понимается выделение информативных признаков риноманометрических сигналов на фоне помех. Информативными признаками или фрагментами исследуемых сигналов в данном случае, наряду со спектральными особенностями сигнала, могут быть его структурные элементы (пики, впадины, зубцы и т.д.), которые могут быть использованы при расчете диагностических показателей.

Таким образом, цель данной работы – исследование возможности поиска надежных диагностически значимых параметров риноманометрических сигналов с использованием элементов теории нелинейной динамики для задач построения современных интеллектуальных систем медицинской диагностики.

Основная часть

Рассмотрим особенности риноманометрических данных. Результатом проведения риноманометрического исследования является синхронная регистрация двух сигналов носового дыхания: дифференциального давления Δp и расхода воздушного потока Q , представленные на рис. 1 [14].

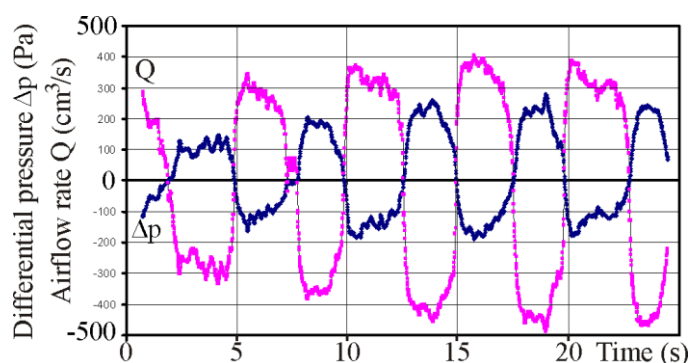


Рис. 1. Зависимость дифференциального давления и расхода воздушного потока от времени

Как известно из работ [15, 16], все биомедицинские сигналы, независимо от их физической природы, являются квазипериодическими. Период сигналов дифференциального давления и расхода воздушного потока варьируется вокруг средних значений:

$$T_i = T_{i-1} + \varepsilon, \quad (1)$$

где T_i , T_{i-1} – длительности текущего и предыдущего повторяющихся участков сигнала соответственно; ε – некоторая случайная величина, характеризующая отличие длительности текущего и предыдущего периодов.

Из рис. 1 видно, что риноманометрические сигналы имеют флуктуационные особенности. Наблюдаемые флуктуации можно объяснить присутствием турбулентного режима течения, параметры которого, согласно проведенным исследованиям автора [17], существенно влияют на физиологию носового дыхания. Тот факт, что система внешнего дыхания рассматривается как объемный резонатор [18], а сигналы носового дыхания характеризуются наличием флуктуаций, делает возможным рассмотрение системы носового дыхания как нелинейной динамической системы. Как известно из [19, в таких системах при определенных условиях наблюдаются явления хаоса. В нелинейных динамических системах также возможны режимы колебаний, близкие по характеристикам к случайным процессам [20]. По этой причине кажущееся поведение таких систем воспринимается как случайный процесс, даже

если модель, описывающая систему, является детерминированной. Следовательно, представляется логичным провести анализ сигналов риноманометрических исследований с позиции теории нелинейной динамики.

Известен способ оценки поведения динамической системы, описываемой конечным набором параметров состояния X_1, \dots, X_N [21, 22]. Данный анализ проводят в пространстве, координатами которого являются эти параметры. Такое N -мерное пространство называется фазовым пространством, его координаты – фазовыми координатами, семейство фазовых траекторий, изображающих изменения состояния системы, – фазовым портретом. Изображение в фазовой плоскости более наглядно и особенно хорошо представляет негармонические колебания. Фазовый портрет колебания строится следующим образом: скорость движения $\dot{x} = dx/dt = v$ откладывается по оси ординат, а отклонение x – по оси абсцисс фазовой плоскости. Состоянию системы в момент времени t соответствует изображающая точка на указанной плоскости с координатами, определяемыми мгновенными значениями отклонения и скорости [23]. Изображающая точка с течением времени перемещается, описывая фазовую траекторию. Таким образом, состояние исследуемой динамической системы описывается двумя дифференциальными уравнениями:

$$\dot{x}_1 = x_2, \quad (2)$$

$$\dot{x}_2 = F(x_1, x_2), \quad (3)$$

где $x_1 = x(t)$ – выходная координата системы – значение дифференциального давления или расхода воздушного потока в момент времени t ; $x_2 = \dot{x}(t)$ – первая производная значения функции; $F(x_1, x_2)$ – некоторая нелинейная функция. Исключив параметр времени t , получим

$$\frac{\partial x_2}{\partial x_1} = \frac{F(x_1, x_2)}{x_2}. \quad (4)$$

Решая (4), получим

$$x_2 = Z(x_1), \quad (5)$$

$$\dot{x}(t) = Z(x(t)) \quad (6)$$

Полученная зависимость определяет фазовую траекторию на плоскости $x(t)$, $\dot{x}(t)$.

В качестве примера построим фазовый портрет исследуемой системы носового дыхания по данным, полученным с помощью разработанного программно-аппаратного комплекса для риноманометрических исследований “Optimus” [14]. В соответствии с протоколом риноманометрических измерений [7] регистрируется от трех до пяти дыхательных циклов в режиме покоя. Ограничимся двумя переменными, причем каждой переменной соответствует одно измерение. В этом случае фазовое пространство представляет собой фазовую плоскость. Рассчитаем скоростные показатели носового дыхания в явном виде, а именно в каждой точке исходного временного сигнала $x(t)$ численными методами получим первую производную dx/dt . На рис. 2, 3 представлены фазовые портреты сигналов риноманометрических измерений при наличии и отсутствии патологии. Исходные выборки представляют данные для одного пациента с патологией и одного пациента при отсутствии патологии.

С другой стороны, поскольку случайные и хаотические сигналы по внешним признакам практически не различимы, целесообразно проверить риноманометрические сигналы на хаотичность. Произведем расчет автокорреляционной функции каждого из исследуемых сигналов [24]. Также для проверки исследуемой выборки риноманометрических данных на хаотичность рассчитаем спектральную плотность мощности сигнала. Типовой спектр имеет

один или более пиков, которые соответствуют главным частотам, присутствующим в сигнале. В дополнение к этим главным пикам могут существовать другие частоты, но с меньшими амплитудами. В ряде случаев мощность распределена в широкой полосе частот. Широкополосные спектры мощности, возможно, с налагающимися друг на друга пиками, часто связаны с хаотической динамикой [25].

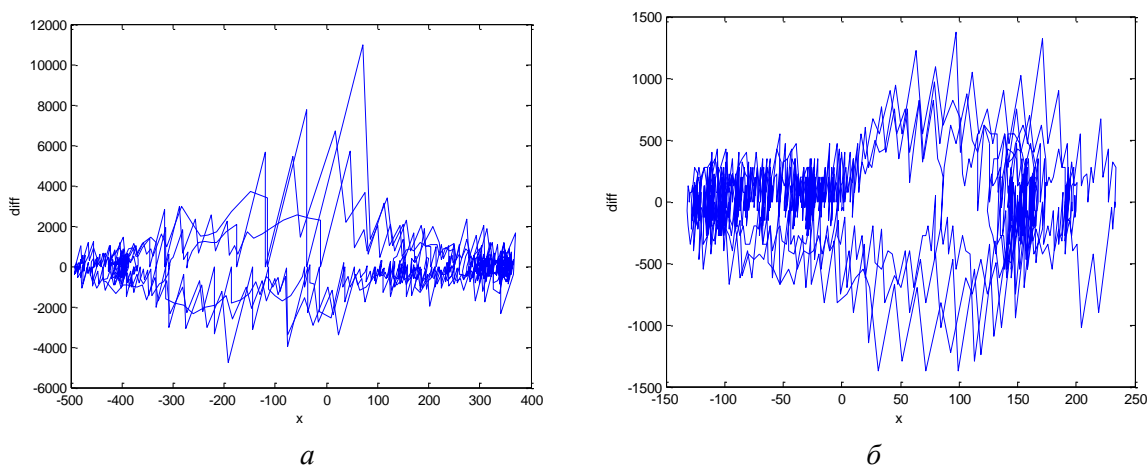


Рис. 2. Фазовые портреты сигналов риноманометрических измерений при отсутствии патологии: *a* – фазовый портрет расхода воздушного потока; *б* – фазовый портрет дифференциального давления

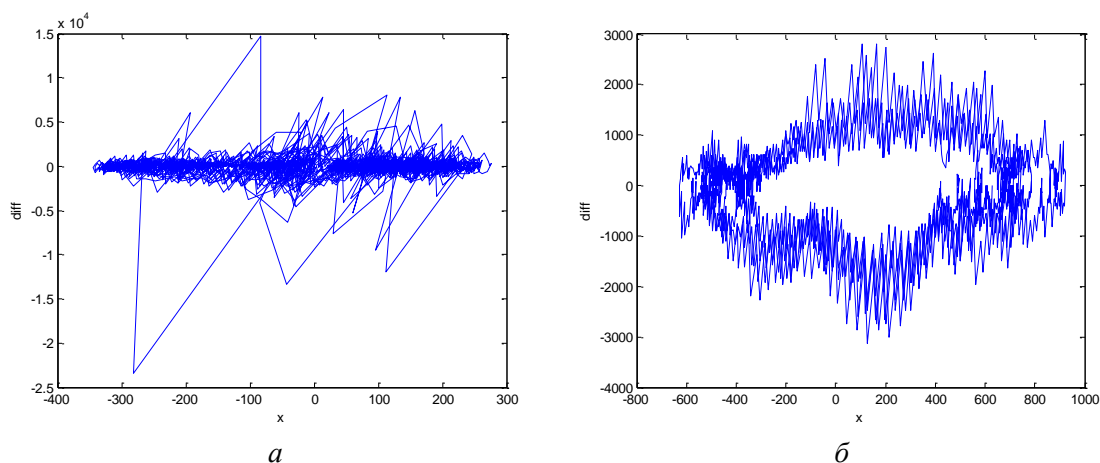


Рис. 3. Фазовые портреты сигналов риноманометрических измерений при наличии патологии: *a* – фазовый портрет расхода воздушного потока; *б* – фазовый портрет дифференциального давления

Хаотичность проверяется вычислением автокорреляций значений данных. Автокорреляционная функция вычисляется согласно (7) и показывает степень соответствия между сигналом и его сдвинутой копией – чем больше значение корреляционной функции, тем это соответствие сильнее [26]:

$$B_s(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)s(t - \tau)dt, \quad (7)$$

где $s(t)$ – исходная функция, τ – временная задержка (или лаг).

Если данные действительно случайны, такие автокорреляции должны быть близки к нулю для каждого значения сдвига по времени. Расчет автокорреляционной функции был проведен в пакете Matlab 7.1 с помощью функции “xcorr”. Полученные в результате расчета значения автокорреляционной функции для указанной выборки существенно отличаются от

нуля (рис. 4, *д, е, 5, д, е*). Следовательно, рассматриваемый процесс не является случайным: в нем имеется скрытая осциллирующая зависимость.

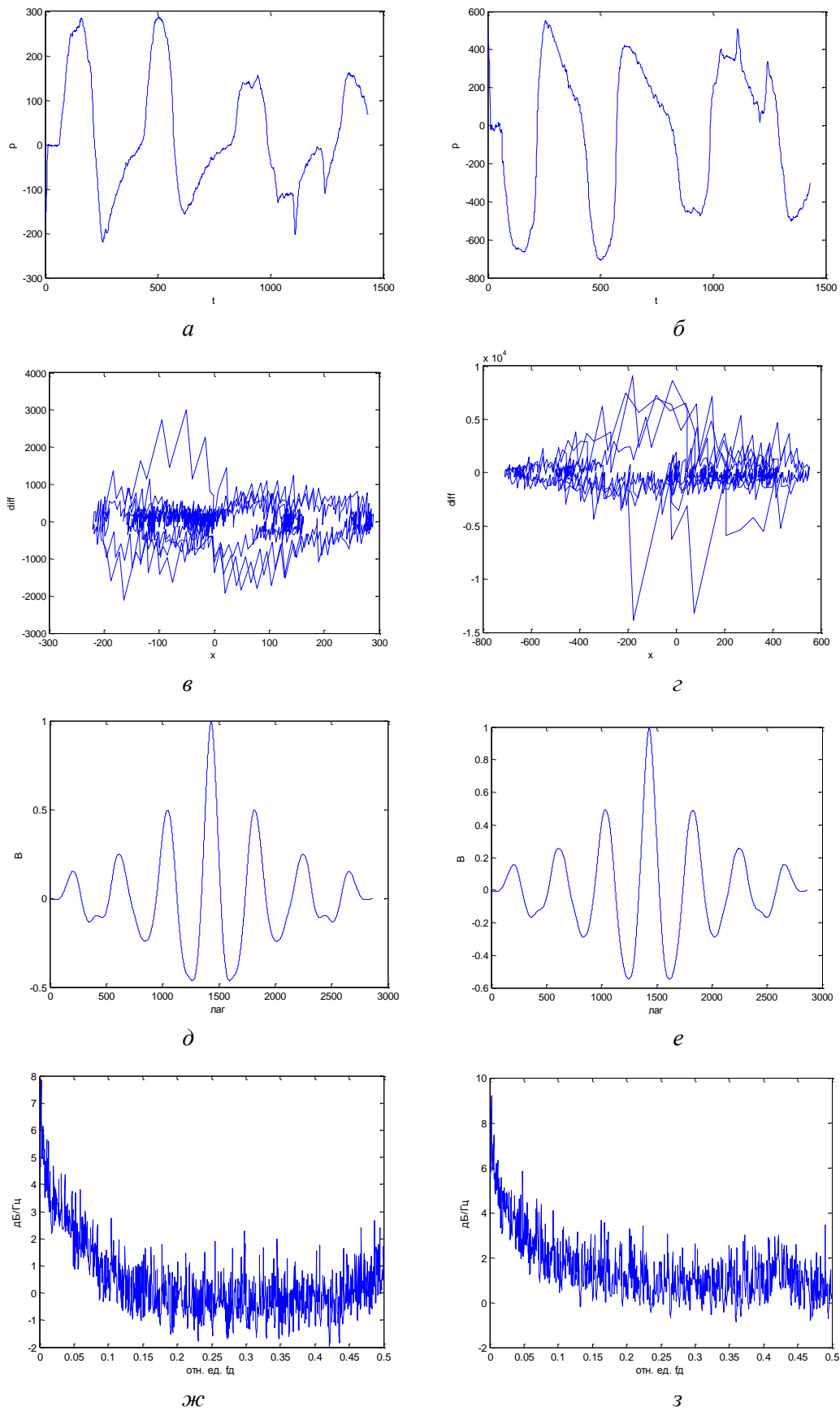


Рис. 4. Исходные сигналы дифференциального давления и расхода воздушного потока (*а, б*), их фазовые портреты (*в, г*), автокорреляционная функция (*д, е*), спектральная плотность мощности сигналов

(ж, з) при отсутствии патологии: а, в, д, ж – сигналы дифференциального давления;
 б, г, е, з – сигналы расхода воздушного потока

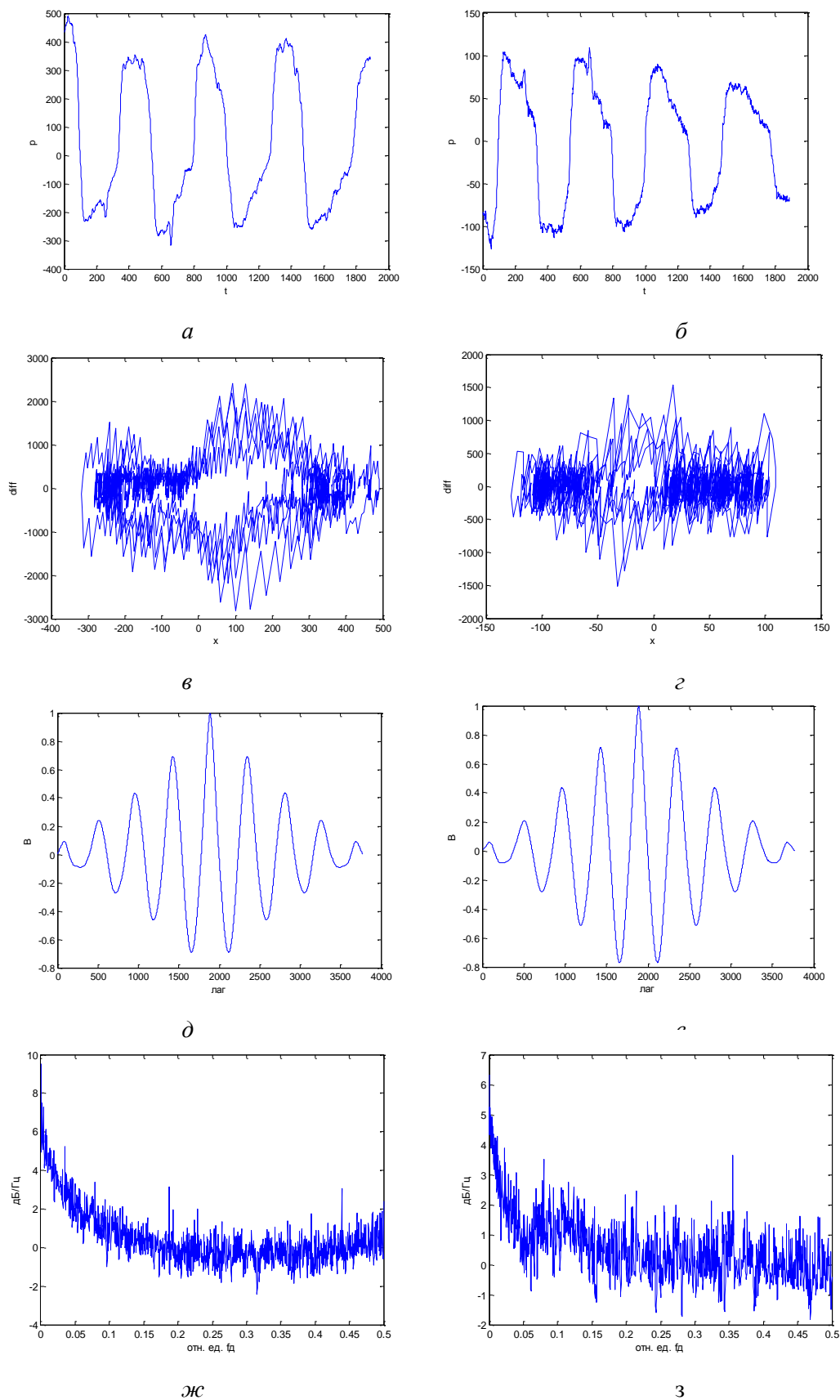


Рис. 5. Исходные сигналы дифференциального давления и расхода воздушного потока (а, б), их фазовые портреты (в, г), автокорреляционная функция (д, е), спектральная плотность мощности сигналов

(ж, з) при наличии патологии: $a, в, d, жс$ – сигналы дифференциального давления;
 $б, z, e, з$ – сигналы расхода воздушного потока

Для расчета спектральной плотности мощности воспользуемся модифицированным ковариационным методом, выбор которого обоснован в [13]. Авторегрессионная спектральная оценка исследуемых сигналов вычисляется согласно формуле

$$\hat{P}_{AP}(f) = \frac{T\hat{p}_{\omega}}{\left|1 + \sum_{n=1}^p \hat{a}[n] \exp(-j2\pi fnT)\right|^2}, \quad (8)$$

где $\hat{a}[n]$ – коэффициенты линейного предсказания, \hat{p}_{ω} – оценка дисперсии возбуждающего шума.

Этот метод дает хорошие результаты при обработке широкополосных сигналов, какими являются временные зависимости при риноманометрических измерениях. Практическая реализация алгоритма модифицированного ковариационного метода описана в [13]. При анализе временных зависимостей, аналогичных приведенным на рис. 1, данный алгоритм приводит к результатам, представленным на рис. 4, 5. Однако для формализации поиска характерных признаков патологии необходимо предварительное сглаживание зашумленных спектральных функций, что является тематикой отдельной статьи.

Проводя сравнительный анализ графических зависимостей, представленных на рис. 4, 5, можно отметить, что исходные сигналы риноманометрических измерений при наличии и отсутствии патологии (рис. 4, $a, б$, рис. 5, $a, б$) не имеют каких-либо характерных особенностей для идентификации состояния исследуемой системы. В то же время, в результате анализа полученных фазовых портретов можно сделать вывод о различии графических образов при наличии и отсутствии нормы. Например, фазовый портрет дифференциального давления при наличии патологии на рис. 5, $в$ характеризуется эллипсоидальной петлей, которая также визуализируется на рис. 3, $б$, где приведен фазовый портрет при наличии патологии. Следовательно, характерные элементы графического образа могут свидетельствовать об определенном патологическом состоянии. Таким образом, степень хаотичности, характеризующая режим функционирования рассматриваемой системы носового дыхания, может изменяться вследствие патологии в ту или иную сторону.

Выводы

1. Предложено рассмотрение системы носового дыхания как нелинейной динамической системы и установлена целесообразность анализа сигналов риноманометрических исследований с позиции теории хаоса.

2. Построены фазовые портреты риноманометрических сигналов для случаев наличия и отсутствия патологии носового дыхания. Получены автокорреляционные функции, указывающие на то, что процесс носового дыхания не является случайным, – в нем имеется скрытая осциллирующая зависимость, причиной которой может являться хаотический режим функционирования. Анализ спектральной плотности мощности риноманометрических сигналов, полученной методами авторегрессионной оценки, также свидетельствует о присутствии в процессе носового дыхания существенной доли хаотичности.

3. Полученные результаты позволяют перейти к построению формальных моделей с использованием обработки риноманометрических сигналов на основе принципов нелинейной динамики.

Список литературы: 1. Segboer C.L., Holland C.T., Reinartz S.M., Terreehorst I., Gevorgyan A., Hellings P.W., Van Drunen C.M., Fokkens W.J. Quality of life and use of medication in chronic allergic and non-allergic rhinitis patients // *Rhinology*. – 2014, № 52 (25). – P. 167. 2. Dykewicz M., Fineman S., Skoner D., Nicklas R., Lee R., Blessing-Moore J., Li J., Bernstein I., Berger W., Spector S., Schuller D. Diagnosis and management of rhinitis: Complete guidelines of the Joint Task Force on practice parameters in allergy, asth-

ma and immunology // *Ann Allergy Asthma Immunol.* – 1998, no. 81(5 Pt 2). – P. 478–518. 3. *Wheeler P., Wheeler S.* Vasomotor rhinitis // *Am. Fam. Physician.* – 2005, no. 72(6). – P. 1057–62. 4. *Kern E.B.* Committee report on standardization of rhinomanometry // *Rhinology.* 1981. vol. 19(4). P. 231-236. 5. *Vogt K., Jalowayski A.A.* 4-Phase-Rhinomanometry Basics and Practice // *Rhinology.* – 2010, № 21. – P. 1–50. 6. *Broms P., Jonson B., Lamm C. J.* Rhinomanometry. II. A system for numerical description of nasal airway resistance // *Acta Otolaryngology.* – 1982, № 94 (1-2). – P. 157–168. 7. *Clement P. A., Gordts F.* Standardisation Committee on Objective Assessment of the Nasal Airway. Consensus report on acoustic rhinometry and rhinomanometry // *Rhinology.* – 2005, № 43. – P. 169–179. 8. *Thulesius H. L.* Rhinomanometry in clinical use. A tool in the septoplasty decision making / Doctoral dissertation, clinical sciences, 2012. – 67 p. 9. *Clement P. A.* Committee report on standardization of rhinomanometry // *Rhinology.* – 1984, № 22 (3). – P. 151–155. 10. *Seren E.* Frequency spectra of normal expiratory nasal sound // *Am J Rhinology.* – 2005, no. 19. – P. 257–261. 11. *Röhrer F.* Der Stromungswiderstand in der menschlichen Atemwegen // *Pflügers Arch Ges Physiology.* – 1915, № 162. – P. 225–295. 12. *Mlynski G., Beule A.* Diagnostik der respiratorischen Funktion der Nase // *HNO.* – 2008, Vol. 56, Issue 1. – P. 81–99. 13. *Нечипоренко А. С.* Особенности применения спектрального анализа для объективной оценки носового дыхания // *Бионика интеллекта.* – 2013, № 2 (81). – С. 105–109. 14. *Нечипоренко А.С.* Технические аспекты риноманометрии // *Восточно-европейский журнал передовых технологий.* – 2013. – Т.4, № 9(64). – С. 11-14. 15. *Абакумов В. Г., Геранин В. О., Рибін О. І.* Біомедичні сигнали та їх обробка. – К. : Век+, 1997. – 352 с. 16. *Бондарев В. Н., Трестер Г., Чернега В.С.* Цифровая обработка сигналов: методы и средства : учеб. пособие для вузов. – Севастополь : СевГТУ, 1999. – 398 с. 17. *Нечипоренко А.С., Гарюк О.Г., Чмовж В.В.* Критерий идентификации фаз носового дыхательного цикла // *Вестник Нац. техн. ун-та «Харьковский политехнический институт».* Сб. науч. тр. Тематический выпуск: Информатика и моделирование – Харьков : НТУ «ХПИ». 2013. – № 19(992). – С.106 – 112. 18. *Биофизика, книга 2* : учеб. пособие для вузов ; под ред. А.Б. Рубина. – М. : Высш. шк., 1987. – 365 с. 19. *Анищенко В.С.* Сложные колебания в простых системах. Механизмы возникновения, структура и свойства динамического хаоса в радиофизических системах. – М. : Наука, 1990. – 312 с. 20. *Анищенко В.С.* Детерминированный хаос // *Соровский образовательный журнал.* – 1997, № 6. – С. 70 – 76. 21. *Амосов Н.М., Агапов Б.Т., Паничкин Ю.В.* Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // *Доклады АН СССР.* – 1972. – Т. 202, № 1. – С. 245-247. 22. *Файнзильберг Л.С.* Оценка функционального состояния оператора на рабочем месте по фазовому портрету электрокардиограмм // *Кибернетика и вычислительная техника.* – 2007. – Вып. 155. – С. 3-17. 23. *Магнус К.* Колебания: Введение в исследование колебательных систем ; пер. с нем. – М. : Мир, 1982. – 304 с. 24. *Гоноровский И.С.* Радиотехнические цепи и сигналы : учебник для вузов. – М. : Радио и связь, 1986. – 510 с. 25. *Гласс Л., Мэкки М.* От часов к хаосу: Ритмы жизни ; пер. с англ. – М. : Мир, 1991. – 248 с. 26. *Марпл-мл. С.Л.* Цифровой спектральный анализ и его приложения. – М. : Мир, 1990. – 584 с.

Поступила в редколлегию 11.02.2015
