01;14

Модифицированный метод флуктуационного анализа нестационарных процессов

© А.Н. Павлов [1,2], О.Н. Павлова [1], А.А. Короновский (мл.) [1]

[1] Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия
[2] Саратовский государственный технический университет им. Гагарина Ю.А., Саратов, Россия
E-mail: pavlov.alexeyn@gmail.com

Поступило в Редакцию 29 ноября 2019 г.
В окончательной редакции 29 ноября 2019 г.
Принято к публикации 20 декабря 2019 г.

Рассматривается метод анализа флуктуаций относительно тренда (метод DFA), позволяющий изучать длительные корреляции в нестационарных процессах. Предлагается его модификация, предусматривающая расчет дополнительной величины — показателя скейлинга, характеризующего эффекты нестационарности в экспериментальных данных. На примере динамики скорости кровотока в церебральных сосудах продемонстрированы возможности количественного описания изменений структуры сигналов с использованием предложенной модификации метода DFA.

Ключевые слова: нестационарный процесс, корреляционный анализ, флуктуации, скейлинг.

DOI: 10.21883/PJTF.2020.06.49166.18136

Нестационарная динамика систем с меняющимися во времени характеристиками ограничивает применимость классических методов спектрально-корреляционного анализа. По этой причине было предложено несколько альтернативных подходов к исследованию длительных корреляций в экспериментальных данных, среди которых чаще других используется метод анализа флуктуаций относительно тренда (detrended fluctuation analysis, DFA) [1,2]. Метод DFA имеет две характерные особенности: 1) вместо спадающей корреляционной функции он вводит в рассмотрение возрастающую функцию, которая обеспечивает более надежное оценивание степенных закономерностей для длительных корреляций, особенно при наличии помех и ограничений объема выборки; 2) составной частью алгоритма вычислений являются аппроксимация и последующее устранение низкочастотного тренда, позволяющие применять метод как для стационарных, так и для нестационарных процессов без их предварительной фильтрации. Эти обстоятельства определили широкое использование DFA, например, при обработке экспериментальных данных в физиологии и медицине [3–5], а также в различных областях физики [6–12]. Несмотря на значительное число опубликованных работ, возможность изучения сильно нестационарных данных на основе DFA продолжает дискутироваться. Некоторые исследователи полагают, что в этом случае сказываются ограничения метода и необходимо применять подходы, не использующие процедуру аппроксимации тренда [13], тогда как другие коллективы продолжают отдавать предпочтение именно DFA [14–16].

В настоящей работе мы предлагаем модификацию метода анализа флуктуаций относительно тренда для сильно нестационарных процессов, которая предусматривает расчет дополнительной характеристики — показателя скейлинга, описывающего эффекты нестационарности. На примере динамики церебрального кровотока мы проиллюстрируем возможности количественного описания изменений структуры сигналов с использованием предлагаемой модификации.

В первоначальном варианте метод DFA включал следующие операции: построение профиля сигнала $x(i)$, $i = 1, \dots, N$,

$$y(k) = \sum_{i=1}^{k} \big[x(i) - \langle x \rangle\big], \ \ \langle x \rangle = \sum_{i=1}^{N} x(i), \ \ k = 1, \dots, N, \tag{1}$$

разделение профиля $y(k)$ на сегменты одинаковой длины n с аппроксимацией локального тренда $y_n(k)$ в пределах каждого сегмента и расчет среднеквадратичного отклонения

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} \big[y(k) - y_n(k)\big]^2} \sim n^{\alpha}. \tag{2}$$

Аппроксимация обычно осуществляется с помощью кусочно-линейных функций или полиномов. Для вычисления величины α (показателя степенной зависимости (2) или показателя скейлинга метода DFA [1,2]) сегментация профиля и расчет $F(n)$ должны проводиться в широком диапазоне значений n. Показатель α характеризует наличие положительных корреляций ($\alpha > 0.5$) и антикорреляций ($\alpha < 0.5$). Для стационарных процессов он связан с показателями, описывающими спад автокорреляционной функции и спектральной плотности мощности [17], хотя оценки скорости спада могут различаться для разных подходов [18].

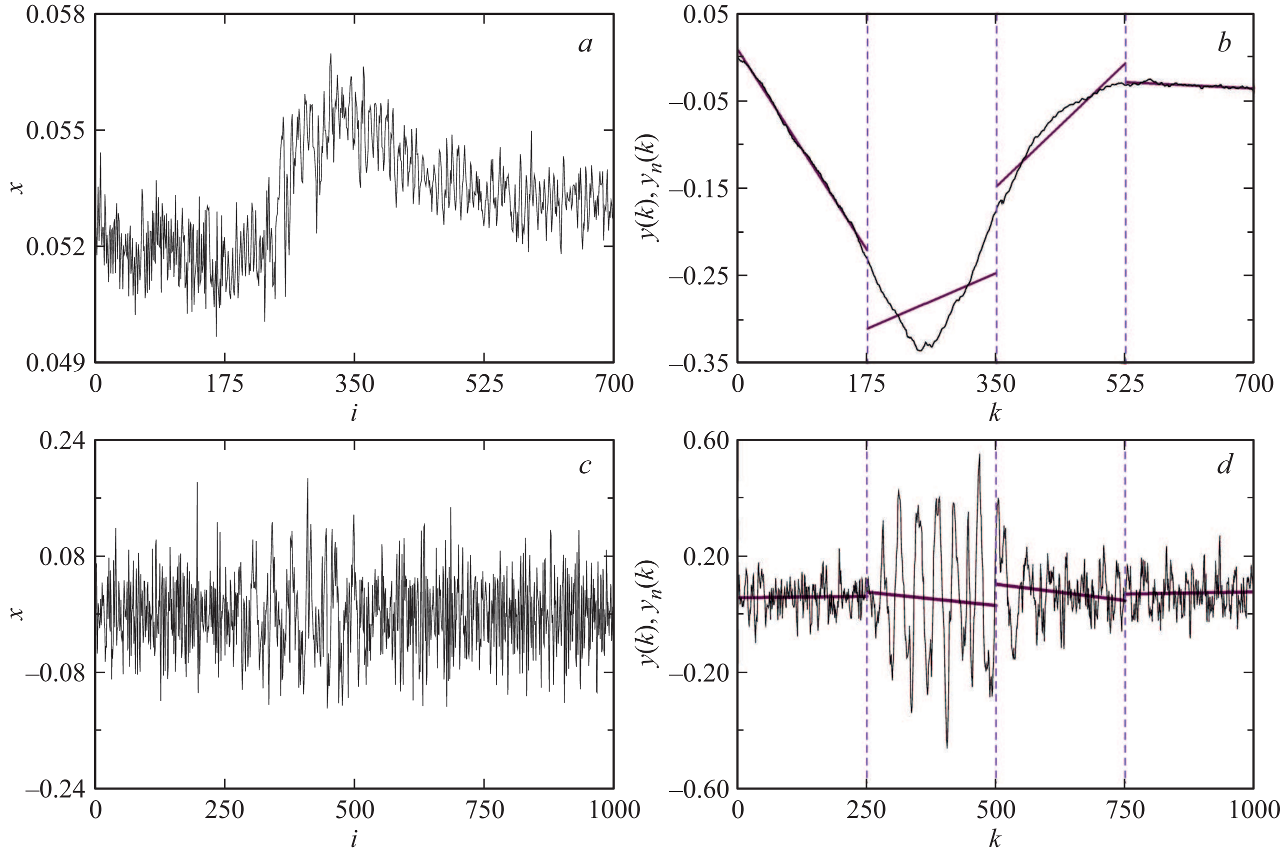

Рис. 1. Анализируемые нестационарные процессы, демонстрирующие изменения среднего уровня (a) и чередование участков с разными статистическими характеристиками (c), и соответствующие им профили с кусочно-линейной аппроксимацией тренда (b, d). В обоих примерах среднеквадратичное отклонение профиля от линейной аппроксимации тренда значительно больше для второго сегмента по сравнению с остальными.

Рассмотрим нестационарный процесс, содержащий значительные изменения среднего уровня (рис. $1, a$) или чередование участков с разными статистическими характеристиками (рис. $1, c$). В обоих примерах стандартные отклонения от аппроксимирующей функции сильно различаются для разных сегментов (рис. $1, b, d$), и если в первом случае низкочастотный тренд можно устранить на этапе предварительной обработки, проведя фильтрацию, то во втором случае фильтрация может не повлиять на нестационарность анализируемых данных, если она связана, например, с изменением дисперсии сигнала при постоянном среднем уровне. В рамках метода DFA отличия локальных значений стандартных отклонений, вычисленных для разных сегментов, не учитываются, хотя они могут оказывать существенное влияние на зависимость $F(n)$. Мы предлагаем ввести в рассмотрение дополнительную меру, которая характеризует эффекты нестационарности:

$$dF(n) = \max\left[F_{loc}(n)\right] - \min\left[F_{loc}(n)\right], \tag{3}$$

где $F_{loc}(n)$ — локальные среднеквадратичные отклонения профиля сигнала $y(k)$ от аппроксимации тренда $y_n(k)$, вычисленные в пределах одного сегмента. Для стационарных процессов при заданном n разброс значений $F_{loc}(n)$ будет сравнительно небольшим, и величина $dF(n)$ приближается к нулю. При наличии сильной нестационарности $dF(n)$ принимает значения в диапазоне от нуля до $\max\left[F_{loc}(n)\right]$. Обычно наблюдаются изменения $dF(n)$ при увеличении n, и соответствующая степенная зависимость описывается другим показателем скейлинга

$$dF(n) \sim n^{\beta}. \tag{4}$$

На рис. 2 приведен пример различий показателей α и β для сигнала, изображенного на рис. $1, a$. Отметим, что в обоих случаях приведенные зависимости близки к линейным при выборе логарифмического масштаба по обеим осям, что свидетельствует о выполнении степенных закономерностей для $F(n)$ и $dF(n)$, которые описываются соответственно формулами (2) и (4).

Проиллюстрируем применение предлагаемого модифицированного подхода для решения задачи диагностики функциональных изменений в динамике церебральных кровеносных сосудов крыс при скачкообразном увеличении периферического артериального давления. В данной задаче важен анализ переходных процессов, позволяющих изучать резервные возможности организ-

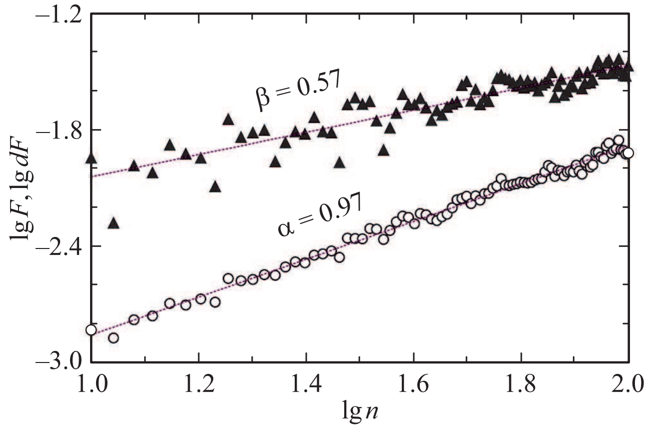

Рис. 2. Зависимости $F(n)$ и $dF(n)$ в логарифмическом масштабе для сигнала, изображенного на рис. 1, a, показывающие различие показателей α и β.

ма. Описание методики проводимых физиологических экспериментов приведено в работе [19]. Регистрация сигналов церебрального кровотока в крупных и мелких кровеносных сосудах в течение 5 min осуществлялась методом лазерной спекл-интерферометрии [20] в соответствии с практическими рекомендациями [21]. Этот метод обеспечивает возможность исследования сравнительно больших участков без процедуры сканирования, например позволяет осуществлять одновременную запись относительной скорости кровотока в крупном сосуде и в сети окружающих его капилляров (проводя усреднение по выбранному фрагменту с использованием метода гистограмм [21]). Рассматривались две группы животных: в контрольном состоянии и при резком (приблизительно двукратном) повышении периферического артериального давления, вызванного введением мезатона. Наличие защитных механизмов препятствует соответствующей реакции кровеносных сосудов головного мозга, и относительная скорость церебрального кровотока сравнительно слабо меняется как в венах (увеличение составляет в среднем 2−3%), так и в сети капилляров (9−11%). Расчет показателя скейлинга α, характеризующего длительные корреляции, также продемонстрировал относительно слабые реакции (около 6% для макроциркуляции и 3% для микроциркуляции), которые сопоставимы со статистическими погрешностями при анализе небольшой выборки (десять лабораторных животных). Вычисление показателя скейлинга β позволило диагностировать более выраженные изменения, которые примерно в 2 раза различаются для вен и капилляров по сравнению с контрольным состоянием (21% для макроциркуляции и 45% для микроциркуляции). Отметим при этом, что из рассмотрения исключался начальный участок сигнала непосредственно после скачка периферического артериального давления (2 min), который ассоциируется с наиболее заметными вариациями локального среднего уровня. Полученные результаты свидетельствуют о том, что привлечение дополнительной характеристики в рамках предложенного модифицированного метода DFA позволяет расширить возможности диагностики структурных изменений динамики при изменении условий функционирования организма.

В настоящей работе динамика церебральных кровеносных сосудов выбрана в качестве иллюстративного примера, показывающего преимущества модификации метода анализа флуктуаций относительно тренда. Однако возможности предложенного подхода значительно шире, и он может применяться для исследования структуры нестационарных процессов в различных областях науки и техники.

Финансирование работы

Исследование выполнено при поддержке гранта Российского научного фонда (проект № 19-12-00037).

Соблюдение этических стандартов

Все применимые международные, национальные и/или институциональные принципы ухода и использования животных были соблюдены.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

[1] *Peng C.-K., Buldyrev S.V., Havlin S., Simons M., Stanley H.E., Goldberger A.L.* // Phys. Rev. E. 1994. V. 49. P. 1685–1689.

[2] *Peng C.-K., Havlin S., Stanley H.E., Goldberger A.L.* // Chaos. 1995. V. 5. P. 82–87.

[3] *Kuznetsov N.A, Rhea C.K.* // PLoS ONE. 2017. V. 12. P. e0174144.

[4] *Frolov N.S., Grubov V.V., Maksimenko V.A., Lüttjohann A., Makarov V.V., Pavlov A.N., Sitnikova E., Pisarchik A.N., Kurths J., Hramov A.E.* // Sci. Rep. 2019. V. 9. P. 7243.

[5] *Nolte G., Aburidi M., Engel A.K.* // Sci. Rep. 2019. V. 9. P. 6339.

[6] *Kiyono K., Tsujimoto Y.* // Physica A. 2016. V. 462. P. 807–815.

[7] *Bhoumik G., Deb A., Bhattacharyya S., Ghosh D.* // Adv. High Energy Phys. 2016. V. 2016. P. 7287803.

[8] *Lovsletten O.* // Phys. Rev. E. 2017. V. 96. P. 012141.

[9] *Pavlova O.N., Abdurashitov A.S., Ulanova M.V., Shushunova N.A., Pavlov A.N.* // Commun. Nonlinear Sci. Numer. Simul. 2019. V. 66. P. 31–40.

[10] *Pavlova O.N., Pavlov A.N.* // Physica A. 2019. V. 536. P. 122586.

[11] *Павлов А.Н., Руннова А.Е., Максименко В.А., Павлова О.Н., Гришина Д.С., Храмов А.Е.* // Письма в ЖТФ. 2019. Т. 45. В. 4. С. 8–10.

[12] *Павлова О.Н., Павлов А.Н.* // Письма в ЖТФ. 2019. Т. 45. В. 18. С. 6-9.

[13] *Bryce R.M., Sprague K.B.* // Sci. Rep. 2012. V. 2. P. 315.
[14] *Hu K., Ivanov P.C., Chen Z., Carpena P., Stanley H.E.* // Phys. Rev. E. 2001. V. 64. P. 011114.
[15] *Chen Z., Ivanov P.C., Hu K., Stanley H.E.* // Phys. Rev. E. 2002. V. 65. P. 041107.
[16] *Shao Y.H., Gu G.F., Jiang Z.Q., Zhou W.X., Sornette D.* // Sci. Rep. 2012. V. 2. P. 835.
[17] *Höll M., Kantz H.* // Eur. Phys. J. B. 2015. V. 88. P. 1–7.
[18] *Павлов А.Н., Павлова О.Н.* // Письма в ЖТФ. 2008. Т. 34. В. 7. С. 71–78.
[19] *Semyachkina-Glushkovskaya O.V., Abdurashitov A.S., Sindeev S.S., Tuchin V.V.* // Quant. Electron. 2016. V. 46. P. 496–501.
[20] *Boas D.A., Dunn A.K.* // J. Biomed. Opt. 2010. V. 15. P. 011109.
[21] *Abdurashitov A.S., Lychagov V.V., Sindeeva O.A., Semyachkina-Glushkovskaya O.V., Tuchin V.V.* // Front. Optoelectron. 2015. V. 8. P. 187–194.