

ПОВЫШЕНИЕ ИНФОРМАТИВНОСТИ АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ ЭЛЕКТРОРЕТИНОГРАФИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Р. А. Ткачук, д-р техн. наук, доцент;

Б. И. Яворский, д-р техн. наук, профессор;

В. И. Кузь, магистр,

Тернопольский национальный технический университет им. Ивана Пулюя,
ул. Русская, 56, г. Тернополь, 46000, Украина

E-mail: Vmp@tu.edu.te.ua

В статье рассмотрены основные подходы к построению автоматизированных электроретинографических систем с повышенным уровнем эффективности. В результате проведенного анализа информационно-технологических и специальных знаний, уточнения математической модели процесса были разработаны автоматизированные электроретинографические системы для проведения активных биомедицинских исследований с повышенной информативностью и эффективностью.

Ключевые слова: информативность, эффективность, математическая модель, автоматизированные электроретинографические системы.

ВВЕДЕНИЕ И ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Развитие информационных технологий требует высокого уровня автоматизации создаваемых радиоэлектронных систем и устройств, разработки новых подходов к решению задач их инженерного обеспечения, что ведет к совершенствованию методологии, методов и методик с учетом достижений и знаний физико-математических наук.

Известно, что одновременное применение физического и математического аппаратов для описания процессов, происходящих в некотором выбранном объекте, сопровождается противоречиями. Это вызвано тем, что физика базируется на наблюдении явлений и обобщении их признаков в законы и принципы (сохранения, симметрии, локальности и т.п.), которые лежат в основе получения дальнейших результатов исследований, в том числе формулировании новых принципов и законов. Математика базируется на аксиомах, физическая интерпретация которых иногда только подразумевается. Это приводит к антиномиям, парадоксам приложений математики не только в естественных науках, но и в технических (в частности, при моделировании процессов в технических и биологических системах, радиотехнике и биомедицинской инженерии). Для разрешения этой проблемы используется прикладная математика и математическая физика. Однако информационные технологии (компьютеризация и создание экспертных систем) зачастую значительно усложняют процессы моделирования и создания программного обеспечения.

Использование информационных технологий при разработке автоматизированных электроретинографических систем (ЭРГС), особенно экспертных, приводит к неосознанно конъюнктурному использованию как математического, так и программного обеспечения в предлагаемых технологиях, что в итоге приводит к усложнению, а иногда и снижению эффективности создаваемой техники. Для решения этой проблемы сформулирована парадигма объектно-ориентированной инженерии (ООИ) [1], подобно парадигме объектно-ориентированного программирования ООП [2]. Парадигма ООИ предусматривает обоснование выбора математической модели, адекватной природе объекта моделирования и задачам, возникающим при решении этой проблемы.

Однако при изложении этих задач в процессе изучения физико-математических дисциплин с одной стороны, и даже в специальных технических с другой, этот факт недостаточно учитывается. Для его учета необходима концептуальная спецификация [3] к правильному использованию соответствующих физико-математических и специальных знаний. При разработке новых технических систем, например ЭРГС, необходимо проанализировать междисциплинарные связи физико-математических, информационно-технологических и специальных знаний с целью уточнения математической модели процесса, выбора параметров и критериев оценки эффективности проведения активных биомедицинских исследований с повышенной информативностью в электроретинографии.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для более точного описания происходящих явлений на биообъекте необходимо выявить и уточнить биофизические признаки получаемых сигналов. Известно, что биосигнал в электроретинографии для активных исследований появляется в устройствах ЭРГС в результате раздражения сетчатки глаза тестовым потоком энергии. Полученный отклик в виде сигнала сложной формы представляют в конфигурационном (траектория), фазовом (состояния) или энергетическом (спектр) биофизических пространствах. Для описания этих представлений используют математический аппарат функционального анализа. С математической точки зрения эти описания эквивалентны. Однако эффективность активных биомедицинских исследований зависит от потери информативности и влияния артефактов, наличия инвазивности. Снижение интенсивности тестового раздражения $\xi(t)$ биообъекта повышает как разрешающую способность и оценку биосигнала, так и неинвазивность ЭРГС, но уменьшает отношение энергий биосигнала $s(t)$ и шума $n(t)$ в отобранной от биообъекта их смеси $x(t)$, что уменьшает информативность [4, 5, 7]. Для модели смеси $x(t)$ от биообъекта "в норме" используют сумму колебания $s_r(t)$ соответствующей физической величины (например, электрического потенциала с переменными параметрами каждой его волны в электроретинографии [6, 7]) и некоторого шума $n(t)$:

$$x(t) = s_r(t) + n(t). \quad (1)$$

При определенных условиях (например, под влиянием изменений внешней среды, наличия артефактов) биосигнал может принять вид

$$s_{rd}(t) = \begin{cases} s_r(t), & (0 < t < T) \equiv \Theta \\ s_r(t) + s_d(t), & t_1 < t < t_2 \end{cases}, \quad (2)$$

где $s_d(t)$ - вызванные отклонением от нормы изменения, проявляющиеся на интервале $[t_1, t_2] \subset \Theta$.

Для возможности выделения из смеси $x(t)$ её информативной части $s_r(t)$ величину потока энергии теста выбирают из регламентированного стандартом диапазона [6]. При этом обеспечивается нужная величина отношения энергии $\int_{\Theta} |s_r(t)|^2 dt$ информативной части к энергии

$\int_{\Omega} |N(\omega)|^2 d\omega$ шума. ($N(\omega)$ - спектральная плотность мощности шума, ω

частота, $\Omega = 1 / 2T_s$ - частота дискретизации, которая определяется с учетом ширины спектра биосигнала при достаточном разрешении его

оценки $s_r(t)$). Для модели сигнала (2) величину разрешения оценки $s_r(t)$ определяет значение энергии $\Xi = \int_{\theta} |\xi(t)|^2 dt$. По закону Вебера-Фехнера [8, 9] можно записать

$$\left| \frac{s_r}{s_{rh}}(t_l) \right|^2 \propto \ln \frac{\Xi}{\Xi_h}, \quad (3)$$

где $s_{r,h}(t_l), l = \overline{1, L}$ значение потенциала в информативно важные моменты времени; индекс h биофизические пороговые значения соответствующих величин [10].

Энергия отклика биообъекта зависит только от возбуждения его клеток (биологической системы, являющейся открытой системой). Энергия Ξ раздражения влияет только на вероятность активаций той или иной части элементов биообъекта и является лишь пусковым фактором для появления соответствующего отклика. Уровень шумов также не зависят от интенсивности раздражения сетчатки. Поэтому для составления более точной математической модели биосигнала [1] на основании (1-3) справедливо предположить, что

$$s_r(mT_s) = \ln(K_{\Xi}) [1 - \exp(-\alpha mT_s) \sin(2\pi mT_s / \mu)], \quad (4)$$

где $K_{\Xi} = \frac{\Xi}{\Xi_h}$, $m = \overline{0, M}$, целое число μ определяется по значению периода колебаний s_r , а значение числа α - по скорости успокоения этих колебаний. Если в результате некоторых факторов на определенном интервале времени s_r возникают изменения, тогда

$$s_{rd}(mT_s) = s_d \exp(-\alpha mT_s) \sin(2\pi mT_s / \mu'), \quad (5)$$

где $s_d < \ln(K_{\Xi}), \mu' < \mu$. В шумах, например, можно увидеть появления периодичности (колебания самих биосигналов, периодичность повторения экспериментов) [11, 12]. Таким образом в общем случае биосигнал есть периодически коррелированным, случайным процессом.

Уточненная математическая модель такого сигнала в этом случае для колеблющейся системы при возбуждении сетчатки глаза в заданном периоде времени будет описывать реальные процессы. Стохастические и одновременно успокаивающе-колеблющиеся сигналы являются гармонизированными [12, 13]. Полученный ансамбль Ω такого сигнала — стохастическая функция $x(t, \omega)$, $t \in nT_d, n = \overline{0, N-1}$, $\omega \in \Omega$, где t - параметр (время), T_s - период дискретизации АЦП. Гармонизированные стохастические функции имеют представления Колмогорова-Краммера

$$x(t) = \int_{\Lambda} \exp(j\lambda t) Z_s(d\lambda), \quad (6)$$

где $Z_s(d\lambda)$ - случайная мера, $j = \sqrt{-1}$. Корреляционная функция (6) тогда

$$R(t, \tau) = M(x(t)x(\tau))_{L^2(\Lambda, F_s)} = \iint_{\Lambda \times \Lambda} \exp j(\lambda\tau - \mu t) F_s(d\lambda, d\mu), \quad (7)$$

где $\overset{0}{x}(t) = x(t) - Mx(t)$, $F_s(d\lambda, d\mu) = M(Z(d\lambda)\overline{Z(d\mu)})$ - спектральная мера, M оператор математического ожидания $(\cdot, \cdot)_{L^2(\Lambda, F_s)}$ (скалярное произведение в гильбертовом пространстве $L^2(\Lambda, F_s)$). Корреляционный оператор гармонизированного процесса переставим с оператором сдвига, его собственными функциями являются функции $\exp(jt\lambda)$, $\lambda \in \Lambda \times \Lambda$, функция $F_s(\Delta, \Delta')$ сосредоточена на главной диагонали $\Lambda \times \Lambda$ плоскости (тогда процесс стационарный), или на его диагоналях $\lambda = \mu \pm 2k\pi T_R^{-1}$, $k = \overline{0, K-1}$ (если процесс периодически коррелированный T_R период коррелированности). Таким образом, вся информация о биосигнале сосредоточена в корреляционной функции (7). Оценку спектральной плотности $\overset{0}{x}(t)$ (инвариант оператора сдвига) представляют выражением [13]

$$\hat{X}(j\omega, t) = \frac{1}{2\pi} \int \hat{C}(t, \tau) \exp(-i\omega\tau) d\tau, \quad (8)$$

полученным из оценки автоковариации $\hat{C}(t, \tau) = \int_0^{t-\tau} \overset{0}{x}(t-u) \overset{0}{x}(t-u+\tau) h(u) du$,

где $h(u)$ — импульсная функция линейного фильтра выделяющего стационарные компоненты. Известны применения когерентного (синфазного) фильтра, импульсная функция

которого $h(u) = \frac{1}{T} \sum_{n=0}^{T-1} \delta(u - nT_R)$ или компонентного фильтра, когда

$$h(u) = \frac{\Delta \sin[(K + \frac{1}{2})\omega_0 u]}{T \sin(\omega_0 u/2)}, \quad (\text{см., например, [13]}). \quad \text{Для представления}$$

биосигналов в базисе $\exp(jt\lambda)$, являющимся собственными функциями оператора, ядром которого является автокорреляционная функция биосигналов, достигается максимальная компрессия информации [12], что является важным аргументом при сравнении информативности новых электроретинографических систем.

Оценка биосигнала в смеси - линейная фильтрация (обработка) стационарных компонент смеси, поскольку нелинейные свойства ЭРГС остаются в области биообъекта, рассматриваемого как данное. В зависимости от биофизического представления смеси выделение информативной ее части должно осуществляться физически разными структурами и методами, свойственными соответствующим биофизическим и математическим пространствам. Отсюда разбросы её эффективности (затраты времени и аппаратная сложность, отклонения точности, инвазивность, разная информативность) [14]. В этих условиях требуется выбор оптимальных параметров и характеристик процесса обработки и оценка функции передачи для применяемых технических средств. При этом критерий оптимальности фильтрации метрика математического пространства, должен быть вычислимым, выпуклым функционалом. Перечисленные требования в практике создания новых технических систем системно редко учитываются. Причиной этого является не только существующая методология подготовки специалистов в области физико-математических наук и информационных технологий, но и профессионалов, специализирующихся в области разработки новой

автоматизированной радиоэлектронной аппаратуры с повышенным уровнем информативности.

ВЫВОДЫ

Таким образом, на основании анализа информационно-технологических и специальных знаний, необходимых для создания уточненной модели биосигнала в электроретинографии, разработаны технические системы для оценивания их эффективности в процессе проведения активных биомедицинских исследований с повышенной информативностью. Получены результаты, которые позволяют снизить затраты времени на проведение процедуры исследования до 25%, уменьшена аппаратная сложность, разработано программное обеспечение, повышена на 7% точность и раздельная способность для выделения нужной информации из сигналов при наличии шумов и артефактов, что повышает перспективность использования разработанных ЭРГС для новых исследований.

SUMMARY

MORE INFORMATIVE AUTOMATED ELEKTRORETINOGRAPHY SYSTEM

R.A. Tkachuk, V.I. Yavorsky, V.I. Kuz

*Ternopil National національний технічний університет імені Івана Пулюя,
st.Ruska,56, Ternopil,46000, Ukraine*

E-mail: Vmp@tu.edu.te.ua

This paper reviews the main approaches to building elektroretinography automated system with higher levels of efficiency. As a result of analysis of information technology and expertise to develop specified mathematical models the process were created elektroretinography automated system for active biomedical studies with high information density and efficiency.

Keywords: *informative, efficiency, mathematical model, elektroretinography automated systems.*

РЕЗЮМЕ

ПІДВИЩЕННЯ ІНФОРМАТИВНОСТІ АВТОМАТИЗОВАНИХ ЕЛЕКТРОРЕТИНОГРАФІЧНИХ СИСТЕМ

Р.А. Ткачук, В.І. Яворський, В.І. Кузь

*Тернопільський національний технічний університет ім. Івана Пулюя,
ул.Руська,56, м.Тернопіль,46000, Україна*

E-mail: Vmp@tu.edu.te.ua

У статті розглянуто основні підходи до побудови автоматизованих електроретинографічних систем з підвищенням рівня ефективності. В результаті проведеного аналізу інформаційно - технологічних та спеціальних знань, розроблення уточненої математичної моделі процесу були створені автоматизовані електроретинографічні системи для проведення активних біомедичних досліджень з підвищеною інформативністю та ефективністю.

Ключові слова: *інформативність, ефективність, математична модель, автоматизовані електроретинографічні системи.*

СПИСОК ЛІТЕРАТУРЫ

1. Bourne J.R. Object-Oriented Engineering / J.R. Bourne. Boston: Aksen Associates Inc., 1992. 426 p.
2. Armstrong D. J. The Quarks of Object Oriented Development / D. J. Armstrong // Communications of the ACM. 2006. Vol. 49, No. 2. P.123-128.
3. Demetrovics J. Computer-Aided Specification Techniques / Demetrovics J., Knuth E., Rado P. Singapore: World Scientific. 1985. 122 p.
4. Голубцов П. В. Информативность в категории линейных измерительных систем / П. В. Голубцов // Проблемы передачи информации. – 1992. - №2(28). - С.30-46.
5. Blackwell D. Equivalent comparisons experiments / D. Blackwell // Annals of mathematical statistics. 1953. №2(2). С.265-272.
6. Marmor M.F. Standard for clinical electroretinography / Marmor M. F., Arden G. B., Nilsson S. E., Zrenner E. // Arch. Ophthalmol. 1989. № 107. P.816-819.

7. Ткачук Р.А. Метод побудови біотехнічної системи для оцінювання електроретинограм з підвищеною вірогідністю та ефективністю / Ткачук Р. А., Яворський Б. І. // Вісник Тернопільського державного технічного університету. 2009. №3. С.102-110.
8. Jianhong Shen. On the Foundations of Vision Modelling / Jianhong Shen, Yoon-Mo Jung // IV. Weberized Mumford-Shah Model with Bose-Einstein Photon Noise: Light Adapted Segmentation Inspired by Vision Psychology, Retinal Physiology, and Quantum Statistics. - [IMA Tech. Preprint No. 1949](#) .
9. Fox D.A. Low-Level Human Equivalent Gestational Lead Exposure Produces Supernormal Scotopic Electroretinograms, Increased Retinal Neurogenesis, and Decreased Retinal Dopamine Utilization in Rats / Fox D. A., Kala S. V., Hamilton W. R., Johnson J. E., O'Callaghan J.P. // Environmental Health Perspectives. 2008. №5(116). P.618-625.
10. Barlow H. B. Retinal Noise and Absolute Threshold / H. B. Barlow // Journal of the Optical Society of America. 1956. №8(46). P.634-639.
11. Grawford B.H. Steep Frequency-of-Seeing Curves / B. H. Grawford, M. H. Pirenne // J. Physiol. 1956. № 126. P.404-411.
12. Драган Я.П. Структура и представление моделей стохастических сигналов / Я.П. Драган. - Киев: Наук. думка, 1980.- 384с.
13. Драган Я. П. Методы вероятностного анализа ритмики океанологических процессов / Драган Я. П., Рожков В. А., Яворский И. Н. Ленинград: Гидрометеоиздат. 1987. 320с.
14. Ткачук Р.А. Підвищення інформативності електроретинографічного методу для виявлення впливу нейротоксикації на стан людини / Р. А. Ткачук // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. 2013. №3. С.119-122.

Поступила в редакцію 12 декабря 2013 г.