

## АДАПТИВНОЕ УПРАВЛЕНИЕ ПРОЦЕССОМ ИЗМЕРЕНИЯ БИОПОТЕНЦИАЛОВ ЗРИТЕЛЬНОГО АНАЛИЗАТОРА

Зрительная система человека занимает особое место, обеспечивая ему восприятие основного объема информации, поэтому создание диагностической аппаратуры для получения объективной информации о ее состоянии очень актуально. Один из наиболее информативных методов — снятие и анализ электроретинограммы (ЭРГ), являющейся биоэлектрической реакцией фоторецепторов и других элементов сетчатки на световой импульс. Поскольку ЭРГ-сигнал имеет очень низкий уровень (от единиц до десятков микровольт) и сопровождается значительными стохастическими помехами, то, кроме высоких требований к аппаратуре, необходимо применение эффективных методов и алгоритмов управления процессом измерений и обработки информации.

В настоящее время интенсивно используются новые методы обработки биоинформации, которые базируются на теории планирования эксперимента и адаптивном управлении для динамических систем [1, 2]. Алгоритмическая структура измерительной системы с адаптивной моделью представлена на рис. 1.



Рис. 1. Алгоритмическая схема измерительной системы

В модели динамической системы можно выделить две части — модели состояния и наблюдения, описываемые обыкновенными дифференциальными уравнениями (3). Модель состояния представим в виде системы дифференциальных уравнений

$$\frac{d\varphi}{dt} = D(\varphi, t, v, \xi) \quad (1)$$

с начальными условиями  $\varphi(0) = \varphi^0(t^0, v^0, \xi)$ , где  $\varphi$  —  $p$ -мерный вектор переменных состояния биообъекта;  $\xi$  —  $m$ -мерный вектор параметров, которые подлежат оценке по результатам эксперимента, включая арте-

факты;  $t$  — переменная времени;  $u$  —  $l$ -мерный вектор входных сигналов системы, связанных с раздражением и отбором информации от объекта. Зададим модель наблюдения за динамической системой в виде  $b = H^T \varphi + v$ , где  $b$  —  $q$ -мерный вектор экспериментально измеренных линейных комбинаций переменных состояния;  $H^T$  —  $(q \times p)$  матрица наблюдений;  $v$  —  $q$ -мерный вектор случайных ошибок.

Поскольку в системе используется аналого-цифровой преобразователь, то процессы измерения и наблюдения носят дискретный характер, тогда вектор  $v$  обладает такими особенностями:

$$E(v) = 0, \quad E(v(t_i), v(t_j)) = R(t_i) \delta_{ij},$$

где  $R(t)$  — матрица ковариаций измеряемых отзввов  $q$ -порядка.

Модель такой системы относится к классу нелинейных по параметрам модели. Функциональная зависимость переменных состояния задана неявно, что может существенно влиять на организацию вычислительных процедур, следовательно, необходимо уточнить требования к самой модели. Поэтому для данных функций предполагаем выполнение следующих условий:

1) функции  $D_i(\varphi, t, u, \xi)$ ,  $i = \overline{1, p}$ , непрерывны на некотором открытом множестве  $G$  переменных  $(t, \varphi)$ ;

2) частные производные  $\partial D_i(\varphi, t, u, \xi) / \partial \varphi_j$ ,  $i, j = \overline{1, p}$ , непрерывны на множестве  $G$ ;

3) функции  $D_i(\varphi, t, u, \xi)$ ,  $\partial D_i(\varphi, t, u, \xi) / \partial \varphi_j$ ,  $j = \overline{1, p}$ ,  $\partial D(\varphi, t, u, \xi) / \partial \xi_j$ ,  $j = \overline{1, m}$ , непрерывны на множестве  $G$  переменных  $(t, u, \xi)$  при всех  $u$ .

При проведении экспериментальных исследований в случае динамических моделей предусматриваются значительно более широкие возможности для достоверной оценки точности параметров в отличие от задач статистики. Управление процессом измерения в более простом виде может обеспечиваться установлением оптимума основных параметров раздражения и оптимальных моментов времени измерения или, что более сложно, планированием дополнительных условий проведения регистрации электроретинограммы, которые могут учитывать не только изменение внешних возбуждений, но и состояние возмущения объекта в момент раздражения.

Если перед началом измерения проводится калибровка системы, заданы начальные условия  $\varphi(0)$  и вектор управления входных сигналов  $u$ , то измерение будет состоять из совокупности точек  $t_j$  ( $\overline{1, n}$ ), т.е. моментов наблюдения и соответствующего веса наблюдения  $P_j$  ( $j = \overline{1, n}$ ):

$$\varepsilon = \left\{ \begin{matrix} t_1, t_2, \dots, t_n \\ P_1, P_2, \dots, P_n \end{matrix} \right\} \sum_{j=1}^n p_j = 1, \quad p_i \geq 0.$$

Информационную матрицу нормированного плана запишем в виде

$$M(\xi, \varepsilon) = \sum_{j=1}^n p_j M(\xi, t_j),$$

где  $M(\xi, t_j)$  — информационная матрица дискретных наблюдений в точке  $t_j$ .

В общем виде модель наблюдения имеет вид

$$M(\xi, t) = F(t, \xi)R^{-1}(t)F^T(t, \xi),$$

где  $F^T(t, \xi)$  — матрица Якоби, определяемая по формуле

$$F^T(t, \xi) = H^T \frac{\partial \varphi}{\partial \xi}.$$

Для нахождения частных производных  $\frac{\partial \varphi}{\partial \xi}$  необходимо решить уравнение состояния с начальными условиями и дополнительные уравнения, которые характеризуются чувствительностью системы. Уравнение чувствительности имеет вид

$$\frac{d}{dt} \left\{ \frac{\partial \varphi}{\partial \xi} \right\} = \frac{\partial D(\varphi, t, u, \xi)}{\partial \varphi} \cdot \frac{\partial \varphi}{\partial \xi} + \frac{\partial D(\varphi, t, u, \xi)}{\partial \xi} \quad (2)$$

при следующих начальных условиях:

$$\left\{ \frac{\partial \varphi}{\partial \xi} \right\}_{t=0} = \frac{\partial \varphi^0(t^0, u^0, \xi)}{\partial \xi}.$$

Для идентификации процесса регистрации электроретинограммы важным является то, что избранные входные раздражения (управляющие сигналы), с помощью которых возбуждается динамика биологического объекта для получения экспериментальных данных, измерены с необходимой точностью. Управляющий сигнал должен быть кусочно-постоянным на  $k$ -фиксированных интервалах времени, а измерения откликов проводятся дискретно. Координаты  $u_j$  некоторой  $j$ -й точки плана при этих условиях задаются значениями амплитуд сигналов в соответствующем диапазоне измерения. Информационную матрицу однократных наблюдений в  $j$ -й точке запишем в виде

$$M(u_j, \xi) = \sum_{r=1}^k F(t_r, u_r, \xi)R^{-1}(t_r)F^T(t_r, u_r, \xi).$$

Для нахождения элементов матрицы  $F(t_r, u_r, \xi)$  систему уравнений (1), (2) вследствие кусочно-постоянного характера управления решают по участкам реализации. Информационная матрица однократных наблюдений в целом вычисляется по формуле

$$M(\xi, \varepsilon) = \sum_{j=1}^n p_j M(u_j, \xi),$$

где  $n$  — число запусков системы, равное числу реализаций при каждом отдельном раздражении.

Для кусочно-постоянного характера управляющего сигнала каждая точка плана является векторной управляющей функцией  $u(t)$ , тогда информационная матрица наблюдения за  $i$ -м процессом записывается в виде

$$M[u_i(t), \xi] = \int_{W_i} [F(u_i(t), \xi)] R^{-1}(t) F^T[u_i(t), \xi] dt,$$

где  $W_i$  — интервал наблюдения.

В случае регистрации электроретинограммы проводится многократное раздражение, количество откликов системы в границах интервала наблюдения можно отобразить с достаточной информативностью и необходимой точностью, что отражается на информационной и дисперсной матрицах оценок параметров. Следует отметить, что при большом числе раздражений и получении соответствующих откликов системы становится трудным процесс выделения наиболее информативных реализаций.

Предположим, что наблюдение происходит в соответствии с моделью

$$\eta_{ki} = H^T \varphi(x_k, \xi) + \mu_{ki}, \quad j = \overline{1, r_k}, \quad k = \overline{1, N},$$

где  $\eta_{ki}$  —  $j$ -я реализация  $q$ -мерного вектора откликов наблюдения  $\eta_k$  в точке  $x_k$ ;  $r_k$  — число повторных наблюдений в точке  $x_k$ ;  $N$  — число разных точек наблюдения;  $\mu_{ki}$  — случайная составляющая, которая связана с артефактами, проявляющимися на биообъекте, и должна удовлетворять условиям

$$E(\mu_k) = 0;$$

$$E(\mu_k, \mu_n^T) = R\sigma^2 \delta_{kn}.$$

Здесь  $\sigma^2$  — неизвестный параметр, который характеризует погрешность измерения,  $R$  — положительно определенная симметрическая матрица порядка  $q$ .

Тогда оценку неизвестных параметров  $\xi$ , связанных с влиянием артефактов, проведем по методу наименьших квадратов, минимизируя по  $\xi$  взвешенную сумму квадратов отклонений:

$$\delta(\xi) = \sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^{r_k} [\xi_{kj} - H^T \varphi(x_k, \xi)]^T R^{-1} [\eta_{kj} - H^T \varphi(x_k, \xi)].$$

Точность оценки параметров  $\xi$  характеризуется дисперсионной матрицей

$$D(\hat{\xi}) = \left( \sum_{k=1}^N F_k H_{r_k}^T R^{-1} H^T F_k^T \right)^{-1} \sigma^2,$$

где  $F_k = \partial \varphi(x_k, \xi) / \partial \xi$ , которая зависит от данных матрицы наблюдения  $H^T$ .

Построение управляющей системы для исследований биологических объектов характеризуется сложностью выявления единого интегрального показателя, который может полностью обеспечить технические требования к системе. Поэтому возникает задача выбора коэффициентов функционала оптимизации для обеспечения заданной точности и информативности с одновременным сокращением продолжительности процедуры наблюдения. В этих целях необходимо установить связь между структурой и параметрами функционала оптимизации, с одной стороны, и показателями качества (время регулирования, перерегулирования, запас устойчивости по фазе, модулю и др.) и точностью, которая характеризуется отклонениями при внешних влияниях и наличием артефактов в биологических объектах — с другой.

Для установления такой связи необходимо учитывать условия оптимальности, и для модели системы (3) функционал будет иметь вид

$$J = \int_0^{\infty} (b' H^T b \varphi + v' v) dt, \quad (3)$$

где  $H^T$  — положительно определенная матрица наблюдения.

Для модели наблюдения выполним преобразование Лапласа при нулевых начальных условиях и определим преобразование в частотной форме, которая связана с параметрами функционала оптимизации. Для частотных показателей, таких, как запас устойчивости по фазе и модулю, показатель возбуждаемости биологической системы, можно определить ограничения без уточненного выбора коэффициентов функционала, что упрощает задачу.

На основании полученных зависимостей проведены экспериментальные исследования биообъектов в нескольких клиниках и накоплена информационная база данных ЭРГ-сигналов для различных пациентов. Исследования проводились с помощью разработанной для этих целей компьютерной измерительной системы, структурная схема которой приведена на рис. 2.

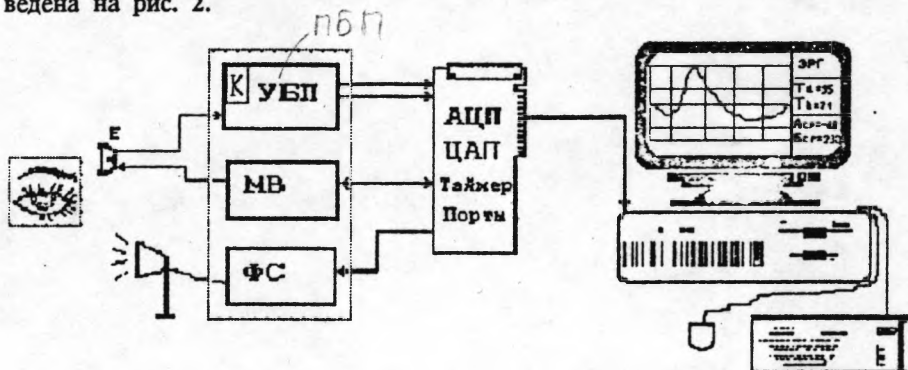
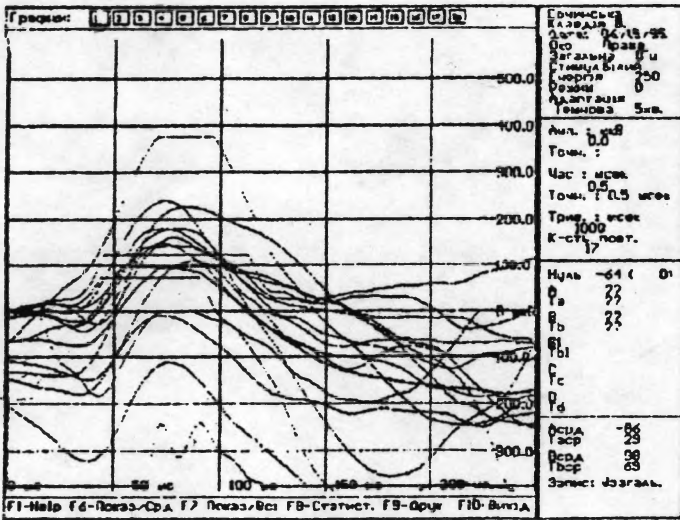


Рис.2. Структурная схема компьютерной измерительной системы

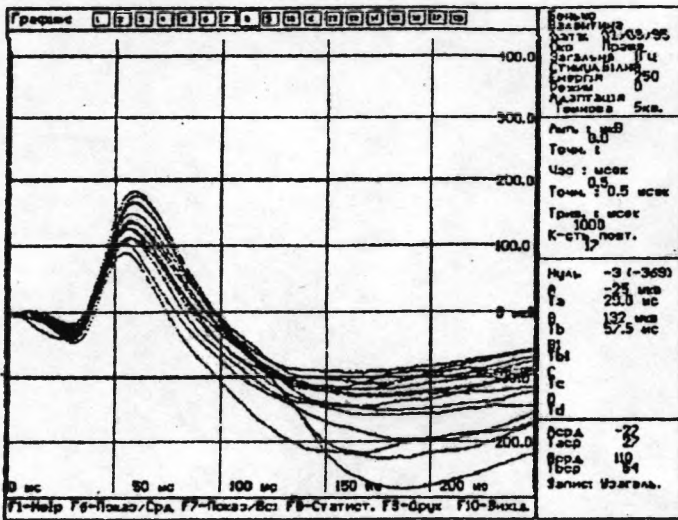
Система состоит из электрода-присоски специальной конструкции (Э), усилителя биопотенциалов (УБП), фотостимулятора (ФС), устройства поддержки пониженного давления (МВ) для осуществления контакта электрода с роговицей глаза и интерфейсного модуля с АЦП, ЦАП, таймером, коммутаторами и портами управления, служащего для связи биообъекта с компьютером. Регистрация ЭРГ-сигналов проводилась по методике, соответствующей рекомендациям международного комитета по электроретинографии и с учетом стандартной методики Московского НИИ им. Гельмгольца. Энергия вспышки фотостимулятора для общей ЭРГ равнялась 1.08 Дж диффузионного белого света на расстоянии 500 мм от глаза. Характеристики артефактов и их влияние на процесс регистрации исследовались с помощью специальной программы типа "цифровой осциллограф" с возможностью создания информационной базы данных регистрируемых сигналов по каждому пациенту.

На рис. 3, а представлены результаты исследований для общей электроретинограммы до проведения адаптивного управления, а на рис. 3, б — с его использованием. Для первого случая (рис. 3, а) необходимо накопление большего количества ЭРГ-сигналов с дальнейшим тщательным их анализом с целью исключения влияния артефактов.





5



6

Рис.3. Результаты измерений ЭРГ по различным алгоритмам управления

Результаты, полученные при регистрации как общей, так и локальной электроретинограммы, подтверждают, что точность системы с использованием адаптивных алгоритмов повысилась, появилась возможность уменьшения количества световых стимулов и сокращения процедуры исследований пациента без существенной потери информативности.

Таким образом, можно сделать следующие выводы.

1. При увеличении количества раздражений глаза и получения соответствующих откликов системы возрастает не только продолжительность процедуры исследований, но и возникает проблема выделения наиболее информативных реализаций, поскольку повышается дискомфорт и перенапряжение пациента, что ведет к влиянию дестабилизирующих факторов на результаты измерений.

2. Для адаптивного управления процессом измерения биопотенциалов глаза как динамической системы, исходя из условий оптимальности, как для общей, так и для локальной электроретинограммы достаточно опреде-

лить диапазон и границы коэффициентов функционала, что позволяет получить лучшие результаты исследований.

3. С использованием адаптивных алгоритмов и теории планирования эксперимента в компьютерной системе измерения электроретинограммы можно уменьшить время проведения процедуры обследования при сохранении достоверности и точности измерений, оценить функциональное состояние сетчатки, что позволит установить правильный диагноз для целого ряда заболеваний глаза.

*В.Б. Дудикевич, Р.А. Ткачук, М.І. Паламар*

### АДАПТИВНЕ КЕРУВАННЯ ПРОЦЕСОМ ВИМІРЮВАННЯ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЗОРОВОГО АНАЛІЗАТОРА

Розглянуто проблему підвищення достовірності реєстрації електроретинограми при розробці медичної апаратури для діагностики ока. Описано структуру вимірювальної системи і запропоновано алгоритм керування процесом вимірювання на основі теорії планування експерименту і теорії адаптації. Показано результати застосування алгоритму.

*V.B. Dudykewych, R.A. Tkachuk, M.I. Palamar*

### VISUAL ANALYSER BIOPOTENTIALS MEASURING PROCESS ADAPTIVE CONTROL

Electroretinogram registration reliability increasing problem for eye diagnostics medical apparatus elaboration is considered. Measuring system structure is described and measuring process control algorithm based on the experiment planning theory and adaptation theory is proposed. The results of algorithm application are shown.

1. Беллман Р. Процессы регулирования с адаптацией. — М.: Мир, 1965. — 360 с.
2. Горский В.Г., Адлер Ю.П., Талалай А.М. Планирование промышленных экспериментов (модели динамики). — М.: Металлургия, 1978.
3. Александров А.Г. Синтез регуляторов многомерных систем. — М.: Высш. шк., 1986. — 272 с.
4. Mehra R.K. Optimal input signal for parameter estimation in dynamic systems—survey and new results // IEE Trans. on Automat. Control. — 1974. — 19, № 6. — P. 753–768.
5. Попов А.А. Линейный метод наименьших квадратов с регуляцией вычисления оценок параметров в моделях динамических систем, заданных дифференциальными уравнениями. — Новосибирск, 1983. — Деп. в ВИНТИ — Т5962–83.
6. Tkachuk R. Komputera aparato por frua diagnostiko de okulaj malsanoj (Retinograf-00) // 10-Internacia medicina Esperanto Konferenco (Ternopil: «Zbrouch», 1995). — С. 103–104.
7. Ткачук Р.А., Паламар М.І. Адаптивна комп'ютерна вимірювально-керуюча система для дослідження біопотенціалів ока // Тези доп. на 3-й міжн. конф. "Контроль і управління в технічних системах" (Вінниця, 12-15 липня 1995 р.). — Вінниця: Вінниц. типогр. УВД, 1995. — С. 335–336.

*Получено 11.09.96*