

1,048 · 10<sup>6</sup> импульсов [5]. Импульсы могут генерироваться внутренней схемой (~ 10 кГц), вводиться извне (ТТЛ, ≤ 0,5 МГц) или вызываться нажатием кнопки в пошаговом режиме. На выходе PSG-3 имеются два идентичных канала. Для оценки функции кросс-корреляции канал 2 может быть задержан на предустановленное число импульсов (до 30). Каждый канал имеет на выходе последовательность импульсов (*P*) с биномиальным распределением и соответствующий двоичный псевдотелеграфный сигнал (*L*). Кроме того, имеются выходы с ТТЛ-уровнями сигналов (*T*), длительность которых соответствует периоду случайного сигнала. Длительность одного периода определяется возникающей на выходе непрерывной последовательностью событий длиной *M*. Выходные импульсы 1-го канала поступают в реверсивный счетчик (CO), в котором нули интерпретируются как -1. Выход счетчика сравнивается с предустановленной длиной сдвигового регистра, т. е. с периодом. Длина *M* сдвигового регистра (SR), задержка 2-го канала (*T*) задаются через буфер (CB), управляемый вручную посредством кнопок со светодиодной сигнализацией. Остальные элементы управления (выбор точности, начальный сброс, кнопка пошагового управления) расположены на передней панели генератора PSG-3, представляющего собой модуль КАМАК двойной ширины. Модуль использует шину питания +6 В. Дальнейшее развитие модуля в смысле взаимодействия его с магистралью крейта было обеспечено возможностью подключения всех управляющих, входных и выходных шин магистральной.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. O'Leary D. P., Wall C., Traini L. On on-Line Mean-Square-error Analysis Technique Using White Noise Inputs.— In: Computer Technology in Neurosciences/ P. B. Brown: John Willey, 1976.
2. Marmarelis P. Z., Mc Cann G. D. Development and Application of White Noise Modelling Techniques for Studies of Insect Visual Nervous System.— Kybernetik, 1973. N 12, p. 74—89.
3. Krekule I., Žalud P. CAMAC Modules Specialized for Data Processing in Neurophysiology.— Autometria, 1976, N 6.
4. Peterson W. W. Error-Correcting Codes. Oxford, 1960.
5. Moore G. P., Krekule I. Application of the Non-Linear Wiener Theory for Modelling and Analysis of Biological Systems.— In: Proc. of Seminar for Experimental Modelling and Solving Probabilistic Problems. UTIA, Liblice: Czechoslovak Academy of Sciences, 1976, p. 502—519.

Поступило в редакцию 21 января 1981 г.

Д. Н. ФРОЛОВ

(Томск)

УДК 616.89.007

#### СТРУКТУРНЫЙ ПОДХОД К КЛАССИФИКАЦИИ РЕОЭНЦЕФАЛОГРАММ

В соответствии с одной из главных особенностей здравоохранения в нашей стране — его профилактической направленностью — важное значение в настоящее время приобретает создание систем автоматизированной обработки медико-биологических данных для проведения массовых осмотров населения, цель которых состоит в выявлении на ранних стадиях наиболее распространенных заболеваний, в частности заболеваний сердечно-сосудистой системы.

В качестве объективных показателей состояния здоровья человека широко применяются электрофизиологические характеристики, к числу которых относятся реограммы, несущие информацию о состоянии гемодинамики отдельных органов. Трудности обработки реограмм состоят в большой вариабельности форм и качественных параметров сигналов, что усложняет методику классификации по этим параметрам. Цель данной работы — разработка структурного метода классификации реограмм для распознавания реографических сигналов в «норме» и при нарушениях гемодинамики.

Традиционно задача классификации сигналов разбивается на два этапа: выбор исходного описания (системы признаков) сигнала, построение решающего правила [1].

**Выбор исходного описания.** Реограмма представляет собой сигнал, характеризующий динамику объемного кровенаполнения исследуемого участка живой ткани

или органа. Система признаков реограмм представлена на рис. 1. В медицинской практике анализ реограмм проводится по оценке формы сигнала и ряда количественных показателей, таких как длительность фронта нарастания пульсовой волны, амплитуды первого и второго зубцов, амплитуда инцизуры (минимума сигнала между систолической и диастолической частями пульсовой волны реограммы), временные характеристики, параметры первой и второй производных сигнала. Использование качественного описания формы затрудняет формализацию процедуры выделения врачебных признаков реограмм.

Проблема может быть решена путем применения двухуровневой системы классификации, на первом этапе которой проводится качественный анализ формы сигнала (иногда уже на этом этапе может быть найдено искомое решение), а на втором — выделяются количественные характеристики независимо от вариаций формы сигнала. Для описания формы сигнала была использована последовательность характерных точек:  $\beta$  — точки перегиба и  $\alpha$  — экстремумы. В этом случае любой пульсовый сигнал преобразуется в конечную последовательность этих символов — слово. Различные формы сигналов можно свести к определенному набору эталонных форм. Задача классификации первого уровня — сопоставить принятое описание исследуемого сигнала с эталонами.

Была разработана система из 24 признаков, включающая  $\Phi$  — признак формы, который ранжирован по возрастанию сложности формы сигнала (изменяется в пределах 1—10);  $P, A, I, D$  — амплитуды предсистолической волны, первого зубца, инцизуры, второго диастолического зубца;  $X_{\min}, X_{\text{ср}}$  — минимальное и среднее значения сигнала;  $V_{\max}, V_{\min}$  — максимальное и минимальное значения скорости кровенаполнения;  $V'_{\max}, V'_{\min}$  — максимальное и минимальное значения второй производной сигнала;  $V_{\text{ср}}$  — среднее значение модулей скорости кровенаполнения;  $T_P$  — временное положение амплитудного значения предсистолической волны;  $T_A, T_I, T_D, T_{V_{\max}}, T_{V_{\min}}, T_{V'_{\max}}, T_{V'_{\min}}$  — временные положения  $A, I, D, V_{\max}, V_{\min}, V'_{\max}, V'_{\min}$  соответственно;  $T_0$  — длительность периода сигнала; ДИ — диастолический индекс; СИ — систолический индекс;  $NE$  — число экстремумов и точек перегиба.

Из [2] известно, что в качестве базовых медицинских признаков реограмм выступают следующие: временные положения и амплитуды предсистолической волны ( $T_P, P$ ) первого зубца ( $T_A, A$ ), второго диастолического зубца ( $T_D, D$ ), инцизуры ( $T_I, I$ ). Остальные количественные характеристики без особых трудностей могут быть найдены из базовых признаков и самого сигнала. В табл. 1 показано, как по символической записи формы сигнала определяются базовые признаки. Например, для формы 4 ( $\beta\beta\alpha\beta$ ) положение признака  $A$  определяется временным положением четвертого символа. Если для анализируемой пульсовой волны найден номер эталона, то поиск базовых характеристик проводится по стандартному для этого эталона пути.

На рис. 2 представлена блок-схема алгоритма, реализующего изложенный метод.

Звено  $G_1$  переводит волну реограммы  $X$ , заданную дискретно  $X = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ , в цепочку символов  $Y_1 = (y_1, y_2, \dots, y_n)$ , которая строится по следующему правилу:

$$y_i = \begin{cases} \alpha, & \text{если } (x_i - x_{i-1})(x_{i+1} - x_i) \leq 0, \\ \beta, & \text{если } (x'_i - x'_{i-1})(x'_{i+1} - x'_i) < 0, \\ \theta & \text{иначе,} \end{cases}$$

где  $x'_i$  —  $i$ -е значение первой производной сигнала  $X$ . Звено  $G_2$  предназначено для предварительной обработки цепочки  $Y_1$  и является конечным автоматом с выходом

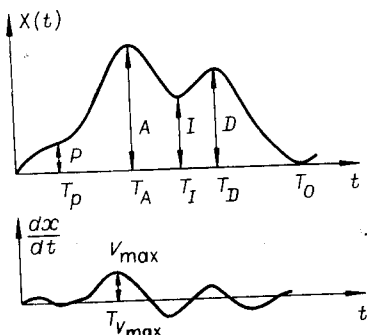


Рис. 1.

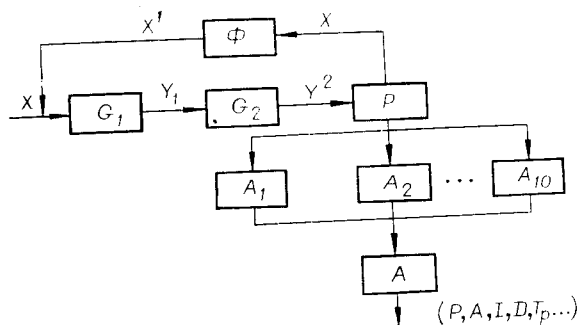


Рис. 2.

Таблица 1

Порядковый номер	Символическая запись	Базовые признаки			
		$T_P$	$T_A$	$T_I$	$T_D$
1	—	—	—	—	—
2	$\beta\alpha\beta$	—	$T(2)$	$T_0/2$	$T_0/2$
3	$\beta\alpha\beta\beta\beta$	—	$T(2)$	$T(4)$	$(T(4)+T(5))/2$
4	$\beta\beta\beta\alpha\beta$	$(T(1)+T(2))/2$	$T(4)$	$T_0/2$	$T_0/2$
		—	$T(4)$	$T_0/2$	$T_0/2$
5	$\beta\beta\beta\alpha\beta\beta\beta$	$T(1)$	$T(4)$	$T(6)$	$(T(6)+T(7))/2$
		—	$T(4)$	$T(6)$	$(T(6)+T(7))/2$
6	$\beta\alpha\beta\alpha\beta\alpha\beta$	$T(2)$	$T(6)$	$T_0/2$	$T_0/2$
		—	$T(2)$	$T(4)$	$T(6)$
7	$\beta\beta\beta\alpha\beta\alpha\beta\alpha\beta$	$(T(1)+T(2))/2$	$T(4)$	$T(6)$	$T(8)$
		—	$T(4)$	$T(6)$	$T(8)$
8	$\beta\alpha\beta\alpha\beta\alpha\beta\beta\beta$	—	$T(2)$	$T(4)$	$T(6)$
9	$\beta\beta\beta\alpha\beta\alpha\beta\alpha\beta\beta\beta\beta$	$(T(1)+T(2))/2$	$T(4)$	$T(6)$	$T(8)$
		—	$T(4)$	$T(6)$	$T(8)$
10	$\beta\alpha\beta\alpha\beta\alpha\beta\alpha\beta\alpha\beta$	$T(2)$	$T(4)$	$T(6)$	$T(8)$
		—	$T(4)$	$T(6)$	$T(8)$

дом  $Y_2$ . Конечный автомат с выходом определяется [3]

$$G_2 = \{\Sigma, \Sigma^1, \theta, \delta^1, \delta^2, S_n\},$$

где  $\Sigma = \{\alpha, \beta, \theta, \gamma\}$  — множество входных символов  $Y_1$ ;  $\gamma$  — конец слова;  $\Sigma^1 = \{\alpha, \beta\}$  — множество выходных символов  $Y_2$ ;  $\theta = \{S_n, S_\alpha, S_\beta, S_\theta\}$  — множество состояний автомата  $G_2$ ;  $S_n$  — начальное состояние;  $S_\alpha, S_\beta, S_\theta$  — рабочие состояния автомата;  $\delta^1$  — отображение, ставящее в соответствие входному символу и собственному состоянию автомата некоторое другое состояние, задаваемое табл. 2;  $\delta^2$  — отображение, ставящее в соответствие входному символу и собственному состоянию выходной символ, который задается также табл. 2.

Работу автомата  $G_2$  можно пояснить на примере. Предположим, что на вход автомата поступает цепочка символов  $Y_1 = (\alpha, \theta, \theta, \alpha, \beta)$ , тогда, пользуясь табл. 2, можно определить цепочки символов  $Y_2$ . Начальному состоянию  $S_n$  и первому поступившему на вход  $G_2$  символу  $\alpha$  будет соответствовать цепочка  $\beta\alpha$ , и при этом состояние автомата изменится из  $S_n$  в  $S_\alpha$ . При поступлении следующего символа  $\theta$  на выходе автомата  $G_2$  символ выделяться не будет, а собственное состояние его изменится и станет  $S_\theta$ , и так далее. В результате будем иметь

$$(\alpha, \theta, \theta, \beta, \alpha, \beta) \xrightarrow{G_2} (\beta, \alpha, \beta, \alpha, \beta).$$

Для цепочки  $Y_2$  хранится массив  $T = (t_1, t_2, \dots, t_m)$ , где  $t_i$  — временное положение экстремума или точки перегиба  $y_i$ , а в звене  $P$  — вектор  $X$ .

Таблица 2

a	y <sub>i</sub>					
	α		β		θ	γ
S <sub>н</sub>	βα	S <sub>α</sub>	β	S <sub>β</sub>	—	S <sub>н</sub>
S <sub>β</sub>	α	S <sub>α</sub>	β	S <sub>β</sub>	—	S <sub>н</sub>
S <sub>α</sub>	—	S <sub>α</sub>	β	S <sub>β</sub>	—	S <sub>н</sub>
S <sub>θ</sub>	α	S <sub>α</sub>	β	S <sub>β</sub>	—	S <sub>н</sub>

Звено  $P$  находит среди эталонов  $Y_0$  такой элемент  $y_i^0 \in Y_0$ , который в точности совпадает с цепочкой  $Y_2$ , соответствующей анализируемой кривой  $X$ . Возможны два выхода из звена  $P$ .

1. Эталон  $y_i^0$  найден. В этом случае реограмма  $X$  направляется в звено  $A_i$ , в котором происходит определение базовых характеристик волны. В звене  $A$  на основании этих характеристик и исходного вектора  $X$  определяются остальные признаки.

2. Эталон  $y_i^0$  не найден. В этом случае считается, что волна зашумлена, и она направляется в звено  $\Phi$ , в котором происходит сглаживание  $X: X' = \Phi(X)$ , где  $X'$  — сглаженная волна реограммы. Затем  $X'$  направляется в звено  $G_1$  и так далее до тех пор, пока на  $n$ -м шаге сглаживания не найдется эталон  $y_i^0$  либо оператор  $\Phi$  не достигнет неподвижной точки:  $X^n = \Phi(X^{n-1})$ . В последнем случае форма  $X$  относится к первому эталону. Как показал опыт работы с алгоритмом, последняя ситуация является чрезвычайно редкой.

В качестве оператора сглаживания применялось скользящее осреднение по трем точкам. Устойчивость выделения структурных признаков сигнала исследовалась на реальном материале путем предъявления нескольких волн реограмм, относящихся к одной реализации.

**Исследование информативности признаков.** Для проверки гипотезы компактности [4, 5] проведено исследование структуры признакового пространства реограмм. В качестве меры информативности признаков была взята величина, инвариантная к поворотному сжатию:

$$K_m^{ij} = (\mu_m^i - \mu_m^j)^2 / \sqrt{D_m^i D_m^j},$$

где  $K_m^{ij}$  — критерий информативности  $m$ -го признака для  $i$  и  $j$  классов,  $D_m^i$  — оценки дисперсии для  $i$  класса,  $\mu_m^i$  — среднее значение  $m$ -го признака для  $i$  класса.

В работе был использован статистический материал обследования 105 человек. Формирование классов реограмм с одним и тем же заключением проводилось сотрудниками лаборатории прикладной электрофизиологии НИИ комплексных проблем гигиены и профессиональных заболеваний СО АМН СССР. В сформированные классы вошли реоэнцефалограммы (РЭГ) в норме (32) и РЭГ пациентов с различными нарушениями гемодинамики (73). Реоэнцефалограммы снимались в исходном состоянии и после функциональной пробы (введения нитроглицерина). Оцифрованная информация в виде входных векторов размерностью не выше 70 чисел на одну пульсовую волну вводилась в ЭВМ ЕС-1033.

В результате проведенных расчетов составлены два ряда в порядке убывания информативности признаков для а) классов РЭГ, отнесенных врачом к норме и патологии, и б) класса РЭГ с функциональными изменениями при функциональной пробе и стойкими изменениями гемодинамики. Для первых четырех признаков были получены время нарастания анакроты (7,39; 3,11), амплитуда первого зубца (2,71; 9,28), величина индизуры (1,54; 7,13), максимальное значение скорости кровенаполнения (2,8; 0,36). Диапазон изменения критерия информативности составил (0—7,39; 0—9,28). В скобках указаны значения критерия для «а» и «б» соответственно.

Полученные результаты показали, что предложенное описание включает все типы реограмм. Сделан вывод о том, что множества классов РЭГ после функциональной пробы удалены друг от друга значительно больше, чем нормальные и патологические РЭГ.

В качестве решающего правила применялось два классификатора: метод эталонов и линейная разделяющая функция, использующая только наиболее информативные признаки.

Результаты классификации реограмм показывают, что алгоритм выделения признаков реограмм адекватен традиционному врачебному методу. Предложенный классификатор позволил значительно сократить время обработки реограмм при сохранении достаточно глубокого анализа сигналов, что делает целесообразным применение его в системах массовых осмотров.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Дуда Р., Харт П. Распознавание образов и анализ сцен. М.: Мир, 1976.
2. Соколова И. В. и др. Анализ структуры реоэнцефалограммы как биосигнала пульсового кровенаполнения.— Журнал неврологии и психиатрии им. С. С. Корсакова, 1977, т. 77, вып. 9.
3. Фу К. Структурные методы распознавания образов. М.: Мир, 1977.
4. Фролов Д. Н. и др. Структурный подход в классификации реограмм. Томск. политехн. ин-т. Томск, 1980. Рукопись деп. в ВИНТИ 3.01.80, № 76—80.
5. Загоруйко Н. Г. Методы распознавания и их применение. М.: Сов. радио, 1972.

*Поступило в редакцию 18 февраля 1981 г.*

#### РЕФЕРАТЫ

УДК 577.37

**Оптические методы исследования нейронных структур.** Суюшев В. А., Федосеев В. П., Штарк М. Б. Автометрия, 1981, № 4.

Проведен обзор литературы по методам исследования свойств возбудимых мембран, основанным на потенциалзависимых эффектах двойного лучепреломления, светорассеяния, флуоресценции и поглощения. Ил. 7, библиогр. 60.

УДК 612.014.412 : 577.352.3

**К методам изучения ионных каналов возбудимых мембран.** Бендукидзе З. А., Зильбертер Ю. И., Тимин Е. Н. Автометрия, 1981, № 4.

Работа посвящена анализу возможностей и ограничений современных методов исследования ионной проницаемости и требований к электронным и вычислительным системам, обеспечивающим необходимую точность измерений. Ил. 3, библиогр. 13.

УДК 612.014.412 : 577.352.3

**О возможности исследования кинетики ионных токов во время спайка методом фиксации потенциала.** Хиченко В. И. Автометрия, 1981, № 4.

Рассмотрена возможность исследования кинетики ионных токов во время спайка методом фиксации потенциала. Показано, что ток, протекающий через мембрану, в условиях, когда элиминирован ток каналов какого-либо типа, а в качестве командного используется сигнал, тождественный предварительно зарегистрированному потенциалу действия, равен по модулю ионному току, протекающему по этим каналам в нормальных условиях генерации спайка. Библиогр. 9.

УДК 612.8

**Модель местного условного рефлекса на сети пластических нейронов.** Фролов А. А., Харитонов А. П. Автометрия, 1981, № 4.

Рассмотрена сеть, состоящая из трех слоев нейронных элементов: входного, ассоциативного и выходного. Связи между элементами предполагаются случайными в соответствии с представлением о том, что многие функции нервной системы реализуются по вероятностным законам. По существу, рассматриваемая модель является одним из примеров приложения стохастического квазиголографического подхода к изучению памяти. Ил. 4, библиогр. 18.