

пропущенных (не найденных) QRS-комплексов для дальнейшего еще не реализованного анализа величин КД.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Wolter F. u. a. Muster eines Einkanal-Blutdrucktelemetriesystems zur Vollständigen Implantation bei Rhesusaffen. Deutsch-Sowjetisches Symp. Arterielle Hypertonie, Poster. Berlin, 1980.
2. Bedienungs- und Applikationsschrift Telemetrieanlage. Hellige Berlin, HELLIGE GMBH Bismarckstr. 98.
3. Nygårds M. E. u. a. On Line Computer Processing of Pressure Data from Cardiac Catheterizations.—Computer Programs in Biomedicine, 1976, Bd 5, S. 272—282.
4. Бауманн Р. и др. Применение мини-ЭВМ класса PDP и КАМАК-системы для автоматизации экспериментальных и клинических исследований гипертонии.—Автометрия, 1979, № 6.

Поступило в редакцию 8 января 1981 г.

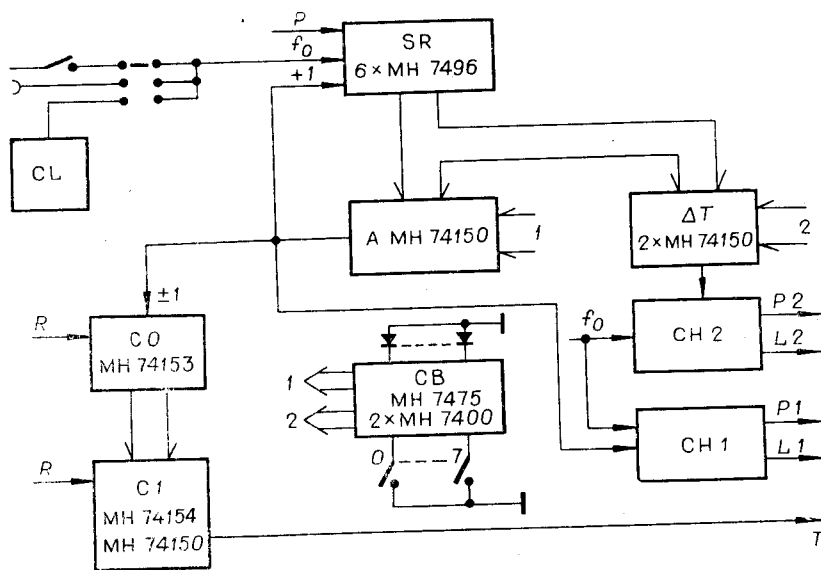
УДК 612.014.421 : 8 : 021.398

И. КРЕКУЛЕ, О. ПЕКАРЕК  
(Прага, ЧССР)

### ГЕНЕРАТОР ПСЕВДОСЛУЧАЙНЫХ СИГНАЛОВ — МОДУЛЬ В СТАНДАРТЕ КАМАК

В связи с ростом интереса к анализу нелинейных биологических систем [1, 2] повысились требования к генераторам случайных сигналов, используемым для управления стимуляцией. При автоматизации научных исследований требование увеличения производительности процессора используемой мини- или микро-ЭВМ может быть обеспечено за счет выполнения ряда функций периферическими приборами. Так, для генерации требуемых сигналов предпочтительнее использовать автономный генератор, нежели процессор. Ниже поясняется принцип разделения функций, который стимулирует развитие ранее описанных универсальных КАМАК-модулей предварительной обработки [3].

Описываемый ниже генератор псевдослучайных сигналов PSG-3 представляет собой миниатюризированный и улучшенный вариант прибора [4]. PSG-3 (см. упрощенную схему на рисунке) основан на применении  $M$ -разрядного ( $M \leq 20$ ) сдвигового регистра ( $6 \times \text{MH } 7496$ ) с периодом генерируемых сигналов  $2^M - 1$ , т. е. до



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