

КРАТКИЕ СООБЩЕНИЯ

УДК 612.82 : 615.47

Б. ГУРАТ, Х. КАММАНН  
(Берлин, ГДР)

МЕТОДИЧЕСКИЙ МАТЕРИАЛ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ  
КЛИНИЧЕСКОГО РЕЗУЛЬТАТА ПО ЭЭГ С ПОМОЩЬЮ ЭВМ

**Введение.** Клиническая картина электроэнцефалограмм (ЭЭГ) настолько комплексна, что ее необходимо описывать с помощью определенных признаков — существенных параметров. Цель энцефалографии состоит в том, чтобы выделить из ЭЭГ такие существенные параметры, которые позволяют строить наиболее вероятные гипотезы о структуре и функции и тем самым о заболевании центральной нервной системы. Успехи электроэнцефалографии прежде всего опираются на сравнение существенных величин с другими результатами клинического исследования и в отношении анализа ЭЭГ основываются почти исключительно на визуальноручном определении таких величин.

В настоящей работе показано, каким образом можно получить существенные выводы путем обычной обработки ЭЭГ в количественной объективной форме. На рис. 1 схематически представлена запись результата ЭЭГ. Для использования преимуществ автоматической обработки ЭЭГ (объективность, небольшая затрата времени и т. д.) нужно решить следующие задачи: 1) разработка четкой системы понятий ЭЭГ; 2) выбор соответствующего метода обработки, допускающего автоматизацию; 3) реализация алгоритма обработки в отношении аппаратной части и математического обеспечения; 4) соответствующий ЭВМ сбор данных.

**1. Система понятий.** В системе понятий для обработки ЭЭГ сначала необходимо определить различные граф-элементы. По частоте, напряжению и иногда форме в ЭЭГ различают четыре вида ритмов —  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\delta$  и  $\theta$ . Известные до сих пор определения имели некоторые слабости и потому не могли применяться непосредственно как основа для алгоритмизации клинических анализов ЭЭГ. Например, амплитуда  $\alpha$ -ритмов обозначается как «средняя», если она составляет  $\sim 50$  мкВ. Подобные данные могут использоваться для алгоритмизации только при указании определенных пределов, т. е.  $\alpha$ -ритмы являются средними, если их напряжение больше 40 мкВ и меньше или равно 80 мкВ. Это относится также и к пиковым потенциалам, у которых описания типа «более или менее быстрые» заменяются количественными показателями, например 4—12 с.

При определении вторичных признаков путем комбинации различных граф-элементов имеющаяся система понятий также была дополнена.

**2. Выбор метода обработки.** Различные известные методы анализа ЭЭГ по-разному пригодны для измерения граф-элементов или определения вторичных признаков [1]. Не освещая подробно в данной статье причин, авторы выбрали в качестве алгоритма анализа имитационную модель визуальноручной обработки [2], основу которой составляет анализ амплитуды и интервала времени.

**2.1. Измерение частоты** на основании анализа в диапазоне времени (обратная величина длины периода) дает только приближенную характеристику истинного значения частоты ЭЭГ. Как и при определении ярко выраженных экстремальных величин, измерение перехода через нуль состоит в возбуждении двойного сигнала  $U$  для измерения периода, когда сигнал ЭЭГ  $x(t)$  проходит заданный интервал амплитуды  $[\alpha, \alpha + d\alpha]$ . На рис. 2, а, б показан процесс измерения.

При определении пороговых значений  $\alpha$  и  $d\alpha$  желательно по возможности иметь не только хорошее соответствие значений частот, полученных в результате анализа в спектральном и временном диапазонах, но также и соответствие между ручной и автоматической обработками.

Другой переменной, от которой зависит двойная функция  $U$ , является скорость сигнала  $x(t)$ , с которой он проходил интервал  $[\alpha, \alpha + d\alpha]$ :

$$U = [x(t), x'(t)] = \begin{cases} 0 & \text{для } \alpha \leq x(t) \leq \alpha + d\alpha, \\ & \beta_1 \leq x'(t) \leq \beta_2, \\ 1 & \text{иначе.} \end{cases}$$

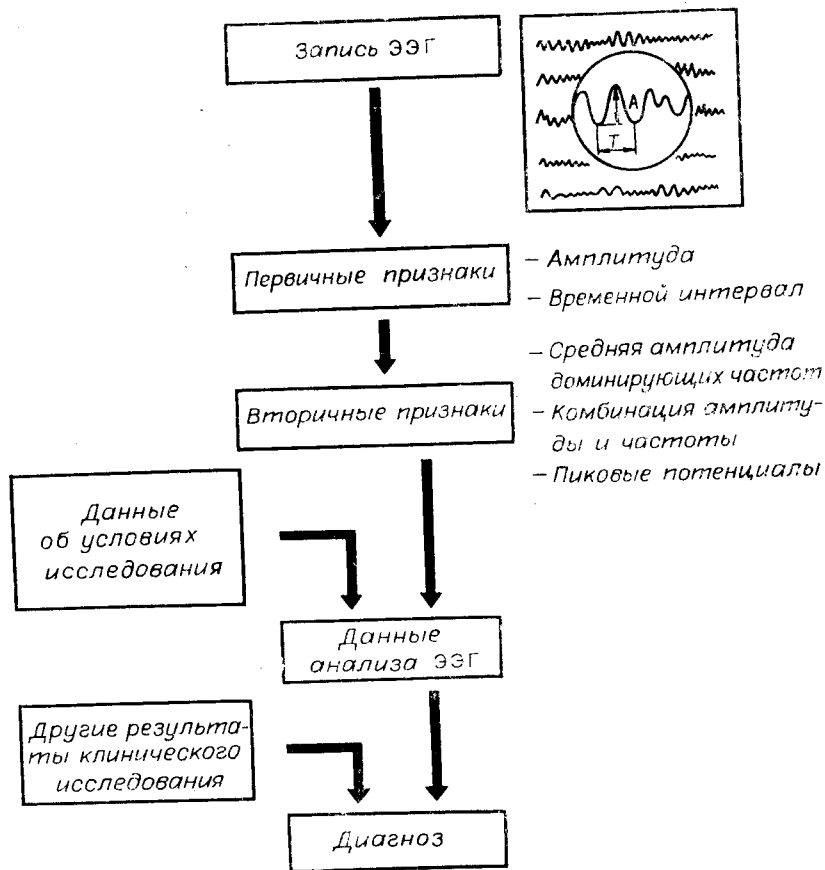


Рис. 1. Схема отработки программы для получения клинического результата ЭЭГ путем визуально-ручной обработки.

В результате ограничения полосы частот и амплитуды сигнала  $x(t)$  получают следующие пределы скоростей:  $\beta_1 = 5,6$  мкВ/с,  $\beta_2 = 12$  мкВ/с. Двойная функция  $U[x(t), \dot{x}(t)]$  повторяет временную ось  $t$  в  $[\bar{t}_i, t_i + dt_i]$  ( $i=1, 2, \dots$ ). Искомая доминирующая частота может быть получена из распределения повторяемости обратного интервала времени  $[\bar{t}_i, t_{i+1}]^{-1}$  после определения пороговых значений  $\alpha$  и  $d\alpha$  при сравнительном исследовании — измерении частоты в спектральном и временном диапазонах [3—5]. При условии нормального распределения значений амплитуды, которые были проверены и являлись пороговыми, для числа переходов через нуль в единицу времени (обобщенное определение частоты) получаем

$$N_0 = \frac{1}{\pi} \frac{\sigma_{\dot{x}}}{\sigma_x} \sqrt{1 - \rho^2},$$

где  $\sigma_x$  и  $\sigma_{\dot{x}}$  — среднее квадратичное значение  $x(t)$  или  $\dot{x}(t)$ ;

$$\sigma_x^2 = \int_0^\infty \int_0^\infty (\omega) d\omega \quad \text{и} \quad \sigma_{\dot{x}}^2 = \int_0^\infty \omega^2 \int_0^\infty (\omega) d\omega,$$

откуда следует

$$N_0 = \frac{1}{\pi} \sqrt{1 - \rho^2} \left[ \frac{\int_0^\infty \omega^2 \int_0^\infty (\omega) d\omega}{\int_0^\infty \int_0^\infty (\omega) d\omega} \right]^{1/2}.$$

После замены переменных  $x(t)$  и  $\dot{x}(t)$  переменными  $\hat{x}(t)$  и  $\hat{\dot{x}}(t)$  получаем число

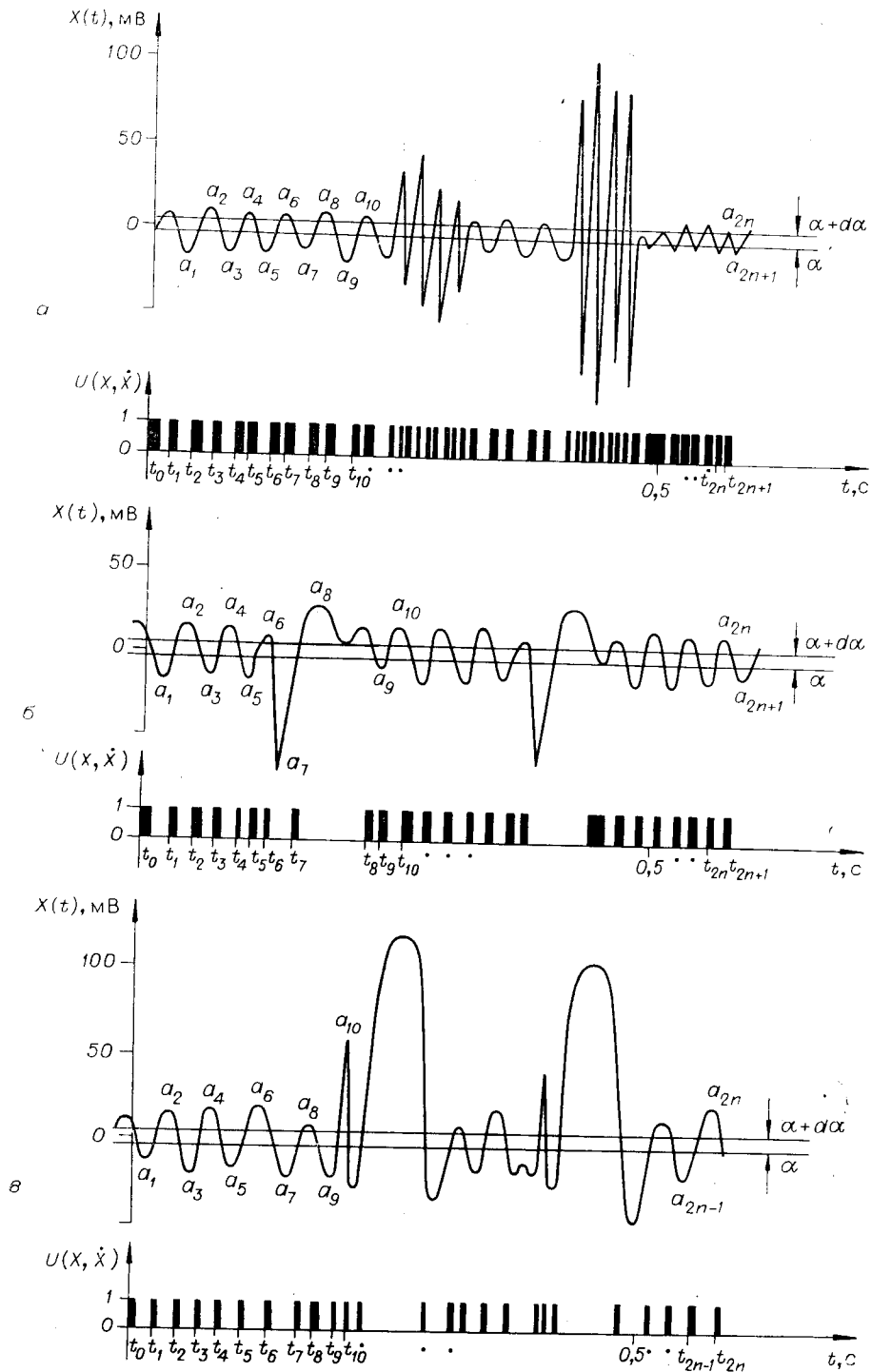


Рис. 2. Образование сегментов пиковых потенциалов с помощью функции  $U[x(t), \dot{x}(t)]$ .

Таблица 1

Номер ЭЭГ	Доминирующая частота, Гц		Временной диапазон
	Спектральный диапазон		
	Переходы через нуль	Экстремальное значение	
2533-1	9,3	12	9,5—9,9
2533-2	9,7	15	9,5—9,9
0030-1	9,2	11	9,5—9,9
0030-2	9,3	11	9,5—9,9
0040-1	10,5	19	8,5—8,9
0040-2	10,9	17	8,5—8,9
0041-1	9,8	19	9,5—9,9
0041-2	10,2	13	9,5—9,9
0045-1	9,7	13	9,5—9,9
0045-2	10,3	14	9,5—9,9

относительных предельных значений в единицу времени:

$$N_{\text{экстр}} = \frac{1}{\pi} \sqrt{1 - \rho^2} \left[ \frac{\int_0^{\infty} \omega^4 \int (\omega) d\omega}{\int_0^{\infty} \omega^2 \int (\omega) d\omega} \right]^{1/2}$$

Определяем  $N_0/2 \leq fd \leq N_{\text{экстр}}/2$  как доминирующую частоту  $fd$  в ЭЭГ. При выбранных представительных регистрациях ЭЭГ при различных  $\alpha$  и  $d\alpha$  вычислялись  $N_0$  и  $N_{\text{пред}}$  в спектральном и  $N_0$  во временном диапазонах. Лучшее соответствие было при порогах  $\alpha = -5$  мкВ и  $d\alpha = 10$  мкВ. В ЭЭГ (например, идентификационный номер 0030) со стабильной частотой и высокой амплитудой результаты находились близко в противоположность низкой амплитуде.

2.2. Измерение высоты напряжения или пиковой амплитуды как второго признака ограничивается определением абсолютного экстремального значения между двумя последовательно идущими превышениями пороговых значений. Пиковая амплитуда является суммой абсолютных значений пар следующих одного за другим максимума и минимума. На рис. 2 и 3 показано, где совмещаются оба признака (интервал времени и пиковая амплитуда).

В табл. 1 представлены доминирующие частоты, оцененные по спектру мощности переходов через нуль и относительных экстремальных значений, по сравнению с доминирующими частотами, определенными по следующим друг за другом переходам через нуль.

2.3. Распознавание образов на ЭЭГ, например комплексов spike и wave, имеет большое значение, так как они обладают немалой диагностической информативностью. В связи с множеством вариантов образов автоматизированные методы распознавания являются очень трудоемкими [6]. Они основываются на комбинации большого числа признаков, образуемых геометрическими размерами следующих друг за другом сегментов ЭЭГ, которые сравниваются с заданным набором меток, описывающим данный образ. Четыре признака, получаемые с помощью функции  $U[(x)t, \dot{x}(t)]$ , недостаточны для соответствующей классификации. Наша задача состояла прежде всего в распознавании пиковых потенциалов, которые всегда свидетельствуют о патологических процессах.

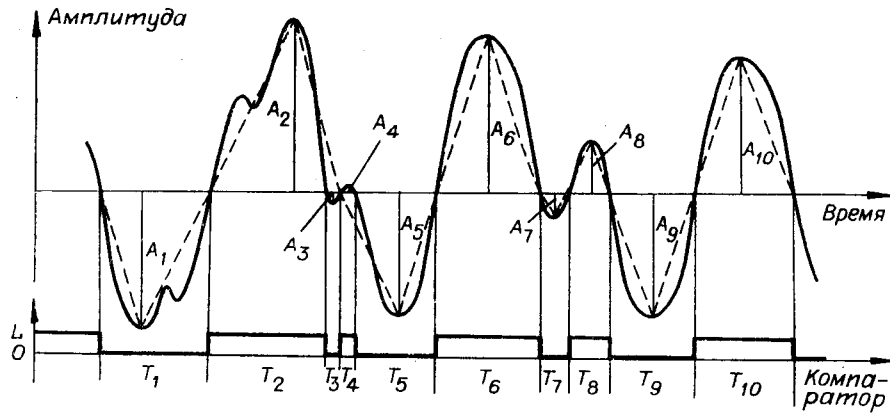
Уже само образование сопряженного распределения интервалов последовательных временных сегментов  $[t_i, t_{i+1}]$  говорит о наличии пиковых потенциалов. Как показано в табл. 2, на основании распределения повторяемости в двух измерениях можно сделать вывод о том, с какой вероятностью следующие друг за другом ритмы ЭЭГ попадают в один из четырех интервалов (распределенных по частотным диапазонам  $\delta, \theta, \alpha, \beta$ ) ЭЭГ со стабильной частотой или с какой вероятностью за быстрым ритмом spike следует медленный wave, и наоборот. Предполагалась попытка проведения соответствующего вышележающему аналитического сравнения спектрального и временного диапазонов [3], которая, однако, не была осуществлена из-за большой трудоемкости анализа в режиме «on line».

Табл. 2 иллюстрирует примеры  $\alpha$ -ЭЭГ со стабильной частотой (№ 0030) и пиковыми потенциалами (№ 0989). На каждой из четырех сопряженных гистограмм интервала показано, насколько большой является относительная частота, с которой за одним полуритмом (абсцисса) следует другой (ордината).

Таблица 2

ЭЭГ №0030				ЭЭГ № 0989			
Диапазон вывода 1		Диапазон вывода 2		Диапазон вывода 3		Диапазон вывода 4	
B/2	00 05 03 00	00 04 04 00	B/2	03 06 02 04	05 05 02 08		
A/2	00 10 60 04	00 07 71 04	A/2	04 04 04 01	03 05 07 04		
T/2	00 01 10 05	00 00 07 04	T/2	12 20 02 04	11 12 04 04		
D/2	00 00 01 00	00 00 00 00	D/2	11 11 04 07	11 09 05 05		
	D/2 T/2 A/2 B/2	D/2 T/2 A/2 B/2		D/2 T/2 A/2 B/2	D/2 T/2 A/2 B/2		

Примечание. Длина интервала B/2=12—38 мс, A/2=39—62 мс, T/2=63—125 мс, D/2=126—1000 мс.



Тип волны	4 бит Сдвиговый регистр				Учитываемые время и амплитуда	
	1	2	3	4		
a		L	0	0	0	$T_1+T_2, A_1+A_2$
b		L	L	0	0	$T_1+T_2, A_1+A_2$
c		L	0	L	0	$T_1+T_2, A_1+A_2^*$
d		L	L	L	0	$T_1+T_2, A_1+A_2^*$
e		L	0	0	L	$T_1+T_2+T_3+T_4, A_1+A_2$
f		L	L	0	L	$T_1+T_2, A_1+A_2^*$
g		L	0	L	L	$T_1+T_2, A_1+A_2$ $T_3+T_4, A_3+A_4$
h		L	L	L	L	$T_1+T_2, A_1+A_2$ $T_3+T_4, A_3+A_4$

Рис. 3. Представление полуритмов, длительность и амплитуда которых измеряются в каждом из 12 каналов ЭЭГ, путем сегментирования оси времени с помощью аналоговой вычислительной программы.

3. Реализация алгоритма обработки в отношении аппаратной части и математического обеспечения. В соответствии с клиническим режимом работы автоматизированная обработка должна гарантировать многоминутный и многоканальный анализ сигналов. На основании нашего базирующегося на клиническом опыте предположения о том, что 10 отрезков по 20 с длиной каждый представлятельны для стандартного исследования ЭЭГ, уже при 12-канальной записи возникают потоки и объем данных, требующие применения специальных вычислительных методов. Адекватный и экономичный методы основываются на постепенном сжатии данных с помощью нескольких (в нашем случае трех) частично независимых работающих ВМ в мультипроцессорном режиме (рис. 4).

3.1. Аналого-гибридное сжатие сигналов. На первой стадии сжатия данных (рис. 5), на которой необходима наибольшая вычислительная скорость, используется итеративная аналоговая ВМ. Она выполняет:

обработку сигналов (двустороннее ограничение полосы частот и усиление сигналов, уничтожение сетевой помехи с помощью двойного Т-образного фильтра); превышение пороговых значений (образование функции  $U[x(t), \dot{x}(t)]$  с помощью компаратора, переключающие гистерезисы которого установлены на желаемые пороги  $\alpha = -5$  мкВ и  $d\alpha = 10$  мкВ);



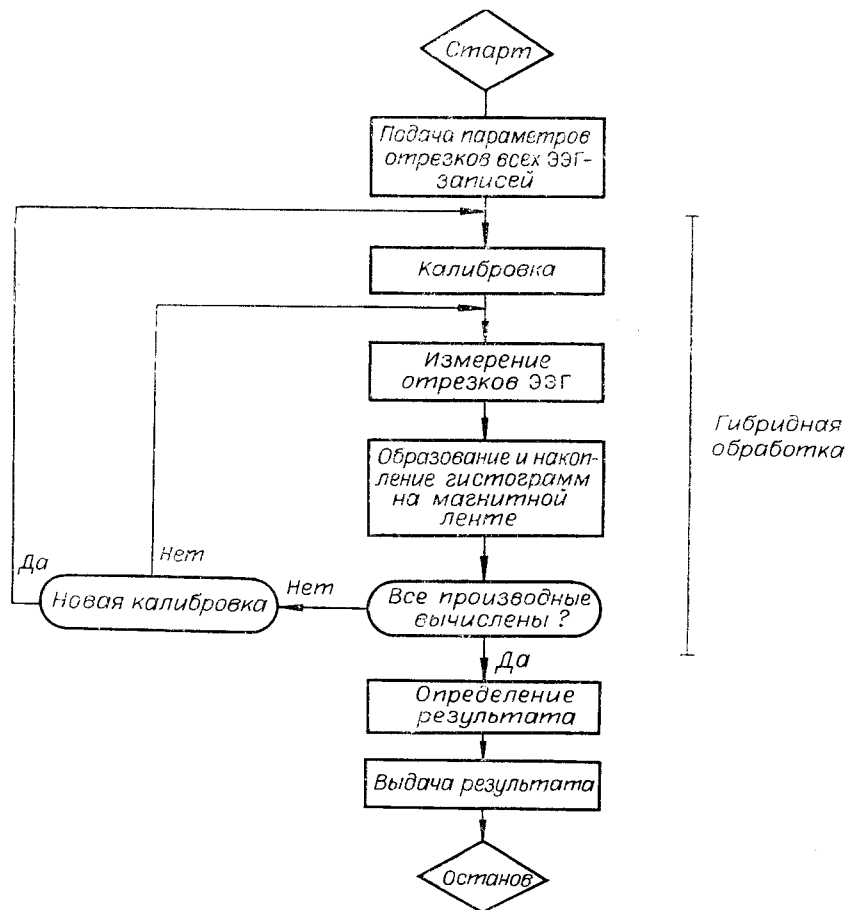


Рис. 5. Схема прогона программы для получения клинического результата ЭЭГ путем машинной обработки.

калибровку всей вычислительной схемы и компенсацию разницы усиления в цепи предусилителя ЭЭГ и при записи на магнитную ленту FM (восемь калибровочных импульсов  $\pm 100$  мкВ, записанных также при каждой записи ЭЭГ на магнитную ленту, усредняются и сравниваются с находящимся в ЗУ заданным значением, причем коэффициент коррекции выводится в виде делений шкалы для установки калибрующего потенциометра);

накопление экстремальных значений под контролем цифровой управляющей ВМ; положение отдельных компараторов, сигнализирующих о превышении пороговых значений, регистрируется через входной регистр гибридного интерфейса. Управляющая программа интерпретирует состояние входного регистра и с помощью интегрирующего контрольного регистра гибридного интерфейса включает интеграторы ЗУ экстремальных значений в положение «Вычисление» или «Начальное условие». После опознания превышения порогового значения интегратор ЗУ кратковременно на 100 мкс обнуляется. В положении «Вычисление» накапливается абсолютный максимум. До этой части цепи обработки измеряемых значений не делается никакой разницы между записью без помех и записью с артефактом. Аналого-гибридная программа пошагово образует из воспроизводимых аналоговым магнитным ЗУ сигналов ЭЭГ набор признаков:  $[t_i t_{i+1}]$  и  $\max x_i$ .

3.2. *Цифровая обработка.* Дальнейшая обработка ЭЭГ, состоящая из нескольких последовательных шагов, осуществляется с помощью ЭВМ. Подготовленный аналого-гибридной программой набор признаков передается на цифровую ЭВМ. Состояние компаратора на аналоговой ВМ, образующего двоичные функции  $U[x(t), \dot{x}(t)]$  для каждого канала ЭЭГ, считывается через линии опроса цифровой ЭВМ. Временной интервал последовательных превышений пороговых значений определяется часами реального времени цифровой ВМ (точность 1 мс). Относящаяся к этому интервалу максимальная амплитуда считывается с помощью АЦП. Из этих значений образуются описанные в разделе 2 одно- и двумерные распределения частоты и накапливаются на магнитной цифровой ленте для дальнейшей об-

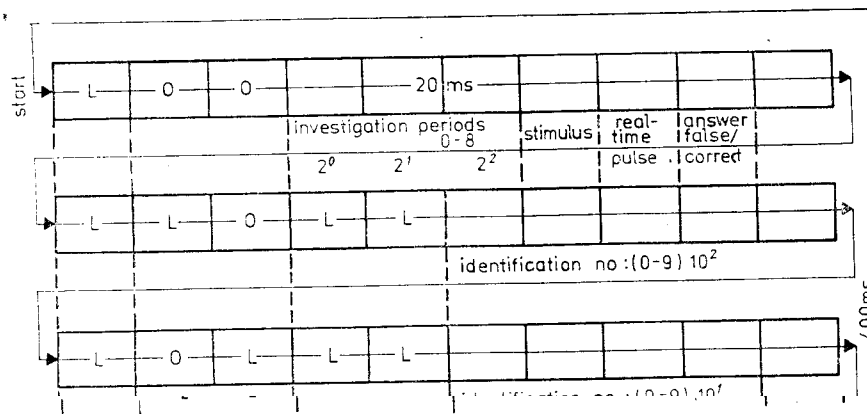


Рис. 6. Структура телеграммы.

работки. Они создают основу для определения клинического результата ЭЭГ по системе понятий обычной обработки ЭЭГ. Особенность этой программы состоит в том, что она содержит соответствующие разделы программы для всех возможных сочетаний признаков ЭЭГ, даже если некоторые сочетания с клинической точки зрения до сих пор не имели информативности.

4. Сбор данных в соответствии с ВМ. Соответствующий ВМ сбор данных был максимально приспособлен к клинической практике. Блок сбора измеряемых значений состоит в основном из обычного устройства ЭЭГ, импедансного преобразователя, 14-канального стандартного ЗУ на магнитных лентах IRIG (с модуляцией частоты) и кодирующего устройства. Последний необходим для четкого подразделения записи на бумаге и магнитной ленте и в новейшем исполнении позволяет последовательно осуществлять цифровую запись информации 24 бит на одну дорожку магнитной ленты при интервалах 1—10 с. Эта телеграмма подразделяется на 4 байта и передается по принципу адресного кодирования. Три байта содержат идентификационный номер пациента, байт с адресом «0», информацию критического времени, такого как отметка раздражения, артефакт, новая фаза исследования и т. д. В целом для кодирования временной критической информации имеется 6 бит.

Байт с временной критической информацией считывается в цифровую ЭВМ через входной регистр. Эта информация интерпретируется в соответствии с математическим обеспечением, и тем самым осуществляется управление обработкой ЭЭГ.

Содержание и временная структура 4-байтовой телеграммы представлены на рис. 6.

Таблица 3

Клинический результат	Машинный результат
<p><math>\alpha</math> - ритм: средняя амплитуда 55 мкВ, хорошо выражен, частота большей частью 10 с</p> <p><math>\beta</math> - ритм: напряжение 10—15 мкВ, совсем слабо выражен, частота 15—20 с</p> <p><math>\theta</math> - ритм: напряжение 40 мкВ, возникает в отдельных случаях, частота 6—7 с</p> <p><math>\alpha</math> - ЭЭГ</p>	<p><math>\alpha</math> - ритм: средняя амплитуда 60—68 мкВ, сильно, очень сильно выражен (86—96%), частота 11 с</p> <p><math>\beta</math> - ритм: напряжение 18 мкВ, очень слабо выражен (6—9%), частота 15 с</p> <p><math>\theta</math> - ритм: 44—52 мкВ, очень слабо выражен (1—3%), частота 5—7,5 с</p> <p><math>\alpha</math> - <math>\beta</math> - ЭЭГ с большим преобладанием <math>\alpha</math> - ритма или чисто <math>\alpha</math> - ЭЭГ</p>



Клинический результат	Машинный результат
<p><math>\alpha</math>-р и т м: амплитуда справа меньше, чем слева; редко возникает, справа меньше, чем слева; частота 8—12 с, большей частью 9 с</p> <p><math>\beta</math>-р и т м: амплитуда 10—25 мкВ, незначительно выражены, частота 15—20 с</p> <p><math>\theta</math>-р и т м: напряжение 50 мкВ, возникает доминирующе, частота 5—6 с</p> <p><math>\delta</math>-р и т м: во всех участках отведений; справа в височной области максимально; в отдельных случаях крутые процессы и подозрение на пиковые потенциалы и комплексы, сопровождаемые медленными колебаниями</p> <p><math>\alpha</math>-редукция справа — очаг <math>\delta</math>-ритмов от височно-базальных до боковых и затылочных</p>	<p><math>\alpha</math>-р и т м: амплитуда справа 28, слева 36 мкВ; выражение справа 8, слева 14%; частота 8 с</p> <p><math>\beta</math>-р и т м: напряжение 28 мкВ, очень слабо выражено (3%), частота 15—27 с</p> <p><math>\theta</math>-р и т м: напряжение 44 мкВ, выражено 43—50%, частота 5—6,5 с</p> <p><math>\delta</math>-р и т м: во всех участках отведений справа, сзади, в височной области и справа прецентрально максимально; во всех участках отведений крутые быстрые или крутые и медленные комплексы</p> <p><math>\alpha</math>-редукция справа, спереди общие изменения</p>

Примечание. Речь идет об аномальной ЭЭГ.

5. **Обсуждение и выводы.** В табл. 3 и 4 показано соответствие обычного и полученного с помощью ЭВМ результатов обработки ЭЭГ. Хорошее совпадение позволяет сделать вывод о том, что важнейшие выводы из клинического результата ЭЭГ могут быть получены с помощью представленной методики и что возможна машинная предселекция ЭЭГ в диапазонах «нормальный», «предельный случай» и «аномальный». Для более полного распознавания пиковых потенциалов необходимо расширить набор признаков. Система понятий может быть улучшена прежде всего с клинической стороны, как это видно из последней строки в табл. 4. Представленный здесь метод был разработан для обработки задания в стадии исследования. Относительно большие технические затраты специально для клинической практики значительно сокращены благодаря обработке в режиме «on line» путем сочетания мини-ЭВМ с терминальными микро-ЭВМ.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Barlow J. S. Computerized Clinical Electroencephalography in Perspective.—IEEE Trans. Biomed. Eng., 1979, vol. BME-26, N 7.
2. Cammann H., Guráth B. Ein Verfahren zur rechnergestützten Ermittlung des klinischen EEG-Befundes.—Dissertation A an der Sektion Elektronik der Humboldt-Universität zu Berlin, 1978.
3. Bendat J. S. Principles and Application of Random Noise Theory. N.-Y.: John Wiley, 1958.
4. Rice S. O. Statistical Properties of a Sine Wave Plus Random Noise.—Bell. Systemtech. J., 1948, vol. 27, p. 864—871.
5. Schweschnikov A. A. Untersuchungsmethoden der Theorie der Zufallsfunktionen. Leipzig: Teubner, 1965.
6. Flik T. Verfahren zur automatischen Erkennung von Mustern in biomedizinischen Signalen mit spezieller Anwendung auf die Spike-Wave-Komplex-Erkennung im EEG.—Dissertation an der Technischen Universität. Berlin, 1973.

Поступило в редакцию 16 января 1981 г.