

где  $\alpha = \frac{\sigma}{\Delta} \sqrt{1 - \rho(\tau)}$ ;  $\sigma$  — среднее квадратическое отклонение  $x$ ;  $\rho(\tau)$  — нормированная корреляционная функция  $x$ . Формула (6) является иным представлением выражения (22) [2]

$$R_{\xi}(\tau) = \frac{\Delta^2}{2\pi^2} \sum_{k=1}^{\infty} \frac{1}{k^2} \exp \left[ -4\pi^2 k^2 (1 - \rho(\tau)) \frac{\sigma^2}{\Delta^2} \right], \quad (7)$$

так как подстановка значений характеристической функции приращения  $\varphi \left( \pm \frac{2\pi}{\Delta} k \right) = \exp \left[ -4\pi^2 k^2 (1 - \rho(\tau)) \frac{\sigma^2}{\Delta^2} \right]$  в правую часть (4) дает совпадающий с (7) результат. Соотношениями (1) и (6) удобно пользоваться при малых значениях  $\tau$ , когда сходимость формулы (7) медленная.

## ЛИТЕРАТУРА

1. В. М. Ефимов. О корреляционной функции погрешности дискретности.— Автоматика, 1965, № 5.
2. А. А. Косыкин. Статистическая теория квантования по уровню.— Автоматика и телемеханика, 1961, т. XXII, № 6.

Поступило в редакцию  
10 апреля 1967 г.

УДК 615.47 : 616.831—073.97(088.8)

И. П. ЕМЕЛЬЯНОВ, М. И. ПРИГАРИН

(Новосибирск)

### О ПРИМЕНЕНИИ АНАЛОГОВЫХ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ МАШИН ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

В настоящее время при использовании вычислительной техники для анализа электроэнцефалограмм (ЭЭГ) отчетливо наметились два направления. Широкое применение находят, с одной стороны, специализированные вычислительные устройства (частотные анализаторы ритмов ЭЭГ, интеграторы, периодометры и др.), с другой — электронные цифровые вычислительные машины (ЭЦВМ).

Аналоговые вычислительные машины (АВМ) до последнего времени не применялись для анализа ЭЭГ. Между тем техническая возможность использования АВМ для обработки ЭЭГ имеется благодаря тому, что частотные характеристики большей части решающих элементов АВМ включают в себя частотный диапазон основных ритмов ЭЭГ от 2 до 50 гц. Так, полоса пропускания усилителя постоянного тока (УПТ), используемого в АВМ типа МН-7 при коэффициенте передачи  $K=1$ , составляет 0—150 гц.

Достоинства АВМ и их преимущества перед цифровыми машинами общеизвестны. Для электроэнцефалографических исследований наиболее существенные преимущества АВМ по сравнению с ЭЦВМ заключаются: 1) в невысокой стоимости по сравнению с ЭЦВМ, что позволяет сделать АВМ непосредственным инструментом экспериментатора; 2) в простоте стыковки с электроэнцефалографом; 3) в возможности получать и использовать результаты обработки ЭЭГ непосредственно в процессе эксперимента; 4) в простоте реализации различных алгоритмов обработки ЭЭГ.

Решающие элементы, из которых строится АВМ, позволяют с высокой степенью точности (не менее 1—2%) производить в непрерывной форме основные математиче-

ские операции. Основным решающим элементом АВМ является УПТ, охваченный отрицательной обратной связью. В рабочем диапазоне частот такой усилитель реализует операцию, имеющую в операторной форме вид

$$\bar{e}_{\text{вых}} = - \frac{\sum Y_{1i}(p) \bar{e}_i}{Y_2(p)},$$

где  $\bar{e}_{\text{вых}}$  и  $\bar{e}_i$  — напряжения;  $Y_{1i}(p)$  и  $Y_2(p)$  — операторные проводимости.

Для  $i=1$ ,  $Y_1 = \frac{1}{R_1}$ ,  $Y_2 = \frac{1}{R_2}$  имеет место масштабное преобразование

$$e_{\text{вых}} = - \frac{R_2}{R_1} e_{\text{вх}};$$

для  $i=1$ ,  $Y_1 = \frac{1}{R_1}$ ,  $Y_2 = pC$  имеет место интегрирование входного сигнала

$$e'_{\text{вых}} = - \frac{1}{RC} \int_0^t e_{\text{вх}}(t) dt.$$

С помощью АВМ можно осуществлять следующие преобразования ЭЭГ: ограничивать частотный спектр, выделять определенную ритмику с помощью резонансного и полосового фильтров, регистрировать огибающую, частоту нулей и экстремумов, измерять интегральную интенсивность ЭЭГ и выделять в ней различные временные характеристики (длительности периода, полупериода и др.).

Ниже будут приведены примеры использования АВМ для анализа ЭЭГ. В одном случае АВМ используется для реализации метода анализа ЭЭГ, основанного на измерении интенсивности макросдвигов, т. е. характеристик, по которым проводится

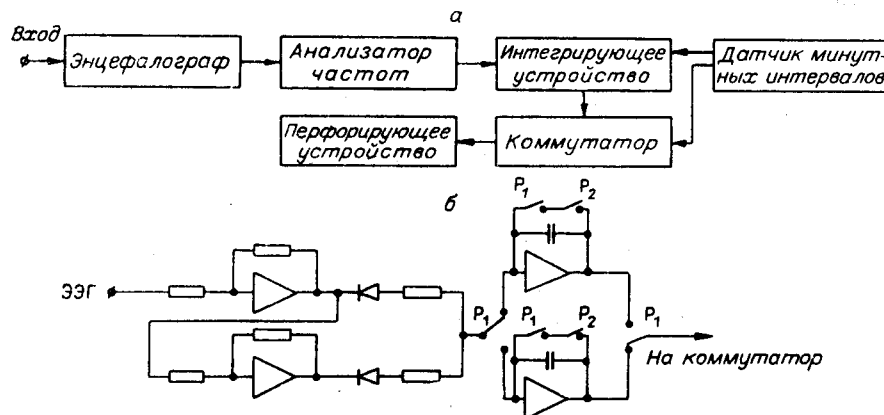


Рис. 1. Установка для измерения интегральной интенсивности ЭЭГ и ее ритмов: а — блок-схема установки; б — интегрирующее устройство (треугольники — усилители постоянного тока).

визуальная оценка ЭЭГ. В другом случае АВМ применяется не только как устройство, используемое для анализа видимых сдвигов ЭЭГ, но и как прибор, позволяющий обнаружить новые электрофизиологические показатели — различные микросдвиги ЭЭГ, вообще не учитываемые исследователями при способах визуальной оценки ЭЭГ.

В практику наших работ введена многоканальная установка для измерения интегральной интенсивности ЭЭГ и ее ритмов в последовательные одномоментные интервалы с выдачей результатов на перфорирующее устройство. Блок-схема установки изображена на рис. 1, а. Интегрирующее устройство выполнено на базе двух АВМ типа МН-7. В установке, помимо АВМ, использована следующая стандартная аппаратура: электроэнцефалограф, частотный анализатор, хронометр, цифровой вольтметр ВК7-10, телетайп.

Напряжение ЭЭГ после частотного анализатора поступает на интегрирующее устройство, в котором выполняется операция

$$e_{\text{вых}}^n(nT) = \int_{(n-1)T}^{nT} |e_{\text{ЭЭГ}}(t)| dt,$$

где  $n=1, 2, \dots$ ;  $T=1 \text{ мин.}$

Результаты интегрирования через коммутатор поступают на перфорирующее устройство, что обеспечивает, таким образом, возможность их ввода в ЭЦВМ для последующей статистической обработки.

На рис. 1, б изображена схема одного из каналов интегрирующего устройства. Применение в одном канале двух интеграторов связано с большим временем опроса каналов (около 10 сек) при печатании результатов. Интеграторы работают поочередно, один из них во время съема данных выполняет операцию запоминающего устройства. Реле  $P_1$  и  $P_2$  управляют работой интеграторов и управляются датчиком минутных интервалов. Установка имеет шесть идентичных каналов интегрирования. Диапазон выходных напряжений от 0 до 100 в. Погрешность при интегрировании не превосходит 1,5%.

Принцип работы описанной установки позволяет с помощью узкополосных фильтров, которые также набираются на аналоговой машине, находить значения энергетического спектра ЭЭГ по следующей приближенной формуле:

$$\tilde{S}_x(\omega_0) \approx \frac{\tilde{\sigma}_y^2}{\int_{\omega_0 - \Delta}^{\omega_0 + \Delta} |\Phi(i\omega)|^2 d\omega},$$

где  $\omega_0$  и  $\omega$  — значения частот в рад/сек;  $\Phi(i\omega)$  — реакция фильтра на гармоническое колебание единичной амплитуды;  $\tilde{\sigma}_y^2$  — дисперсия узкополосного сигнала ЭЭГ.

Таким образом, результаты работы установки позволяют подробно описывать информацию об амплитудно-частотных сдвигах ЭЭГ.

Физиологическая информативность микродинамики ЭЭГ в настоящее время не может вызывать сомнений. Однако практическое значение обнаруженные феномены в микродвигах ЭЭГ могут иметь только в случае их быстрого и надежного получения. Одним из авторов ранее было показано, что такой параметр микродвигов, как изменение разности длительностей фронтов (ИРДФ), можно регистрировать одновременно с записью ЭЭГ в виде непрерывной кривой, используя АВМ [1]. Ниже дается

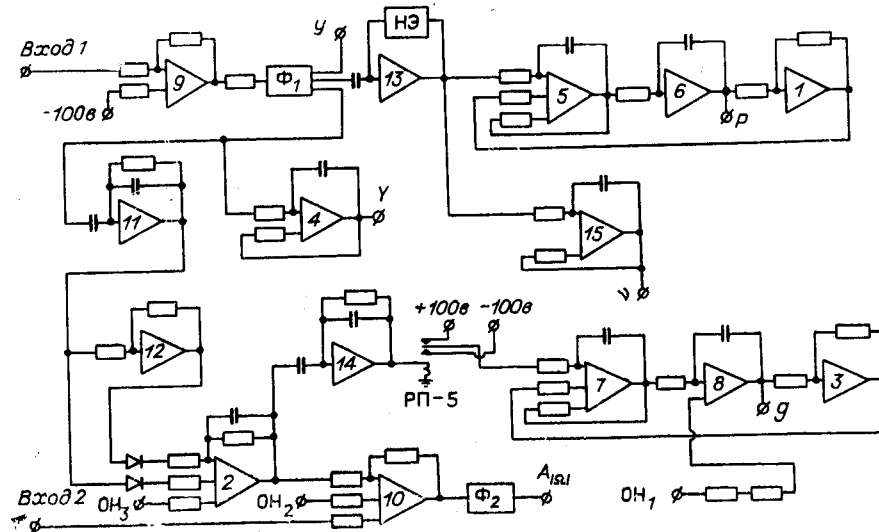


Рис. 2. Электрическая блок-схема устройства для анализа микродинамики ЭЭГ: 1, 2, 3, ..., 15 — усилители постоянного тока; ОН — опорное напряжение; НЭ — нелинейный элемент; Ф — фильтр, собранный на пассивных элементах для устранения наводки.

на усилитель 10, где вырабатываются импульсы одинаковой амплитуды, характеризующие длительность фронтов волн ЭЭГ. Импульсы поступают на вход инерционного звена, собранного на усилителе 15, с выхода которого регистрируется динамика разности длительностей фронтов волн ЭЭГ в виде непрерывной кривой. Кроме того, с выхода усилителя 13 импульсы поступают на вход резонансного фильтра, с выхода которого можно регистрировать любой, заранее выбранный ритм колебаний I и II рода [2] кривой  $P$  ИРДФ ЭЭГ;

на усилитель 4, на котором выделяется с помощью инерционного звена сверхмедленная частотная компонента  $Y$  ЭЭГ;

на усилитель 11, с выхода которого снимается производная ЭЭГ. На усилителе 12 производная инвертируется и поступает параллельно неинвертированному сигналу на вход усилителя 2, с выхода которого снимается сглаженный модуль производной  $A_{12}$  (огibaющая) ЭЭГ. Огибающая ЭЭГ дифференцируется на усилителе 14, выход которого питает обмотку поляризованного реле типа РП-5. Импульсы, снимаемые с реле, поступают на вход резонансного фильтра, откуда снимается параметр  $g$ .

Описанные две установки для анализа ЭЭГ при комплексном использовании являются универсальными, поскольку, по существу, без переделок позволяют регистрировать большинство из применяемых в настоящее время показателей ЭЭГ.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. И. П. Емельянов. О проявлениях релаксации в колебаниях биопотенциалов мозга. — В сб. «Электрофизиологические исследования в клинике и экспертной практике», вып. XIII. Л., «Медицина», 1964.
2. И. П. Емельянов. Опыт применения электронно-вычислительной техники непрерывного действия при изучении электрической активности головного мозга человека в норме и патологии. Автореф. канд. дисс. Л., 1966.

Поступило в редакцию  
10 апреля 1967 г.

УДК 621.317.027 : 681.142.621

К. В. САФРОНОВА,  
Г. П. ШЛЫКОВ, В. М. ШЛЯНДИН

(Пенза)

#### КОМБИНИРОВАННЫЙ СПОСОБ ИЗМЕРЕНИЯ БЫСТРОМЕНЯЮЩЕГОСЯ НАПРЯЖЕНИЯ

В современной технике все большее значение приобретает вопрос о точном измерении быстроменяющихся величин, преобразуемых в постоянное напряжение. Для таких измерений используются преобразователи непрерывных напряжений в цифровой код, при создании которых основной проблемой является получение одновременно большого быстродействия и высокой точности измерения.

Среди быстродействующих преобразователей напряжение — код большой интегрес представляют преобразователи следящего уравнивания, которые реагируют на приращения измеряемой величины и поэтому в случае измерения плавно изменяющегося напряжения могут обеспечить слежение за более высокими скоростями изменения измеряемой величины, чем преобразователи, основанные на других известных методах уравнивания.