

## ЛИТЕРАТУРА

1. Фурно Г. и др. Микрокомпьютерные медицинские системы. Проектирование и применение.— М.: Мир, 1983.
2. Шагас Ч. Вызванные потенциалы головного мозга в норме и патологии.— М.: Мир, 1975.
3. Рутман Э. М. Вызванные потенциалы в психологии и психофизиологии.— М.: Наука, 1979.
4. Бербари Э. Дж. и др. Метод записи новых элементов электрокардиограммы с использованием вычислительной техники.— ТИИЭР, 1977, т. 65, № 5.
5. Халфен Э. Ш. и др. Непрерывный автоматический анализ ЭКГ с помощью ЭВМ при вводе кардиосигнала непосредственно от больного. Сообщение 1. Выделение полезного сигнала ЭКГ, идентификация и измерение его элементов.— Кардиология, 1977, № 7.
6. Герзанич В. В. и др. Естественная электрическая активность симпатических нервных волокон человека, зарегистрированная от поверхности тела.— Физиологический журн. СССР им. И. М. Сеченова, 1984, т. LXX, № 5.
7. Макс Ж. и др. Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях.— М.: Мир, 1983, т. 1.
8. Макс Ж. и др. Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях.— М.: Мир, 1983, т. 2.
9. Simmons P. J. Signal averaging by microcomputer using a program written in a high-level language.— J. of Neurosciences Methods, 1985, N 12.
10. Яновский Г. Я. Модульная инструментальная система программирования экспериментов САННО-3.— Новосибирск, 1985. (Препринт/АН СССР, Сиб. отд-ние, ИЛиЭ; № 267).
11. Гусев О. З. и др. Базовые конфигурации системы «МикроКАМАКлаб».— Автометрия, 1984, № 4.
12. Яновский Г. Я. и др. HUMAN — комплекс программных и аппаратных средств автоматизации исследований физиологических систем человека.— Новосибирск, 1985. (Препринт/АН СССР, Сиб. отд-ние, ИЛиЭ; № 269).

Поступила в редакцию 14 ноября 1985 г.

УДК 612.822 : 616.071

Ю. Л. ГОГОЛИЦЫН, С. Г. ДАНЬКО, Ю. Л. КАМИНСКИЙ,  
Ю. Д. КРОПОТОВ, С. В. МЕДВЕДЕВ, К. В. МЕЛЬНИЧУК,  
С. В. ПАХОМОВ, В. А. ПОНОМАРЕВ

(Ленинград)

### АППАРАТУРНОЕ И ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ИССЛЕДОВАНИЙ ВЫЗВАННЫХ ИЗМЕНЕНИЙ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ МОЗГА ЧЕЛОВЕКА

В ранее опубликованной статье [1] описывался аппаратно-программный комплекс для исследования динамики нейронной активности мозга человека, построенный на базе системы анализа сигналов «Plurimat». Возможность регистрации различных физиологических процессов мозга человека, в том числе импульсной активности нейронов, в состоянии покоя и на фоне выполнения пациентами ряда функциональных проб, включающих психологические тесты, появилась благодаря внедрению в клиническую практику вживленных электродов как средства диагностики и лечения больных паркинсонизмом и эпилепсией [2, 3]. Комплекс позволял регистрировать нейронную активность до восьми групп нейронов одновременно, предъявлять пациенту последовательности зрительных стимулов с заданными экспозициями и интервалами между стимулами, регистрировать вербальные и простые двигательные реакции и анализировать динамику текущей частоты нейронной активности.

В работе [1] основное внимание уделялось описанию общей структуры комплекса, вопросам отведения, усиления и организации ввода в ЭВМ импульсной активности нейронов одновременно по нескольким каналам,

а также управлению аппаратурой для предъявления стимулов и регистрации ответов пациента. Лишь в общих чертах характеризовались программы статистического анализа паттернов текущей частоты разрядов нейронов и выявления физиологических реакций, вызванных предъявлением стимулов и процессами переработки содержащейся в них информации.

Опыт эксплуатации комплекса подтвердил правильность основных выбранных в процессе его разработки технических и программных решений. Однако данные проведенных исследований продемонстрировали целесообразность дальнейшего расширения возможностей комплекса, и прежде всего обеспечения параллельной регистрации и обработки не только импульсной активности нейронов, но и других физиологических процессов (ЭЭГ, электросубкортикограммы, сверхмедленных физиологических процессов, электромиограммы, электроокулограммы и др.), что позволило бы практически реализовать в рамках единой вычислительной системы комплексный метод изучения мозга человека [2, 3]. Кроме того, накопленный опыт выявил необходимость как существенного усовершенствования традиционных методов статистического анализа вызванных изменений частоты разрядов нейронов и других биоэлектрических сигналов, так и разработки принципиально новых подходов, учитывающих специфику протекающих в мозгу физиологических процессов.

Эти соображения были положены в основу при создании новой, усовершенствованной модели аппаратно-программного комплекса для исследований вызванных изменений биоэлектрических процессов мозга человека. Новая модель построена на базе системы анализа сигналов IN-110 — лабораторной ЭВМ, аналогичной по своим характеристикам системе «Plurimat», но отличающейся некоторыми модификациями аппаратной части и операционной системы. Общая структура комплекса и организация ввода в ЭВМ нейронной активности не претерпели существенных изменений по сравнению с прежней моделью. Изменения затронули описываемую ниже аппаратуру для регистрации биоэлектрических процессов и позволили расширить возможности пользователя по управлению ходом исследования. Основное же внимание уделялось созданию пакета программ сбора и статистического анализа данных, описанию организации которого в первую очередь и посвящена настоящая статья.

**Аппаратура для регистрации биоэлектрических процессов и управления ходом исследований.** Для регистрации и усиления импульсной активности нейронов, электросубкортикограммы и сверхмедленных физиологических процессов различных частотных диапазонов используется 16-канальный полиэлектронейрограф — усилительное устройство для комплексного исследования биоэлектрической активности мозга, разработанное С. Г. Данько и Ю. Л. Каминским. Этот прибор позволяет одновременно исследовать динамику всех составляющих биопотенциалов мозга в одной и той же точке мозга, с которой контактирует электрод. Конструкция полиэлектронейрографа подробно описана в [4].

Ввод нейронной активности в память системы анализа сигналов осуществляется, как и ранее, с помощью схем ограничения — формирования, преобразующих каждый потенциал действия, превосходящий устанавливаемый амплитудный порог, в стандартный импульс. Число таких схем доведено до 16. Ввод аналоговых сигналов различного типа обеспечивается аналого-цифровым преобразователем, сопряженным с 16-канальным мультиплексором.

В описываемом комплексе реализован также новый методический прием — одновременная регистрация импульсной активности нейронов и электромиографической активности мышц, участвующих в речедвигательном акте. Этот прием позволяет идентифицировать составляющие вызванных изменений частоты разрядов нейронов, относящиеся к обеспечению моторного акта речеобразования. Для отведения биопотенциалов мышц используются накладываемые на кожу электроды диаметром 4 мм. Усиленная с помощью двухканального универсального усилителя УУ-2М

электромиограмма поступает на вход устройства, преобразующего интегрированную ЭМГ в частотно-импульсный код, который может быть введен в ЭВМ параллельно с импульсной активностью нейронов, а затем обработан с использованием тех же программ анализа, что и данные об изменениях текущей частоты разрядов нейронов. Преобразователь состоит из двухполупериодного детектора, интегратора, компаратора и ключа.

Управление ходом исследования осуществляется с помощью специального пульта, связанного с ЭВМ через интерфейс ввода — вывода цифровых сигналов. На пульте имеются часы с цифровой индикацией, запускаемые, останавливаемые и сбрасываемые по командам от интерфейса, а также индикатор, на котором отображается текущий номер предъявляемой последовательности стимулов, и светодиод для сигнализации пользователю о готовности комплекса к принятию сигналов с пульта. Такие сигналы подаются с помощью четырех кнопок, конкретная функция которых определяется выполняемой программой, и двух групп десятипозиционных переключателей, позволяющих в процессе исследования вводить в ЭВМ два числа (одно в диапазоне от 0 до 255, а другое — от 0 до 9), играющих роль меток или указателей для этой программы.

**Организация программы ввода данных и управления исследованием.** Эта программа обеспечивает работу комплекса в следующих режимах: управление светодиодным табло или тахистоскопом, используемыми для предъявления стимулов; ввод импульсной активности или аналоговых процессов в память ЭВМ; запись вводимой информации на цифровую магнитную ленту без преобразования (для создания архива данных); запись на магнитный диск числовых рядов, описывающих динамику частоты разрядов нейронов и вызванные стимулом изменения других сигналов: накопление вызванных ответов. Возможны любые комбинации этих режимов, определяемые в процессе начального диалога с программой.

Во время выполнения теста импульсная активность нейронов и аналоговые биоэлектрические сигналы вводятся в память ЭВМ фрагментами, соответствующими отдельным пробам. Число проб, составляющих тест, может достигать до 256. Каждая проба заключается в предъявлении испытуемому определенной последовательности стимулов, в ответ на которую он производит указанное в данной перед началом теста инструкции действие (например, опознает стимулы, сравнивает их между собой и т. д.) и дает ответ. В большинстве случаев этот ответ формулируется в виде одного слова.

Длительности экспозиций стимулов и интервалов между ними могут задаваться как одинаковыми для всех проб, так и различными в зависимости от конкретного типа теста. Перед использованием программы эти длительности заносятся в специальный управляющий файл, содержащий также всю другую необходимую для автоматической работы программы информацию. Начало очередного цикла предъявления стимулов и ввода сигналов осуществляется нажатием одной из кнопок на пульте. При необходимости каждая проба сразу же после ее выполнения может быть снабжена числовой меткой, характеризующей особенности реакции испытуемого. Такие метки могут быть заготовлены заранее и записаны в управляющий файл. Они используются для разбиения всей совокупности проб на группы, объединяющие пробы с одинаковым значением метки. В дальнейшем статистический анализ может проводиться отдельно для каждой такой группы с вычислением различий между ними.

Программа позволяет также вводить и обрабатывать данные, записанные на ленту многоканального магнорегистратора, при условии, что один из его каналов был отведен для записи импульсов, служащих при вводе сигналами запуска очередной пробы.

Запись на магнитный диск данных о динамике частоты разрядов нейронов и вызванных изменений других зарегистрированных биоэлектрических процессов осуществляется в файлы унифицированной структуры. Каждый такой файл, помимо основной информации, содержит несколько дополнительных справочных записей с данными о структуре

проб, их общем количестве, длительности, моментах предъявления стимулов, а также со значениями других параметров, необходимых для исполнения программ статистической обработки в пакетном режиме. При этом большинство программ выполняется без ввода значений каких-либо дополнительных параметров. Единая структура файлов позволяет использовать одни и те же программы статистической обработки для анализа биоэлектрических процессов различной природы. Каждая выполняемая программа в зависимости от ее назначения модифицирует исходный файл или создает новый, перенося в него соответствующим образом откорректированные справочные записи.

В ходе исследования возможно накопление усредненных вызванных ответов отдельно по пробам каждой группы. Вместе со средними значениями при этом вычисляются и соответствующие им дисперсии. Полученные данные после окончания теста записываются на диск и используются последующими программами.

**Программа предварительной обработки данных.** Полученные в результате выполнения программы ввода данных и управления исследованием унифицированные файлы на магнитном диске являются исходными для всех последующих программ статистического анализа и могут непосредственно использоваться ими. Вместе с тем при анализе перистимульных гистограмм импульсной активности нейронов и вызванных потенциалов часто возникает необходимость провести предварительную обработку данных. Такая обработка может включать в себя сглаживание или фильтрацию высокочастотных и низкочастотных составляющих сигнала, снятие постоянной составляющей, а для текущей частоты разрядов — увеличение размера бина (интервала времени, используемого для подсчета числа потенциалов действия).

Предварительная обработка может заключаться и в выделении каких-либо других содержательных параметров сигнала, например, восходящих или нисходящих фаз, амплитудных и фазовых спектров, автокорреляционных функций и т. д. При этом очень часто оказывается оправданным проведение такой обработки отдельно для данных, зарегистрированных в каждой пробе.

Для решения указанных задач была написана программа предварительной обработки; которая последовательно осуществляет считывание данных из исходного унифицированного файла, требуемые преобразования этих данных и запись их на прежнее место в исходный файл. Порядок преобразований задается в начале работы программы с помощью простейшего символьного языка, позволяющего запрограммировать последовательность элементарных операций с массивами данных, осуществляемых с помощью автоматического вызова специально созданных библиотечных подпрограмм на Ассемблере. В число этих элементарных операций включены арифметические и алгебраические операции с массивами и целыми переменными, вычисление некоторых элементарных функций, прямое и обратное быстрое преобразование Фурье, пороговые ограничения, вычисление экстремумов, гистограмм амплитуд, статистических характеристик временных рядов, различные варианты цифровой фильтрации и ряд других (в общей сложности более 40 различных операций).

**Программа статистического анализа вызванных изменений биоэлектрических процессов.** В составе пакета программ статистической обработки данных имеются программы, обеспечивающие накопление перистимульных гистограмм и вызванных ответов (эти программы используются в том случае, если такая операция не осуществлялась параллельно с вводом данных), статистическую оценку значимости наблюдаемых реакций и вывод результатов анализа на графопостроитель в виде унифицированных графиков, снабженных дополнительными отметками (рис. 1).

Программы пакета обеспечивают также оценку значимости различий между перистимульными гистограммами или вызванными ответами, относящимися к разным группам (например, для случаев, когда испытуемый успешно опознавал предъявляемый ему стимул и когда сделать это

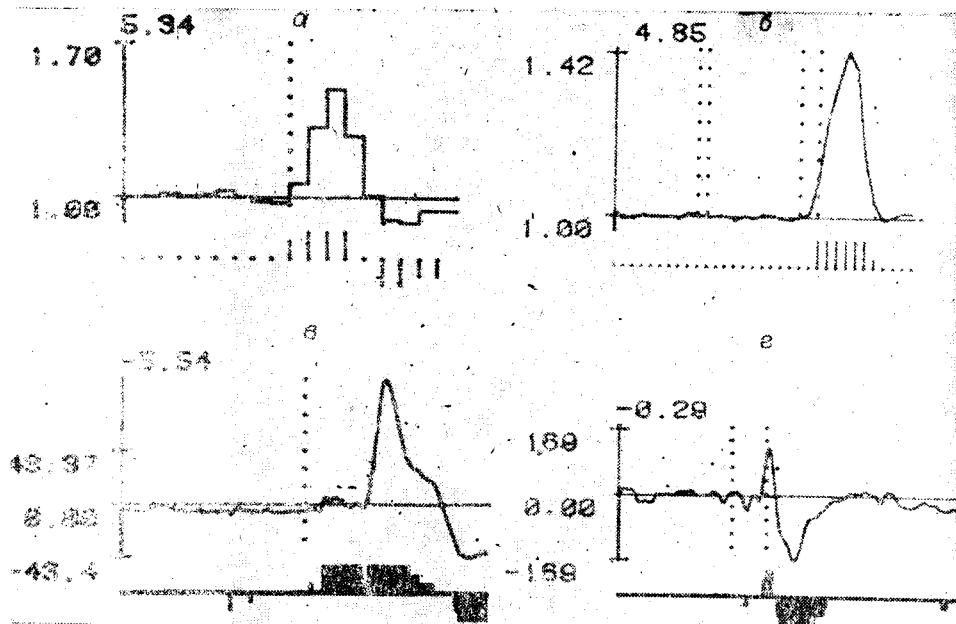


Рис. 1. Примеры вызванных изменений различных электрофизиологических процессов, регистрируемых у больных с вживленными электродами в ходе выполнения психологических тестов:

*a* — перистимульная гистограмма импульсной активности; *b* — усредненная электромиограмма оральных мышц; *c* — усредненная окулограмма, регистрируемая с помощью хлорсеребряных электродов, расположенных снизу и сверху от правого глаза больного; *d* — усредненный вызванный потенциал.

На графиках по оси абсцисс — время в бинах; вертикальные пунктирные линии — начало и конец предъявления зрительных стимулов; под графиками — отметки бинов с уровнями значимости отличия средних значений параметров от соответствующих значений фонового фрагмента (короткий вертикальный отрезок —  $p < 0,05$ , средний —  $p < 0,01$ , длинный —  $p < 0,001$ )

ему не удавалось). Имеются две версии таких программ. В рамках первой версии статистический анализ основывается на предположении о нормальности распределения случайных величин — содержимых бинов перистимульной гистограммы или отсчетов вызванных реакций с одинаковым порядковым номером, что дает возможность использовать для оценки значимости и сравнения реакций параметрические критерии. Эта версия обеспечивает получение предварительных результатов исследования в наглядной графической форме в течение 20—30 мин после его окончания. Длительность этого периода времени зависит от числа анализируемых каналов записи и общего числа проб, но в основном определяется скоростью вывода результатов на графопостроитель. Вторая версия использует непараметрический ранговый критерий Вилкоксона, позволяющий сравнивать величины, распределение которых отличается от нормального.

Аналог первой версии программы оценки значимости и сравнения вызванных реакций входил и в состав библиотеки программ ранее описанного аппаратно-программного комплекса на базе системы анализа сигналов «Plurimat». Опыт использования этой программы показал, однако, что традиционные для нейрофизиологических исследований методы усреднения реакций по совокупности реализаций во многих случаях не позволяют выявить все многообразие изменений биоэлектрических процессов мозга человека при выполнении им психологических тестов. Было обнаружено, в частности, что реакции нейронов, проявляющиеся в виде изменений частоты их разрядов во время выполнения отдельных психологических проб, могли изменяться (и в ряде случаев весьма значительно) на протяжении одного теста, состоящего из 80—120 проб и продолжающегося 10—15 мин. Кроме того, эти реакции при повторных исследованиях, проведенных с интервалами от нескольких часов до нескольких дней, оказывались стабильными лишь у небольшого числа обследуемых

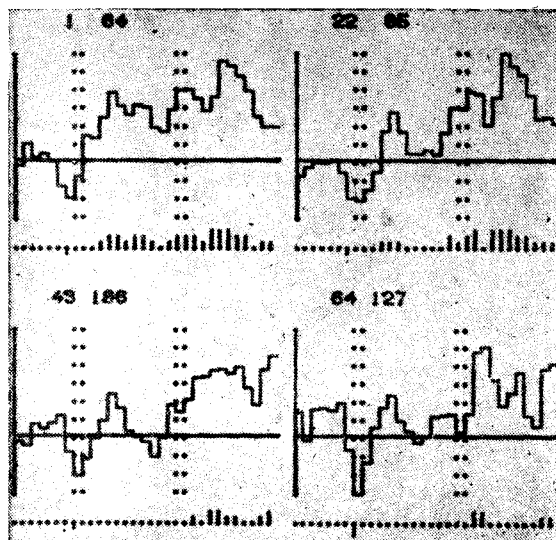


Рис. 2. Пример динамических перистимульных гистограмм импульсной активности, полученных при предъявлении зрительных стимулов на пороге опознания.

Эпохи анализа указаны цифрами над гистограммами. Две вертикальные пунктирные линии слева — предъявление стимула, справа — сигнал «назвать опознанный стимул»

групп нейронов. В других группах значимые изменения частоты разрядов могли появляться или исчезать [5].

Эти данные, явившиеся еще одним подтверждением концепции Н. П. Бехтеревой об обеспечении психической деятельности

корково-подкорковой мозговой системой со звеньями различной степени жесткости [2, 3], продемонстрировали необходимость разработки новых подходов к анализу вызванных стимулом или мыслительной деятельностью изменений биоэлектрических процессов.

Один из таких подходов реализован в рамках описываемого пакета программ в виде программы для построения динамических перистимульных гистограмм или вызванных ответов. При использовании этой программы задается длительность эпохи анализа (число последовательных проб, данные о которых будут обрабатываться на каждом шаге работы программы) и величины сдвига этой эпохи. Первая эпоха начинается с первой пробы. По вошедшим в нее пробам вычисляются перистимульные гистограммы (или любые другие вызванные ответы) и проводится их статистический анализ тем же способом, который был описан выше. Затем с учетом заданного сдвига выбирается и обрабатывается следующая эпоха. Анализ может проводиться как для всех проб, составляющих данный тест, так и отдельно для выделенных с помощью меток групп проб. Предусмотрены также различные варианты сравнения полученных динамических гистограмм или вызванных ответов. Результаты работы программы выводятся на графопостроитель в виде графиков (рис. 2), наглядно демонстрирующих динамику вызванных изменений исследуемого процесса на протяжении теста.

Второй подход к выявлению и анализу физиологической изменчивости реакций реализован в рамках принципиально нового метода разложения одиночных реализаций на компоненты.

**Компонентное представление вызванных изменений биоэлектрических процессов.** В описываемом пакете содержится программа, позволяющая осуществить разложение паттернов текущей частоты разрядов или других биоэлектрических сигналов на отдельные колоколообразные компоненты, т. е. получить компонентное представление данных [6, 7]. В основе компонентного представления лежит предположение о том, что в любой одиночной реализации реакций на стимул существенная физиологически значимая информация отражается не столько в содержимом каждого индивидуального бина или в конкретном значении отсчета сигнала, сколько в наличии в определенных временных интервалах положительных или отрицательных отклонений текущей частоты разрядов от среднего фонового уровня, проявляющихся в виде пиков или волн. Задача разложения паттерна текущей частоты разрядов в одиночной пробе и состоит в определении числа и параметров таких пиков.

Математически эта задача может быть сформулирована как задача аппроксимации  $M$ -мерного вектора ( $M$  — число бинов)  $\mathbf{f}$  отклонений текущей частоты от среднего уровня суммой  $N$  векторов

$$\sum_{j=1}^N A_j C(T_j, W_j),$$

где  $M$ -мерный вектор  $C(T, W)$  описывает компоненту с латентным периодом  $T$  и длительностью  $W$ , а скалярный множитель  $A$  характеризует ее амплитуду.

Был предложен [6, 7] эффективный метод решения такой задачи, основанный на специальном выборе вида зависимости  $C(T, W)$  от параметров  $T$  и  $W$ . В рамках этого метода исходная задача аппроксимации во временной области сводится к эквивалентной задаче аппроксимации в частотной области некоторого комплексного вектора (являющегося результатом дискретного преобразования Фурье вектора  $\mathbf{f}$ ) линейной комбинацией комплексных экспоненциальных функций. Эта задача, в свою очередь, может быть сведена к последовательному решению следующих трех задач: 1) решение системы линейных уравнений с комплексными коэффициентами методом наименьших квадратов; 2) нахождение корней полинома с комплексными коэффициентами; 3) решение системы линейных уравнений с вещественными коэффициентами методом наименьших квадратов.

Для решения систем линейных уравнений использовалась модификация алгоритма ортогонализации заданного множества векторов в метрическом пространстве. При этом в процессе решения системы с комплексными коэффициентами автоматически выбирается минимальное число компонент  $N$ , обеспечивающее решение системы с заданной точностью. Применялось также итерационное уточнение получаемых решений. Задача нахождения корней полинома с комплексными коэффициентами сводилась к вычислению корней полинома с вещественными коэффициентами в 2 раза большей степени. Использовался метод Берстоу, при этом выбор начальных приближений осуществлялся с учетом конкретных особенностей решаемой задачи.

Программа для вычисления компонентного разложения преобразует унифицированный файл исходных данных на магнитном диске в новый файл, в котором для каждой отдельной реализации содержится число компонент  $N$ , полученных при ее разложении на компоненты, и множество параметров  $A_j, T_j, W_j$  ( $j = 1, \dots, N$ ) этих компонент. Примеры реальных паттернов текущей частоты разрядов и соответствующих наборов компонент приведены на рис. 3.

Кроме собственно программы разложения на компоненты, описываемый программный комплекс включает также ряд сервисных программ для графического представления результатов разложения и программы для выявления и статистического анализа закономерностей появления компонент с разной латентностью.

Основной программой для графического представления результатов разложения на компоненты является программа, позволяющая выводить на графопостроитель или экран дисплея диаграммы рассеяния для фиксированной пары параметров («латентность — амплитуда», «латентность — длительность» или «амплитуда — длительность»). Диаграммы рассеяния «латентность — амплитуда» могут наглядно иллюстрировать физиологическую изменчивость нейронных реакций от пробы к пробе в процессе выполнения психологических тестов. На таких диаграммах каждой компоненте, полученной при разложении какого-либо одиночного паттерна, соответствует отдельная точка с координатами, определяемыми латентным периодом и амплитудой этой компоненты. На рис. 4 показаны диаграмма рассеяния «латентность — амплитуда» и обычная перистимульная гистограмма, построенные в одинаковом масштабе для нейронной активности, зарегистрированной в мозолистом теле левого полушария.

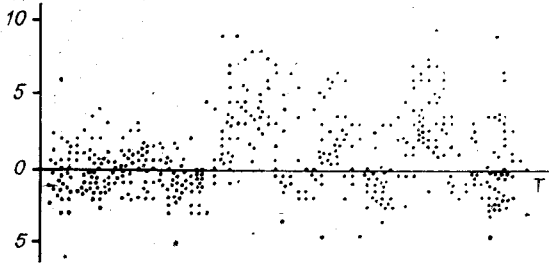
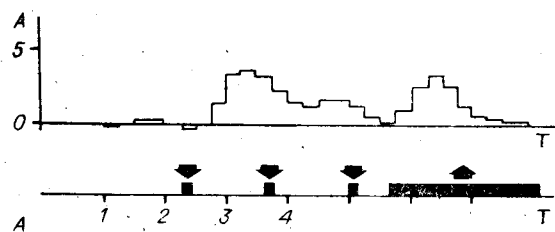
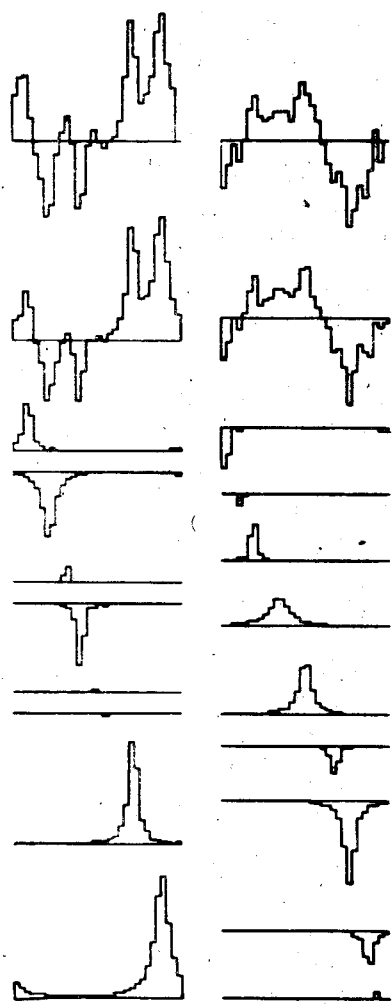


Рис. 4. Перистимульная гистограмма импульсной активности и диаграмма рассеяния «латентность — амплитуда», построенные в одном масштабе:

по оси абсцисс — латентность  $T$  в секундах, по оси ординат — количество импульсов в бине гистограммы или амплитуда компоненты  $A$ . Испытуемый выполнял тест на сравнение цифр по величине. Стрелки и зачерненные прямоугольники — отметки стимулов и ответы испытуемого

Рис. 3. Результаты разложения на компоненты двух паттернов текущей частоты разрядов (сверху вниз):

реальный паттерн, полученное приближение, отдельные компоненты, упорядоченные по величине латентного периода

Для выявления в рамках компонентного представления вызванных изменений частоты разрядов применяется следующий метод, реализованный в виде отдельной программы комплекса. Предположим, что в некотором временном интервале, следующем за предъявлением стимула, в большинстве одиночных реализаций предъявление стимула вызывает однотипные (увеличение или уменьшение) изменения текущей частоты разрядов нейронов. Тогда при разложении на компоненты в таком интервале будут чаще встречаться компоненты с положительной (при увеличении частоты) или отрицательной (при уменьшении частоты) амплитудой. С другой стороны, для тех интервалов латентностей, на протяжении которых предъявление стимула не вызвало закономерных изменений текущей частоты, следует ожидать равновероятного появления компонент с положительной и отрицательной амплитудой либо отсутствия компонент в большинстве реализаций.

Для поиска таких интервалов латентностей применялся метод скользящего временного окна изменяемой ширины. Под временным окном понимается определенный интервал латентных периодов, однозначно задаваемый своей шириной и положением центра на оси латентных периодов (времени). При всех возможных положениях центра окна и его ширины производится оценка соотношения между числом реализаций, имеющих внутри данного окна компоненты с положительной амплитудой  $n_+$ , и числом реализаций, в которых в окне наблюдались компоненты с отрицательной амплитудой  $n_-$ . Для такой оценки используется некоторая



мера, являющаяся простой модификацией статистики  $\chi^2$  для проверки гипотезы независимости в таблице сопряженности признаков  $2 \times 2$ , составленной из чисел  $n_+$ ,  $n_-$ ,  $k - n_+$ ,  $k - n_-$ , где  $k$  — общее число реализаций. После вычисления указанной меры для всех окон определяются те из них, в которых достигаются достаточно выраженные локальные экстремумы.

Описанный метод может быть модифицирован в двух направлениях. Во-первых, вычисление меры для каждого временного окна может производиться не для всех, а для части последовательных реализаций, а поиск экстремумов — соответственно не только по параметрам временного окна, но и по параметрам, определяющим данную последовательность реализаций. Такая модификация в определенном смысле аналогична переходу от простых перистимульных гистограмм к динамическим. Во-вторых, описанный метод может быть модифицирован для решения задачи сопоставления реакций, возникающих при выполнении психологических тестов, в которых реакция испытуемого определяется смыслом предъявляемого стимула. Здесь возможны эффекты двух типов. В определенном временном окне может наблюдаться значимо большее число реализаций с компонентами положительной амплитуды при одном типе реакции, чем при другом, либо аналогичное преобладание для компонент с отрицательной амплитудой. Обе рассмотренные модификации также реализованы в виде программ описываемого пакета.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Гоголицын Ю. Л., Каминский Ю. Л., Кропотов Ю. Д., Пахомов С. В. Аппаратурно-программный комплекс для исследования динамики нейронной активности мозга человека. — Автотметрия, 1981, № 4, с. 69.
2. Бехтерева Н. П. Нейрофизиологические аспекты психической деятельности человека. — Л.: Медицина, 1974.
3. Бехтерева Н. П. Здоровый и больной мозг человека. — Л.: Наука, 1980.
4. Данько С. Г., Каминский Ю. Л. Система технических средств нейрофизиологических исследований мозга человека. — Л.: Наука, 1982.
5. Bechtereva N. P., Gogolitsin Yu. L., Plyukhina V. A., Pakhomov S. V. Dynamic neurophysiological correlates of mental processes. — Int. J. Psychophysiol., 1983, v. 1, p. 187.
6. Гоголицын Ю. Л., Пахомов С. В. Анализ изменений частоты разрядов нейронов мозга человека в ходе однократного выполнения психологических проб. — Физиология человека, 1984, т. 10, с. 796.
7. Гоголицын Ю. Л., Пахомов С. В. Нейрофизиологические возможности изучения вызванных изменений частоты разрядов нейронов методом разложения на компоненты. — Физиология человека, 1985, т. 11, с. 544.

*Поступила в редакцию 19 ноября 1985 г.*

УДК 681.3 : 612.014

**Г. А. ЗАЙТМАН, Б. Я. ПЯТИГОРСКИЙ**

*(Киев)*

#### **ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ АППАРАТУРЫ СО ВСТРОЕННОЙ МИКРОЭВМ**

**Введение.** Стоимость современных микроЭВМ делает возможным их использование в составе отдельных приборов для электрофизиологических исследований. Это позволяет существенно повысить сложность алгоритмов проведения эксперимента и первичной обработки результатов. Однако во многих случаях по ряду причин (экономических, надежных, габаритных) встроенные микроЭВМ лишены внешних запоми-