

С. Г. ДАНЬКО, Ю. Л. КАМИНСКИЙ

(Ленинград)

АВТОМАТИЗАЦИЯ КЛИНИЧЕСКИХ НЕЙРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ НА БАЗЕ МИКРОЭВМ

Полученные, в частности в работах Н. П. Бехтеревой и ее сотрудников [1—3], практические подтверждения эффективности автоматизированных средств нейрофизиологических исследований мозга человека обусловили стремление к введению средств автоматизации в возможно большее число клинических электрофизиологических установок, к переходу от уникальных автоматизированных комплексов к типовым, массовым средствам автоматизации клинических нейрофизиологических исследований. Достигнутый прогресс в развитии средств автоматизации позволяет решить такую задачу, если в достаточной мере учитывать некоторые ограничения, обусловленные спецификой объекта и условий автоматизации.

Упомянутый прогресс в первую очередь обусловлен чрезвычайно высокими темпами роста технико-экономических показателей ЭВМ. Однако темпы практически эффективной автоматизации значительно уступают темпам развития технических средств вычислительной техники — компонента, необходимого, но недостаточного для решения проблем автоматизации научных исследований. Для сокращения существующего разрыва между сроками создания новой серийной техники и сроками ее «привязки» к конкретному объекту *необходимы значительные усилия по компоновке аппаратурных средств системы в целом, оптимизации соотношения серийных и специальных средств, разработке специального программного обеспечения, обеспечению эффективности программного развития и сопровождения.

Рассмотрение задачи массовой автоматизации клинических нейрофизиологических исследований подтвердило целесообразность сохранения ряда медико-технических требований, сформулированных и обоснованных нами ранее [4]. Это возможность контролировать биоэлектрическую активность мозга одновременно по многим точкам (структурам) мозга и при необходимости в течение длительного времени; контроль биоэлектрической активности мозга в разнообразных ее проявлениях (традиционной электроэнцефалограммы, электросубкортикального, медленных электрических процессов, нейронной активности); безусловная работа электрофизиологической и психофизиологической аппаратуры на линии с ЭВМ; наличие разветвленной системы индикации и регистрации как результатов обработки, так и исходных данных; предпочтение аппаратурным и программным решениям, позволяющим использовать режим реального времени для управления ходом исследования вплоть до адаптивного биоуправления; возможность непротиворечивого наращивания вычислительных и управляющих мощностей по мере усложнения решаемых задач. Вместе с тем при массовой автоматизации значительно возрастает относительный вес и требуется особое рассмотрение требования достаточной простоты реализации и эксплуатации. Единственно возможной становится сильнейшая ориентация на унифицированный набор технических средств комплексного метода исследования мозга. Это обеспечивает: 1) повышение эффективности труда по разработке специализированных аппаратурных средств и системного программирования для нейрофизиологических исследований, так как результаты разработки должны находить применение на всех или большинстве установок без дополнительных усилий по согласованию их с наличным составом аппаратуры; 2) упрощение эксплуатации технических средств;

3) снижение затрат труда на проблемно-ориентированное программирование (для частных задач) в условиях стандартной аппаратурной среды. Хотя набор унифицированных средств может быть избыточным для частных задач и методов исследования, а разработка средств — с обязательным учетом тиражируемости решений на все установки, указанные выше преимущества унификации должны давать ощутимый положительный результат при оценке общей эффективности методического обеспечения.

Особое значение приобретает также повышение производительности программирования — основного средства адаптации автоматизированных систем к задачам исследования, тем более при сведении к минимуму разнообразия аппаратурных средств. При оценке этого требования также следует учитывать фактор повышения затрат труда на сопровождение действующего программного обеспечения по мере увеличения его номенклатуры и сложности. Специфика функционирования систем автоматизации научных исследований по сравнению, например, с АСУ ТП заключается, безусловно, в необходимости создания программного обеспечения для непрерывно возникающих принципиально новых задач, и в условиях ограниченного ресурса программистов только непрерывное развитие средств повышения производительности программирования может позволить поддерживать баланс между сопровождением разработанных и разработкой новых программ.

Желательно также с целью минимизации требований к специальной подготовке пользователей автоматизированных систем предусматривать дополнительные меры по упрощению эксплуатации программного обеспечения, соответствующий сервис, облегчающий задание параметров обработки и выбор конкретного набора прикладных программ из подготовленной библиотеки.

Существенно определяет эффективность конкретной системы автоматизации выбор таких технических решений, которые обеспечили бы достаточную относительную простоту начального этапа реализации, скорейшее применение хотя бы ограниченных средств в научно-клинических исследованиях и в то же время сохраняли бы возможность непрерывного роста системы автоматизации, обеспечения рациональными автоматизированными средствами установок различного класса.

Лучшие показатели по темпам внедрения и развития, загрузке аппаратуры, стоимости могут быть достигнуты при первоначальном оснащении части установок комплексами автоматизации на базе микроЭВМ, но с расширенным набором периферийных устройств и операционной системой на гибких магнитных дисках. Эти средства эффективно используются на начальном этапе создания прикладного программного обеспечения, когда требуется выполнение в короткие сроки большого числа относительно несложных программ, прежде всего проблемно-ориентированных программ ввода, накопления и отображения информации. Отладка программ при этом, с одной стороны, поддерживается операционной системой, повышающей производительность труда программиста, с другой — производится в натуральной аппаратурной конфигурации, и прошедшие отладку программы готовы к использованию. На этом этапе начального освоения системы те дополнительные возможности, которые могут быть обеспечены более мощной операционной системой мини-ЭВМ, как правило, практически не используются из-за отсутствия соответствующего опыта программистов.

С учетом изложенных представлений в отделе нейрофизиологии человека ИЭМ АМН СССР в настоящее время реализованы и используются три комплекса на базе микроЭВМ «Электроника 60», аппаратуры КАМАК и ранее разработанного [4] унифицированного канала связи с источником биосигналов. Комплексы имеют одинаковую структуру, показанную на рис. 1.

Варианты связи пациента как источника биосигналов со средствами автоматизированной обработки (стационарная электрофизиологиче-

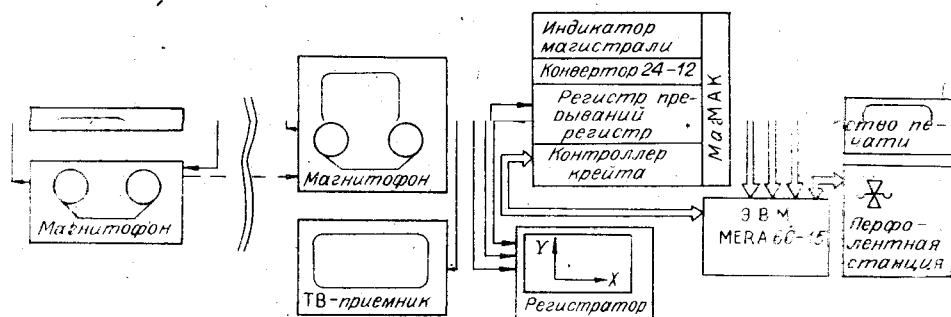


Рис. 1. Блок-схема унифицированного комплекса автоматизированной обработки биоэлектрических процессов мозга.

В левой части рисунка условно показаны удаленные устройства регистрации: БА — биоэлектрическая активность; СС — служебные сигналы; ЛС — линии связи

ская аппаратура, магнитная запись, проводная и беспроводная телеметрия) унифицированы на основе использования времяимпульсного метода преобразования напряжение — код в сочетании с временным разделением каналов. В этом случае преобразование отсчета аналогового напряжения во временной интервал и преобразование интервала (длительности импульса) в код могут быть разнесены и в пространстве, и во времени. Временная коммутация каналов и преобразование отсчетов во временной интервал производится в шифраторах, входящих в состав лабораторной или телеметрической аппаратуры. Преобразованный последовательный групповой сигнал может быть передан по той или иной линии связи, в частности, записан на магнитную ленту посредством любого аналогового магнитофона. Завершение преобразования напряжения в код происходит в преобразователе время — код, реализованном в рассматриваемых комплексах посредством модулей КАМАК. Восстановление аналоговой формы передаваемых или записываемых сигналов производится посредством упрощенных дешифраторов только с целью визуализации процессов на соответствующих многоканальных электронно-лучевых индикаторах. Сочетание гибких функциональных возможностей, метрологических характеристик и относительной простоты аппаратных средств обуславливают непреходящую целесообразность использования такого канала в системе автоматизации нейрофизиологических клинических исследований.

В настоящее время накоплен известный положительный опыт применения в медико-биологических исследованиях КАМАК-систем [5, 6], позволяющих пользователю набирать и изменять конкретную систему посредством унифицированных модулей, реализующих типовые операции преобразования и обработки сигналов. Выигрыш во времени реализации очевиден при наличии достаточно большого числа видов доступных модулей, что делает их применение и в нашем случае предпочтительным, даже при учете определенного проигрыша в компактности, надежности и быстродействии программ по сравнению со специализированным устройством преобразования и обработки сигналов.

Достоинством микроЭВМ «Электроника 60» является программная совместимость с мини-ЭВМ линии СМ-4, а следовательно, и возможность использования разнообразного программного обеспечения известных и общедоступных мини-ЭВМ. В описываемых комплексах «Электроника 60» используется в составе конфигурации МЭРА 60-15К (про-

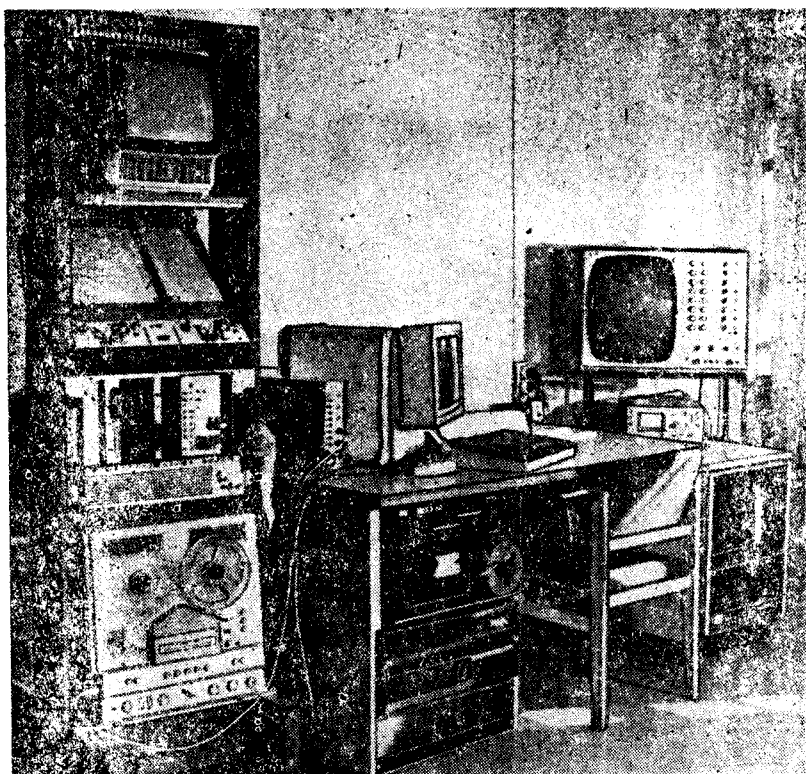


Рис. 2. Внешний вид комплекса автоматизированной обработки биоэлектрических процессов мозга

изводства МЕРА — СТЕР, Польша), которая содержит также алфавитно-цифровой дисплей МЕРА 7952, мозаичное печатающее устройство ДЗМ-180, внешнюю память на гибких дисках SP60M с двумя приводами и емкостью 2×240 кбайт, перфоленточную станцию SPTR-3. В процессе освоения ЭВМ снабжались ОЗУ 28 К с внутренней регенерацией, разработанными в ИАиЭ СО АН СССР. На рис. 2 представлен внешний вид комплекса.

В состав конфигурации МЕРА 60 входит неукomплектованный крейт КАМАК с крейт-контроллером типа 106 «Polon». Проведенное первоочередное комплектование крейта модулями было направлено на реализацию ввода в ЭВМ сигналов унифицированного канала (преобразование длительностей импульсных сигналов в код) и символично-графического дисплея на базе телевизионного приемника для отображения хода и результатов обработки биоэлектрических процессов, обеспечение графического документирования результатов обработки на двухкоординатном самописце.

Для преобразования длительностей импульсных сигналов в код используется совместная работа модулей регистра прерываний 303, счетчика 401, генератора тактовых импульсов 730А. Графическое и символическое представление информации на экране телевизионного приемника обеспечивается тремя модулями — «График», «Репер», «Текст» — комплекса «Динамо — ДШГ 144». Управление перемещениями пера двухкоординатного самописца Н306 по X и Y осуществляется выходными сигналами двух 10-разрядных цифроаналоговых преобразователей модуля 2ЦАП10, а для управления опусканием пера используется один разряд выходного регистра.

Основной используемый элемент программного обеспечения конфигурации МЕРА 60 — операционная система RT-60, предусматривающая возможность одно- и двухзадачной работы. Система обеспечивает, в ча-

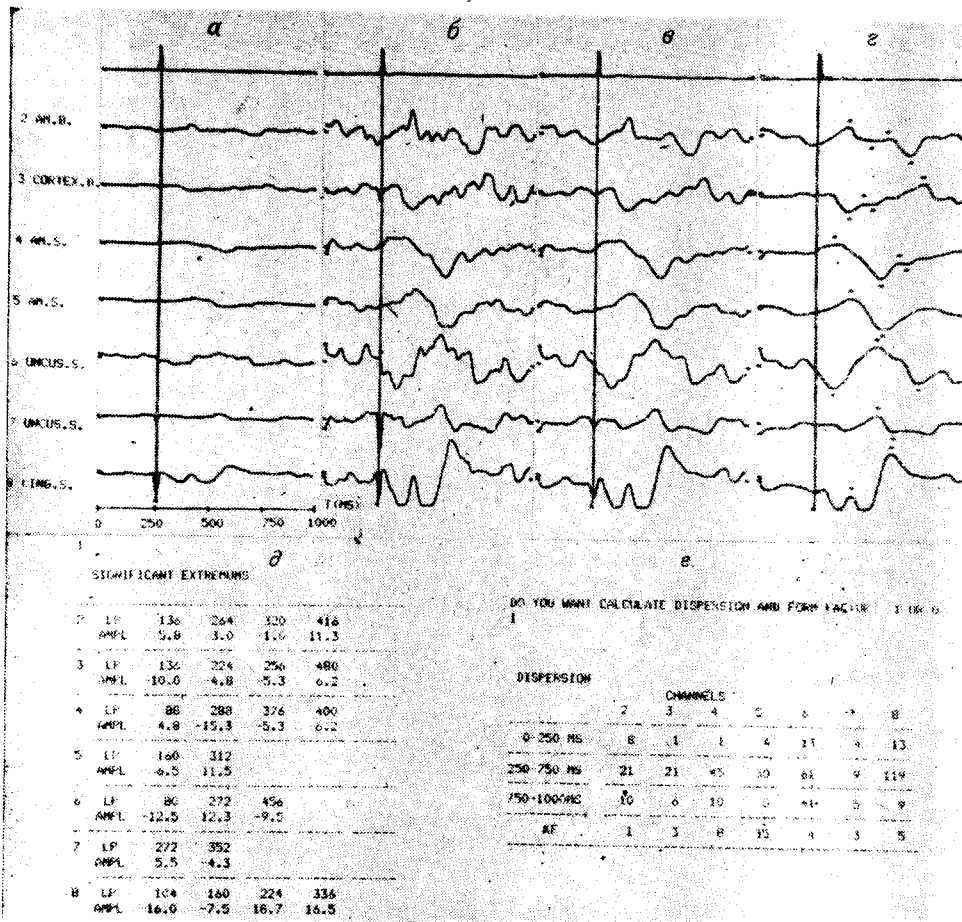


Рис. 3. Пример результатов обработки вызванных потенциалов: а—г — вывод на двухкоординатный самописец результатов накопления с изменяемым масштабом (а, б) и сглаживанием (б—г). Наносимые при выводе точки в начале и конце каждой кривой обозначают положение средней линии, на кривых г — положение значимых экстремумов; д, е — вывод на печать параметров значимых экстремумов (д) и интегральных оценок (е)

стности, работу с файлами, обмен между внешними устройствами, редактирование, компоновку, отладку программ на языках Макро, Фортран, Бейсик, работу с библиотекой, пакетную обработку.

Разработанное специальное программное обеспечение первой очереди * позволяет использовать комплексы для синхронного накопления вызванной активности по семи каналам одновременно; анализа распределения полуволи спонтанных процессов типа ЭЭГ, ЭСКОГ и медленных электрических процессов по диапазонам длительности («ритмам»); спектрального и корреляционного анализа процессов; статистической пакетной обработки цифровых данных. Для программ статистического анализа использован Бейсик. В других программах для программирования ввода — вывода применяется Ассемблер, для преобразований данных обычно — Фортран и в некоторых случаях Ассемблер.

Синхронное накопление (усреднение) вызванной активности реализовано в основном так же, как в ранее использовавшейся системе на базе ЭВМ «Электроника 100И» [4], т. е. с применением рекуррентного алгоритма вычисления текущего среднего, позволяющего иметь результат усреднения по предыдущим реализациям по ходу накопления, и с использованием «циклического буфера» для получения результата на-

* Специальное программное обеспечение разрабатывалось с участием Е. А. Ноткиной, М. А. Пивоварова, С. Б. Хреляца, Л. С. Романовой.

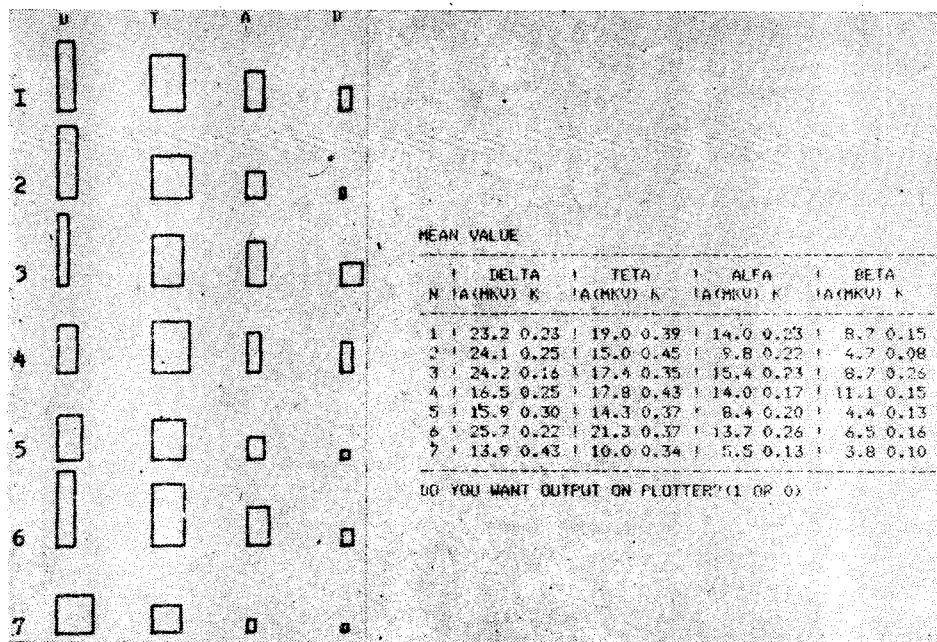


Рис. 4. Представление результатов обработки спонтанных ЭСКОГ — оценки распределения полуволи по диапазонам длительности за эпоху анализа. При графическом представлении по вертикали откладывается средняя амплитуда полуволи диапазона А, по горизонтали — индекс количества этих полуволи К

копления как постстимульного, так и престимульного участка. Для интегральной количественной оценки вызванных потенциалов рассчитывается средний квадрат отклонения от среднего значения результата накопления на престимульном и двух постстимульных интервалах («энергия ВП») и коэффициент формы. Коэффициент формы вычисляется как отношение амплитуды наиболее высокоамплитудной полуволи (отрезка кривой между последовательными экстремумами) к сумме амплитуд всех полуволи за исключением наиболее высокоамплитудной и двух прилежащих к ней полуволи.

Комплекс позволяет вести обработку в диалоговом режиме, в частности количественную оценку отобранных оператором амплитуд и латентных периодов экстремумов, улучшить отображение хода и результатов обработки.

Так, на одну половину экрана графического дисплея выводится суперпозиция реализаций процесса, что дает возможность судить о разбросе реализаций и появлении в совокупности выбросов и артефактов, а на другую — текущий результат усреднения этих реализаций. По окончании накопления может быть произведено масштабное преобразование и сглаживание результата. При необходимости получения оценки экстремумов программно производится поиск экстремумов и формирование соответствующих световых меток на изображении результатов накопления, по мере появления которых оператор отбирает значимые экстремумы.

Может быть произведена печать полученных количественных оценок и вывод кривых результатов накопления в ту или иную зону поля двухкоординатного самописца с отметками значимых экстремумов и средних линий кривых (рис. 3).

Возможна запись на гибкий диск в файл данных первичных реализаций (до 96 по каждому из каналов) или такого же количества усредненных процессов по указанию их порядковых номеров в файле.

Разработанное программное обеспечение позволяет также при ис-

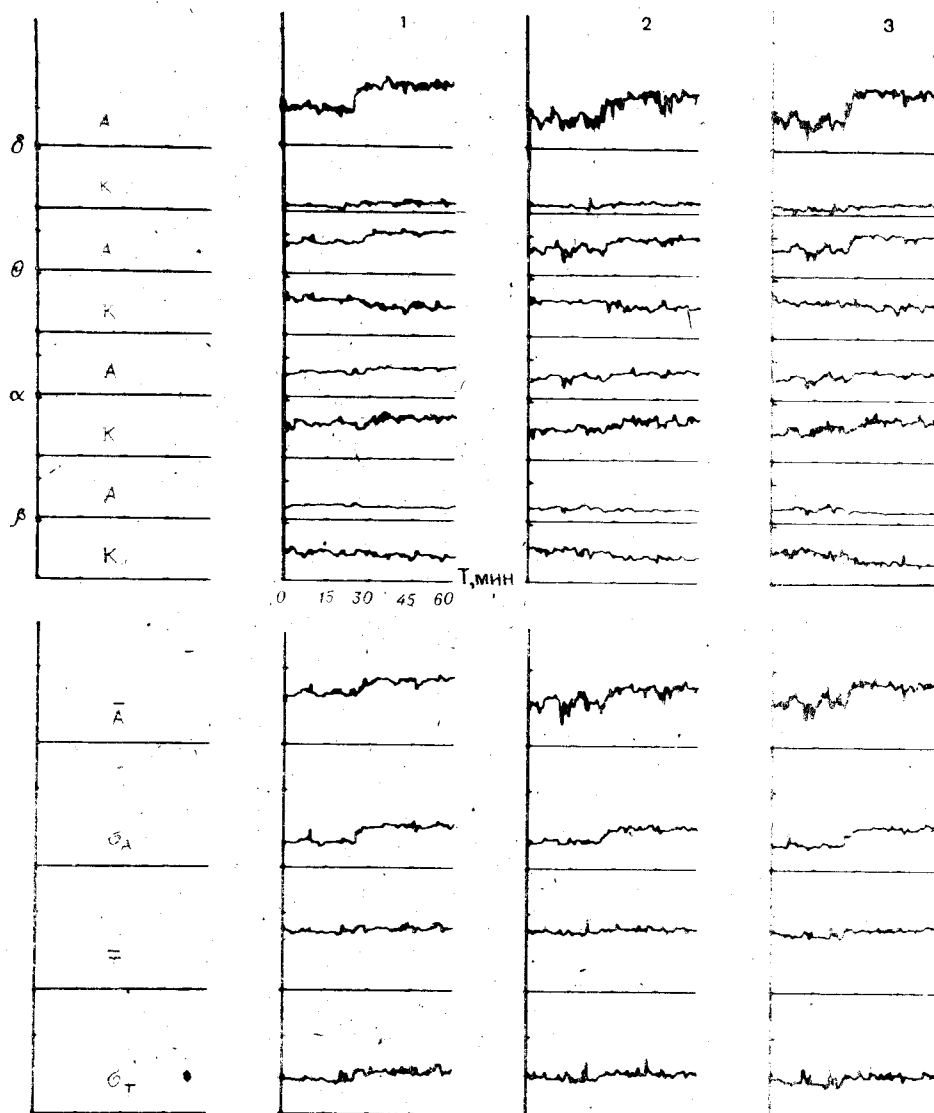
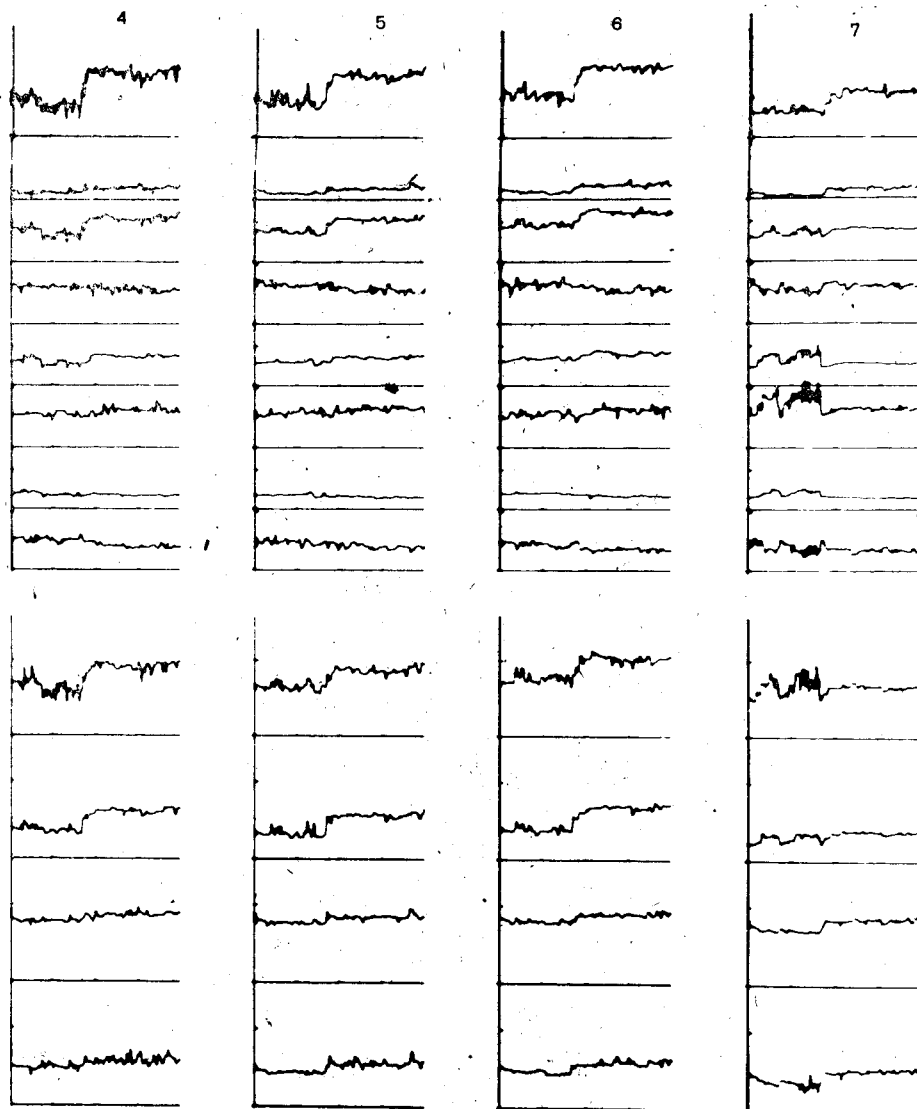


Рис. 5. Представление результатов обработки длительно регистрируемой ЭСКоГ. Номера каналов — над соответствующими кривыми. На представленной записи канал слева — служебный (контрольный) канал. Слева — обозначения частотных диапазонов (α , β , δ , θ). Наряду с оценками А и К (см. рис. 4) выводятся значения амплитуды полуволн А и длительности полуволн Т, усредненных по процессу в целом, и среднеквадратичные отклонения этих величин σ_A и σ_T .

следовании связанных с событиями потенциалов (вызванных потенциалов с длительностью реализаций до 8 с) автоматически сортировать реализации по ситуациям тип стимула — тип ответа. В этих случаях два канала из восьми используются для ввода меток типа стимула и типа ответа. Исключение реализаций, содержащих видимые артефакты, может быть произведено при указании в диалоге порядковых номеров предварительно выбранных исключаемых реализаций.

Для получения объективных количественных оценок динамики спонтанных биоэлектрических процессов типа ЭЭГ, ЭСКоГ, медленных электрических процессов мозга используются программы, обеспечивающие представление исследуемых процессов последовательностями полуволн, измерение амплитуды и длительности полуволн, распределение их по диапазонам длительности (частоты), определение средней амплитуды и индекса относительного количества полуволн каждого диапазона на каж-



дой эпохе анализа. Такие оценки достаточно близки к используемым при визуальном анализе соответствующих кривых, и применение их способствует необходимой в клинике преемственности в переходе от визуального к автоматическому клиническому анализу.

Выделение полуволн — отрезков кривой между последовательными значимыми экстремумами — производится посредством детекции экстремумов и амплитудно-зависимого сглаживания, цель которого — устранение относительно низкоамплитудных колебаний, наложенных на основные высокоамплитудные. Для этого ранее обнаруженный экстремум признается значимым, если только проекции отрезка между ранее и вновь обнаруженными экстремумами превышают определенные пороги по длительности и амплитуде. Последний пропорционален средней амплитуде полуволн на предыдущем этапе обработки.

Длительность эпохи анализа, вводимая в диалог, может варьироваться от 1 до 20 с для ЭСКоГ (ЭЭГ) и от 2 до 16 мин для медленных процессов. Количество эпох ЭСКоГ, которое задается и последовательно обрабатывается при паузах между эпохами менее 1 с, может составлять от 1 до 20. Начала эпох могут быть (по указанию оператора) синхронизированы меткой, поступающей по каналу служебных сигналов. Вывод

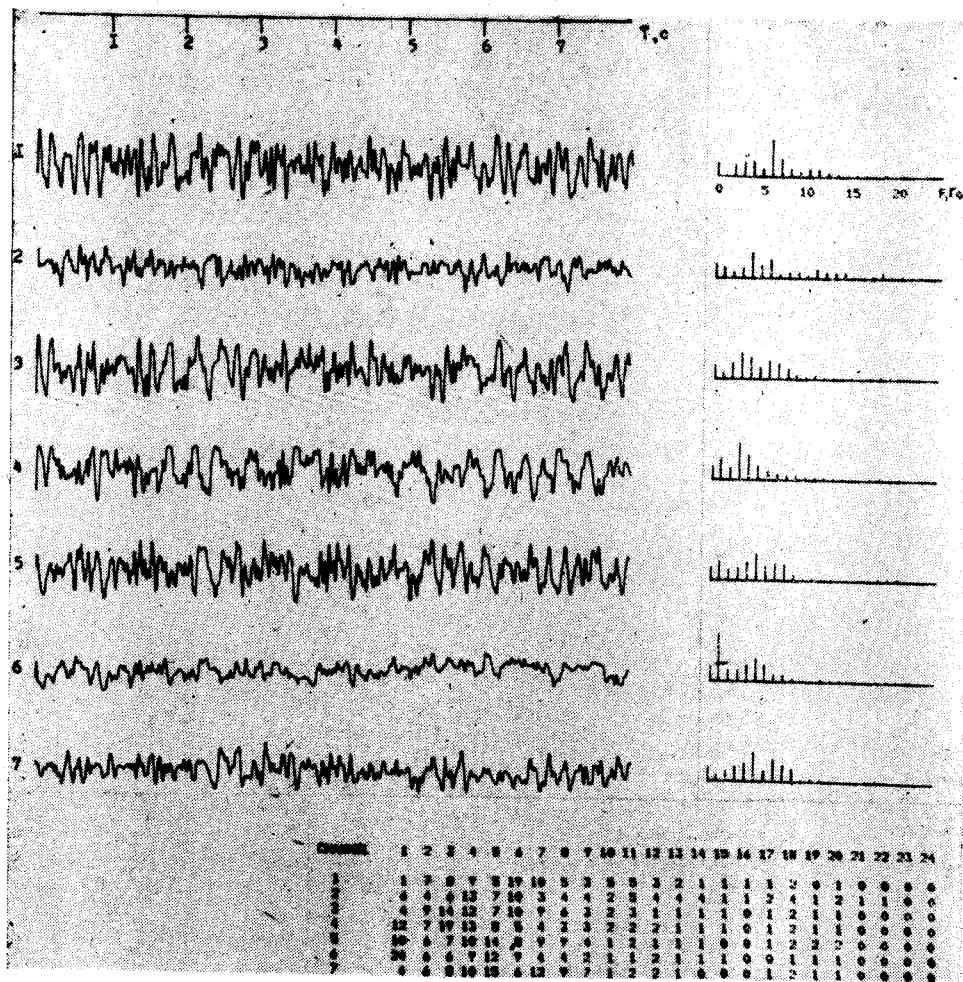


Рис. 6. Представление исходных процессов и результатов обработки при спектральном анализе.
 Слева — вывод на самописец исходных процессов на памяти ЭВМ. Отсчеты спектральной плотности мощности (мкВ²/Гц)

результатов обработки такой последовательности производится как в цифровом виде, так и в графическом для удобства предварительного обозрения материалов (рис. 4).

Обработка непрерывно регистрируемых в течение длительного времени процессов в специфических условиях исследования ночного сна пациентов проводится в два этапа. Во время самого исследования производится только накопление основных оценок в виде массивов данных на гибком диске. Вычисление усредненных оценок и вывод результатов, включающий построение зависимости оценок от времени по каналам и диапазонам, в этом случае осуществляются апостериорно (рис. 5).

Разработанные программы спектрального и корреляционного анализа позволяют получать оценки для семи процессов, одновременно вводимых с выхода унифицированного канала связи или с гибкого диска, т. е. анализ может выполняться и для результатов предварительной обработки, например, усредненных вызванных потенциалов. Объем массива обрабатываемых данных 1024 отсчета на канал, что для процессов типа ЭСКОГ (ЭЭГ) составляет 8 с. Получение устойчивой оценки спектра мощности осуществляется посредством выполнения соответствующих преобразований над восьмью последовательными интервалами, на которые делится реализация, и усреднения полученных спектральных оценок. В рутинной программе анализа выводятся оценки спектра мощно-

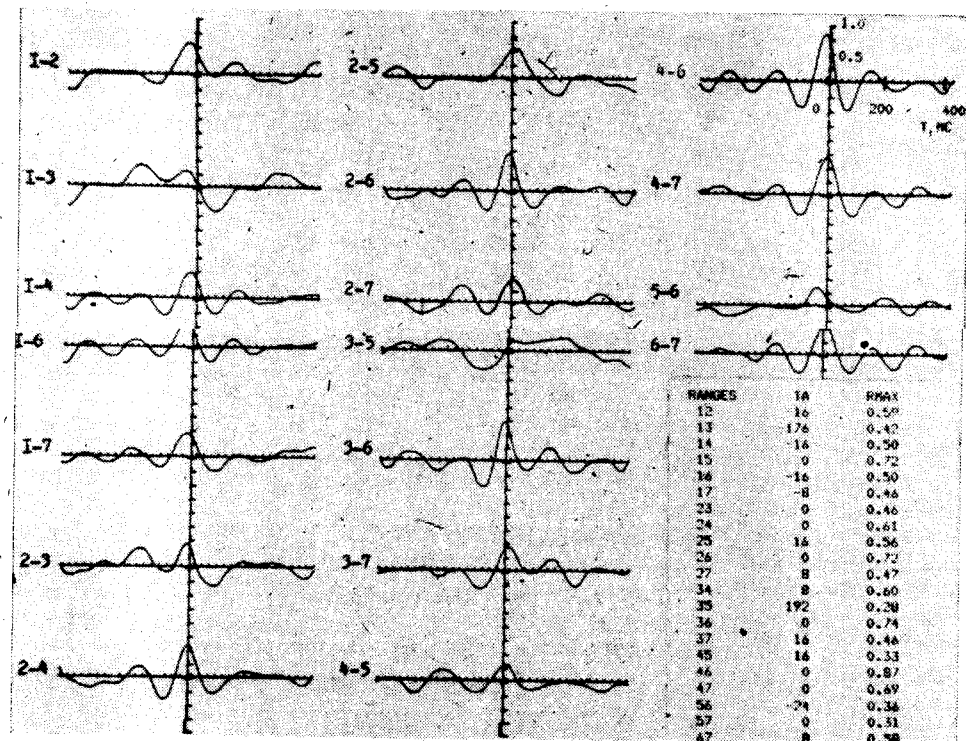


Рис. 7. Пример результатов при многоканальном кросс-корреляционном анализе биоэлектрических процессов.

В графе RANGES первая и вторая цифры соответствуют номерам каналов, для которых указано максимальное значение кросс-корреляционной функции RMAX и соответствующий временной интервал TA

сти в графическом и цифровом виде (рис. 6), графики кросс-корреляционных функций, максимальные значения этих функций и величины соответствующего временного сдвига (рис. 7).

Статистический анализ цифровых данных, включающий оценки средних значений, доверительных интервалов, дисперсий, энтропий, коэффициентов линейной и ранговой корреляции, формирование гистограмм, графическое представление исходных данных, гистограмм и полученных оценок, производится в диалоговом режиме над массивом данных предельным объемом 80×80 по строкам и столбцам. Существенно, что массив на гибком диске может пополняться и корректироваться, т. е. формироваться по ходу исследований.

Полученный опыт автоматизации клинических нейрофизиологических исследований подтверждает действенность ориентации на применение унифицированных комплексов на базе микроЭВМ и использование алгоритмов клинически апробированных методов обработки, что позволило удовлетворить первоочередные реальные потребности в автоматизированной обработке биоэлектрических процессов мозга, регистрируемых на семи электрофизиологических установках отдела.

Вместе с тем можно отметить, что при обеспечении указанных видов многоканальной обработки с применением языков высокого уровня машинные ресурсы мобилизуются практически полностью. По-видимому, в ближайшее время развитие алгоритмов автоматизированных нейрофи-

зиологических исследований в клинике должно быть связано с заменой ЭВМ в описанных комплексах на новые микроЭВМ со значительно большей производительностью и памятью. Тенденции развития средств вычислительной техники позволяют надеяться на реальность такого пути.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бехтерева Н. П. Здоровый и больной мозг человека.— Л.: Наука, 1980.
2. Бехтерева Н. П. Пути развития физиологии здорового и больного мозга человека.— М.: Наука, 1982.
3. Гоголицын Ю. Л., Кропотов Ю. Д. Исследование частоты разрядов нейронов мозга человека.— Л.: Наука, 1983.
4. Данько С. Г., Каминский Ю. Л. Система технических средств нейрофизиологических исследований человека.— Л.: Наука, 1982.
5. Штарк М. Б., Постоенко Ю. К., Рейн А. Э. и др. КАМАК-системы автоматизации в экспериментальной биологии и медицине.— Новосибирск: Наука, 1979.
6. Астафьев С. В., Третьяков В. П., Штарк М. Б., Яновский Г. Я. Аппаратное и программное обеспечение унифицированного измерительного тракта для микроэлектродных исследований.— Автометрия, 1984, № 4.

Поступила в редакцию 23 декабря 1985 г.

УДК 615.471 : 616—073.97 : 616.12 : 681.325—181.48

Ш. И. БАРИЛКО, В. И. КРИНСКИЙ, А. М. ПЕРЦОВ,
Л. А. ТУРЧИН

(Пушино Московской)

СИСТЕМА РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ АВТОВОЛНОВЫХ ПРОЦЕССОВ В МИОКАРДЕ ВОЛНА

Введение. Последние годы характеризуются интенсивным внедрением вычислительной техники в экспериментальные исследования электровозбудимых тканей, в частности миокарда. Особенно плодотворным оказалось применение ЭВМ для решения проблемы наблюдения пространственной картины распространения волн возбуждения (автоволн), сделавшее возможным реконструкцию волнового фронта на основе большого объема данных многоэлектродного отведения [1—3].

Автоволновые процессы лежат в основе наиболее опасных сердечных аритмий, в связи с чем их исследование имеет важное прикладное значение. Применение автоматизированных систем для изучения автоволновых процессов позволяет получить уникальную информацию о механизмах сердечных аритмий и использовать эту информацию в медицинской практике. В частности, новой областью приложения систем для картирования волны возбуждения в сердце является хирургическая коррекция аритмий, резистентных к фармакологическим воздействиям [1].

Характерная особенность электрофизиологических методов исследования автоволновых процессов в миокарде — совмещение во времени нескольких процессов реального времени [4]:

1) стимуляция миокарда, т. е. подача управляющих воздействий по одному или двум каналам с целью иницирования необходимого режима распространения возбуждения или воздействия на установившийся автоволновой процесс;

2) регистрация данных с поверхности или с объема миокарда с помощью большого массива электродов, покрывающих исследуемый участок ткани. В зависимости от задачи (типа и площади препарата, режима возбуждения) используются 50—500 параллельных отведений с частотой квантования 1—2 кГц на канал;