

ные операции, фурье-преобразования, экстренная документированная выдача на печать.

Несмотря на относительно невысокие технические данные применяемых ЭВМ, двухпроцессорное построение системы «Поиск» позволило реализовать эффективные функциональные взаимодействия ВУ—ЭВМ—оператор. Эксплуатация в полевых и стационарных условиях показала перспективность построения системы описанного типа при массовом сборе экспериментального материала по природным ресурсам.

ЛИТЕРАТУРА

1. Куценко А. В., Полосьянец Б. А., Ступин Ю. В. Мини-ЭВМ в экспериментальной физике. М., Атомиздат, 1975.
2. КАМАК — системы автоматизации в экспериментальной биологии и медицине. Под ред. Ю. Е. Нестерихина. Новосибирск, изд. ИАиЭ СО АН СССР, 1979.
3. Черепанов В. Г. Программирование в кодах ЭВМ «Электроника С-50». Красноярск, изд. КПИ, 1976.
4. Гительзон И. И., Шевырнов А. П., Молвинских С. Л., Чепилов В. В. Бесконтактная регистрация хлорофилла в поверхностных водах на ходу судна.— «Изв. СО АН СССР. Сер. биол.», 1979, № 2.
5. Калашников И. Д., Степанов В. С., Чуркин А. В. Адаптивные системы сбора и передачи информации. М., «Энергия», 1975.
6. Бордюк В. П., Лецкий Э. К. Статистическое описание промышленных объектов. М., «Энергия», 1971.
7. Нелепо Б. А., Тимченко И. Е. Системные принципы анализа наблюдений в океане. Киев, «Наукова думка», 1978.
8. Гительзон И. И., Шевырнов А. П., Молвинских С. Л., Чепилов В. В., Караев Н. Д., Псахис М. Б. Полевой многоканальный спектрофотометр МКС-12.— «Океанология», 1979, № 4.

Поступила в редакцию 10 июня 1979 г.

УДК 57.08+616.071 : 65.011

С. Г. ДАНЬКО, Ю. Л. КАМИНСКИЙ

(Ленинград)

АВТОМАТИЗАЦИЯ КЛИНИЧЕСКИХ НЕЙРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ: ЗАДАЧИ И РЕАЛИЗАЦИЯ

Клиническое применение долгосрочных внутримозговых электродов создало принципиально новые возможности двусторонней электрической связи с глубокими структурами головного мозга человека [1]. Реализация этих возможностей позволяет по-новому ставить и решать задачи лечения тех хронических заболеваний головного мозга, в частности эпилепсии, традиционное лечение которых малоэффективно [2]. В настоящее время сложность объекта — мозга человека — и соответствующий большой поток информации, обеспечиваемый уже существующими способами контакта с мозгом, выдвигают на первый план автоматизацию как наиболее перспективное направление методического совершенствования клинических нейрофизиологических исследований. Автоматизация должна быть направлена на решение следующих задач: 1) сжатие информации и получение количественных характеристик исследуемых процессов при минимальном разрыве во времени между проведением исследования и получением результатов анализа; 2) непрерывный длительный контроль электрических процессов в мозге для накопления информации о редких, но функционально значимых состояниях мозга;

3) стандартизация условий использования диагностических измерений и оптимизация применения лечебных влияний посредством автоматического управления воздействиями на основе результатов анализа биоэлектрического фона в реальном времени; 4) непрерывный автоматизированный прогноз и коррекция состояния мозга.

При решении указанных задач необходимо учитывать следующие существенные обстоятельства. Автоматизация не может базироваться на каком-то апробированном алгоритме или наборе алгоритмов вследствие недостаточности сегодняшних знаний о механизмах патологии мозга и широкой вариабельности их индивидуальных проявлений. В то же время, поскольку речь идет о клинических исследованиях, результаты автоматизации должны уже на первых этапах увеличить возможности врача в диагностике и лечении конкретного больного. При разработке средств автоматизации необходимо учитывать, что вышеуказанные задачи должны решаться в различных режимах жизнедеятельности больного в стационаре, вплоть до свободного поведения.

Оптимальным средством для технического решения поставленных задач в существующих условиях следует считать многоцелевую, возможно, более гибкую как в аппаратном, так и в программном отношении информационно-управляющую систему. Перспективность такого подхода к решению задач автоматизации медико-биологических исследований показана, в частности, в работе [3]. Система автоматизации клинических нейрофизиологических исследований должна включать многоканальную телеметрию и обеспечивать как работу в режиме реального времени, так и достаточные средства накопления первичной информации на магнитном носителе. Такая система должна сочетать возможности клинического инструмента диагностики и лечения основного заболевания с возможностями научного поиска новых методов извлечения информации из биоэлектрической активности мозга и использования электрических воздействий. Клиническая ориентация системы заставляет обратить особое внимание на такие характеристики, как надежность, возможность реализации ее в условиях нейрохирургического отделения и наращивания программных и аппаратных средств параллельно с клинической эксплуатацией, а также на трудности реализации и эксплуатации.

В Институте экспериментальной медицины АМН СССР под руководством Н. П. Бехтеревой в течение ряда лет ведутся исследования мозга человека, направленные, в частности, на изучение механизмов эпилепсии, разработку новых методов диагностики и лечения. С целью автоматизации и комплексного технического обеспечения клинических нейрофизиологических исследований разработана и используется информационно-управляющая система, в достаточной мере отвечающая указанным выше требованиям (рис. 1).

Усиление, передача и накопление сигналов. В условиях электрофизиологической лаборатории биоэлектрическая активность мозга отводится посредством скальповых (электроэнцефалосигнал — ЭЭС) или долгосрочных интрацеребральных электродов (электросубкортикал — ЭСКос), усиливается усилителями 20-канального электроэнцефалографа «Alvar Reega TRXX» или специально разработанными широкополосными усилителями с входным сопротивлением 100 МОм.

Во время нахождения больного вне лаборатории для усиления ЭСКос и ЭЭС используются специально разработанные усилители [4] с входным сопротивлением 10 МОм, уровнем шумов < 1 мкВ эфф., подавлением синфазной помехи > 60 дБ.

Устройства передачи и накопления обеспечивают передачу сигналов от больного, который может находиться в различных условиях, и возможность ввода их в ЭВМ как непосредственно в ходе исследования, так и в любое другое время. В их состав входит 8-канальная аппаратура телеметрии [5], аппаратура накопления, визуализации и регистрации передаваемых сигналов, а также аппаратура связи электроэнцефало-

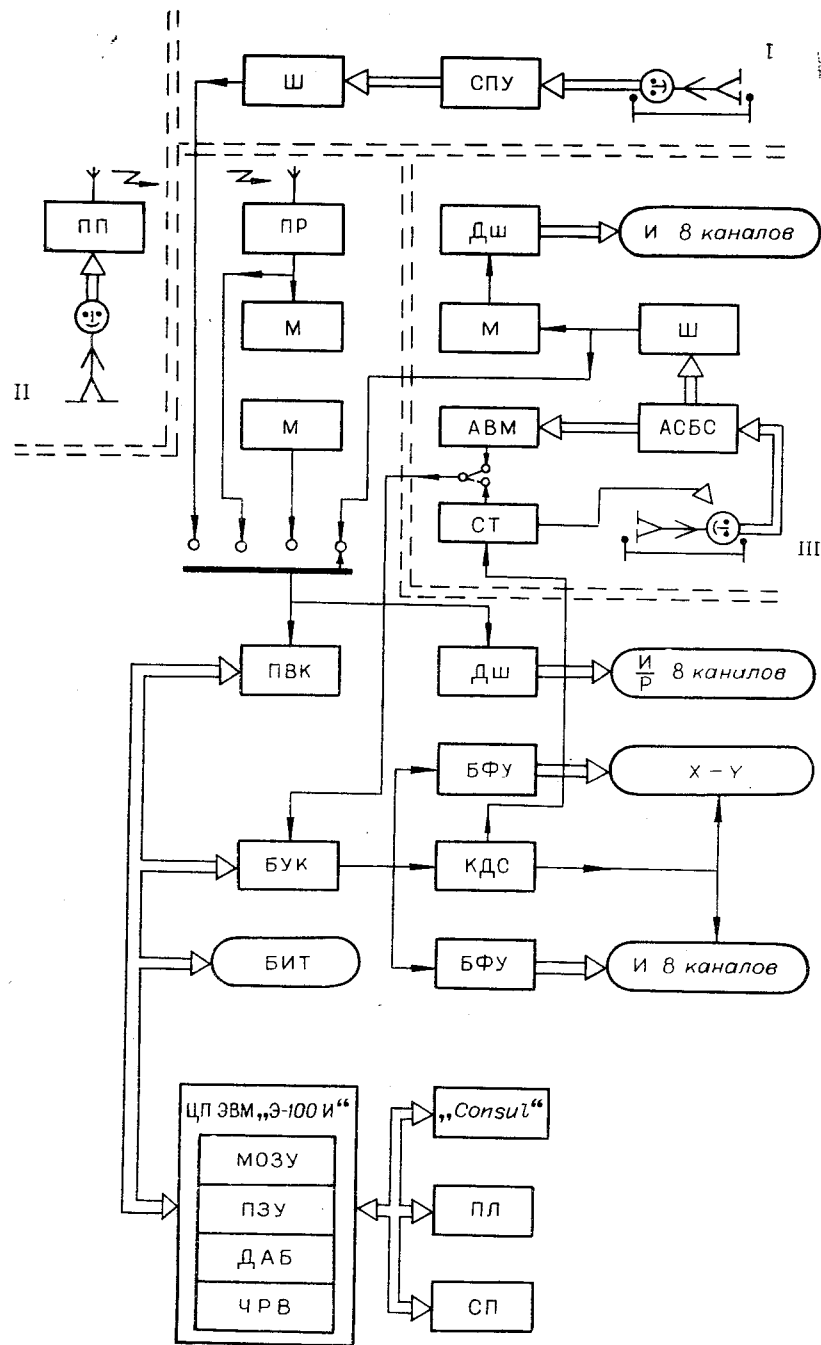


Рис. 1. Структурная схема информационно-управляющей системы для клинических нейрофизиологических исследований:

I — пациент на постельном режиме в палате; II — пациент в условиях свободного поведения; III — пациент, обследуемый в электрофизиологической лаборатории; СПУ — специальные предварительные усилители; Ш — шифратор; ПП — прибор пациента; ПР — приемное устройство радиотелеметрии; АСБС — аппаратура съема биоэлектрических сигналов; СТ — стимуляционная аппаратура; ДШ — дешифратор; И/Р — электронно-лучевой индикатор; Р — первичный регистратор; X-Y — двухкоординатный самописец; М — магнитофон; ЦП — центральный процессор; Пл — перфоратор ленточный; СП — считыватель с перфоленты.

графа с устройством ввода в ЭВМ. При длительном нахождении больного на кровати вне лаборатории передача сигналов телеметрии проводится по кабелю, а при свободном поведении больного — посредством радиосвязи.

Одно из основных технических решений при реализации рассматриваемой системы — унификация передачи, регистрации на магнитную ленту и ввода в ЭВМ биоэлектрических сигналов на основе сочетания временного разделения каналов со специальным вариантом времяимпульсного преобразования напряжения в двоичный код [6]. Суть этого варианта заключается в том, что обычные для времяимпульсного метода этапы — преобразование отсчетов аналогового напряжения во временной интервал и измерение длительности этого интервала — разделены в пространстве и могут быть разнесены во времени. Например, применительно к телеметрии это означает, что коммутация каналов и преобразование «напряжение — временной интервал» происходят в приборе пациента. Групповой ШИМ-сигнал передается непосредственно по кабелю или (после вторичной модуляции) по радиоканалу и с их выхода вводится в ЭВМ через преобразователь «время — код» (ПВК) или записывается на МЛ бытового магнитофона, а затем при необходимости вводится в ЭВМ через тот же ПВК. Аналогичным образом сигналы с выходов электроэнцефалографа или специального предварительного усилителя подвергаются преобразованию в соответствующем устройстве, с выхода которого групповой ШИМ-сигнал может быть введен в ЭВМ и (или) зарегистрирован на МЛ. Структурная схема унифицированного канала передачи и накопления сигналов приведена на рис. 2.

Таким образом, примененная унификация позволяет обойтись без многократных преобразований сигналов, присущих обычной схеме передачи, накопления и ввода в ЭВМ, когда на каждом этапе и в каждой линии связи используется свой вид модуляции и переход от одного вида к другому происходит через восстановление исходного аналогового сигнала. Такие многократные преобразования значительно усложняют аппаратуру и ухудшают ее метрологические характеристики.

Можно также отметить, что ввод группового ШИМ-сигнала через ПВК позволяет унифицировать способы ввода аналоговых сигналов и импульсных сигналов нейронной активности [7].

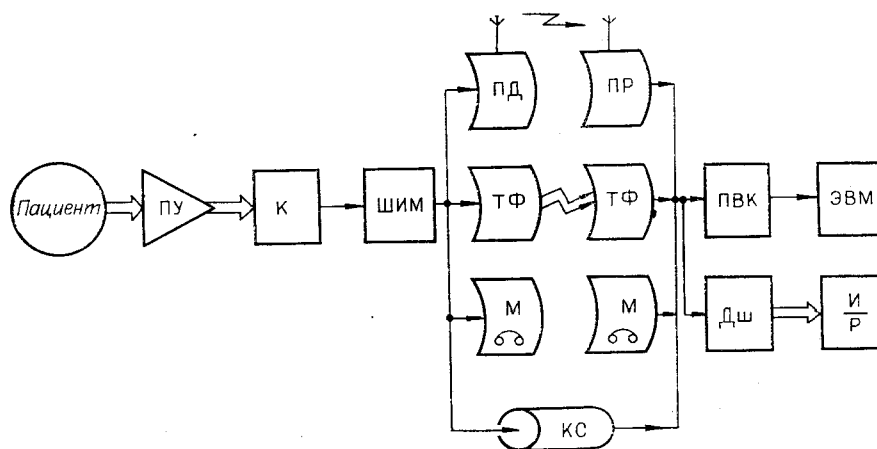


Рис. 2. Структурная схема разработанного унифицированного канала передачи и накопления биоэлектрических сигналов:

пу — предварительные усилители; К — коммутатор; ШИМ — широтно-импульсный модулятор; ПД — передатчик радиотелеметрии; ПР — приемник радиотелеметрии; ТФ — телефонный канал; М — магнитофон; КС — канал связи проводной телеметрии; ПВК — преобразователь «время — код»; Дш — дешифратор; И/Р — многоканальный индикатор и (или) первичной регистратор.

В разработанной 8-канальной аппаратуре передачи и накопления сигналов частота опроса по каждому каналу — 125 Гц. Для последующей программной и аппаратурной демодуляции в групповой ШИМ-сигнал периодически добавляется маркерный импульс минимальной длительности.

В качестве основного средства накопления первичных сигналов биоэлектрической активности используется запись рассмотренного выше группового ШИМ-сигнала на магнитную ленту бытового магнитофона «Тембр-2» (возможно применение и других типов магнитофонов). Снимаемый с линейного выхода магнитофона групповой ШИМ-сигнал после формирования вводится в ЭВМ через ПВК. Существенным элементом метода является программная демодуляция, позволяющая уменьшить влияние погрешностей магнитной записи. Программная демодуляция реализует соотношение

$$A = T_1 / (T_1 + T_2),$$

где T_1 — длительность импульса; T_2 — длительность паузы между импульсами.

Так как основным источником погрешности при магнитной записи ШИМ-сигнала служит детонация, обусловленная несовершенством лентопротяжного механизма и характеризующаяся относительно низкими частотами, то в первом приближении она приводит к одинаковому относительному изменению T_1 и T_2 , т. е. не влияет на величину A . Такая реализация магнитной записи и ввода в ЭВМ позволяет регистрировать восемь процессов на одну дорожку серийного бытового магнитофона и получать при вводе в ЭВМ погрешность, не превышающую 1,5%.

В состав устройства передачи и накопления информации также входят дешифраторы для аппаратурной декоммутации и демодуляции сигналов, получаемых с выхода линии связи или же считываемых с МЛ. Эти дешифраторы предназначены только для обеспечения возможности визуального контроля качества передачи, записи или воспроизведения исходных аналоговых процессов. Следовательно, характеристики дешифраторов не влияют на метрологические характеристики аппаратуры передачи и ввода сигналов в ЭВМ, что позволяет существенно упростить схемы дешифраторов. Текущая индикация осуществляется на экранах 8-канальных мониторов (ИМ-789); для регистрации данных на бумаге используются регистратор электроэнцефалографа, а также самописец НЗ38/8.

Обработка сигналов и управление аппаратурой. Сопоставление требуемых характеристик системы с существующими техническими возможностями ее реализации выявило целесообразность формирования системы на основе управляющей ЭВМ с высоким быстродействием, системой прерываний и достаточным объемом оперативной памяти. В системе применена мини-ЭВМ «Электроника-100И» со следующими основными характеристиками: длина машинного слова 12 бит, длительность цикла МОЗУ 1,5 мкс, емкость базового МОЗУ 4К слов. Расширение вычислительных и логических возможностей достигается включением в центральный процессор добавляемого арифметического блока (ДАБ), обеспечивающего аппаратурное выполнение арифметических операций умножения и деления; таймера (часов реального времени — ЧРВ), позволяющего синхронизировать работу ЭВМ и внешних устройств; дополнительного блока МОЗУ емкостью 4К слов с устройством управления. К процессору подключается два блока внешнего МОЗУ емкостью 8К слов каждый и блок постоянного запоминающего устройства (ПЗУ) емкостью 8К слов.

Гибкость структуры системы обеспечена возможностью подключения к ЭВМ до 64 программно-управляемых периферийных устройств завода-изготовителя ЭВМ, с которыми, в свою очередь, может быть связана разнообразная внешняя аппаратура.

Ввод в ЭВМ сигналов с аппаратуры сбора или накопления данных проводится по прерыванию через ПВК, который имеет нулевой приоритет. Целесообразность такой организации ввода в рамках унифицированного метода передачи, накопления и ввода сигналов обосновывалась выше.

Автоматическое управление моментом подачи воздействия осуществляется подключением шины внешнего запуска электростимулятора ЭСУ-2 и (или) фотостимулятора ФС-02 к соответствующему выходу программно-управляемого периферийного блока-коммутатора дискретных сигналов (КДС).

В системе обеспечены следующие возможности индикации и регистрации результатов обработки. Промежуточные результаты обработки выводятся на экран 8-канального электронно-лучевого индикатора ИМ-789, для чего осуществлена стыковка его с блоком фиксированных уровней (БФУ) и коммутатором дискретных сигналов и разработано соответствующее программное обеспечение. Для регистрации результатов обработки в графической форме используется двухкоординатный самописец ЛКД-4, также связанный с БФУ и КДС, управляемыми специально разработанной программой. БФУ и КДС соединены с центральным процессором через блок управления коммутаторами (БУК) — расширитель ввода-вывода. При необходимости регистрация алфавитно-цифровой информации может проводиться на ЭПМ «Consul» устройства ввода-вывода информации (УВВИ) ЭВМ. Цифровые данные в ходе обработки могут быть выведены на индикатор периферийного блока информационного табло (БИТ).

В состав системы включена также АВМ МН-10. Она предназначена для предварительной обработки сигналов от стационарной аппаратуры в случаях, когда не требуется высокая точность, а алгоритм реализации операции на цифровой ЭВМ оказывается времяемким. Типичным примером является частотная фильтрация. Наличие блока операционных реле в составе АВМ позволяет решать с их помощью некоторые простые задачи управления моментами запуска аппаратуры.

Примеры использования системы для исследования спонтанной и вызванной электрической активности мозга. Исследования межструктурной синхронизации спонтанной пароксизмальной активности проводятся методом усреднения с использованием различных паттернов такой активности в качестве опорных сигналов. Паттернами, при появлении которых в спонтанной активности вырабатывается опорный импульс, могут быть медленная одиночная волна, пик-волна, короткие отрезки дельта- или тета-активности, разряды, синхронизированные по нескольким структурам, и т. д. Если активность в структуре не синхронизирована с паттерном, на который вырабатывается опорный импульс, то результат усреднения с увеличением числа реализаций стремится к нулю, в то время как в других структурах синхронизированные паттерны в результате усреднения выделяются из смеси с несинхронизированными компонентами активности. Сопоставление результатов усреднения по различным структурам позволяет оценить вовлеченность и роль структур мозга в распространении пароксизмальной активности.

Блок-схема программы приведена на рис. 3. После установки на клавишном регистре (КР) требуемого числа реализаций и пуска ЭВМ проводится ввод и запись отсчетов исследуемых процессов в «циклический буфер» таким образом, что в каждый момент времени в МОЗУ находится установленное число отсчетов, соответствующих отрезку времени, непосредственно предшествующему этому моменту. При поступлении в БУК опорного импульса продолжается ввод отсчетов по прерываниям с ПВК, а в промежутке времени между отсчетами проводится вычисление текущего среднего на основе рекуррентной формулы

$$\tilde{y}_i = [\tilde{y}_{i-1} * (i - 1) + y_i] / i.$$

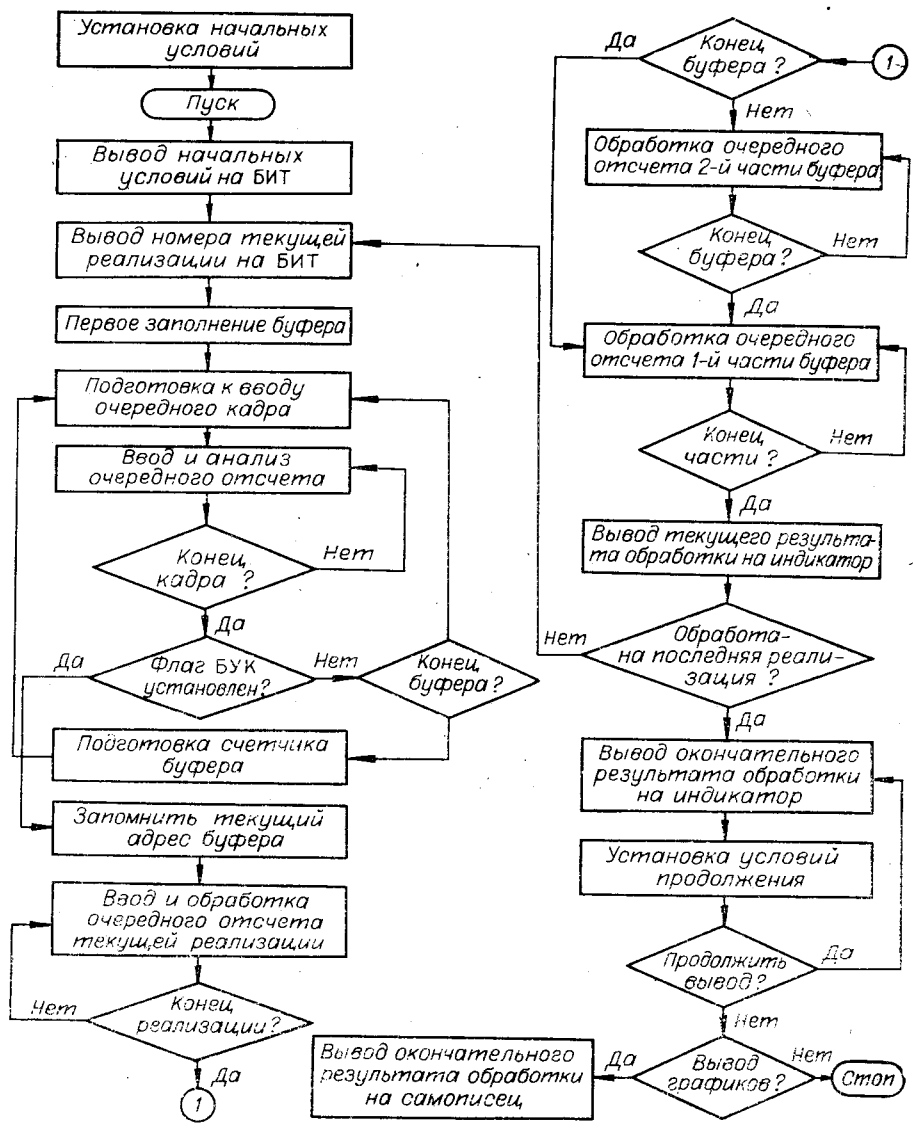


Рис. 3. Блок-схема программы, используемой для исследования синхронизации спонтанной пароксизмальной активности и вызванной активности методом усреднения.

Такой алгоритм практически не ограничивает число усредняемых реализаций и позволяет постоянно иметь в МОЗУ текущий результат усреднения.

Закончив обработку необходимого числа отсчетов, поступивших после опорного импульса, центральный процессор формирует последовательность усредненных отсчетов, соответствующих отрезку времени, предшествующему появлению синхронимпульса, используя «циклический буфер». Таким образом, получаются результаты усреднения, отражающие синхронизацию исследуемых процессов как после появления опорной фазы избранного паттерна, так и в предшествующие моменты, что чрезвычайно важно, так как позволяет проследить этап формирования синхронизированной активности.

Полученный после обработки данной реализации результат усреднения выводится на многоканальный индикатор ИМ-789, что позволяет

визуально контролировать процесс усреднения, после чего система находится в состоянии ожидания следующего опорного импульса. На БИТ выводится установленное число реализаций и число усредненных реализаций. После обработки установленного числа реализаций система переходит в режим циклического вывода на индикатор ИМ-789, что дает возможность оператору оценить целесообразность вывода результата на самописец ЛКД-4. В случае установки на клавишном регистре соответствующего кода проводится вывод графиков восьми вычисленных средних в том или ином формате.

В настоящее время для выработки опорного импульса применяется АВМ МН-10, поскольку эпилептиформные синхронизированные паттерны выделяются по амплитуде из фоновой активности (по крайней мере, в одной или нескольких структурах), а линейная фильтрация, легко реализуемая на АВМ, позволяет достаточно хорошо разделить используемые паттерны.

Обработка сигналов при исследовании вызванной активности проводится аналогичным образом. В этом случае опорный импульс синхронизирован с импульсом запуска того или иного стимулятора и значимый результат усреднения означает наличие вызванной реакции. Работа с «циклическим буфером», т. е. усреднение как постстимульного, так и престимульного интервала, позволяет более достоверно судить о наличии вызванного ответа на фоне спонтанной высокоамплитудной эпилептиформной активности.

В системе может осуществляться автоматическое управление стимуляцией, т. е. инициация, разрешение или запрет стимуляции по результатам анализа текущей электрической активности, аналогично управлению запуском ЭВМ при рассмотренном выше исследовании синхронизации спонтанной активности.

Можно отметить, что такое использование информационно-управляющего комплекса для исследования спонтанной пароксизмальной и вызванной активности существенно уменьшило трудоемкость получения данных, что, в свою очередь, значительно расширило практическое применение этих методов для оценки изменений функционального состояния мозга больных в ходе фармакологических и электрических воздействий на мозг.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бехтерева Н. П., Бондарчук А. Н., Смирнов В. М., Трохачев А. И. Физиология и патофизиология глубоких структур мозга человека. М.—Л., «Медицина», 1967.
2. Бехтерева Н. П., Камбарова Д. К., Поздеев В. К. Устойчивое патологическое состояние при болезнях мозга. Л., «Медицина», 1978.
3. Дерий Б. Н., Карасев Н. П., Хайретдинов М. С., Штарк М. Б., Шульман Е. И. САМАС-система автоматизации управляемого физиологического эксперимента. Препринт № 56. Новосибирск, изд. ИАиЭ СО АН СССР, 1977.
4. Данько С. Г. Применение микросхем в усилителях системы телеметрии биопотенциалов мозга.— В кн.: Биорадиотелеметрия. Свердловск, 1976, с. 199.
5. Данько С. Г., Каминский Ю. Л. Многоканальная аппаратура радиотелеметрии электрической активности мозга человека.— «Физиология человека», 1978, № 2, с. 366.
6. Каминский Ю. Л. Унифицированная система сбора, передачи и ввода в малую ЭВМ биоэлектрических сигналов головного мозга.— В кн.: Материалы по математическому обеспечению и использованию ЭВМ в медико-биологических исследованиях. Обнинск, 1976, с. 229.
7. Симонов М. Ю., Каминский Ю. Л. К вопросу об организации сбора и ввода биоэлектрических сигналов в ЦВМ.— В кн.: Кибернетический подход к биологическим системам. М.—Л., 1976, с. 18.

Поступила в редакцию 19 февраля 1979 г.