

Ш. И. БАРИЛКО, О. А. МОРНЕВ, Л. И. ПОДОЛЬСКИЙ,
В. И. ПОРОТИКОВ, Е. Н. ПОТЫЛИЦЫНА, Л. А. ТУРЧИН,
А. К. ФИЛИПОВ

(Москва)

АВТОМАТИЗАЦИЯ ИЗМЕРЕНИЙ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ИОННОГО ТОКА ВОЗБУДИМЫХ МЕМБРАН

Введение. Электрофизиологические характеристики биомембран дают исследователю существенную информацию, позволяющую прогнозировать воздействие биологически активных соединений на клеточном уровне. Измерение этих характеристик может быть автоматизировано в управляемом эксперименте. Ниже дается описание методов измерения некоторых электрофизиологических характеристик биомембран, автоматизированной установки для реализации этих методов и математического обеспечения.

Методика измерений. К электрофизиологическим характеристикам биомембран относят, в частности, 1) величину и форму потенциала действия; 2) пороговую силу тока (минимальный ток фиксированной длительности, необходимый для возбуждения); 3) зависимость порогов возбуждения от длительности импульса внешнего тока (кривая «сила — длительность»); 4) максимальные проводимости ионных каналов; 5) кинетические параметры активации (открывания) и инактивации (закрывания) ионных каналов; 6) потенциалы реверсии ионных токов (потенциал мембраны, при котором ток ионов через открытый канал равен 0).

Автоматизированное измерение пороговой силы тока целесообразно организовать следующим образом. На мембрану подается серия равноотстоящих импульсов прямоугольной формы и увеличивающейся амплитуды (рис. 1).

Амплитуду внешнего стимула увеличивают с постоянным шагом ΔI до тех пор, пока площадь ответа не возрастет скачкообразно в несколько раз. Пусть площадь ответа на два последовательных стимула отличается, например, в 4 раза. Тогда программа следования импульсов меняется. Подается серия равноотстоящих импульсов с амплитудой, равной второму стимулу из упомянутой выше пары, а ответ расценивается как потенциал действия. Если в течение некоторого времени площадь ответа не уменьшится скачкообразно, то амплитуда стимула фиксируется как пороговая сила тока I_{th} . Если же площадь ответа со временем

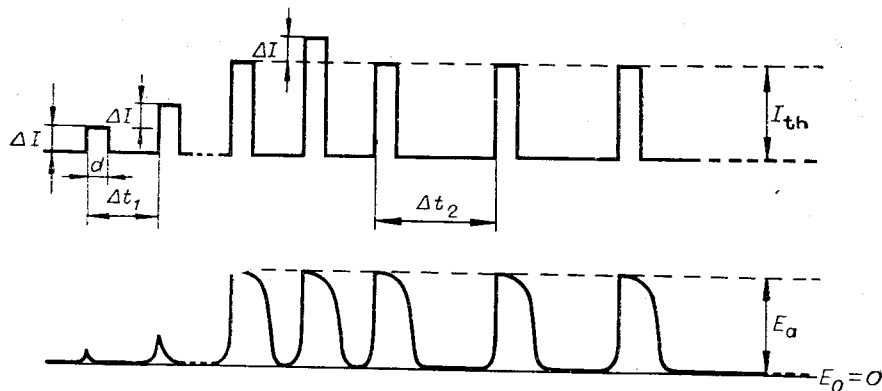


Рис. 1.

скачкообразно уменьшается, то амплитуду стимула необходимо увеличить и продолжить поиск пороговой силы тока.

Как показали Ходжкин, Хаксли [1] и Рейтер [2], ионные токи через «быстрые» натриевые и «медленные» кальциевые каналы во время возбуждения хорошо описываются следующими уравнениями:

$$I_{Na} = \bar{g}_{Na} m^3 h (E - E_{Na}); \quad (1)$$

$$I_{Ca} = \bar{g}_{Ca} d f (E - E_{Ca}), \quad (2)$$

где I_{Na} — ионный ток, проходящий через натриевые каналы; \bar{g}_{Na} — максимальная проводимость натриевых каналов мембраны; m — переменная активации натриевой проводимости; h — переменная инактивации натриевой проводимости; E_{Na} — потенциал реверсии натриевого тока; I_{Ca} — ионный ток, проходящий через кальциевые каналы; \bar{g}_{Ca} — максимальная проводимость кальциевых каналов; d — переменная активации кальциевой проводимости; f — переменная инактивации кальциевой проводимости; E — мембранный потенциал, отсчитываемый от потенциала покоя.

Переменные m , h , d , f являются функциями потенциала и времени, определены в диапазоне 0—1 и для каждого фиксированного значения потенциала достигают стационарных значений \bar{m} , \bar{h} , \bar{d} , \bar{f} с различными постоянными времени. Методика вычисления значений переменных \bar{m} , \bar{h} , \bar{d} , \bar{f} , \bar{g}_{Na} , \bar{g}_{Ca} , E_{Na} и E_{Ca} основана на следующих экспериментальных фактах [3—5].

Экспериментально определенные времена активации ионных токов, как правило, в несколько раз превышают соответствующие времена инактивации. В частности, для трабекулы предсердия лягушки

$$t_m \approx 0,7—1,5 \text{ мс}; \quad t_d = 3—6 \text{ мс};$$

$$t_h \approx 4—8 \text{ мс}; \quad t_f = 15—30 \text{ мс}.$$

Это означает, что к моменту достижения пика ионного тока при фиксации ступеньки потенциала на мембране переменная активации достигает стационарного значения для данного потенциала, а переменная инактивации практически не меняется.

При деполяризации мембраны, начиная с некоторых потенциалов, установившиеся значения \bar{m} , \bar{h} , \bar{d} , \bar{f} не зависят от потенциала, причем при $E \geq 30—40$ мВ $\bar{m} = 1$, $\bar{h} = 0$; при $E \geq 75—85$ мВ $\bar{d} = 1$, $\bar{f} = 0$.

Пороговые потенциалы натриевого и кальциевого тока (потенциал, при котором открывается ионный канал) существенно различны:

$$\text{для } I_{Na} \quad E_{th} = 10—15 \text{ мВ};$$

$$\text{для } I_{Ca} \quad E_{th} = 35—40 \text{ мВ}.$$

Следовательно, при пороговых потенциалах для кальциевого тока натриевый ток уже полностью инактивирован ($h = 0$). Поэтому предварительная деполяризация до 35—40 мВ позволяет выделить ток через кальциевые каналы мембраны из суммарного входящего тока, не применяя специальных блокаторов «быстрых» натриевых каналов.

Определим сначала характеристики кальциевых каналов (для натриевых каналов отличия в процедуре невелики). На мембране последовательно фиксируют три уровня потенциала (тройную ступеньку) (рис. 2). Амплитуду второго уровня в каждой тройке увеличивают с необходимым шагом ΔE (например, +5 мВ) в интервале +25 ÷ +75 мВ не менее чем через каждые 10 с. Первый импульс $E_0 = 35—40$ мВ необходим для полной инактивации натриевых каналов ($\bar{h}(E_0) = 0$). Входящий ток, возникающий в ответ на второй и третий стимулы и измеренный от пика до установившегося значения, представляет собой «чистый» ток, проходящий через кальциевые каналы.

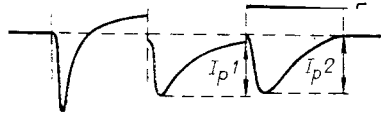


Рис. 2.

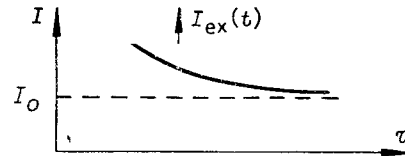


Рис. 3.

Следует заметить, что при таком способе отсчета кальциевого тока (от пика до установившегося значения) исключается ошибка, вносимая потенциалозависимой утечкой и выходящим калиевым током, активированным к моменту подачи второго импульса. Погрешностью за счёт процесса активации выходящего тока во время 2-го и 3-го уровней потенциала в большинстве случаев можно пренебречь.

Амплитуду 3-го уровня E_1 выбирают фиксированной так, чтобы $\bar{d}(E_1) = 1$; $\bar{f}(E_1) = 0$, т. е. $E_1 = 80-85$ мВ.

Из уравнения (2) легко получим выражения для пиков I_{p1} и I_{p2} :

$$\begin{aligned} I_{p1} &= \bar{g}_{Ca} \bar{d}(E) [\bar{f}(E_0) - \bar{f}(E)] (E - E_{Ca}); \\ I_{p2} &= \bar{g}_{Ca} \bar{d}(E_1) [\bar{f}(E) - \bar{f}(E_1)] (E_1 - E_{Ca}). \end{aligned} \quad (3)$$

Так как $\bar{d}(E_1) = 1$, $\bar{f}(E_1) = 0$, то второе уравнение можно переписать в виде

$$I_{p2} = \bar{g}_{Ca} \bar{f}(E) (E_1 - E_{Ca}),$$

отсюда

$$\bar{f} = I_{p2}(E) / \bar{g}_{Ca} (E_1 - E_{Ca}).$$

Так как $I_{p2 \max} / \bar{g}_{Ca} (E_1 - E_{Ca}) = \bar{f}_{\max} = 1$, то окончательно имеем $\bar{f} = I_{p2}(E) / I_{p2 \max}$; $\bar{g}_{Ca} = I_{p2 \max} / (E_1 - E_{Ca})$; $\bar{f}(E_0) = I_{p2}(E_0) / I_{p2 \max}$.

Из первого выражения в уравнении (3) получим

$$\bar{d} = I_{p1}(E) / \bar{g}_{Ca} [\bar{f}(E_0) - \bar{f}(E)] (E - E_{Ca}).$$

Потенциал реверсии E_{Ca} определяют следующим образом: на мембрану подают двойную ступеньку ($E_1 = 0$) и регистрируют ток I_{p1} , меняя амплитуду второй ступеньки в пределах $+75 \leq E \leq +90$ мВ с шагом $\Delta E = +5$ мВ. При таких потенциалах $\bar{d}(E) = 1$, $\bar{f}(E) = 0$ и ток

$$I_{p1} = \bar{g}_{Ca} \bar{f}(E_0) (E - E_{Ca})$$

линейно зависит от потенциала:

$$I_{p1} = 0 \text{ при } E = E_{Ca}.$$

Экстраполируя прямую $I_{p1}(E)$ до пересечения с осью потенциалов, получим потенциал реверсии кальциевого тока E_{Ca} .

При определении характеристик «быстрых» натриевых каналов мембраны применяют двойную ступеньку потенциала ($E_0 = 0$). Амплитуды потенциалов ступенек задаются таким образом:

$$\begin{aligned} E_1 &= +40 \div -45 \text{ мВ}; \\ -20 &\leq E \leq +35 \text{ мВ}, \end{aligned}$$

а для определения E_{Na} —

$$\begin{aligned} +35 &\leq E \leq +50 \text{ мВ}; E_1 = 0; \\ \Delta E &= +5 \div +10 \text{ мВ}. \end{aligned}$$

Длительности импульсов E и E_1 те же, что и для кальциевого тока. В соответствии с рассмотренным получим

$$\bar{h} = I_{p2}(E)/I_{p2 \max}; \quad \bar{g}_{Na} = I_{p2 \max}/(E_1 - E_{Na});$$

$$\bar{h}(0) = I_{p2}(0)/I_{p2 \max},$$

однако

$$\bar{m} = \sqrt[3]{\frac{I_{p1}(E)}{\bar{g}_{Na} [\bar{h}(0) - \bar{h}(E)] (E - E_{Na})}}.$$

Вольт-амперные характеристики натриевого и кальциевого ионных токов определяем построением кривых $I_{p1}(E)$.

Для определения постоянных времени процессов активации и инактивации необходимо аппроксимировать суммой экспонент кинетические кривые измеренных ионных токов. В работах [6—8] описан ряд методов такой аппроксимации. Нами была разработана программа, использующая метод, описанный в [8]. Этот метод особенно удобен для реализации на малой ЭВМ.

Далее рассмотрим методику определения кривой «сила — длительность». Графическое представление указанной зависимости носит название кривой «сила — длительность». Последняя для самых различных возбудимых тканей имеет качественно одну и ту же «гиперболообразную» форму (рис. 3). Стандартная методика построения кривой «сила — длительность» сводится к многократному определению порога по току при различных длительностях стимулирующих импульсов.

Недостаток этого способа — необходимость многократной стимуляции возбудимой мембраны надпороговыми импульсами тока различной длительности, что является трудоемкой и не безразличной для исследуемого препарата процедурой [3].

Ниже предлагается новая методика построения кривой «сила — длительность», свободная от указанного недостатка и основанная на использовании аналитического выражения, описывающего форму этой кривой; экспериментальные данные, необходимые для построения последней, можно получить, определяя порог по току всего для одного значения стимулирующего импульса и регистрируя возникающий потенциал действия. Предлагаемая методика опирается на следующие соображения.

Уравнение кривой «сила — длительность» может быть получено посредством интегрирования стандартного дифференциального уравнения мембраны

$$C \frac{dE}{dt} = I_{ex} - I_i, \quad (4)$$

где E — мембранный потенциал, отсчитываемый от потенциала покоя; C — емкость мембраны; I_{ex} — раздражающий ток, контролируемый экспериментатором (в нашем случае I_{ex} имеет прямоугольную форму (см. рис. 3)); I_i — ионный ток, протекающий сквозь мембрану.

Вообще говоря, уравнения (4) недостаточно для вычисления временного хода всего потенциала действия, так как I_i зависит как от E , так и от дополнительных переменных типа m , h , n . Однако проведенные нами эксперименты показывают, что ионный ток на переднем фронте потенциала действия в широком диапазоне амплитуд I_{ex} зависит только от переменной E

$$I_i = f(E) \quad (5)$$

и имеет N -образную форму, как показано на рис. 4.

Следовательно, передний фронт потенциала действия в соответствующем диапазоне амплитуд I_{ex} может быть описан уравнением 1-го порядка

$$C \frac{dE}{dt} = I_{ex} - f(E). \quad (6)$$

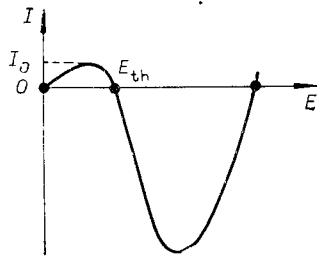


Рис. 4.

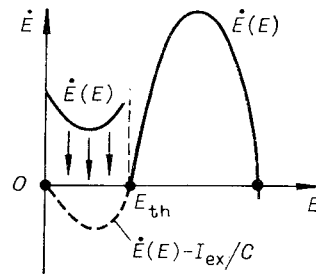


Рис. 5.

Интегрирование последнего от момента включения ($t=0$) раздражающего импульса, имеющего амплитуду I , до момента возникновения потенциала действия ($t=\tau$) приводит к следующей форме уравнения кривой «сила — длительность» (см. также [9]):

$$\tau = C \int_0^{E^*} \frac{dE}{I - f(E)}. \quad (7)$$

Здесь E^* — пороговый потенциал, показанный на рис. 4. Для дальнейшего рассмотрения выражение (7) удобно переписать в виде

$$\tau = \int_0^{E^*} \frac{dE}{I/C + F(E)}, \quad (8)$$

где по определению

$$F(E) = -\frac{1}{C} f(E). \quad (9)$$

Предлагаемая методика получения кривой «сила — длительность» основана на использовании соотношений (8)—(9) и заключается в следующем:

1. Экспериментально определяются величина емкости C и функция $F(E)$, задаваемая выражением (9).

2. Полученная информация используется в процедуре численного интегрирования правой части уравнения (8) при различных значениях амплитуды раздражающего тока I . В результате такого интегрирования получаются пары значений (I, τ) , которые и являются координатами искомой кривой.

Метод измерения величины C основан на следующем замечании. Обозначим через I_0 максимум функции $f(E)$ на отрезке $0 \leq E \leq E^*$:

$$I_0 = \max_{0 \leq E \leq E^*} f(E). \quad (10)$$

Зафиксируем величину I такую, чтобы выполнялось неравенство $I \gg I_0$; пусть это будет величина I^* . Соответствующую величину τ , задаваемую уравнением (7), обозначим через τ^* . Ввиду того что по условию выполнено $I^* \gg I_0$, в знаменателе правой части (7) можно пренебречь выражением $f(E)$ по сравнению с I^* , после чего элементарно получается

$$\tau^* = CE^*/I^*, \quad (11)$$

откуда

$$C = I^* \tau^* / E^*. \quad (12)$$

Таким образом, чтобы получить значение емкости C , достаточно измерить порог по току I^* для импульса малой длительности τ^* (последняя величина должна быть порядка времени установления натриевого тока)

и одновременно зарегистрировать пороговый потенциал E^* , после чего вычислить C по формуле (12).

Рассмотрим теперь метод экспериментального получения функции $F(E)$.

Зарегистрируем временной ход потенциала действия $E(t)$ и его первой производной $\dot{E}(t)$ (для стимуляции препарата можно воспользоваться теми же раздражающими импульсами, что и при измерении C). Исключив из полученных данных время t , найдем зависимость $\dot{E} = \dot{E}(E)$. Тот участок полученной зависимости, который соответствует переднему фронту потенциала действия, имеет характерный вид (рис. 5) и состоит из двух ветвей, отделенных друг от друга разрывом; форма этого участка простым образом связана с формой функции $F(E)$. Действительно, если воспользоваться определением (9), уравнение (6) можно записать так:

$$\frac{dE}{dt} = \dot{E}(E) = \frac{I_{ex}}{C} + F(E), \quad (13)$$

откуда

$$F(E) = \dot{E}(E) - I_{ex}/C. \quad (14)$$

Нетрудно понять (см. (5) и (9)), что функция $F(E)$ должна быть непрерывна. Из (14) вытекает, что ее можно построить, сдвинув вниз левую ветвь графика $\dot{E}(E)$ (рис. 6) как твердое целое таким образом, чтобы произошла непрерывная сшивка обеих ветвей. Новое положение указанной ветви и явится графиком функции $F(E)$ на отрезке $0 \leq E \leq E^*$, используемом при интегрировании в (8).

Конфигурация аппаратуры для измерения электрофизиологических характеристик биомембран. В функции лабораторного измерительного комплекса входят: 1) стимуляция препарата по заданной программе, 2) регистрация ответа, 3) вычисление электрофизиологических характеристик, 4) представление промежуточных и окончательных результатов.

На рис. 6 представлена конфигурация установки, размещенной в лаборатории автоматизации исследований НИВЦ АН СССР. В состав установки включена вычислительная машина «Электроника-100» с объе-

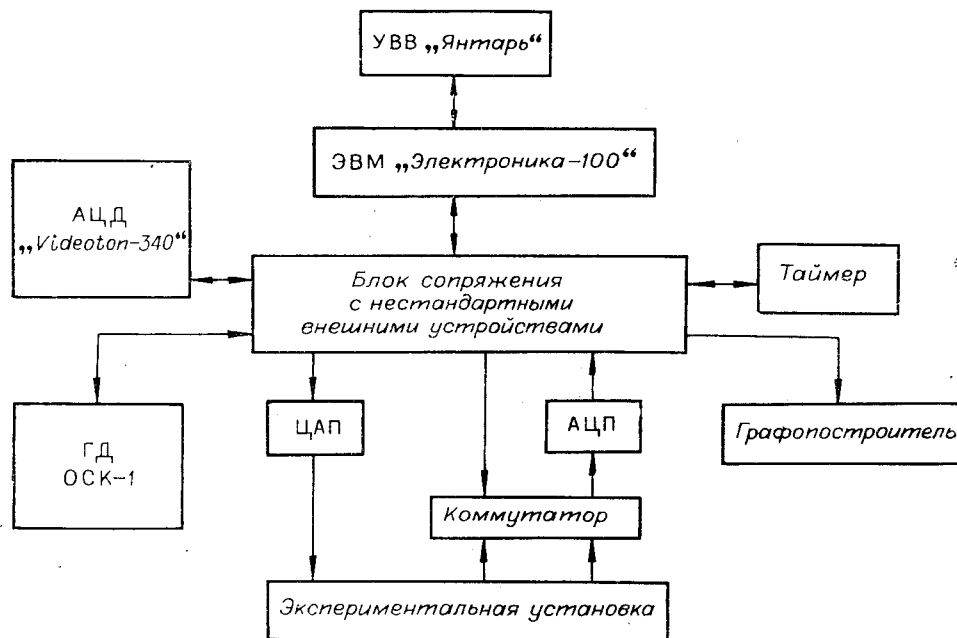


Рис. 6.

мом оперативной памяти 16К 12-разрядных слов. Вычислительная машина сопряжена с нестандартными внешними устройствами, включая экспериментальную установку, через специальные ячейки сопряжения. Ячейки сопряжения выполнены в конструктивах КАМАК и вставлены в каркас, с задней стороны которого расположены 86-контактные разъемы для ячеек. На эти разъемы через устройство преобразования уровней выведены следующие сигналы:

- 1) вход накопительного регистра (12 шин);
- 2) выход накопительного регистра (12 шин);
- 3) выход буферного регистра (12 шин);
- 4) управляющие сигналы (3 шины);
- 5) напряжение питания (5 шин).

Каждое устройство распознает обращение к нему в соответствии с присвоенным ему программным номером.

Алфавитно-цифровой дисплей (АЦД) «Videoton-340» использует те же программные номера (03, 04), что и устройство ввода-вывода (УВВ) «Янтарь». Переключение осуществляется с помощью кнопок, расположенных под печатающим устройством «Consul-254».

Графический дисплей (ГД) ОСК-1 позволяет получать на экране изображения (512×512 точек), а также отмечать световым карандашом точки, интересующие экспериментатора.

Графический дисплей использует следующие программные номера:

- 05 — вывод координаты X,
- 06 — вывод координаты Y,
- 07 — ввод точки, отмеченной световым карандашом.

Построитель графиков РДД-1 позволяет рисовать под управлением ЭВМ кривые и использует программный номер 50.

Таймер выполняет функции, описанные в [10] с теми же программными номерами.

В качестве аналого-цифрового преобразователя применяется прибор Ф-733/1 с двухканальным коммутатором и усилителем (коэффициент усиления равен 10) на входе.

При работе аналого-цифрового преобразователя (АЦП) используются следующие программные номера:

- 6531 — пропуск команды по сигналу окончания измерения,
- 6532 — очистка накопительного регистра и инициирование измерения,
- 6534 — ввод кода,
- 6542 — подключение к АЦП канала 1 (измерение тока),
- 6543 — подключение к АЦП канала 2 (измерение напряжения).

В качестве цифроаналогового преобразователя (ЦАП) применяется прибор Ф-723/1. Для управления блоком сопряжения используется команда 6374, осуществляющая вывод кода, определяющего величину напряжения выходного сигнала ЦАП.

Математическое обеспечение установки для измерения электрофизиологических характеристик биомембран. Требования к математическому обеспечению установки для измерения электрофизиологических характеристик биомембран сводятся к следующему:

- 1) ввод параметров воздействия на препарат,
- 2) коррекция параметров,
- 3) эксперимент,
- 4) визуальная оценка зарегистрированных экспериментальных данных,
- 5) вычисления по массивам экспериментальных данных,
- 6) графическое, численное и алфавитно-цифровое представление результатов вычислений,
- 7) организация архивов данных и программ.

Все эти требования, за исключением требования 7, в основном выполняются разработанным комплексом.

Математическое обеспечение построено таким образом, что часть программ написана на интерпретаторе высокого уровня — языке FOCAL, обеспечивающем ведомый машиной диалоговый режим общения и легкость модификации программ, а часть — на «Ассемблере», обеспечивающем максимальное быстроедействие.

Распределение памяти следующее:

поле 0 — транслятор с языка FOCAL, переменные и массивы данных языка;

поле 1 — программы на языке FOCAL и отладчик ассемблерных программ;

поле 2 — ассемблерные программы и экспериментальные данные;

поле 3 — экспериментальные данные.

Во втором поле расположены драйверы внешних устройств, программы генерации импульсов сложной формы с параметрами, задаваемыми в режиме диалога.

Экспериментатору предоставляется возможность нажатием соответствующей клавиши на клавиатуре дисплея выбрать один из следующих режимов:

Р — задание параметров эксперимента в ведомом машиной диалоге;

К — коррекция параметров эксперимента;

М — стимуляция и регистрация ответа;

О — переход в отладчик;

У — рисование графика по параметрам, задаваемым в диалоге;

А — эта программа дает возможность определить адрес точек, отмеченных световым карандашом;

Т — перфорация параметров эксперимента;

С — ввод параметров эксперимента со считывателя;

F — переход на язык FOCAL (например, чтобы внести изменение в программу).

После двоеточия экспериментатор сообщает машине, что он хотел бы задать параметры эксперимента. Машина после каждого параметра печатает двоеточие, ожидая ответ экспериментатора — величину параметра. После задания всех параметров машина печатает таблицу параметров и ждет указания о дальнейших действиях. Напечатав букву К, экспериментатор сообщает, что он хотел бы произвести коррекцию параметров. Об окончании коррекции он сообщает символом К, после чего машина вновь печатает таблицу параметров и ожидает дальнейших указаний.

Заключение. Описанные методики измерения электрофизиологических характеристик биомембран позволяют автоматизировать трудоемкий процесс измерения и обработки результатов. На современном техническом уровне систему автоматизации целесообразно строить на основе микропроцессорных ЭВМ, сопряженных с экспериментальным оборудованием устройств связи с объектом в стандарте КАМАК.

Описанная в статье система математического обеспечения оптимальным образом распределяет функции между языком высокого уровня FOCAL и языком низкого уровня «Ассемблер». Те части программы, которые допустимо выполнять с быстроедействием порядка 100 операций в секунду, могут быть выполнены на языке FOCAL, те же части программы, в которых эта скорость выполнения недостаточна, должны быть написаны на «Ассемблере». В системах автоматизации исследований долговременные запоминающие устройства (ЗУ), позволяющие работать с компилятором высокого уровня, являются наименее надежным, наиболее дорогим и дефицитным элементом. По-видимому, дефицит таких ЗУ сохранится еще долго. Это делает разработку упрощенных компиляторов высокого уровня, ориентированных на работу с аппаратурой в стандарте КАМАК, актуальной.

ЛИТЕРАТУРА

1. Hodgkin A. L., Huxley A. F.—“J. of Physiol.”, 1952, vol. 116, p. 473; “J. of Physiol.”, 1952, vol. 117, p. 500.
2. Reuter H.—“J. of Physiol.”, 1974, vol. 242, p. 421.
3. Pojeda T., Rougier O.—“J. of Physiol.”, 1974, vol. 242, p. 421.
4. PDP8/E — PDP8/M Small Computer Handbook.— Digital Equipment Corporation, 1972.
5. Parson D. M.—“Math. Biosci.”, 1968, vol. 2, p. 123.
6. Mancini P., Piolo A.—“Comp. Biomed. Res.”, 1970, vol. 3, p. 1.
7. Foss S. D.—“Biometrics”, 1970, vol. 26, N 4, p. 815.
8. Noble D., Stein R. B.—“J. of Physiol.”, 1966, vol. 187, p. 129—162.

Поступила в редакцию 22 января 1979 г.

УДК 615.471.616-071

Х. ПАНГРИТЦ

(Западный Берлин)

ПРИМЕНЕНИЕ МИКРО-ЭВМ В КЛИНИЧЕСКОЙ ЛАБОРАТОРИИ

Во вспомогательной клинической лаборатории Городской больницы Берлина была установлена система обработки данных, состоящая из двух частей: одна из них предназначена для сбора и предварительной обработки данных, другая — для обработки данных и управления. Работа выполнена в рамках плана исследований для проверки применимости микро-ЭВМ в области медицины.

Система сбора данных включает в общей сложности 8 микро-ЭВМ, 6 из которых подключены к различным аналитическим устройствам. Цель исследования — выяснение, в каких пределах внутри аналитических устройств или будучи связанными с ними микро-ЭВМ могут управлять функциями этих устройств, осуществлять измерительные процедуры и вычислять конечный результат.

Вспомогательная клиническая лаборатория отделена от центральной лаборатории и имеет собственное оборудование для выполнения следующих анализов: энзимы и субстраты (фотометр); щелочные ионы (пламенный фотометр); газы в крови и рН (анализатор газов крови); глюкоза (анализатор глюкозы); время коагуляции (коагулометр); гематология (счетчик клеток, микроскоп, гематокрит-центрифуга); качественные и полуколичественные анализы (индикаторы, другие быстрые реактивы, микроскоп).

На рис. 1 показана блок-схема аналитических приборов во вспомогательной лаборатории и система сбора данных, использующая КАМАК. Крейт КАМАК содержит микро-ЭВМ CAPRO-1 (изготовитель INCAA, Апельдорн, Нидерланды) в качестве автономного крейт-контроллера (1) и ряд микро-ЭВМ SAMOPS (с 4-го по 9-й), связанных с различными аналитическими приборами. Одна микро-ЭВМ SAMOPS (3) представляет собой интерфейс для ряда устройств, считывающих закодированную информацию с этикеток с целью идентификации образцов. Остальные микро-ЭВМ SAMOPS являются собственной разработкой и будут обсуждены позднее. ТТУ-модуль ввода-вывода (1) осуществляет связь с системой обработки данных, состоящей из мини-ЭВМ и ее стандартных периферийных устройств. Эта связь выполнена через стандартную линию [1], точно определяющую состав оборудования и процедуры передачи данных.