

2. Исследование изменений отдельных параметров моносинаптически вызванных потенциалов во время эксперимента обучения с интрацеребральным раздражением (вторая измерительная аппаратура) [3].

На третьей измерительной установке для отведения ЭЭГ ведутся исследования на крысах в условиях свободного поведения с целью выяснения роли различных нейромедиаторов при генерировании гиппокампальной θ -активности [4]. ЭЭГ, отведенная с помощью биполярных интрацеребральных электродов, передается в зависимости от организационных соображений или через АЦП прямо на обработку данных («on line»), или после промежуточной записи на магнитном записывающем устройстве с частотной модуляцией в малую ЭВМ PDP-12. С помощью программы ввода под визуальным контролем выбирают вручную 12-секундные отрезки из ЭЭГ. При необходимости есть возможность применения фильтра низких частот или коррекции амплитуд, и после этого осуществляется запись этих отрезков в виде блока на магнитное записывающее устройство ЭВМ. Обычно такой отрезок (12 с) регистрируют в течение одной минуты, так что в целом 20% времени опыта используются для последующей обработки. В дальнейшем с помощью подпрограммы осуществляется частотный анализ записанных отрезков ЭЭГ. При этом вначале вычисляют автокорреляционную функцию и затем переводят ее с помощью преобразования Фурье в спектр мощности. Коррелограммы и спектры мощности можно изобразить на X-Y-самописце или в виде цифр на телетайпе. Кроме того, существует возможность нормирования спектров, их усреднения и количественной оценки выбранных частот. При этом осуществляется выдача результатов цифровым или квазианалоговым способом на телетайпе (рис. 4).

Описанная система сбора и обработки данных уже несколько лет используется в электрофизиологической лаборатории нашего института с некоторыми изменениями для решения биологических вопросов. Сегодня можно сказать, что она оправдала себя: система соответствует нынешним требованиям, в ней предусмотрены и возможности расширения. Кроме включения новых измерительных установок, следует решить задачу расширения или использования блоков системы строго по разработанным представлениям. В будущем мы намерены уменьшить разнообразие используемых измерительных и управляющих блоков за счет внедрения системы КАМАК, что одновременно позволит поднять нашу систему на современный уровень.

ЛИТЕРАТУРА

1. Тимани В., Отт Т., Малиш Р. Восьмиканальный коммутатор для отведения ЭЭГ и одновременного электрического раздражения мозга на свободно движущемся животном. — Журн. ВНД (в печати).
2. Линденау Л., Рютрих Х., Бредеманн Р., Отт Т. Методика отведения и количественного анализа фокальных вызванных потенциалов гиппокампа в условиях свободного поведения у крыс. — Журн. ВНД, 1979, т. XXIX, вып. 6.
3. Ott T. et al. Evidence for the Participation of Changes in Synaptic Efficacy in the Development of Behavioral Plasticity. — In: Proc. of the VI Internat. Symp. on Learning and Memory. Magdeburg: Raven Press (submitted), 1980.
4. Ott T. The Role of Hippocampal Neurotransmitters in the Generation of the θ -Rhythm and Memory Storage. — В кн.: Гарские беседы. VII. Тбилиси: изд. Мецциереба, 1979, с. 546—559.
5. Brödemann R. Mehrrechner-System für die automatische Echtzeitverarbeitung elektro-physiologischer Messdaten. Promotion A. Magdeburg, 1980.

Поступило в редакцию 11 декабря 1980 г.

УДК 681.518.2 : 612.17

С. ВИТЦКЕ, Ф. ВОЛЬТЕР, Ф. КЕНИГ, Р. ШМИДТ
(Берлин, ГДР)

РЕГИСТРАЦИЯ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИХ ДАННЫХ, ИХ НАКОПЛЕНИЕ И АНАЛИЗ С ПОМОЩЬЮ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ ТЕХНИКИ

Введение. Телеметрия — область с широким полем применения. Ее функциональные части и системные решения можно использовать для различных задач передачи данных и управления. Значительная работа в этой области была проделана для исследования космоса, в авиации, а также при передаче данных от сво-

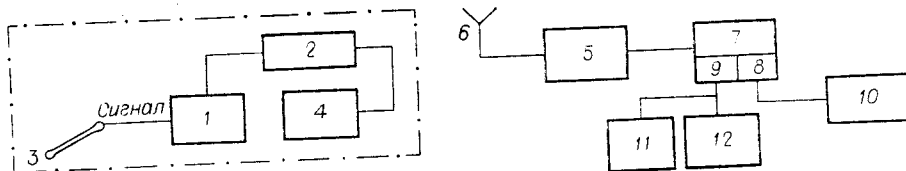


Рис. 1. Конфигурация системы сбора:

частота передатчика 60 МГц, радиус действия 3 м, чувствительность 5 мВ/133 Па (аналоговый выход), 0,3 Гц/133 Па (цифровой выход), время работы 2 мес. (непрерывная работа).

бно перемещающихся объектов в биологии и медицине. Возможности современной микроэлектроники позволяют конструировать достаточно миниатюрные и легкие передатчики данных от движущихся объектов, таких как приборы, животные и люди.

Ниже будут описаны два примера использования телеметрических систем в медицинском исследовании, включая обработку «off line» непрерывно зарегистрированных данных кровяного давления (КД) с помощью телеметрической системы у приматов (макак-резусов), а также ЭКГ и КД у людей. В обоих случаях осуществляется передача данных, накапливаемых на магнитной ленте, с использованием системы КАМАК и вычислительной машины ТРА 1001/1 (ВНР).

В первом примере представлена «off line»-программа регистрации данных (PAL8) для анализа импульс-интервал-модулированных и зарегистрированных на стереомангитофоне сигналов КД макака-резусов с целью выявления изменений регуляторных способностей сердечно-сосудистой системы в процессе развития гипертонической болезни [1]. Непрерывное синхронное измерение центрального артериального КД и дополнительных характеристик деятельности вегетативной и центральной нервной систем в форме ответной реакции на определенные тест-сигналы дает возможность анализа специфических корреляций в патогенезе гипертонической болезни.

Основой является одноканальная телеметрическая система для измерения КД, которая была создана совместно с Центром научного приборостроения АН ГДР. Артериальное давление крови измеряется с помощью датчика, которых имплантируется в аорту близко к сердцу. Имплантируемая часть передающей телеметрической системы (рис. 1) состоит из самого передатчика 1 (включая батареи 2), датчика для измерения КД (тип — монометр 3), сделанного в Техническом университете в Дрездене (ГДР), и магнитного выключателя 4. Мост с чувствительными элементами давления и притяжения определяют частоту астабильного мультивибратора в телеметрическом передатчике. Импульсы отсюда разрешают кратковременную высокочастотную передачу. Таким образом, в интервалах высокочастотно-модулированных импульсов лежит информация о давлении. Передатчики питают две окислорудные батареи. Отдельный выключатель позволяет выключать систему в перерывах эксперимента.

Селективный высокочастотный приемник 5 усиливает сигналы, которые принимаются с помощью антенны 6 с осциллятором. Подключенная система обработки 7 выделяет импульсы из шума (дискриминация по амплитуде и «мертвое окно» времени), формирует определенные импульсы длительностью 1 мкс и выдает после фильтрации аналоговый сигнал. Для дальнейшей обработки с помощью ЭВМ и документирования телеметрических данных, а также для слежения за величиной КД к аналоговому выходу 8 подключен ультрафиолетовый самописец 10, а к импульсному 9 — счетчик для определения частоты 11 и стереомангитофон 12.

Характер импульс-интервал-модулированного сигнала таков, что временной интервал между импульсами и есть информация об измеренной величине (рис. 2).

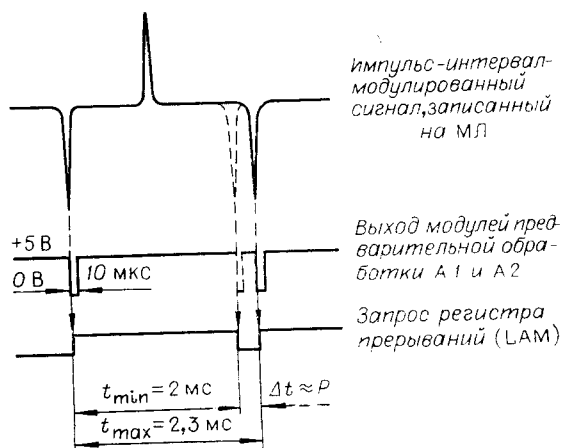


Рис. 2. Структура сигнала.

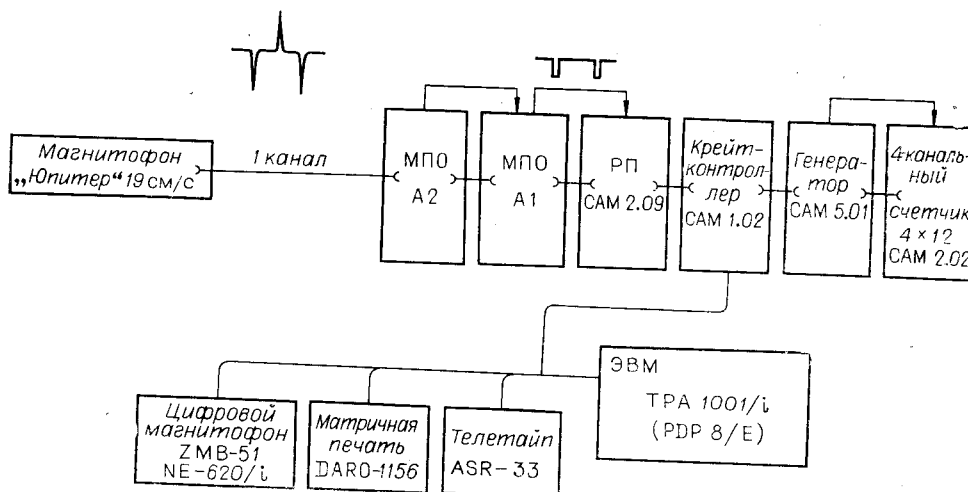


Рис. 3. Конфигурация системы обработки:
МПО — модуль предварительной обработки, РП — регистр прерываний.

Интервал между импульсами в 1 мкс варьирует от 1 до 1,3 мкс при изменении величины КД от 0 до 40 кПа (от 0 до 300 мм рт. ст.). Поэтому при определении величины КД надо установить временной интервал между импульсами, преобразовать величины КД в цифровую форму, сжать данные и подвергнуть их процедуре распознавания образов.

Эти отдельные шаги при измерении показателей реализуются с помощью совместной работы процессора ТРА 1001/і, КАМАК-интерфейса и периферийного оборудования (рис. 3) [4].

Импульсы, записанные на магнитной ленте, с помощью КАМАК-модулей А1 и А2 преобразуются в отрицательные прямоугольные импульсы шириной ~10 мкс. Они поступают на вход КАМАК-модуля «Регистр прерываний» и вызывают сигнал запроса LAM, который идентифицируется с помощью программы, гасится и определяет момент окончания и повторного запуска процесса счета импульсов от КАМАК-модуля «Часы-генератор импульсов» с частотой 1 МГц в модуле «4-канальный счетчик». Состояние счетчика, таким образом, считывается синхронно с поступлением импульсов входного сигнала и переводится в эквивалентные величины для печати, которые при заполнении оперативной памяти ТРА 1001/і переносятся в накопитель на магнитной ленте (НМЛ) ZMB-51. Данные, записанные на НМЛ, содержат цифровые значения кровяного давления.

Второй пример описывает стратегию разработки системы программ (PALS, FORTRAN II) многоканальной регистрации сигналов КД и ЭКГ в лаборатории катеризации сердца и для анализа форм сигналов. Для обсуждения развития гипертонической болезни особый интерес представляют регистрация спонтанного «поведения» КД, реакция его на физические и психические нагрузки и ход при антигипертензивной терапии. Далее, существенно непрерывное измерение суточного профиля КД при использовании антигипертензивных веществ и для оценки фармакокинетики. Исследование поведения КД и ЭКГ как в фазе восстановления (реабилитации) после острого инфаркта миокарда, так и при гипертонической болезни позволяет проводить оценку нагрузки при различных обычных в ежедневной жизни ситуациях.

Измерение сигналов осуществляется с помощью 3-канальной телеметрической системы MEDITEL-150 фирмы «Hellige GmbH» (Фрайбург, ФРГ) [2], состоящей из 3-канального передатчика, который можно носить с собой с блоками питания и калибровки, а также из принимающих блоков. Телеметрическая аппаратура работает по помехозащищенному принципу двойной частотной модуляции в видеовысокочастотном диапазоне (80 Гц для каждого канала). Отведенные от пациента биологические потенциалы и физические величины, превращенные с помощью датчиков в электрические сигналы, проходят через блоки предварительного усиления (рис. 4). Специальные модуляторы модулируют усиленные до 1 В (максимальное отклонение) аналоговые сигналы. Эти промежуточные частоты еще раз модулируются в высокочастотном блоке, чтобы генерировать частоту передачи, отражающуюся от антенны передатчика.

Сигнал, принимаемый в высокочастотном блоке, демодулируется. При этом осуществляется накопление промежуточных частот сигналов от высокочастотной части принимающего устройства на кассетный магнитофон фирмы «Philips» (Голландия). Дополнительно поставленные активные низкочастотные фильтры Баттерворта 3-го порядка служат для подавления помехи (50 и 100 Гц). Программа для

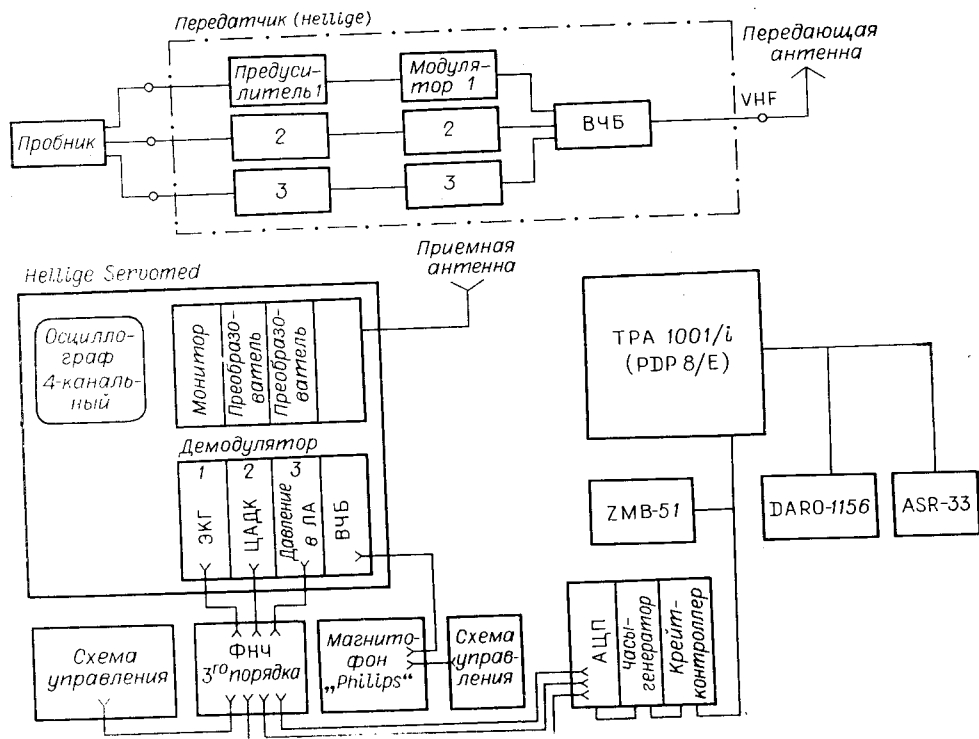


Рис. 4. Конфигурация 3-канальной телеметрической системы:
ЦАДК — центральное артериальное давление крови, ЛА — легочная артерия, ВЧБ — высокочастотный блок.

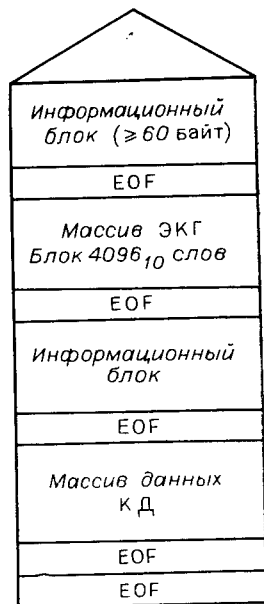
измерения данных (PAL 8) переводит в цифровую форму аналоговые сигналы ЭКГ и КД по цепи демодулятор — АЦП — часы-генератор импульсов с частотой опроса 125 Гц (ЭКГ) и 250 Гц (КД).

Запись данных печати от ферритовой памяти ЭВМ ТРА 1001/і на НМЛ ZMB-51 осуществляется блоками по 4096 12-разрядных слов в коде 800 brі-CLM (рис. 5). Оцифрованные кривые печати каждого опыта записываются непрерывно на линейном печатающем устройстве или координатном самописце с введением в режиме диалога номера пациента и числа блоков. Имеется возможность получать на запись только величины пиков, чтобы, например, идентифицировать маркировочные импульсы.

Частью начального диалога при подготовке процедуры измерения данных является позиционирование магнитной ленты на базе опроса о первичном накоплении. Конечная маркировка данных сопровождается двумя метками EOF, одна из которых стирается при новом накоплении данных. Начальный диалог включает в себя также выбор частоты опроса. Ввод информационного блока для идентификации пациентов, номера магнитной ленты и кодов 26 возможных фаз нагрузки и покоя для каждого пациента осуществляется согласно рис. 6.

Для дальнейшего анализа форм сигналов к ТРА 1001/і были адаптированы соответствующие программы системы KATEX для обработки данных катетеризации сердца [3] и разработана управляющая программа накопления анализируемых отрезков данных ЭКГ и КД (FORTRAN II, операционная система OS/8).

Управляющая программа предусматривает удобство при управлении экспериментом и поиске ошибок, большую скорость передачи данных от НМЛ и небольшое



Вторая EOF стирается при новом накоплении

Рис. 5. Структура записи на магнитную ленту.

Информационный блок
 Канал 1: ЭКГ
 Канал 2: КД в центральной артерии
 Канал 3: КД в легочной артерии

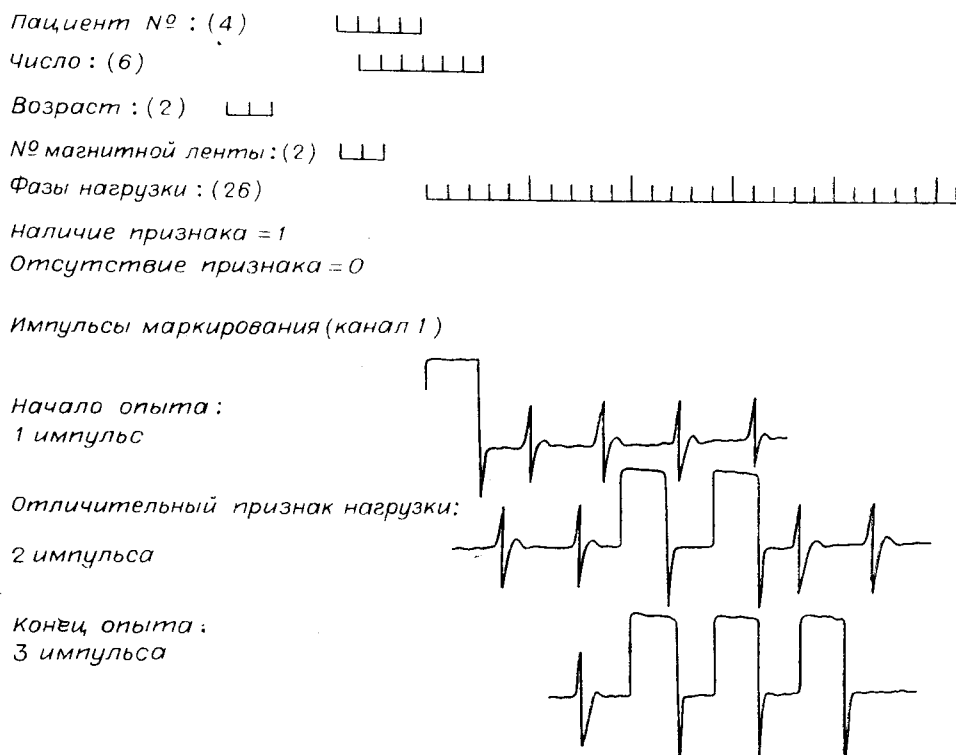


Рис. 6. Форма начального диалога и записи импульсов маркирования.

время вычисления. Она построена так, что начало определенной фазы покоя и нагрузки пациента остается четко распознаваемым и тогда, когда возникают возможные ошибки при записи маркировочных импульсов (см. рис. 6), что необходимо для устранения ошибочной интерпретации результатов. Обычно анализируются 20-секундные интервалы от начала фазы исследования. Кроме того, имеется возможность (например, чтобы следить за трендом определенного показателя внутри одной фазы) проанализировать любые дополнительные 20-секундные интервалы до того, как программа управления «узает» конец фазы нагрузки. Передача данных на магнитный диск как промежуточную память для распознавания кардиоцикла и печати результатов осуществляется в среднем за 15 с.

При распознавании зубца R вычисляются разности $\Delta V_i = V_{i+1} - V_{i-1}$ (V_i — величина измерения) для приближенной оценки первой производной оцифрованной ЭКГ; зубец R идентифицируется в том случае, когда абсолютная величина ΔV_i превосходит заранее установленный предел b_1 ($2/3$ максимальной величины ΔV_i во время первых 5 с). Начало QRS-комплекса определяется в интервале, на 40 мс предшествующем зубцу R по уровню, в котором абсолютные значения разности амплитуд и соответствующей средней амплитуды лежат ниже второго предела b_2 , когда $b_2 = 2b_1/\Delta t$ (Δt — интервал измерения в миллисекундах). При нахождении такого уровня во временном интервале, на 150 мс предшествующем зубцу R , его конечная точка рассматривается как начало QRS-комплекса. В противном случае надо искать следующий зубец R .

Описанная процедура повторяется до тех пор, пока не будет обработан 20-секундный интервал. После этого выбирают наиболее короткий и наиболее длинный интервалы $R-R$, остальные усредняют и дальше для выявления регулярных $R-R$ -интервалов исключают все те, которые отличаются от среднего интервала более чем на 10% (если придется исключить больше $2/3$, предел поднимается на 20 или 50%). Таким образом, до минимума снижается влияние экстрасистол или

пропущенных (не найденных) QRS-комплексов для дальнейшего еще не реализованного анализа величин КД.

ЛИТЕРАТУРА

1. Wolter F. u. a. Muster eines Einkanal-Blutdrucktelemetriesystems zur Vollständigen Implantation bei Rhesusaffen. Deutsch-Sowjetisches Symp. Arterielle Hypertonie, Poster. Berlin, 1980.
2. Bedienungs- und Applikationsschrift Telemetrieanlage. Hellige Berlin, HELLIGE GMBH Bismarckstr. 98.
3. Nygårds M. E. u. a. On Line Computer Processing of Pressure Data from Cardiac Catheterizations.—Computer Programs in Biomedicine, 1976, Bd 5, S. 272—282.
4. Бауманн Р. и др. Применение мини-ЭВМ класса PDP и КАМАК-системы для автоматизации экспериментальных и клинических исследований гипертонии.—Автометрия, 1979, № 6.

Поступило в редакцию 8 января 1981 г.

УДК 612.014.421 : 8 : 021.398

И. КРЕКУЛЕ, О. ПЕКАРЕК
(Прага, ЧССР)

ГЕНЕРАТОР ПСЕВДОСЛУЧАЙНЫХ СИГНАЛОВ — МОДУЛЬ В СТАНДАРТЕ КАМАК

В связи с ростом интереса к анализу нелинейных биологических систем [1, 2] повысились требования к генераторам случайных сигналов, используемым для управления стимуляцией. При автоматизации научных исследований требование увеличения производительности процессора используемой мини- или микро-ЭВМ может быть обеспечено за счет выполнения ряда функций периферическими приборами. Так, для генерации требуемых сигналов предпочтительнее использовать автономный генератор, нежели процессор. Ниже поясняется принцип разделения функций, который стимулирует развитие ранее описанных универсальных КАМАК-модулей предварительной обработки [3].

Описываемый ниже генератор псевдослучайных сигналов PSG-3 представляет собой миниатюризированный и улучшенный вариант прибора [4]. PSG-3 (см. упрощенную схему на рисунке) основан на применении M -разрядного ($M \leq 20$) сдвигового регистра ($6 \times \text{МН 7496}$) с периодом генерируемых сигналов $2^M - 1$, т. е. до

