

С. В. АСТАФЬЕВ, Б. Н. ДЕРИЙ, Э. М. СОХАДЗЕ,
В. П. ТРЕТЬЯКОВ, М. Б. ПТАРК, Е. И. ШУЛЬМАН,
Г. Я. ЯНОВСКИЙ
(Новосибирск)

ОРГАНИЗАЦИЯ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ НА ОСНОВЕ ЛАБОРАТОРНОЙ МИКРОКОМПЬЮТЕРНОЙ СИСТЕМЫ

Введение. В каждый момент жизнедеятельности в организме человека протекает множество физиологических процессов, большинство из них «непроизвольны», и информация о них скрыта от осознания. Регуляторные процессы физиологических систем, обеспечивающих поддержание постоянства внутренней среды, обычно не сопровождаются субъективными ощущениями. Эти системы относились к автономным, неподверженным произвольному контролю и управлению в первую очередь из-за недоступности восприятия органами чувств информации от рецепторов внутренних гомеостатических систем.

Однако в последние 15 лет в связи с появлением новых концепций в психофизиологии и теории обучения, а также благодаря интенсивному развитию новых технологий в медико-биологических исследованиях было показано, что если человеку с помощью внешней обратной связи, реализованной техническими средствами, представляется информация о показателях функционирования физиологических систем (считавшихся ранее непроизвольными), он в этом случае может научиться изменять мониторируемый показатель в заданном направлении. В результате такого тренинга можно фиксировать вызванные модификации, обучаясь произвольной саморегуляции. За всеми разновидностями процедур обучения человека управлению непроизвольными функциями закрепился термин «метод биологической (или биотехнической) обратной связи» (БОС) [1].

Метод БОС в основном опирается на кибернетические представления о механизмах регуляции и управления систем посредством цепи обратной связи (ОС) и представляет собой попытку использовать инженерные принципы ОС для управления физическими параметрами физиологических систем. БОС можно выразить в кибернетических терминах как биотехническую систему, снабженную цепью внешней ОС, в которой функцию преобразования физической характеристики физиологического сигнала в сенсорную информацию, доступную для восприятия, выполняет электронное устройство.

Многочисленные исследования, проведенные с использованием метода БОС, позволили ответить на ключевые вопросы: какими именно физиологическими показателями и в каких пределах можно обучиться управлять с помощью БОС и какова клиническая эффективность самого метода при управлении нарушенными функциями организма? Успехи практического применения БОС-тренинга стимулировали быстрое развитие соответствующих средств медицинской электроники, среди которых преобладали специализированные портативные БОС-приборы с ограниченным набором возможностей, ориентированные лишь на определенный тип тренинга [2—4]. И только в самые последние годы стали появляться сообщения о развитых системах автоматизации БОС на базе микрокомпьютеров с расширенными функциональными возможностями и определенным выбором управляемых показателей [5—7]. Преимущества использования не узкоспециализированных средств (особенно в условиях исследовательских лабораторий и клиник), а универсальных компьютеров обусловлены сложностью самой процедуры БОС, необходимостью объединения отдельных устройств в единые комплексы и трудностью развития подобных систем.

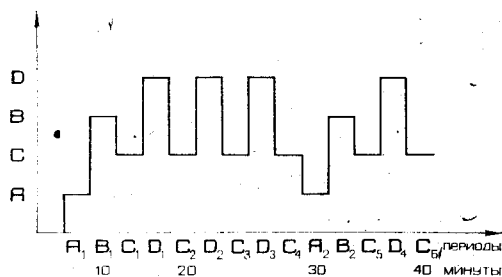


Рис. 1. Временная диаграмма экспериментальной процедуры БОС:

А — подготовительный период, В — регистрация базового уровня, С — покой (пауза), D — управление (сессия тренинга). (По оси абсцисс — время в минутах)

Несмотря на быстрый рост технического обеспечения и успешное практическое использование БОС-метода, многие научные аспекты проблемы остаются неизученными. Очевидно, что наибольшие перспективы открываются при использовании этой методологии в качестве основы исследовательского подхода к анализу механизмов регуляции физиологических систем. Наибольшее значение имеет вопрос о том, как в процессе биотехнического управления складываются взаимоотношения различных показателей управляемой системы и каковы сопряженные сдвиги в других физиологических системах, что прямо связано с закономерностями интеграции и координации центральных регуляторных процессов. Изучение таких взаимосвязей позволит получить информацию о неизвестных механизмах регуляции физиологических функций человека.

Решение поставленных задач должно быть обеспечено широкими возможностями регистрации и анализа в реальном времени ряда показателей и представления испытуемому одного или нескольких из них в качестве управляемого. Такая организация БОС-исследований требует существенной гибкости программно-аппаратных средств.

В данной работе описывается лабораторный программно-аппаратный комплекс, созданный в ИАиЭ СО АН СССР на базе микрокомпьютерной системы и ориентированный на проведение БОС-исследований.

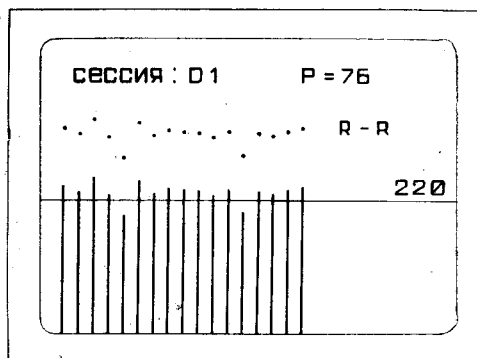
Экспериментальная процедура. На рис. 1 представлена временная диаграмма хода эксперимента. Опыт по БОС-управлению состоит из чередующихся в задаваемой последовательности периодов (сессий), разделенных паузами. Общая схема эксперимента и логическая последовательность действий экспериментатора и испытуемого могут быть представлены следующим образом.

Испытуемый помещается в удобное кресло в экранированной экспериментальной камере. В подготовительный период А экспериментатор объясняет испытуемому назначение электродов и датчиков, способ их наложения и в самом общем виде излагает сущность проводимого эксперимента. После этого, обработав поверхность кожи в местах фиксации датчиков, экспериментатор укрепляет их и убеждается в хорошем качестве отводимых сигналов, подбирает коэффициенты их усиления, делает пробную регистрацию. В течение 5—10 мин испытуемый привыкает к условиям экспериментальной обстановки (при повторных опытах длительность периода А сокращается).

Затем начинается период регистрации В претренингового уровня — определение базового уровня управляемого показателя, что является очень важным моментом БОС-исследований, так как на основании этого подбирается критерий управления. Поэтому в начале БОС-тренинга сессию В проводят по крайней мере 2 раза для установления точного исходного уровня. В период регистрации В многократно измеряются все показатели, регистрируемые в опыте; значения управляемого показателя предъявляются испытуемому, но критерий управления не задается, и, таким образом, в данный период управление не производится. Полученный ряд значений управляемого показателя служит для вычисления параметра, определяющего критерий управления в следующем периоде. В качестве такого параметра обычно берется мода распределения этого ряда.

Рис. 2. Изображение на экране дисплея во время БОС-эксперимента:

вертикальные столбцы — значение управляемого показателя; горизонтальная линия — базовый уровень (критерий); 220 — значение критерия управления (мс), Р — текущий результат, показатель успешности выполнения; точки — длительности R — R-интервалов



После сессии *B* следует пауза, период покоя *C*, длящийся 1—2 мин. В это время испытуемому предъявляется информация о предшествующей или последующей сессии, могут проводиться разовые измерения, требующие относительно длительного времени (например, измерение артериального давления). После окончания сессий регистрации испытуемый знакомится с инструкцией.

В инструкции обычно не указывается, какими именно «стратегиями» предпочтительнее воспользоваться для развития способности управления своей физиологической активностью. Испытуемому предоставляется возможность самому найти (методом «проб и ошибок») функциональные состояния, выражающиеся в правильном выполнении задания, и в дальнейшем закреплять способность их произвольной генерации. Задание формулируется в простой форме: повышать каждый столбик на экране выше заданного уровня и т. п. (рис. 2). Испытуемому предстоит выбрать предпочтительную стратегию саморегуляции (например, глубокое мышечное расслабление, пассивная концентрация внимания, манипуляция паттерном дыхания, аутогенная тренировка и т. п.). В инструкциях содержится и некий мотивирующий элемент, побуждающий испытуемого стараться выполнить задание.

После этого начинается собственно управление — сессия *D*. В этот период испытуемому представляется значение управляемого показателя и полученное в предыдущем периоде *B* значение моды — критерий управления — и в соответствии с инструкцией осуществляется управление. Обычно после установления базового уровня проводятся несколько сессий тренинга *D*, прерываемых паузой *C*, причем обычно несколько сессий *D* (блок) следуют с одним и тем же критерием для сравнимости успешности управления.

Блоки сессий *D* прерываются периодами *B*, для того чтобы установить текущий уровень регистрируемой активности управляемого показателя и скорректировать значение базового уровня. После окончания последней сессии блока *D* с новым критерием вновь задается сессия *B* для установления окончательного посттренингового уровня.

Кроме отмеченных периодов, в процедурах БОС предусматривается и возможность проведения контрольных сессий: 1) с попытками управления, но без предъявления базового уровня; 2) управление с ложными значениями управляемого показателя («псевдоБОС»); 3) длительный мониторинг без попыток управления с целью оценки спонтанного дрейфа базового уровня. Такие сессии служат для целей контроля. Адекватный контроль — одна из наиболее важных проблем БОС-исследований, так как без него невозможно правильно оценить эффективность метода и значение обратной связи для саморегуляции.

Обратная связь осуществляется посредством цветного растрового дисплея, установленного в камере напротив испытуемого. Преимущества зрительной (визуальной) обратной связи в сравнении с иными модальностями представления БОС продемонстрированы рядом авторов [4]. Они обусловлены развитым зрительным анализатором человека и позволяют использовать все возможности цветной машинной графики в БОС-иссле-

дованиях. Слуховая (аудио) БОС применяется преимущественно при электроэнцефалографической (ЭЭГ) БОС, где тренинг часто проводят с закрытыми глазами, так как альфа-ритм ЭЭГ блокируется в ответ на зрительную стимуляцию. В современных системах обычно предусматривается возможность обеих модальностей представления ОС [2, 6].

В одном из возможных вариантов визуальной БОС на экран дисплея последовательно выводятся вертикальные линии, высота которых пропорциональна измеряемым значениям управляемого показателя (см. рис. 2). В период управления на экране постоянно присутствует горизонтальная линия, высота которой пропорциональна значению моды распределения, полученного в предшествующем периоде регистрации *B*. Для периодов регистрации эта линия устанавливается экспериментатором на нулевом уровне. По инструкции испытуемый должен добиваться того, чтобы вертикальные линии пересекали (либо, наоборот, не пересекали) горизонтальную. Появление в очередной сессии линии на нулевом уровне означает для испытуемого начало периода регистрации, что сопровождается и соответствующим сообщением. Возникает сообщение и о начале сессии тренинга *D*. В период покоя на экран дисплея может быть выведена текстовая информация, сообщающая испытуемому результат закончившейся сессии. Текст набирается экспериментатором на клавиатуре терминала, может быть использован и ранее заготовленный текст.

Оперативный контроль за ходом сессии ведется на экране цветного дисплея, который вместе с терминалом образует пульт экспериментатора. На цветной дисплей пульта выводится та же информация, что и на экран испытуемого, а также динамика значений наиболее важного контролируемого показателя (или показателей). Регистрируемые сигналы и отметки выделения их характерных точек, осуществляемые соответствующими программами анализа, выводятся на 8-канальный индикатор для визуального контроля.

По завершении сессии на печатающее устройство (и терминал) выдаются значения вычисленной моды распределения, количество значений управляемого показателя, оказавшихся больше или меньше установленного для данной сессии базового уровня. Сессия состоит из 256 измерений и предъявлений испытуемому управляемого показателя и измерения соответствующего числа контролируемых показателей.

По окончании эксперимента испытуемому на экране дисплея демонстрируется окончательная картина, суммирующая всю динамику изменений управляемого параметра. Испытуемый получает возможность обозреть весь ход эксперимента, оценить достигнутые сдвиги. В это же время происходит общение с экспериментатором и обсуждаются основные моменты опыта, интервьюирование субъективных переживаний, сравнение эффективности выбранных стратегий саморегуляции.

Аппаратные средства системы. Метод биологической обратной связи реализован на основе микрокомпьютерной системы автоматизации, конфигурация которой представлена на рис. 3.

В дополнение к серийно выпускаемому комплекту («Электроника 60», НГМД, терминал, матрично-печатающее устройство) были подключены НСМД СМ 5400, НМЛ ИЗОТ 5300.01, двухкоординатный самописец и два цветных бытовых телевизора. Разработанный нами контроллер графического дисплея позволяет выводить на экран телевизора 8-цветную динамическую картину в растре 256×256 точек. В описываемой методике цветная машинная графика служит способом замыкания цепи биотехнической обратной связи. Магнитная лента содержит архив экспериментального материала, на нее копируются файлы показателей всех сессий каждого опыта.

Усиление и оцифровка регистрируемых физиологических сигналов осуществляются модулями КАМАК. Основу разработанного нами унифицированного усилительного тракта системы составляют модули «усилители-стимуляторы», снабженные выносными малошумящими предуси-

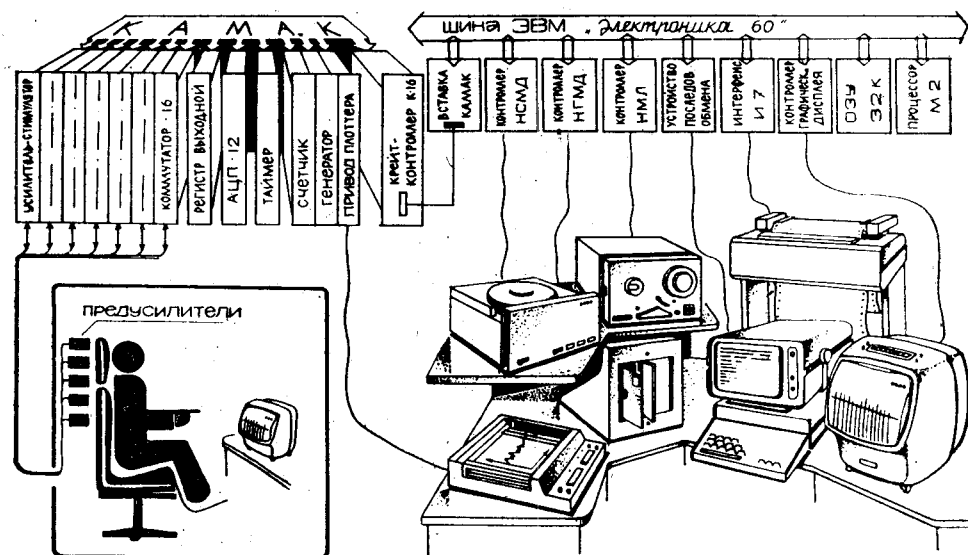


Рис. 3. Схема технических средств автоматизации БОС-метода

лителями, расположенными в непосредственной близости от испытуемого [8]. Возможность программного изменения коэффициентов усиления сигналов облегчает экспериментатору настройку программ их анализа. Подробно состав КАМАК-крейта описывался ранее [9].

Программное обеспечение системы. Прикладное программное обеспечение системы создано с использованием инструментальной системы программирования экспериментов САНПО-3 [10] и функционирует в среде операционной системы RT-11 (версия 4.0). Исполняющая программная система (ИПС) представляет собой модульную проблемно-ориентированную систему, рассчитанную на использование непрофессионалами в программировании и обеспечивающую эффективное управление процедурой эксперимента.

После загрузки ИПС с помощью меню оператор выбирает регистрируемые в данном опыте сигналы. Вводятся коэффициенты их усиления, модифицируются, если нужно, параметры, необходимые программам анализа указанных сигналов для выделения характерных точек. Указывается мнемоническое имя управляемого показателя из числа измеряемых в этом опыте.

Описанные действия выполняются экспериментатором в подготовительном периоде. Он вводит также паспортные, антропометрические, психофизиологические и другие данные об испытуемом, отвечая на вопросы анкеты; эта информация и предварительный текст, содержащий основные сведения о режиме тренинга, выводятся на печатающее устройство, образуя заголовок протокола эксперимента. По окончании опыта отмеченные данные могут быть дополнены кратким описанием особенностей проведенного эксперимента и в окончательном виде записаны в файл на дискетту и сохранены в архиве.

Во время сессии накапливается буфер значений всех показателей, структура которого описана в [9]. Специальная программа, получающая управление при занесении информации в этот буфер, по указанному имени отыскивает новое значение управляемого показателя, заносит его в отдельный буфер управляемого показателя и формирует тем самым условия для вывода вертикальных линий на экраны дисплеев. По окончании сессии буфер управляемого показателя записывается в специальный файл. Этот файл может быть использован в дальнейшем для процедуры псевдообучения, когда испытуемому предъявляются не реальные значения показателя, измеренные в данный момент, а ранее записанные.

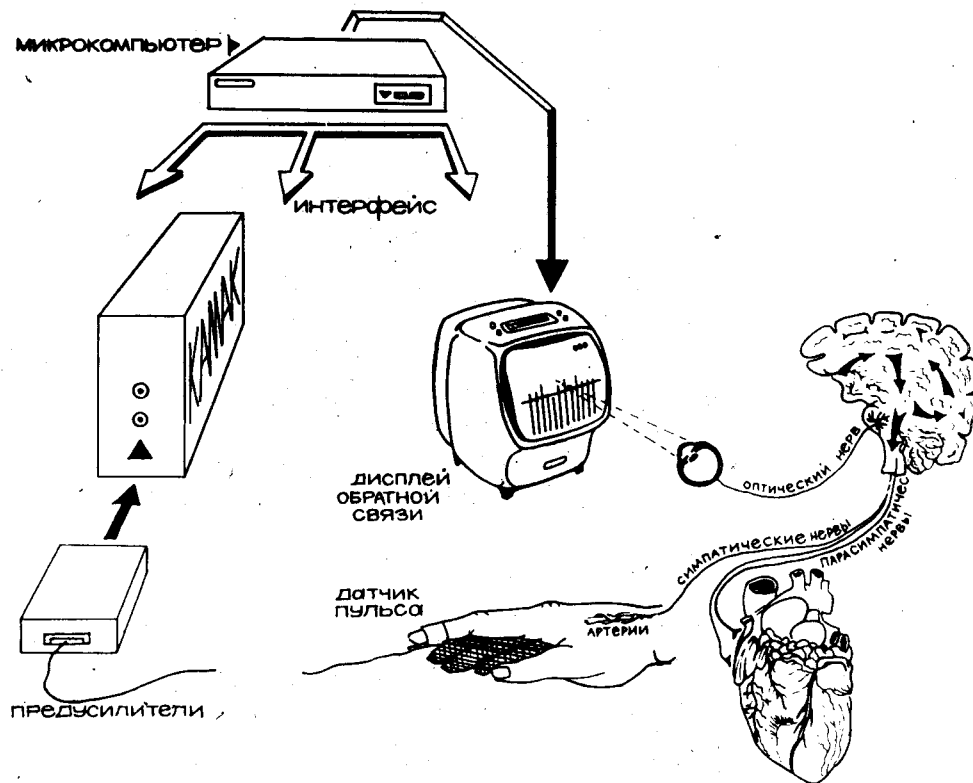


Рис. 4. Схематическое представление биотехнической обратной связи по показателям сердечно-сосудистой системы

При заполнении буфера управляемого показателя (256 значений) регистрация приостанавливается и управление передается программе вычисления моды распределения значений этого показателя. По вычисленному значению моды выставляется горизонтальная линия («мишень») для следующего периода управления. Однако экспериментатор может приказом задать произвольную высоту этой линии (тем самым усложнить или облегчить задачу), а также нулевую, т. е. сделать следующую сессию периодом регистрации (без управления, сопроводив соответствующим сообщением на экране дисплея испытуемого). Таким образом, экспериментатор по своему усмотрению чередует периоды регистрации и управления и манипулирует базовым уровнем для изменения сложности задачи управления. Окончание периода покоя и начало сессии производятся также по приказу экспериментатора. Количество сессий в опыте определяется их длительностью и задачей исследования.

После окончания опыта на экран дисплея выводится суммирующая картина, иллюстрирующая значение моды измеренных показателей в каждой сессии. Возможности математической обработки показателей (расчет статистических моментов и т. п.) и графического представления результатов на цветном дисплее и двухкоординатном самописце описаны ранее [9].

Реализация метода БОС по показателям сердечно-сосудистой системы. Схематическое представление биотехнической обратной связи показано на рис. 4. Для исследований с помощью метода БОС механизмов регуляции сердечно-сосудистой системы в ИПС включены программы анализа электрокардиограммы (ЭКГ — одно отведение), тетраполярной реограммы (РГ), дифференциальной реограммы (ДРГ), фотоплетизмограммы (ФПГ — два канала) и пневмограммы (ПГ). В число измеряемых показателей входят: длительности кардиоинтервала ($R-R$ интервал) и дыхательного цикла, интервалов от R -зубца ЭКГ до начала вдоха

и от начала вдоха до *R*-зубца; амплитуды ФПГ, РГ, ДРГ, ПГ, *R*-зубцов ЭКГ и двух точек ST-сегмента ЭКГ (60 и 130 мс от вершины *R*-зубца), длительность периода изгнания по ДРГ, время распространения пульсовой волны (ВРПВ) от вершины *R*-зубца до начала подъема каждой ФПГ.

Все отмеченные показатели измеряются в реальном масштабе времени, и любой из них может быть задан в качестве управляемого (кроме показателей ПГ). Они измеряются в каждом кардиоцикле, и между их значениями существует однозначное соответствие в файле показателей сессии. В случае отсутствия измерения какой-либо величины (например, времени изгнания вследствие пропуска инцизуры) в некотором кардиоцикле она заменяется специальным кодом в файле показателей. Это позволяет не нарушать соответствия их значения внутри кардиоциклов при сортировке пар показателей для анализа их взаимосвязей. Такая сортировка производится на этапе обработки полученного экспериментального материала, когда вычисляется ряд расчетных показателей для каждого кардиоцикла сессии (ударного объема сердца по формуле Кубичека, ВРПВ между двумя точками регистрации ФПГ и т. д.).

Описываемая ИПС дает возможность определения еще одного параметра ПГ и ЭКГ — номера кардиоцикла в дыхательном цикле. Таким образом, каждому значению некоторого показателя может быть поставлен в соответствие номер этого значения в дыхательном цикле. Это позволяет исследовать структуру изменений показателей сердечно-сосудистой системы под влиянием дыхания. Такой подход уже использовался нами для изучения стабильности влияния дыхания на сердечный ритм в условиях покоя [11].

Для измерений артериального давления (АД) используется автоматический измеритель АД ППВ-02. В подготовительном периоде на предплечье левой руки испытуемого надевается манжета с датчиком. Накачивание воздуха в манжету инициируется приказом экспериментатора. Значения давления в манжете, регистрируемые прибором и преобразуемые в электрический сигнал, по двум каналам поступают в коммутатор и измеряются аналого-цифровым преобразователем (систолическое и диастолическое АД). Получаемые в процессе накачивания манжеты значения давления в милливольтах выводятся в виде двух кривых на дисплей экспериментатора.

После фиксации прибором уровней систолического и диастолического АД их измеренные значения (в мм рт. ст.) записываются в специальный буфер, который выводится на печатающее устройство по окончании опыта, завершая распечатку его протокола. Программа измерения АД может запускаться не только по приказу, но и автоматически после окончания каждой сессии, т. е. в период покоя, что позволяет не отвлекать испытуемого от основной процедуры и располагать измерениями АД в течение всего опыта.

С использованием описанных аппаратных и программных средств по вышеизложенной методике нами проводились БОС-исследования, направленные на повышение времени распространения пульсовой волны (ВРПВ). Этот показатель инверсивно связан с изменением АД. Эффективность и целесообразность применения ВРПВ в качестве меры изменения АД в каждом кардиоцикле показаны рядом авторов, и он широко используется в психофизиологических исследованиях [12]. Применение ВРПВ в качестве косвенного метода слежения за АД обусловлено преимуществами этого метода в сравнении с традиционными окклюзионными (манжеточными) методами мониторинга АД.

ВРПВ в БОС-исследованиях обычно рассчитывается как интервал времени от вершины *R*-зубца ЭКГ до начала подъема пульсовой волны на периферии, отводимой ФПГ-датчиком. Цель проводимых экспериментов — обучение здоровых испытуемых управлению ВРПВ в режиме повышения этого показателя и тем самым снижения АД, а также исследование динамики изменения всех мониторируемых параметров как функции изменения ВРПВ в ходе БОС-управления.

Анализ результатов показал, что повышение ВРПВ сопровождается удлинением $R-R$ -интервалов (т. е. понижением частоты сердечных сокращений) и незначительным понижением частоты дыхания. Эти изменения характеризуют паттерн общего понижения уровня активации, что обычно сопровождается и мышечной релаксацией. Релаксация и генерализованный сдвиг уровня тонической активации в сторону понижения могут способствовать снижению АД (в первую очередь систолического). Результаты этой серии БОС-экспериментов описывались в работе [13]. На основании полученных данных можно определенно утверждать, что в результате управления в режиме БОС здоровым испытуемым удастся достоверно изменять ВРПВ, причем способность управления этим показателем закрепляется по мере увеличения числа сеансов тренинга.

Заключение. Созданная лабораторная микрокомпьютерная система ориентирована на проведение исследований методом биотехнической обратной связи механизмов центральной регуляции и управления физиологическими системами организма человека. Ее аппаратные и программные средства обеспечивают сбор ряда физиологических сигналов и обработку их в реальном масштабе времени с выводом на экраны двух графических дисплеев динамики управляемого показателя. Управляемым показателем возможно избрание любого из мониторируемых показателей в зависимости от задачи эксперимента, что позволяет реализовать самые разнообразные типы БОС-управления.

Модульный принцип организации программного и аппаратного обеспечения системы дает возможность по мере необходимости расширять перечень регистрируемых сигналов. Расширение функций системы может быть достигнуто без изменения конфигурации системы за счет добавления программ анализа новых сигналов или адаптацией программного обеспечения к модифицированным условиям.

Развитая машинная графика позволяет выводить результаты обработки на цветные графические дисплеи в различных вариантах представления с использованием восьми цветов.

Следует отметить, что основное преимущество программного обеспечения системы — удобство использования, простота в обращении для экспериментатора, не являющегося профессионалом в области вычислительных средств. Возможность развития и наращивания программного обеспечения самим пользователем при появлении потребности в модификации исследований — одно из главных преимуществ в сравнении с аналогичными зарубежными системами [14], где в принципе не предусмотрено изменение программного обеспечения потребителями.

Благодаря отмеченным свойствам и возможностям разработанная проблемно-ориентированная система может быть предложена в качестве типовой для организации биотехнической обратной связи.

Авторы приносят благодарность А. А. Зубкову и И. В. Егорушкину за разработку отдельных прикладных программных модулей.

ЛИТЕРАТУРА

1. Сохадзе Э. М., Штарк М. Б. Биологическая (биотехническая) обратная связь. — Biofeedback — мониторинг и произвольный контроль физических параметров физиологических систем в линии с ЭВМ. — Новосибирск, 1984. (Препринт/АН СССР, Сиб. отд-ние, ИАиЭ; 238).
2. Aguilar A. A new audio and video biofeedback technique. — IEEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care-1983. (Proc. 5th Annu. Cong. IEEE. — Columbus, Ohio, 1983, p. 285—288).
3. Burgar C. G., Ruch J. D. Proposed standard measurement technical specification of biofeedback devices. — Behavioral Research Methods and Instrumentation, 1978, v. 10, N 12, p. 632—638.
4. Krausman D. T. Color-graphics terminal provides added dimension to biofeedback system. — Psychophysiology, 1982, v. 19, N 5, p. 538—541.
5. Kolotkin R. L., Billingham K. A., Feldman H. S. Computers in biofeedback research and therapy. — Behavioral Research Methods and Instrumentation, 1981, v. 13, p. 532—542.

6. Montgomery G. K., Howland E. W., Cleeland C. S. e. a. Versatility in computer automation for biofeedback: The behavioral assesment and rehabilitative training system (BARTS).— Biofeedback and Self-Regulation, 1984, v. 9, N 3, p. 325—338.
7. Pope A. T., Gersten C. D. Computer automation of biofeedback training.— Behavioral Research Methods and Instrumentation, 1977, v. 9, p. 164—168.
8. 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, с. 44—52.
9. Яновский Г. Я., Астафьев С. В., Дерий Б. Н. и др. HUMAN — комплекс программных и аппаратных средств автоматизации исследований физиологических систем человека.— Новосибирск, 1985. (Препринт/АН СССР, Сиб. отд-ние, ИЛиЭ; 269).
10. Яновский Г. Я. Модульная инструментальная система программирования экспериментов САНПО-3.— Новосибирск, 1985. (Препринт/АН СССР, Сиб. отд-ние, ИЛиЭ; 267).
11. Шульман Е. И., Гельцель М. Ю., Штарк М. Б. Об одном подходе к определению рефлекторных реакций сердечного ритма.— Физиология человека, 1982, № 2, с. 270—274.
12. Steptoe A. Blood pressure control with pulse wave velocity feedback: Methods of analysis and training.— In: Biofeedback and Behavior/Eds J. Beatty, H. Legewie. N. Y.: Plenum press, 1977, p. 355—367.
13. Сохадзе Э. М., Штарк М. Б., Шульман Е. И. Биологическая обратная связь в научных исследованиях и клинической практике.— Бюллетень СО АМН СССР, 1985, № 5, с. 78—85.
14. BIOLAB — Computer Based Biofeedback System.— Autogenics/Cyborg, Chicago, IL, USA, 1985.

Поступила в редакцию 6 ноября 1985 г.

УДК 681.3 : 578.038.73

А. А. ЗУБКОВ, Е. И. ШУЛЬМАН, Г. Я. ЯНОВСКИЙ

(Новосибирск)

ЦИФРОВОЕ СИНХРОННОЕ НАКОПЛЕНИЕ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

В физиологических исследованиях, связанных с анализом сигналов, отражающих функционирование систем организма и возникающих в ответ на экспериментальные воздействия, синхронное накопление (СН) является одним из самых распространенных методов [1]. Наиболее широко он применяется при изучении вызванных потенциалов мозга [2, 3]. В последнее время его часто используют для анализа сигналов сердечно-сосудистой системы, принимая в качестве синхронизирующего события (СС) наиболее высокоамплитудный зубец (R-зубец) электрокардиограммы (ЭКГ) [4—6]. Распространение метода обусловлено тем, что он позволяет повысить точность экспериментальных данных, улучшая соотношение сигнал — шум путем суммирования периодически повторяющихся реализаций сигналов заданной продолжительности [7].

В указанных исследованиях используются как аппаратные [6, 8], так и программные [4, 5, 9] реализации метода. Первые обычно осуществляются в виде одной из функций многоканальных анализаторов и обладают ограниченным набором возможностей. Для вторых характерно программирование «под задачу», затрудняющее их использование в случае изменений экспериментальных условий.

Цель данной работы — создание программной системы, реализующей цифровое синхронное накопление физиологических сигналов и предоставляющей пользователю ряд дополнительных возможностей, повышающих эффективность применения метода и гибкость при адаптации к условиям конкретного исследования.

Программное обеспечение метода СН — исполняющая программная система (ИПС) SYNH — создана средствами модульной инструменталь-