

1.4. Измерительно–вычислительные комплексы

Опубликовано в Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика: учебное пособие. 4–е изд., перераб. и доп. — М.: ФОРУМ: ИНФРА–М, 2007. — 640 с.: ил.

Используемые в медицинской диагностике технические средства можно условно разделить на три основные категории: инструменты, измерительные приборы и аппаратно–программные комплексы.

Инструменты представляют собой простые механические приспособления для взятия различных проб или для облегчения доступа к исследуемому органу.

Измерительные приборы являются автономными устройствами, которые выполняют измерения значения некоторого клинического показателя и представляют его врачу в удобной для восприятия форме. Примерами таких устройств являются аппараты УЗИ, гастроскопы, лабораторные анализаторы и т. п.

В отличие от этого аппаратно–программные комплексы выполняют не только измерения первичных клинических показателей, но и производят над этими показателями различные и нередко достаточно сложные вычисления и преобразования, выдавая врачу результат уже в виде производных комплексных показателей, функциональных зависимостей или же в форме предварительного словесного заключения.

Измерительные приборы находят применение в двух диаметрально противоположных областях: 1) там, где измеряемые показатели представляют собой простые переменные и для диагностики достаточно знать их текущее числовое значение; 2) там, где врачу для диагностики необходимо видеть картину внутренних органов, которая по своей сложности и комплексности не поддается вычислительному анализу.

Аппаратно–программные комплексы (часто используется и эквивалентный термин измерительно–вычислительные комплексы) применяются в тех пограничных областях, которые, с одной стороны, характеризуются показателями, достаточно сложными для непосредственной диагностики, а с другой — там имеется возможность вычислительного (функционального) преобразования этих показателей к виду, более простому для формулировки клинического заключения.

Фактически аппаратно–программные комплексы представляют собой такую интеграцию (сопряжение) измерительного прибора с вычислительным устройством, при которой заложенной в компьютер программой обеспечивается комплексное выполнение четырех функций:

- 1) управление работой измерительного прибора и сопутствующих ему устройств;
- 2) съем и запоминание показаний измерительного прибора или регистрация данных;
- 3) преобразование и вычислительный анализ зарегистрированных данных;
- 4) представление и вывод полученных результатов в числовой, графической или текстовой форме.

Следует отметить, что развитие вычислительной техники привело к компьютеризации измерений в различных областях медицины. Так, например, современные томографы оснащены как специализированными вычислительными устройствами, управляющими процессом сканирования, так и персональными компьютерами, выполняющими сложные графические преобразования над полученными исходными изображениями. Однако это не соответствует той степени интеграции, которая по вышеприведенному определению вкладывается в понятие аппаратно–программного комплекса. Действительно, этот случай аналогичен съемке фотографий на цифровую камеру, после чего изображение вводится в компьютер и посредством какого–нибудь графического пакета редактируется, масштабируется и выводится на принтер. Говорить же о том, что фотоаппарат с персональным компьютером образуют при этом цельный измерительно–вычислительный комплекс, естественно, не приходится.

Одной из основных областей развития аппаратно–программных систем, в которой наиболее комплексно и полно реализуется выполнение ими четырех вышеперечисленных функций, является функциональная диагностика. Принципиальная особенность этой области состоит в том, что основным объектом анализа являются не точечные и статические измерения состояния организма (как бы сложны и комплексны они ни были), а динамические характеристики процессов жизнедеятельности с их изменением во времени. В свою очередь функциональная диагностика базируется на электрофизиологии, которая изучает физиологические процессы посредством их электроизмерения.

Структура и состав аппаратно–программного комплекса

Ранее огромный объем времени и творческих сил электрофизиолога тратился на создание экспериментальной установки (этап 3 модели деятельности, рис. 1.4), к чему приходилось привлекать множество внешних технических специалистов, коммуникации с которыми протекали в мучительных условиях тотального несовпадения понятий. Однако развитие микропроцессорной техники и электроники позволило в 1986 г. [32] сформулировать схему универсального аппаратно–программного ком-

плекса технического обеспечения широкого круга электрофизиологических исследований и требования к его компонентам.

В состав такого универсального комплекса входят следующие пять основных компонентов (рис. 1.8): электроды и датчики, биоусилитель, АЦП, исполнительные устройства и ПЭВМ.

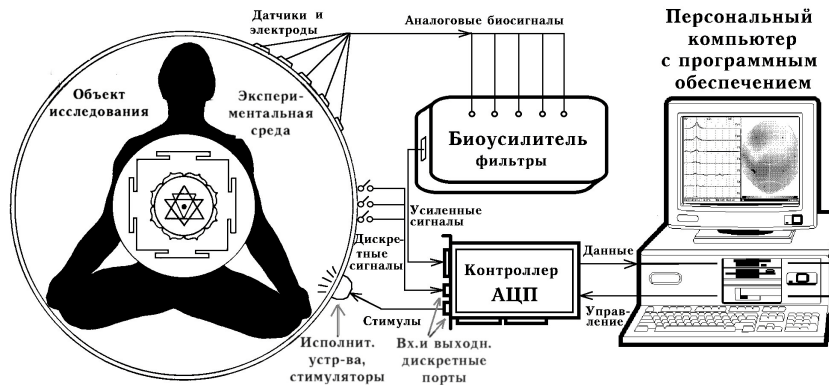


Рис. 1.8. Схема измерительно-вычислительного комплекса электрофизиологического исследования

1. **Электроды** используются для измерения активных и пассивных электрических показателей, а **датчики** — для измерения неэлектрических показателей, и они располагаются непосредственно на пациенте или испытуемом или же в непосредственной близости от него. Снимаемые с них электрические сигналы могут быть двух типов:

- аналоговые (т. е. непрерывно изменяющиеся в некотором амплитудном диапазоне) сигналы представляют собой собственно измеряемые биопоказатели и подаются на вход биоусилителя для промежуточного усиления и преобразования;
- дискретные сигналы, имеющие только два состояния Да/Нет, могут подаваться непосредственно на входной порт (входной регистр) АЦП; такие сигналы обычно используются в качестве отметок о возникновении различных событий в процессе исследования, а также о поведенческих реакциях и движениях.

Без преувеличения можно сказать, что качество регистрации биосигналов более чем наполовину определяется качеством используемых электродов, правильным их хранением и наложением. Для регистрации биопотенциалов обычно применяются металлические электроды с хлор-серебряным покрытием, имеющие круглую или прямоугольную форму. На теле электроды крепят резиновыми ремнями, присосками, лейкопластырем или клеем. Перед использованием электроды следует продезинфицировать

двукратным (с 10—15-минутным интервалом) протираанием салфеткой, смоченной в 1%-ном растворе хлорамина и отжатой.

Большое значение для регистрации имеет переходное сопротивление между электродом и кожей, чрезмерное повышение которого приводит к уменьшению амплитуды регистрируемого биосигнала и появлению в нем высокочастотных помех, преимущественно сетевой наводки. Для уменьшения переходного сопротивления место наложения электродов необходимо обезжирить протираанием спиртовым раствором, после чего насухо протереть поверхность и смочить 1%-ным соляным раствором. При длительном наложении электродов (более 3—5 минут) соляной раствор высыхает, тогда в качестве контактного вещества используют специальные пасты-гели или же оборачивают электрод кусочком марли с вложенной ватой и смачивают все соляным раствором. В качестве заменителя геля можно использовать физиологический раствор (электролит) следующего состава: калий хлористый (17%), дистиллированная вода (35%), глицерин (48%). Однако при близком расположении электродов следует также следить, чтобы гель или соляной раствор не покрыл все межэлектродное пространство, что может привести к закоротке входа усилителя и исчезновению входного сигнала.

После употребления электроды следует промыть в теплой воде, тщательно протереть сухой салфеткой из бязи или марли и уложить в закрытый футляр с влажной салфеткой для предотвращения высыхания, не допуская падений и ударов. При длительном хранении (более 6 мес.) или при больших интервалах между рабочими циклами (более 2 недель) желательно перед работой наложить на рабочую поверхность электродов марлевую салфетку, смоченную электролитом, и выдержать в течение 1 часа.

В случае появления на электродах потемнений или пятен следует очистить рабочую поверхность зубной пастой или спиртовым раствором с дробленным мелом в виде кашеобразной массы.



Рис. 1.9. Типичный современный электрофизиологический комплекс

2. *Биоусилитель* осуществляет три основные операции:

- 1) усиливает низкоамплитудные биосигналы до входного диапазона АЦП (обычно до уровня ± 5 В), чтобы максимально повысить точность последующего их преобразования в цифровую форму (интегральную чувствительность);
- 2) осуществляет фильтрацию сигналов в заданной полосе пропускания с удалением низкочастотных и высокочастотных составляющих посредством аналоговых фильтров верхних (ФВЧ) и нижних (ФНЧ) частот;
- 3) удаляет из биосигналов сетевую наводку на частоте 50 Гц посредством режекторного (вырезающего) фильтра.

Основными техническими характеристиками биоусилителя являются:

- входное сопротивление не менее 100 мОм для исключения шунтирования низковольтных входных сигналов;
- уровень шума в стандартном и расширенных диапазонах не более 1—5 мкВ от пика до пика (peak-to-peak);

- уровень подавления синфазной (синхронной для обоих входов усилителя, плюсового и минусового) помехи не хуже 80—100 дБ¹, что исключает внешние наводки в широком диапазоне частот и позволяет работать без специальных экранированных камер;
- полоса пропускания не менее 0,01—1000 Гц;
- градации коэффициента усиления от 1 до 100 тысяч;
- фильтры верхних частот (оставляющих верхние частоты и удаляющих нижние частоты) с частотой среза 0,16, 0,5, 1,5 и 2 Гц, что соответствует постоянной времени со значениями 1, 0,3, 0,1 и 0,05 с, где постоянная времени τ соотносится с частотой среза фильтра f по формуле $\tau=1/(f*2\pi)$;
- фильтры нижних частот (оставляющих нижние частоты и удаляющих верхние частоты) с частотой среза 30, 50, 100, 500 и 1000 Гц;
- наличие режекторного фильтра 50 Гц с добротностью не менее 80 дБ.

Многие из современных биоусилителей обладают возможностью канальной регулировки коэффициентов усиления и полос пропускания, что делает их универсальными в плане применимости для совместной регистрации различных электрофизиологических показателей (полиграфия).

3. Аналогово–цифровой преобразователь (контроллер АЦП) осуществляет преобразование входных аналоговых сигналов в цифровую форму, приемлемую для ввода в компьютер, с заданной частотой повторения таких преобразований.

Основными техническими характеристиками АЦП являются: число входных аналоговых каналов, число дискретных входных и выходных каналов (определяется разрядностью входного и выходного портов), разрядность результата аналогового преобразования, максимальное быстродействие (определяемое временем АЦ–преобразования τ), число эффективных разрядов (или уровень шумов) и их изменение с частотой. Типовые современные контроллеры АЦП обычно имеют 16 входных аналоговых каналов, 8 входных и 8 выходных дискретных каналов, 12—16–разрядное преобразование со временем τ в несколько микросекунд, что более чем достаточно для большинства электрофизиологических исследований.

4. Исполнительные устройства предназначены для выполнения различных воздействий на пациента терапевтического или тестирующего характера или же для других изменений в процессе исследования (переключение режимов работы внешней аппаратуры и устройств, включение фотокамеры, магнитофона, самописца и т. п.). Так в области энцефалографии и миографии для тестирующих воздействий применяются различные фо-

¹ Один децибел равен 20 логарифмам отношения амплитуды сигнала на входе электронного устройства к амплитуде сигнала на его выходе, таким образом: дБ(1)=0; дБ(10)=20; дБ(100)=40; дБ(10000)=80.

но-, фото- и электростимуляторы, в которых в ходе исследования необходимо программно регулировать длительность и момент подачи стимула, интервал между стимулами, интенсивность и частоту стимуляции. Управление исполнительными устройствами обычно производится с выходного порта контроллера АЦП.

5. Персональный компьютер со специальным программным обеспечением управляет работой всех остальных компонентов в реальном времени и осуществляет постэкспериментальный анализ и выдачу результатов.



Рис. 1.10. Научные сотрудники биологического факультета МГУ проводят эксперименты с 24-канальной полиграфической регистрацией в РГУФК при исследовании команды стрелков международного класса, 2005 г.

Организация многоканальных измерений

Проиллюстрируем связь разрядности АЦП с точностью измерений на упрощенном примере трехразрядного АЦП с входным диапазоном 0—10 В. На рис. 1.11 приведено изображение синусоидального аналогового сигнала и результатов преобразования его в цифровую форму. Показаны уровни амплитудной дискретизации и соответствующие им двоичные выходные коды АЦП. Как можно заметить, если изменение входного сигнала точно укладывается во входной диапазон АЦП, то результаты оцифровки будут иметь 8 различных уровней и находиться в диапазоне целых чисел от 0 до 7.

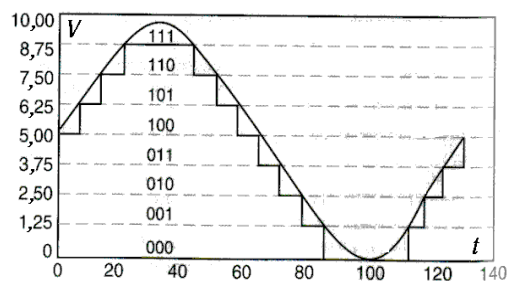


Рис. 1.11. Схема измерения синусоидального сигнала трехразрядным АЦП

данном случае: $10 \text{ В}/8=1,25 \text{ В}$. В случае же 12-разрядного АЦП, позволяющего представлять результат 4096 дискретными значениями, мы получаем чувствительность: $10 \text{ В}/4096=2,44 \text{ мВ}$ и изменение входного сигнала, меньшее этого, будет давать один и тот же результат преобразования. Если же диапазон амплитуд входного сигнала существенно меньше входного диапазона АЦП, то на него приходится и меньший диапазон значений результата, поэтому такой сигнал представляется в цифровой форме с меньшей подробностью. Если же сигнал выходит за границы входного диапазона АЦП, то такие экстремальные изменения представляются одним и тем же цифровым значением (максимальным или минимальным), иначе говоря — зарезаются. Все это иллюстрирует важность адекватного усиления исходных сигналов.

Разные контроллеры АЦП могут различаться в своей схемотехнике, числом и назначением имеющихся в них микросхем и регистров. Однако общие принципы их работы можно пояснить на некоторой упрощенной, условной схеме (рис. 1.12).

Для того чтобы выяснить точность результата преобразования (или чувствительность, т. е. минимальное приращение входного сигнала, приводящее к изменению результата на единицу) следует входной диапазон АЦП разделить на количество различных значений результата преобразования, в

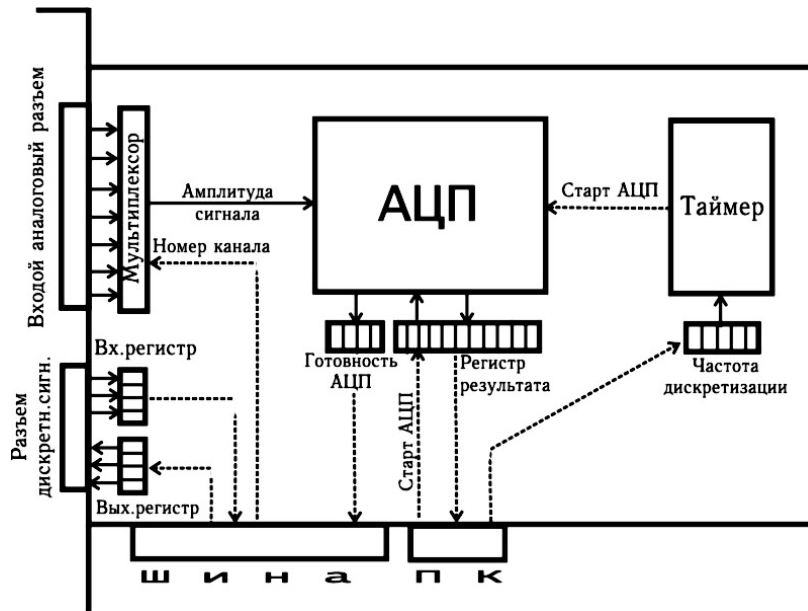


Рис. 1.12. Условная схема АЦП

Аналоговые сигналы подаются на входной разъем контроллера АЦП, который соединен с мультиплексором, коммутирующим один из входных каналов согласно содержимому своего внутреннего регистра на вход микросхемы АЦП. После завершения преобразования входного сигнала в цифровую форму микросхема АЦП выдает сигнал готовности, а результат преобразования — в регистр данных. Запуск АЦ-преобразования может производиться по таймеру, согласно установленной в его регистре частоте преобразования, или же программно — операцией записи в регистр данных контроллера АЦП. ПК также может записывать данные в выходной регистр дискретных сигналов и считывать данные из регистра входных дискретных сигналов.

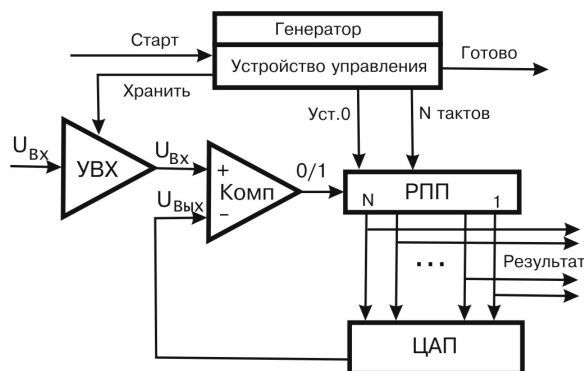


Рис. 1.13. Схема последовательных приближений АЦП

Микросхема АЦП обычно работает в режиме последовательных приближений (рис. 1.13), обеспечивающим оптимальное соотношение цена—качество. После старта преобразования текущее входное напряжение $U_{вх}$ запоминается в устройстве выборки-хранения (УВХ) и обнуляется регистр последовательных приближений (РПП). Все преобразование осуществляется за N тактов (N — разрядность АЦП), которые устройство управления (УУ) от своего генератора подает на РПП. В завершение этого процесса УУ вырабатывает сигнал готовности. На каждом такте РПП прибавляет к цифровому результату единицу, со сдвигом от старшего к младшему разряду. Текущий цифровой результат подается на вход цифро-аналогового преобразователя (ЦАП), который преобразует это цифровое значение в эквивалентное ему выходное напряжение $U_{вых}$. ЦАП в отличие от АЦП является более простым устройством: поскольку известно, какие напряжения соответствуют каждому двоичному разряду результата, ЦАП просто осуществляет их суммирование. $U_{вх}$ и $U_{вых}$ подается на компаратор, который осуществляет их вычитание. Если $U_{вх} - U_{вых} < 0$, то РПП оставляет текущий разряд результата единичным, иначе разряд обнуляется.

В классической схемотехнике многоканальные организуются следующим образом (рис. 1.14). На таймере контроллера АЦП устанавливается общая частота дискретизации f_s или частота кадрирования процесса измерений. По каждому тика таймера начинается снятие очередного кадра или измерение амплитуд сигналов, которые последовательно подключаются на вход микросхемы, осуществляющей АЦ-преобразование. Эти поканальные измерения производятся со смещением во времени, определяемым временем АЦ-преобразования и временем выполнения сопровождающих этот процесс команд. Далее идет перерыв в работе АЦП до следующего тика таймера.

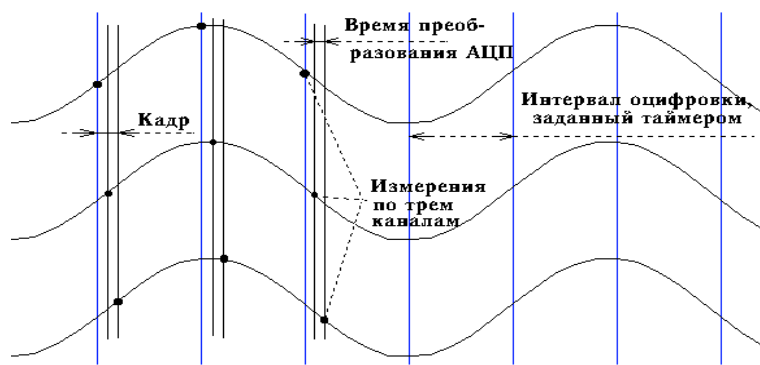


Рис. 1.14. Схема организации многоканальных измерений

Типы аппаратно–программных комплексов

Среди аппаратно–программных комплексов по конструктивному воплощению можно выделить стационарные, мобильные и автономные, а по функциональным возможностям — клинические и исследовательские.

Мобильные системы отличаются от стационарных только тем, что вместо настольного персонального компьютера в них используется портативный компьютер (notebook), в связи с чем они вместе с регистрирующими устройствами могут быть размещены в одном портфеле или чемодане, легко транспортируемы и использованы для клинической диагностики вне стационара, на выездах или в полевых условиях.

Автономные системы еще более компактны за счет того, что управляющая и вычислительная программа в них реализуется не на персональном компьютере, а на встроенных микропроцессорах в рамках целостного однокорпусного прибора. Однако это ограничивает их функциональные возможности и позволяет встраивать исполнение минимума функций и методик. Нередко при этом ограничиваются только функциями регистрации и визуализации биосигналов (на жидкокристаллическом мониторе и на самописце) с вычислением базовых производных показателей. Обычно в виде автономных приборов выпускаются кардиографы, реографы и спирографы.

Клинические системы ориентированы на выполнение того или иного строго очерченного (но подчас достаточно обширного) круга типовых медицинских методик. Несомненным достоинством таких систем является именно их «зафиксированность», позволяющая максимально упростить работу с ними, сделав ее доступной для выполнения вспомогательным медперсоналом, разгружая тем самым врача от рутинной работы. Доведенное до механизма исполнение стандартных методик с минимумом временных затрат оказывается особенно эффективным при массовых ди-

агностических обследованиях. Основными производителями отечественных клинических комплексов являются такие известные фирмы, как МБН и Биола (Москва), МКС и Нейроботикс (Зеленоград), Медиком (Таганрог), Нейрософт (Иваново), Мицар (СПб), DX–системы (Харьков) и другие.

Здесь следует отметить, что некоторые отечественные производители аппаратуры (в отличие от зарубежных) для удешевления своей продукции и повышения ее конкурентоспособности отказываются от аналоговых фильтров, заменяя их цифровой фильтрацией в реальном времени. Вытекающие отсюда искажения и ограничения рассмотрены ниже.

Исследовательские системы в добавление к этому содержат широкий набор управляющих, аналитических, изобразительных и конструкторских программных средств, позволяющих самому физиологу реализовывать разнообразные и новые методики научно-исследовательского назначения. Поэтому работа с такими системами с полнотой использования предоставляемых возможностей требует повышенной профессиональной квалификации и творческого мышления. В то же время, после реализации конкретной методики она может быть зафиксирована в отдельном файле стандартных настроек, после чего ее исполнение по своей трудоемкости и требованиям к квалификационному уровню персонала будет не существенно отличаться от работы с клиническими системами. К подобным интегрированным аппаратно-программным комплексам с большими основаниями можно отнести системы NeuroScan (США) и CONAN, созданный и развиваемый в МГУ.

Научные преимущества интегрированной исследовательской системы очевидны:

- экономия финансовых затрат — потребителю не нужно приобретать несколько программных систем, ориентированных только на отдельные методики или отдельные электрофизиологические показатели;
- экономия временных затрат — на освоение разнородных программных систем и на обучение персонала приемам работы с каждой из них;
- расширение методических возможностей — пользователь собственными силами может модифицировать любую стандартную методику исследования, а также реализовать новые современные методики.

Интегрированная система, кроме представительного набора стандартных (устоявшихся) методик исследования разнородных физиологических показателей (ЭЭГ, ВП, ЭКГ, РЭГ, РПГ, ЭМГ, ЭОГ, КГР, ПО и др.), должна обладать и комплексными средствами настройки и расширения, позволяющими самому исследователю реализовывать многообразные собственные специальные методики, а именно:

- дублирование всех диалоговых операций «быстрыми» клавишами, ускоряющее выполнение рутинных последовательностей операций и обеспечивающее формирование макрокоманд;
- самозапоминание состояния полей диалоговых меню со всесторонним использованием спискового выбора альтернатив, формируемых самим пользователем, и архивов таких списков;
- механизм макрокоманд, позволяющий предельно упрощать исполнение длинных последовательностей рутинных операций;
- банк разнообразных математических, структурных и комбинаторных преобразований биосигналов;
- формульное задание различных вычислений для преобразования биосигналов и логических условий для поиска и анализа имеющихся в них «событий»;
- близкий к естественному язык задания последовательности и взаимосвязи различных экспериментальных событий (протокол), исполняемых автоматически в режиме реального времени;
- аппарат виртуальных приборов для конструирования специального экранного интерфейса реального времени;
- встроенный конструктор зрительных и аудио стимуляторов, работающих в двух–мониторных комплексах;
- использование внешних программ с развитыми библиотеками специальных функций и переменных, обеспечивающих интерфейс с ресурсами материнской системы и предельно упрощающих написание новых программ как для постэкспериментального анализа, так и для режима реального времени.

Созданные и развиваемые в этом направлении в МГУ инструментальные, операционные и методические средства воплощены в комплексной электрофизиологической лаборатории CONAN.

Система CONAN в последние десятилетия эффективно используется во многих ведущих научно–исследовательских, клинических и учебных учреждениях России, в числе которых: МГУ им. М.В. Ломоносова (7 установок на кафедрах, руководимых акад. РАМН И.П. Ашмариним, акад. РАО Е.Н. Соколовым, проф. А.Г. Асмоловым, проф. В.В. Шульговским), ММА им. И.М. Сеченова (3 установки на кафедрах и лабораториях, руководимых акад. РАМН А.М. Вейном и проф. В.М. Ронкиным, акад. РАМТН Л.Р. Зенковым), Институт нормальной физиологии РАМН им. П.К. Анохина (2 установки в лаборатории, руководимой чл. корр. РАМН Е.А. Умрюхиным), Институт ВНД и нейрофизиологии РАН (в лаборатории доктора биол. наук В.Б. Дорохова), Институт медико–биологических проблем РАН (2 установки в лабораториях, руководимых чл. корр. РАН И.Б. Козловской и проф. В.П. Кротовым), Институт мозга РАМН (лаборатория проф. В.М. Авирома), ГУН ЦИТО им. Н.Н. Приорова МЗ РФ (2 ус-

тановки в лабораториях, руководимых проф. М.Б. Цыкуновым и доктором мед. наук И.С. Косовым), Психологический институт РАПН (в лаборатории чл. корр. РАО. С.Б. Малых), ГУ НИИ общей патологии и патофизиологии РАМН (в отделе доктора мед. наук М.Л. Кукушкина), Научный центр здоровья детей РАМН (канд. мед. наук А.А. Степанов), Московский медицинский госуниверситет (лаборатория проф. Г.Ш. Хондкарjana), Институт космической медицины (3 установки), Институт стоматологии им. Н.А. Семашко (2 установки), Медицинский ф-т Института дружбы народов, Российская ветеринарная академия, более 50 региональных университетов и вузов РФ.

С использованием методических возможностей CONAN разными исследователями получен и проанализирован большой и разносторонний экспериментальный материал, включающий несколько тысяч испытуемых и пациентов и многие сотни часов выполненных записей. Полученные результаты нашли отражение в многочисленных научных отчетах, докладах и статьях, а также в семи докторских диссертациях по физиологии и медицине (А.Я. Каплан, 1999 г., А.В. Латанов, 1999 г., И.С. Косов, 2000 г., А.Н. Гусев, 2002 г., В.А. Дубынин, 2002 г., А.П. Кулаичев, 2003 г., М.В. Славуцкая, 2006 г.) и в нескольких десятках кандидатских диссертаций. Кроме того, созданное обеспечение электрофизиологических исследований широко внедрено в учебный процесс на биологическом и психологическом факультетах МГУ, а также в более 20 региональных университетах и вузах России, с его помощью выполнено множество курсовых, дипломных и аспирантских работ.

Тем самым система CONAN к настоящему времени за 25 лет своего развития и совершенствования стала своеобразным стандартом де-факто для России в качестве универсального и эффективного профессионального и обучающего инструмента.

Новая схемотехника регистрации биосигналов

Выше мы рассмотрели классическую схему регистрации биопотенциалов с использованием трехпроводной системы отведений (рис. 1.15а). Ее возникновение и распространение определялось дороговизной цифровых устройств с 16-разрядной арифметикой и малой разрядностью аналого-цифрового преобразования (до 12 разрядов).

В этой схеме на первом этапе происходит 2-каскадное усиление сигнала (суммарно до 50 тысяч раз и более), чтобы достичь чувствительности порядка 0.5 мкВ в младшем разряде АЦП. Предусилительный каскад с операционными усилителями использует трехпроводную дифференциальную систему съема ЭЭГ: N – условно нейтральный потенциал; Ref – референтный (отрицательный) потенциал и Act – активный (положительный) потенциал. Посредством вычитания двух напряжений Act-N-(Ref-N) в опе-

рациональном усилителе достигается высокочастотное подавление синфазной помехи, преимущественно сетевой наводки¹.

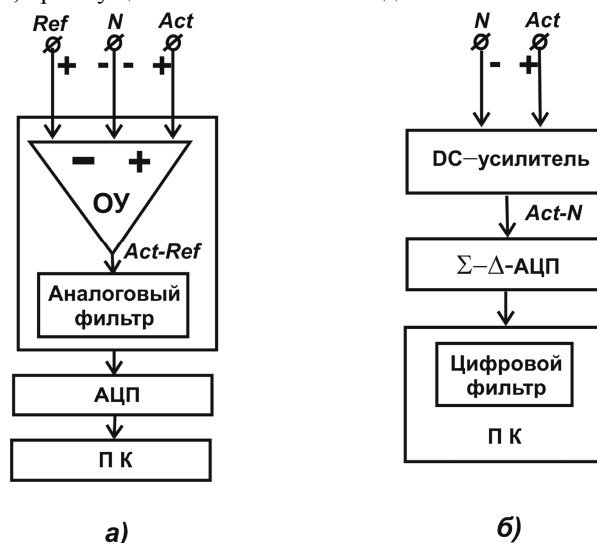


Рис. 1.15. Две схемы регистрации ЭЭГ: а) классическая; трехпроводная; б) двухпроводная: ОУ – операционный усилитель, N, Ref, Act – нейтральный, референтный и активный потенциал

Далее полученный таким вычитанием аналоговый сигнал Act-Ref (дополнительно усиленный на выходном каскаде) поступает на аналоговый фильтр, выделяющий интересующий исследователя диапазон частот таким образом, чтобы отсеять высокочастотные гармоники, превосходящие частоту Найквиста-Котельникова $F/2$, где F - частота оцифровки сигнала².

Аппаратура, обеспечивающая столь высокое усиление низковольтных сигналов с подавлением синфазных помех и множественными программно переключаемыми аналоговыми фильтрами по каждому каналу, была достаточно дорогостоящей.

¹ Однако известен пример реализации в этой архитектуре и двухпроводной системы съема и усиления ЭЭГ, использующая глубокие обратные связи для подавления синфазной помехи, разработанная в начале 90-х талантливым схемотехником Михаилом Ильичем Розенбергом (ск. 2001). Такая аппаратура (от НПО «Информатика и компьютеры») в 1996-2008 гг. была поставлена более 100 медицинским, научным и учебным организациям. Отметим, что большинство технических специалистов того времени категорически не верили в возможность реализации двухпроводной схемы регистрации ЭЭГ даже при ее демонстрации.

² Иначе в ходе последующего АЦ-преобразования происходит искажение сигнала вследствие так называемого эффекта наложения, выражающегося в переносе высокочастотных гармоник $f > F/2$ в низкочастотную область.

Однако к концу 90-х развитие цифровой техники позволило существенно увеличить быстродействие и разрядность микросхем АЦП (до 24 разрядов¹ и более) и резко снизить их стоимость, что привело к возможности использования принципиально новой регистрации ЭЭГ² (рис. 1.15б). В этой схеме используется не трехпроводная, а двухпроводная регистрация биопотенциалов и более дешевые DC-усилители (direct coupled), нередко упрощенно трактуемые как усилители постоянного тока (в отличие от классических AC-усилителей - alternating current). Эти усилители не подавляют сетевую наводку, которая по амплитуде превышает полезный ЭЭГ сигнал в 10 и более раз. В связи с большим динамическим диапазоном АЦП требуется лишь минимальное усиление сигнала в несколько раз, обеспечивающее чувствительность порядка 0.1 мкВ.

Далее сигнал подается на высокоскоростной АЦП, работающий по схеме Σ - Δ -преобразования. Здесь происходит оцифровка сигнала на высокой частоте (до МГц), после чего цифровой поток там же аппаратно фильтруется в значительно более низком диапазоне частот (порядка кГц) с соответствующей децимацией (прореживание отсчетов, снижение частоты дискретизации). Благодаря этому отсеиваются все эффекты наложения и шумы самого АЦП, попадающие в отфильтрованную высокочастотную область.

В полученном оцифрованном сигнале полезные компоненты ЭЭГ располагаются в младших 11-12-ти разрядах, а амплитуда сетевой наводки может достигать 16 и более разрядов. Сетевая наводка удаляется уже в персональном компьютере высокочастотными 32-разрядными режекторными цифровыми фильтрами³. По такой схеме регистрируются как активные отведения, так и потенциально референтные отведения, а последующее приведение сигнала к той или иной референтной схеме производится математическим вычитанием референтных отведений из активных⁴.

¹ Чувствительность 24-разрядного АЦП с входным диапазоном ± 5 В составляет 0.6 мкВ, тем самым требуется лишь минимальное предварительное усиление биосигналов порядка 10-кратного

² Прилуцкий Д.А. Электрокардиографическая система на основе сигма-дельта аналого-цифрового преобразования.. Автореферат диссертации. М., 1998.

³ В связи с наличием так называемого эффекта эха или размножения сетевой наводки режекторные фильтры ставятся не только на основной частоте 50 Гц, но и на кратных частотах 100, 150 и 200 Гц.

⁴ В 2009 г. нами были осуществлены записи для ряда испытуемых параллельно (одновременно) по классической и 2-проводной схемам. Полученные корреляции между нативными записями и их спектрами минимально отличались от единицы.

Другим нововведением явилось использование для связи с прикладной программой корпоративного порта USB, считывание информации с которого могло осуществляться только пакетами, в данном случае включающими то или иное и переменное число отсчетов АЦП. Это в некоторых случаях затрудняло управление некоторыми событиями в эксперименте, которые выполнялись хотя и с небольшими, но плавающими задержками во времени.

С другой стороны, при использовании порта USB питание регистрирующей аппаратуры стало возможным осуществлять от этого же порта постоянным напряжением 5 В, что сняло сложную техническую задачу обеспечения электробезопасности испытуемого посредством гальванических развязок по каждому из регистрируемых каналов.

В результате стоимость аппаратуры значительно сократилась, а ее габариты существенно уменьшились.