

**СТРУКТУРА СЕТЕВОЙ  
ИНТЕГРИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ,  
ПРЕДНАЗНАЧЕННАЯ ДЛЯ ЭЭГ  
НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ**

Пятакович Ф.А., Макконен К.Ф.,  
Дударева С.Л., Емельянов Г.В.

*Белгородский государственный университет,  
Белгород, Россия*

Актуальность темы. В последнее десятилетие отмечается интерес к применению новых лечебно-реабилитационных технологий, основанных на принципах нейробиоправления. К этим технологиям относятся методы ЭЭГ альфа – и бета – тренинга, а также компьютерного игрового биоправления. Известны и полифункциональные мультипараметрические комплексы для биоправления, которые могут формировать эталонные (навязываемые) процессы, законы изменения, которых выбираются из библиотеки или создаются пользователем произвольно. Однако в этих устройствах не предусмотрена биологическая модуляция навязываемых искусственно синтезируемых сигналов. Между тем, как установлено, что наилучший терапевтический эффект, например, альфа тренинга при неврозах отмечается на низкочастотных флюктуациях проявляемости веретен альфа-ритма (т.е. модулированного альфа-ритма).

Поэтому актуальным является построение интегрированной биотехнической системы с использованием цифровых сигнальных процессоров, предназначенных для комплексного решения задач нейробиоправления.

Цель исследования включала разработку структуры модуля ввода и обработки сигналов пульса и дыхания, четырехканального модуля (АЦП) для получения электроэнцефалографических сигналов, программного обеспечения обработки межпульсового и дыхательного интервалов, а также ЭЭГ сигналов для режима «сырой записи» и режимов биоправления.

Задачи исследования. Для достижения поставленной цели были сформулированы следующие задачи:

- разработать структурную схему датчиков пульса, дыхания, четырехканального устройства регистрации ЭЭГ и генерации стимулирующего сигнала (УРИГС);
- разработать алгоритмы ввода электрофизиологической информации, позволяющие регистрировать и обрабатывать физиологический сигнал в режиме реального времени;
- создать структуру программного модуля записи и обработки ЭЭГ сигнала;
- разработать программное обеспечение, обеспечивающее режимы записи «сырой» ЭЭГ и альфа-, бета- тренинга;

Результаты исследований. Структурная схема устройства регистрации ЭЭГ и генерации стимулирующего сигнала (УРИГС) включает

портативный источник питания в виде комплекта из четырех последовательно соединенных аккумуляторных батарей типа АА фирмы Varta емкостью 750мА/ч. Преобразователь напряжения на переключаемых конденсаторах. Типичным решением является использование DC-DC преобразователя фирмы MAXIM MAX1759, который позволяет получить неизменное значение напряжения питания 5 В при снижении напряжения аккумуляторных батарей до 1.8 В.

Рассмотрим цифровой сигнальный контроллер. Система УРИГС не нуждается во внешнем вычислителе и аналогово-цифровом преобразователе. При детальном просмотре спектра алгоритмов, используемых в системах мониторинга физиологических параметров, представляется перспективным применение недорогих 16-разрядных микроконтроллеров dsPIC33F. Семейство dsPIC33F состоит из программируемых однокристальных микропроцессоров, которые имеют общую базовую архитектуру, оптимизированную для обработки цифровых сигналов. Существующие модели процессоров имеют разный объем памяти, расположенной непосредственно на кристалле, разное количество синхронных портов ввода-вывода, каналы DMA, разное энергопотребление и т.д. Семейство dsPIC33F использует модифицированную Гарвардскую архитектуру, в которой память данных служит для хранения данных, а память программ - для хранения, как кодов инструкций, так и данных. Процессоры семейства являются 16-разрядными и предназначены для операций с целыми числами, так и представленными в дробном формате, имеют аппаратно-программную возможность работы с много-разрядными числами и поддержку плавающей арифметики. Большинство инструкций являются однократными. Аппаратно реализованы операции умножения. Для решения поставленной задачи был выбран процессор dsPIC33FJ128JP706.

Датчик пульса выполнен на основе оптопары. В данном случае в зависимости от степени наполнения пальца кровью изменяется интенсивность излучения, проходящего через палец, падающего с инфракрасного светодиода на фотодиод в датчике. Сигнал с датчика поступает на буферный усилитель, обладающий единичным коэффициентом усиления наряду с высоким входным сопротивлением (сотни МОм) и высоким коэффициентом подавления синфазного сигнала (порядка 100 dB). Далее, проходя через полосовой фильтр, сигнал пульса освобождается от низкочастотных составляющих, лежащих ниже 0.03 Гц (в том числе и постоянной составляющей), и высокочастотных составляющих, лежащих выше 10 Гц (в том числе и сетевых наводок 50 Гц), и усиливается до амплитуды 4 вольта в усилителе. Далее он поступает на аналоговый вход цифрового сигнального контроллера, где производится преобразование в цифровые коды.

Датчик дыхания также выполнен на основе оптопары. Основное отличие от датчика пульса состоит в том, что интенсивность инфракрасного излучения изменяется в зависимости от расстояния между фотодиодом и светодиодами в датчике. Сигнал дыхания усиливается в усилителе и освобождается от высокочастотных составляющих выше 10 Гц в фильтре низких частот. Далее он поступает на аналоговый вход цифрового сигнального контроллера, где производится его оцифровка.

Структура стимулятора состоит из цифроаналогового преобразователя, преобразователя полярности, фильтра низких частот и усилителя.

Преобразователь +/-14 В предназначен для обеспечения двуполярным напряжением питания выходного усилителя стимулятора. В качестве него используется схема на основе DC-DC преобразователей на переключаемых конденсаторах ICL7662. ЦАП используется для перевода цифрового сигнала стимуляции, генерируемого согласно зашитым в микроконтроллер алгоритмам, в аналоговый сигнал.

В качестве ЦАП применяется сравнительно недорогая микросхема MCP4921 с разрядностью преобразования 12 бит.

Преобразователь полярности используется для получения биполярного сигнала из монополярного, поступающего со входа ЦАП. Он выполнен на основе недорогого операционного усилителя MCP602.

Сигнал с ЦАП, проходя, преобразователь полярности, поступает на фильтр низких частот ФНЧ, где освобождается от высокочастотных составляющих, вызванных ступенчатой формой аналогового сигнала, полученного с ЦАП, и подается на усилитель с коэффициентом усиления 3, где соответственно усиливается в 3 раза. Полученный в результате аналоговый усиленный сигнал используется для стимуляции.

Модуль памяти SD предназначен для обеспечения возможности долговременного хранения оцифрованных данных. В устройстве имеется возможность установки карт памяти SD емкостью 512 мБайт и выше. Данные во внешнем ПЗУ УГСЭЭГ (SD-карта) хранятся в виде файлов. Имя файла содержит уникальный двухбайтный порядковый номер включения, который увеличивается на 1 после каждого запуска устройства и 3-х байтный номер файла. Размер файла является константой (файл состоит из четко определенного количества байт). По достижении данными объема, соответствующего данной константе, запись последующей группы данных осуществляется в другой файл, соответственно с увеличением порядкового номера файла.

Модуль Bluetooth приемопередатчика используется для беспроводной передачи данных в персональный компьютер (ПК).

Связь устройства УГСЭЭГ и ПК осуществляется посредством интерфейса RS-232. При

этом физическое соединение осуществляется с использованием радиоканала Bluetooth. Программное обеспечение осуществляет обмен информацией с устройством аналогично обмену данными через обычный последовательный (COM) порт.

Единицей информации в системе является пакет. ПК в данном случае является ведущим устройством. На каждый управляющий пакет с персонального компьютера устройство высылает пакет подтверждения (ответ) (кроме случая, когда передаются данные от УГСЭЭГ в ПК). Если подтверждение не было получено или возникла ошибка при передаче (например, контрольная сумма не сходится), отправку пакета необходимо повторить.

Если команды от ПК пересылаются в УГСЭЭГ во время передачи последним данных, то передача останавливается, не менее чем, на 1 сек.

Рассмотрим модули усилителей ЭЭГ и схема обработки сигнала. ЭЭГ представляет собой разность потенциалов между двумя точками поверхности кожи головы обследуемого. Она снимается с помощью специальных электродов, один из которых является активным, а другой референтным. Электроды представляют собой хлорсеребряные чашечки, заполняемые специальной пастой.

ЭЭГ сигнал с электродов поступает на инструментальный усилитель с высоким входным сопротивлением (100 МОм) и высоким коэффициентом подавления синфазного напряжения (110 dB) где усиливается в 10 раз. Далее, проходя через цепочку фильтров высоких частот (ФВЧ) (8-го порядка), режекторного фильтра (фильтрация 50 Гц), фильтра низких частот (ФНЧ) (8-го порядка) освобождается от помех и подается на оконечный усилитель.

Сигнал, полученный, с оконечного усилителя, оцифровывается во внутреннем АЦП цифрового сигнального контроллера и обрабатывается с использованием методов цифровой фильтрации. Для устройства применен фильтр с бесконечной импульсной характеристикой, рассчитанный для частоты дискретизации 1 кГц. Дополнительно используется цифровой режекторный фильтр, рассчитанный на частоту 50 Гц. Полоса задержания выбирается в пределах 10 Гц.

Для визуальной индикации состояния УРИГС в нем предусмотрен модуль индикации (светодиод).

Аналоговый сигнал, поступающий из датчиков пульса, дыхания, а также ЭЭГ сигнал от электродов поступает в устройство УРИГС, где происходит его первичная обработка. Оцифрованный сигнал в виде потока пакетов данных из устройства УРИГС принимается драйвером устройства в компоненте съема данных. Формат пакетов преобразуется из внутреннего формата устройства в формат биотехнической системы. Далее

поток пакетов отправляется в программу «диспетчер данных».

«Диспетчер данных» передает поток пакетов графическому модулю отображения данных ЭЭГ и программе «компоненту приема и накопления данных» модуля управляющей оболочки.

Данные об ЭЭГ отображаются в виде графика и по команде сохраняются в файл и далее в базу данных.

В режиме альфа- и бета-тренинга можно задавать продолжительность сеанса и уровень амплитуды для подачи звукового сигнала. Также поток пакетов, от «диспетчера данных» непрерывно передается к графическому модулю для отображения огибающих сигналов альфа или бета волн в процессе тренинга. В этом модуле при превышении заданного уровня амплитуды подается звуковой сигнал. В режиме альфа-тренинга окно отображения графической информации не показывается, в режиме бета-тренинга оно активно и в нем отображается график бета-ритма.

#### Выводы

1. Разработана структурная схема устройства регистрации электрофизиологических данных человека, включающая возможности работы с датчиками пульса, дыхания и ЭЭГ в двух режимах: режиме записи «сырой» ЭЭГ и режиме биоуправляемых альфа- и бета-тренингов;

2. Создан макетный образец четырехканального устройства регистрации ЭЭГ и генерации стимулирующего сигнала с передачей данных, полученных от датчиков через радиоканал Bluetooth.

3. Разработаны алгоритмы ввода электрофизиологической информации, позволяющие регистрировать и обрабатывать электрофизиологический сигнал в режиме реального времени в составе распределенной биотехнической системы;

4. Создана структура программного модуля записи и обработки ЭЭГ сигнала, работающего в двух режимах – режиме записи «сырой» ЭЭГ и режиме биоуправляемого альфа- и бета- тренинга, с возможностью дистанционного динамического управления лечебным воздействием на пациента с АРМ врача;

5. Разработано программное обеспечение в виде компонентов распределенной биотехнической системы, обеспечивающее реализацию следующих функций: прием электрофизиологических данных от четырехканального устройства регистрации ЭЭГ; управление процессом приема-передачи данных из АРМ врача; запись и обработку «сырой» ЭЭГ в режиме реального времени; проведение альфа-, бета-тренингов; визуализацию поступающих в режиме реального времени данных ЭЭГ; накопление и анализ регистрационных данных пациента и результатов их обследования и лечения в базе данных.

### **АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ МОДУЛЬ ДИРЕКТИВНОЙ ЦВЕТОСТИМУЛЯЦИИ В СТРУКТУРЕ СЕТЕВОЙ ИНТЕГРИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ МОДИФИКАЦИИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА**

Пятакович Ф.А., Макконен К.Ф.,  
Дударева С.Л., Емельянов Г.В.

*Белгород, Белгородский государственный  
университет*

Актуальность темы. В последние годы в отечественной клинической практике начали широко применять методы биоуправления, с сигналами различной модальности, направленные на трансформацию паттерна электроэнцефалограммы и последующую модификацию функционального состояния пациента. Современная технология биоуправления включает, как правило, использование цифровых сигнальных процессоров (ЦСП), обеспечивающих предварительную обработку входных сигналов (фильтрация, анализ спектра). Такой подход освобождает процессор компьютера от подобной обработки и переключает его на сервисные функции.

Стандартным подходом к проектированию программных систем является применение монолитной архитектуры, заключающей в себе все необходимые функции, заложенные на этапе разработки. Подобные системы обычно проектируются и реализуются с помощью того или иного языка высокого уровня, поддерживающего объектно-ориентированное программирование. Такая архитектура не отличается гибкостью, так как невозможно произвести модернизацию системы без ее замены целиком. С другой стороны, монолитные приложения сравнительно надежны, так как на их отладку затрачивается достаточно много времени. Однако высокий уровень надежности удается сохранить лишь до внесения каких-либо изменений и усовершенствований в систему, после чего фактически приходится тестировать все приложение целиком.

Однако современные требования, предъявляемые к биомедицинским системам, в значительной мере связаны с возможностями постоянного расширения и наращивания их функциональных свойств.

Важными проблемами являются также универсализация биомедицинского программного обеспечения, под которой, прежде всего, понимается проблема повторного использования программного кода, и преодоление имеющихся препятствий на пути интеграции разнородных компьютерных биомедицинских систем.

В настоящее время получила широкое распространение практика модульного построения программного обеспечения, при котором система разбивается на ряд функционально законченных модулей, причем каждый модуль удовлетворяет определенным соглашениям. Это дает возмож-