

УДК 681.5 615.8: 616-71

Г. О. Марсаль, А. А. Анисимов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Разработка программно-аппаратного комплекса регистрации и обработки ЭЭГ-сигналов для систем с нейробиоуправлением

Представлено описание основных этапов разработки программно-аппаратного комплекса, предназначенного для регистрации и обработки электроэнцефалографических сигналов для дальнейшего применения в системах на основе нейробиоуправления. Рассмотрены основные требования к данному классу биотехнических систем и предложен вариант реализации технологии нейробиологической обратной связи на базе портативного электроэнцефалографа, аппаратное обеспечение разработанной системы и структура программного обеспечения, включая базу данных испытуемого. Программная часть комплекса, написанная на языке программирования Python 3.8, вместе с разработанным алгоритмом обработки сигналов позволяют осуществлять прием, фильтрацию и оценку характеристик электроэнцефалограмм с малой задержкой, что необходимо в рамках решения задачи представления пользователю информации о текущей активности головного мозга в системах с нейробиологической обратной связью.

**Биологическая обратная связь, алгоритмы цифровой обработки сигналов,
электроэнцефалограмма, быстрое преобразование Фурье, спектральный анализ,
базы данных, нейробиоуправление**

Нейробиоуправление, или технология нейробиологической обратной связи (НБОС), – это нейрокогнитивная процедура, основанная на взаимодействии человека и компьютера. Цель НБОС состоит в том, чтобы предоставить субъектам возможность самостоятельно обучаться модификации функциональных биомаркеров, специфичных для психических расстройств, с целью улучшения когнитивных процессов. В психиатрии биомаркером обычно служит психофизиологическая переменная, которая объективно измеряется и оценивается как индикатор патогенных процессов или терапевтических реакций [1].

Большинство современных подходов основаны на модуляции ритмов мозга, определяемых прежде всего частотой их колебаний [2], [3]. Эта стратегия распространена, поскольку ритмы мозга демонстрируют высокое соотношение сигнал/шум в записях электроэнцефалограммы (ЭЭГ), а также потому, что они могут быть нарушены при некоторых психических расстройствах.

Как пример – повышенная тета- и пониженная бета-волновая активность у пациентов с синдромом дефицита внимания и гиперактивности (СДВГ) по сравнению со здоровыми контрольными группами [4]. Технология нейробиоуправления предоставляет возможность управления биопотенциалами головного мозга на основе модификации ритмов ЭЭГ и их сочетаний при активном участии самого человека.

В настоящее время нейробиоуправление используется в современной медицине в качестве дополнительного варианта лечения различных нейропсихологических расстройств и реабилитации, в частности для коррекции нарушений когнитивных функций и СДВГ у детей, а также в случаях наркологической, алкогольной и других зависимостей [5]. Таким образом, реализация подобных систем является одной из важных и перспективных задач в рамках развития технологий портативных медицинских терапевтических комплексов.

Основная цель систем с нейробиоуправлением, особенно в клинической среде, заключается в обучении пациента механизмам саморегуляции нейрофизиологических параметров. Суть метода основана на гипотезе, которая предполагает, что отклонения в функционировании мозга вызывают поведенческие симптомы нейропсихологических расстройств. Субъекта учат, как усиливать или подавлять специфические, атипичные электрофизиологические параметры посредством оперантного обусловливания, когда модель поведения модифицируется с помощью немедленной обратной связи и положительного подкрепления [6].

ЭЭГ представляет собой недорогую, надежную и потенциально мобильную методику регистрации мозговой активности, а возможность реализации высокого временного разрешения делает ее идеальной для приложений, основанных на применении нейробиологической обратной связи в реальном времени [7]. Структурная схема системы с нейробиоуправлением представляет собой замкнутый контур (рис. 1), основным блоком которого – блок регистрации ЭЭГ пациента [8]. В схеме функционирования данной системы выделены четыре основных этапа:

1. Регистрация ЭЭГ-сигнала с поверхности кожи головы пациента.

2. Обработка полученных сигналов и извлечение интересующих параметров с задействованием алгоритмов цифровой обработки.

3. Реализация обратной связи путем вывода информации о текущем значении параметра в доступной для восприятия форме.

4. Интерпретация результатов анализа пользователем (пациентом) и последующая саморегуляция параметра.

Таким образом, для реализации подобной системы необходимы следующие обязательные функциональные блоки: регистрации физиологического сигнала (в данной работе – портативный электроэнцефалограф), анализа сигнала (программный алгоритм обработки) и отображения информации, в качестве которого выступает монитор персонального компьютера (ПК).

Техническое обеспечение разрабатываемого комплекса. На этапе проектирования к аппаратной части разрабатываемого комплекса были сформированы следующие требования:

1. Возможность регистрировать ЭЭГ-сигнал в нескольких отведениях, с частотой дискретизации не менее 250 Гц.

2. Компактность и портативность.

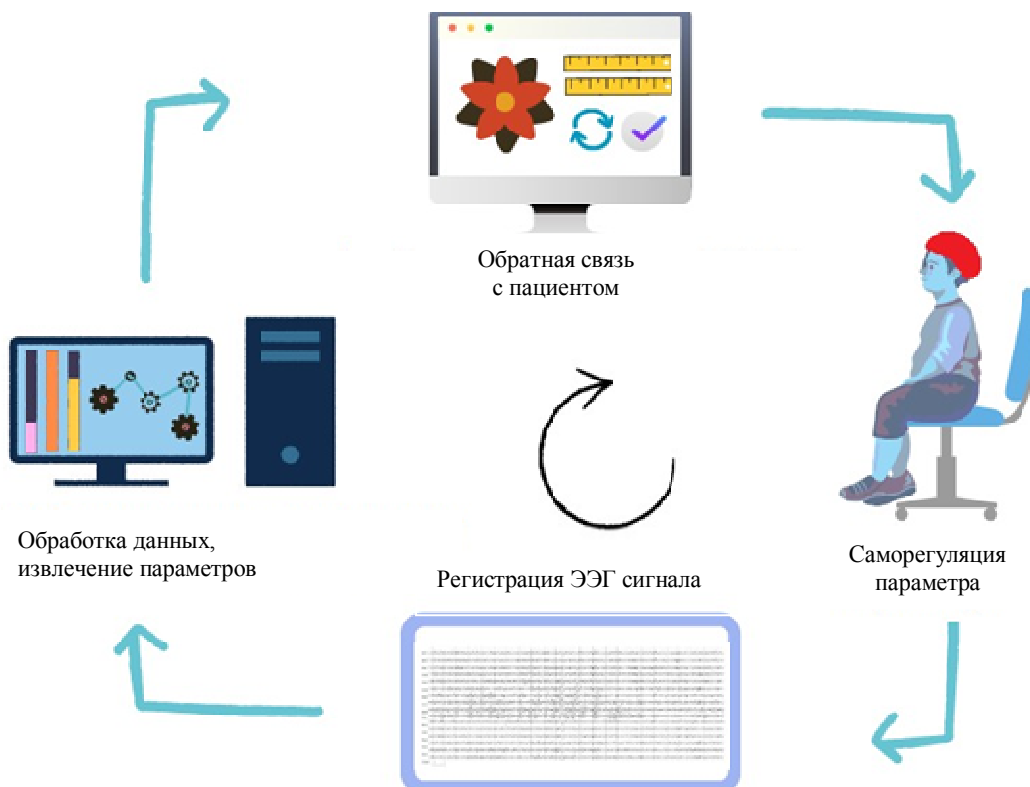


Рис. 1

3. Возможность беспроводной передачи данных.

4. Безопасность пользователя.

5. Низкая себестоимость аппаратной части комплекса.

С учетом совокупности данных требований было принято решение реализовать аппаратную часть системы на базе аналогового интерфейса медицинского назначения (Analog Front End, AFE) ADS1299 производства фирмы «Texas Instruments» в комбинации с отладочной платой NodeMCU на базе микроконтроллера (МК) ESP8266. Данное техническое решение позволяет регистрировать ЭЭГ-сигналы с последующим усилением и фильтрацией при небольших габаритах устройства. Встроенный в микроконтроллер Wi-Fi-модуль способен передавать сигнал на ПК в режиме реального времени. Структурно-функциональная схема разработанного комплекса, реализующего технологию нейробиологической обратной связи, представлена на рис. 2.

Биопотенциалы, регистрируемые при помощи электродной системы, состоящей из 8 электродов (Э1–Э8), поступают на аналоговый интерфейс ADS1299. В нем усиливается сигнал и устраняется синфазная составляющая, а также подавляются высокочастотные помехи вне диапазона полезных частот регистрируемого сигнала. Питание ADS1299 получает от линейного стабилизатора напряжения LM1117, преобразующего входное напряжение в стабильные 5 В для питания всей системы. Это защищает схему от возможной не-

стабильности напряжения со стороны внешнего источника питания (батарейка с напряжением 9 В). Усиленный сигнал ЭЭГ поступает на встроенный аналого-цифровой преобразователь (АЦП) с высоким разрешением (24-битный сигма-дельта АЦП), далее данные в цифровом виде по последовательному SPI-интерфейсу поступают на микроконтроллер ESP8266 для промежуточного хранения, первичной обработки и передачи на ПК. Данный МК имеет в своем составе модуль беспроводной передачи данных Wi-Fi, посредством которого осуществляется отправка данных и связь с внешними устройствами. В целях организации такой связи помимо беспроводной связи Wi-Fi предусмотрены коннекторы для интерфейса связи SPI и портов ввода-вывода. Информация, представляющая собой воздействие на пациента, отображается в графической форме на дисплее, подключаемом к ПК (внешнее устройство).

Одним из главных преимуществ данной реализации является портативность функционального блока регистрации и преобразования сигнала, разводка печатной платы которого в программе CircuitMaker, а также сама изготовленная плата представлены на рис. 3. Используемый подход позволяет использовать данный блок без непосредственного физического контакта с внешними устройствами, что расширяет границы его использования и позволяет без затруднений распространить область применения, в том числе на мобильные телефоны и планшетные компьютеры.

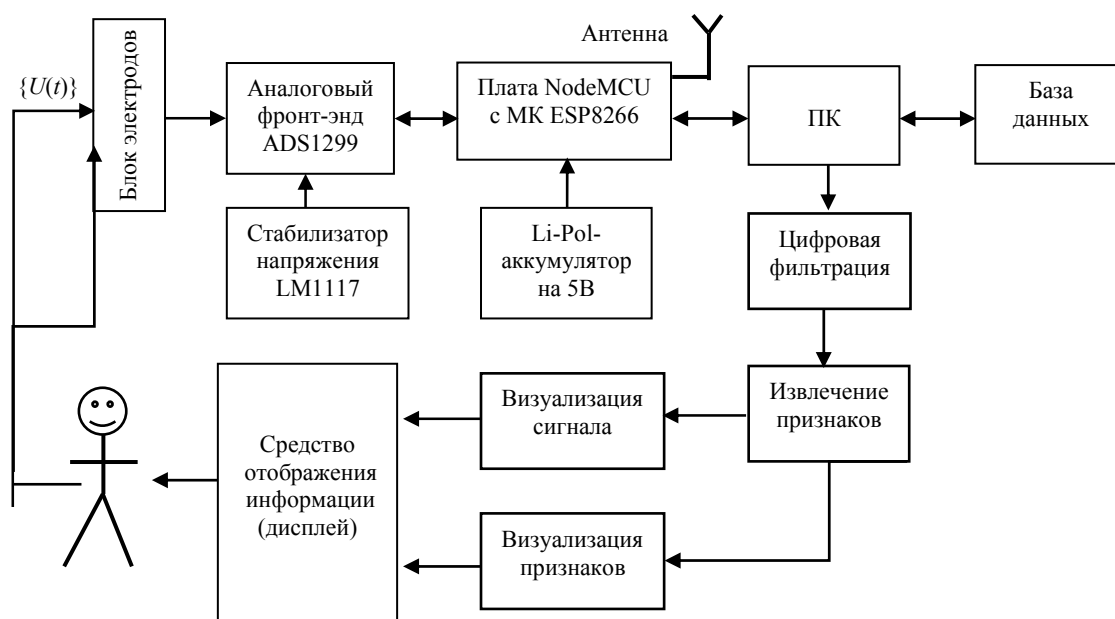


Рис. 2

Помимо этого, отсутствие электрического контакта с ПК позволяет повысить безопасность системы для пациента ввиду низких используемых напряжений (не более 5 В). Разработанный комплекс в зависимости от применяемых методов может выполнять как клинико-диагностическую, так и терапевтическую функцию.

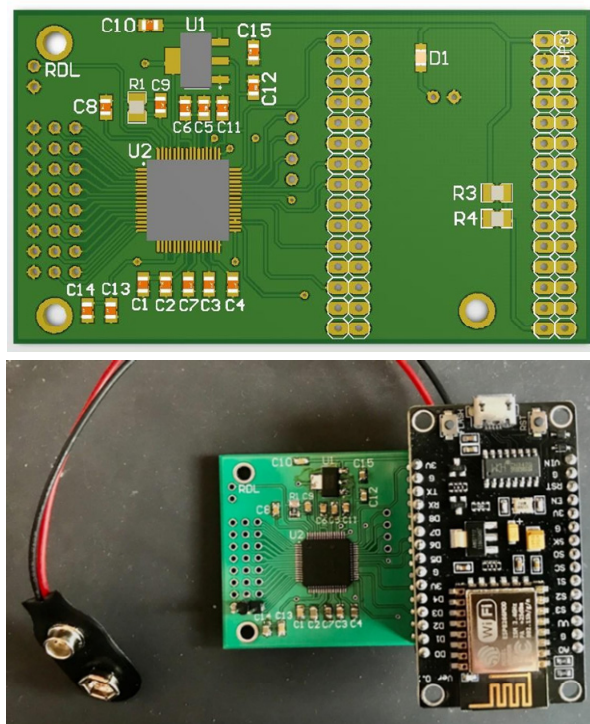


Рис. 3

Методы и алгоритмы обработки ЭЭГ-сигналов. Существует столь же большое количество алгоритмов обработки электроэнцефалограмм и выявления необходимых признаков, используемых в системах с нейробиологической обратной связью, как и исследований, посвященных разработке таких систем. Тем не менее, большинство из них базируется на частотно-временном и корреляционном анализе, а в последнее время, в связи с активным развитием алгоритмов машинного обучения, используются и новые подходы, основанные на применении классификаторов и нейронных сетей. Так называемая стадия извлечения признаков подразумевает отбор признаков, извлеченных из сигнала мозговой активности, которые используются для организации биологической обратной связи. Обычно эти признаки представляют тот паттерн мозговой активности, который требуется модулировать. Как правило, основной задачей в таком случае становится выбор определенной полосы частот ЭЭГ, которая

соответствует «рабочему языку» мозговой сети, связанной с определенной когнитивной функцией. Более сложные процедуры, основанные на алгоритмах машинного обучения или передовых методах декомпозиции данных, также могут применяться, однако в настоящее время они, как правило, не используются из-за затруднений с реализацией этих алгоритмов в режиме реального времени [7].

Записи ЭЭГ зачастую подвержены появлению различных нежелательных сигналов (артефактов). Наличие артефактов в сигнале ограничивает клиническую полезность исследования и может привести к ошибочным диагнозам, включая, в частности, обнаружение несуществующих неврологических расстройств [9]. Артефакты также могут затруднять анализ сигналов как во временной, так и в частотной области и приводить к неправильному толкованию исследуемого явления. Такие помехи обычно характеризуются амплитудой, превышающей полезную часть сигнала, при этом они часто принимают форму пиков или шумовых колебаний. В зависимости от природы артефакта, может быть зашумлен один канал или несколько. Более того, если эти нарушения присутствуют в большинстве каналов (или во всех), они часто проявляются в различных пропорциях [10].

Реконструкция подпространства артефактов (Artifact Subspace Reconstruction, ASR) – относительно новый алгоритм адаптивной цифровой фильтрации [11], который был использован в данном исследовании. В [12] авторы применяют этот метод для устранения высокоамплитудного шума, включая артефакты, связанные с движением. В [13] ASR был успешно применен в исследовании потенциалов, связанных с событием (ПСС). Авторы провели анализ с ASR и без него, и результаты подтвердили, что ASR не искажает результаты исследования ПСС. В [14] авторы применили ASR для уменьшения артефактов движения, связанных с ходьбой по беговой дорожке.

ASR – это алгоритм коррекции артефактов ЭЭГ, позволяющий удалить из исходного сигнала (до фильтрации) значительное количество шумов (например, при моргании или сжатии челюстей), как это показано на рис. 4. Этот алгоритм доступен в виде программного плагина EEGLab, который разлагается с помощью метода главных компонент (МГК). Каждый полученный фрагмент ЭЭГ сканируется для выявления сигнала с высокой дисперсией, превышающего заданный порог, с помощью статистического сравнения с данными

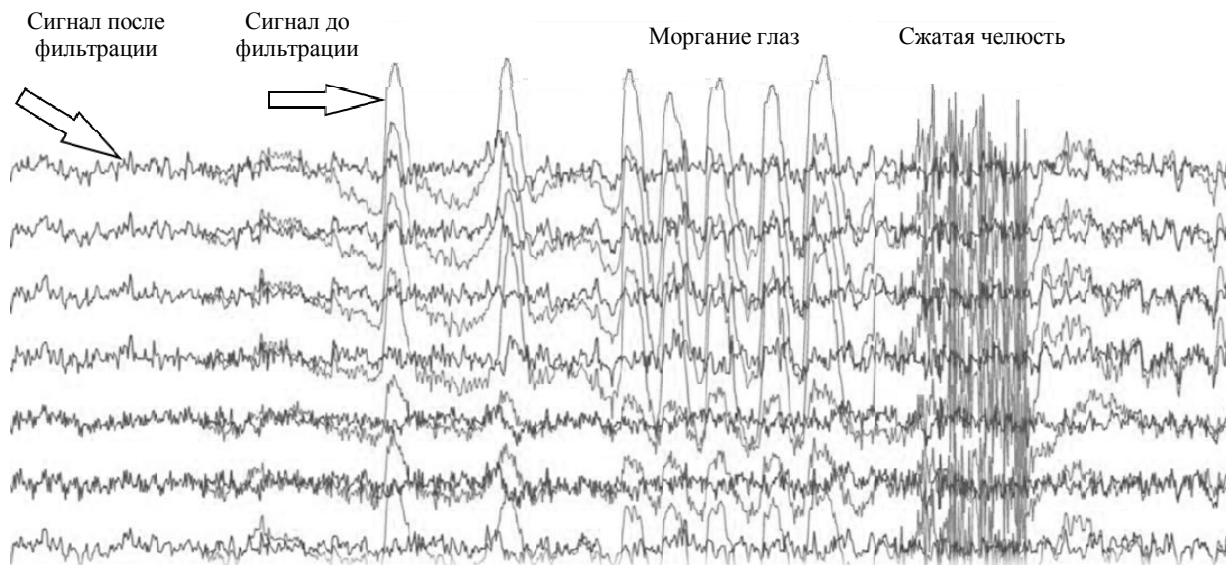


Рис. 4

из полученной чистой записи ЭЭГ, содержащей минимальные артефакты. Для каждого скользящего окна метод ищет основные подпространства, значительно отклоняющиеся от базового сигнала. Эти фрагменты линейно реконструируются с помощью матрицы смешивания, вычисленной по данным калибровки, являющейся базовой записью ЭЭГ [12]. По умолчанию процесс удаления артефактов ASR на основе МГК может также работать с подпространством компонент анализа независимых компонент (АНК), предварительно вычисленным по данным калибровки [15] или оцененным с помощью рекурсивного АНК в режиме реального времени.

Данный алгоритм использует скользящие окна сигнала ЭЭГ, каждое из ЭЭГ – нестационарный случайный сигнал, имеющий сложную форму, что затрудняет визуальную интерпретацию спектральной оценки, получаемую при помощи обычного преобразования Фурье.

Для описания сигналов такого рода невозможно использовать четкую математическую зависимость, однако можно оценить спектральную плотность мощности (СПМ) [16]. Оценку СПМ можно разделить на две категории, а именно: классическую оценку спектра мощности (непараметрическую оценку) и авторегрессионную оценку (параметрическую). Для реализации системы, способной производить оценку СПМ сигнала ЭЭГ в режиме реального времени с минимальной задержкой, закономерно использование первого метода в связи с его относительной математической простотой.

При использовании алгоритма быстрого преобразования Фурье (БПФ) для получения спектральных оценок возможны два основных варианта: расчет БПФ для всего фрагмента сигнала целиком (периодограммный метод) или использование усреднения спектров, рассчитанных по перекрывающимся фрагментам сигнала (периодограммный метод Уэлча).

При использовании периодограммного метода, используемого при реализации разработанного алгоритма обработки сигналов, выполняется последовательность процедур [17]:

1. Удаление из сигнала среднего значения (или линейного тренда) с целью устранения постоянной составляющей.
2. Умножение анализируемого сигнала на сглаживающее окно для уменьшения так называемой спектральной утечки, вызываемой разрывами на краях анализируемого фрагмента, возникающими при его периодическом продолжении.
3. Дополнение фрагмента сигнала нулевыми значениями до размера, соответствующего ближайшей степени числа «2», что делает возможным дальнейшее использование алгоритма быстрого преобразования Фурье.
4. Расчет дискретного преобразования Фурье с помощью алгоритма БПФ.
5. Расчет СПМ.
6. Умножение СПМ на корректирующий коэффициент, учитывающий потери мощности при использовании сглаживающего окна.
7. Умножение СПМ на корректирующий коэффициент, учитывающий потери мощности при дополнении нулями.

Метод Уэлча заключается в использовании вышеприведенных шагов не для целого сигнала, а для сегментов, на которые он разбивается [18]. Ширина данных сегментов, а также их взаимное перекрытие подбираются в зависимости от характера анализируемого сигнала. Далее полученные оценки усредняются по соответствующим частотам. Оценки спектральной плотности мощности, полученные с помощью метода Уэлча, отличаются большей статистической устойчивостью по сравнению с простым периодограммным методом.

Поскольку при использовании дискретного преобразования Фурье неявно подразумевается бесконечное периодическое продолжение анализируемого сигнала, в получаемом спектре может наблюдаться эффект, называемый спектральной утечкой, который проявляется в «растекании» мощности спектральных составляющих по диапазону частот. Этот эффект может быть снижен за счет применения так называемых сглаживающих окон. Под последними понимаются функции, имеющие на краях близкие к нулю значения, которые плавно возрастают до единицы в средней части функции.

Программная реализация. Основное требование к программной части разрабатываемого ЭЭГ БОС-комплекса – возможность обрабатывать и отображать регистрируемые сигналы всех каналов регистрации в режиме реального времени. Также программа должна иметь возможность выбора параметров регистрации сигнала (фильтрация, частота дискретизации, усиление). Помимо этого, для ведения журнала пройденных процедур необходимо подключение базы данных (БД) с возможностью просмотра, ручного редактирования и экспорта протоколов как в формате БД, так и в более удобном для чтения пользователем формате таблиц Microsoft Excel. Анализируя поставленные задачи и требования, предъявляемые к программе, наиболее целесообразным вариантом для реализации графического интерфейса (Graphical User Interface, GUI) был выбран язык программирования Python 3.8.

Среди библиотек, созданных для написания GUI, наиболее широкий функционал предоставляет PyQt5, имеющий дополнительное программное обеспечение для проектирования вида графического окна (ПО QtDesigner). Для хранения и записей протоколов пройденных процедур, включающих в себя информацию о пациенте (ФИО, дата рождения и т. д.), а также о самой процедуре (дата и время проведения процедуры,

отзыв пациента о пройденной процедуре) была использована система управления базами данных (СУБД) SQLite. Выбор данной СУБД обусловлен ее преимуществами: кроссплатформенность, поддержка достаточно полного набора команд SQL, высокая надежность и доступность в исходных кодах (на языке C). Исходные коды SQLite находятся в публичном доступе, что означает полное отсутствие ограничений на ее использование.

Еще одно важное преимущество данной СУБД состоит в отсутствии серверной составляющей – само приложение и есть сервер. Доступ к БД происходит через «подключения» к БД, которые открываются через вызов соответствующей функции DLL. При открытии указывается имя файла БД. Если такового нет – он создается автоматически. Допустимо открывать множество подключений к одной и той же БД (через имя файла) в одном или разных приложениях. Система использует механизмы блокировки доступа к файлу на уровне ОС, чем обеспечивается работоспособность БД. Структура разработанного программного обеспечения, реализующего программную часть комплекса, изображена на рис. 5.

Структура программы разделена на 4 блока, доступ к которым осуществляется из главного окна, запускаемого при открытии программы. В данном окне заполняются данные пациента перед проведением БОС-процедуры, установка соединения с устройством, а также выбор настроек регистрации сигнала во время проведения процедуры.

Доступ в режим проведения процедуры осуществляется после заполнения информации о пациенте. Структура данного блока включает в себя все средства управления ходом проведения процедуры (присутствуют элементы переключения режимов, приостановки и завершения процедуры). Также данный раздел включает в себя окно опросника, в котором содержится форма обратной связи, включающая в себя 5 вопросов и поле ввода комментария о самочувствии пользователя. Режим просмотра протоколов содержит в себе все необходимые элементы для управления и чтения информации из БД. Раздел справки при необходимости может быть вызван пользователем из главного окна программы.

Программа при проведении процедуры действует по следующему алгоритму. Первым делом устанавливается соединение с устройством регистрации сигнала, после чего происходит заполне-

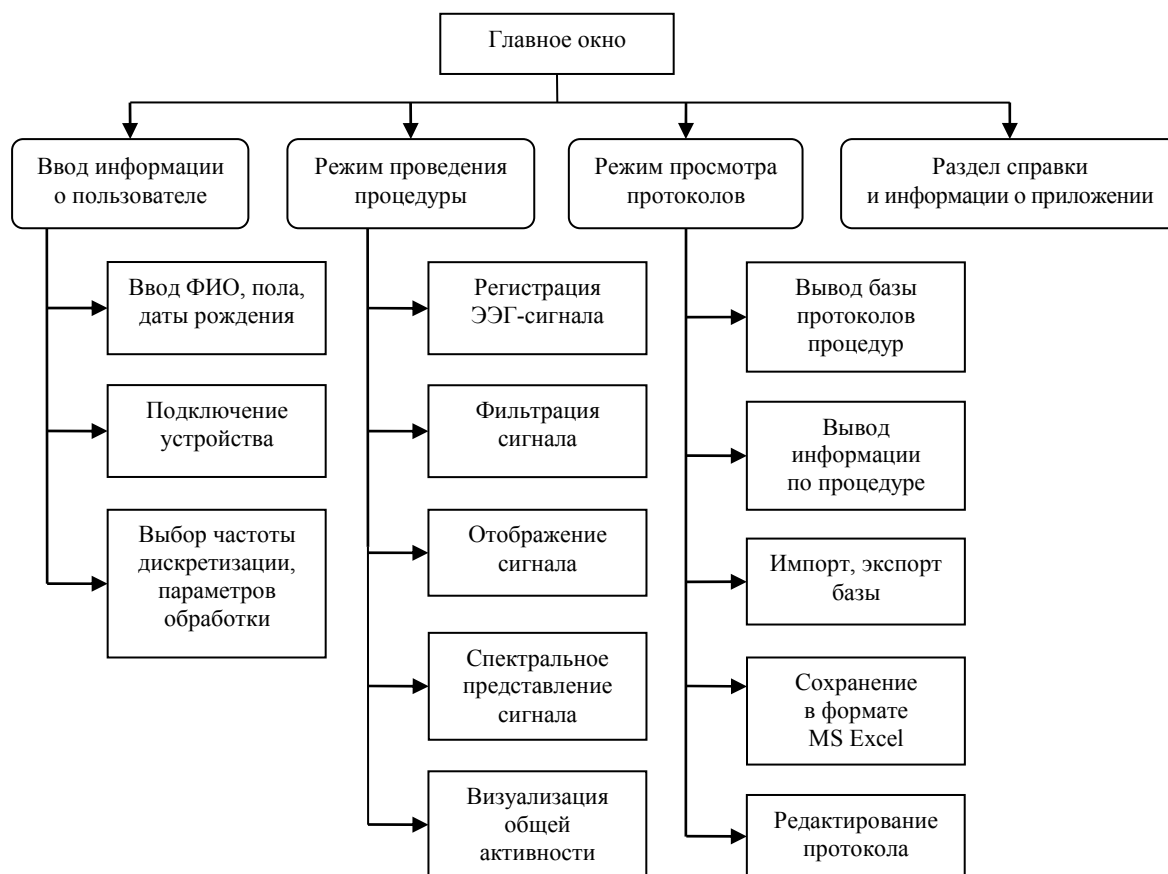


Рис. 5

ние информации о пользователе и выбор необходимых параметров проведения процедуры. Затем, после перехода в окно проведения процедуры и нажатия кнопки «Начать», запускается цикл приема, обработки и построения сигнала и его спектральных характеристик, выводимых как в табличной форме, так и в форме шкал «прогресса», более понятных пользователю. После окончания БОС-процедуры и нажатия соответствующей кнопки активируется окно опросника, в котором пользователь отвечает на вопросы о своем самочувствии в ходе проведения процедуры, дает комментарий о своих впечатлениях и ощущениях. Далее происходит запись введенных ответов в БД и возврат на главное окно.

В случае, если требуется просмотр протоколов процедур, происходит переход в окно ввода пароля доступа. После ввода верного пароля активируется окно просмотра протоколов. При этом специалист может увидеть подробную информацию по каждой процедуре, при необходимости – редактировать и удалять протоколы, а также ознакомиться с ответами пользователей. Если необходим импорт/экспорт БД либо сохранение в фор-

мате таблиц Microsoft Excel, нажимается соответствующая кнопка на панели действия. Вызов справки по работе с программой возможен при нажатии на соответствующую кнопку в главном окне программы.

Для апробации предложенного алгоритма обработки ЭЭГ-сигналов в системе с нейробиоуправлением была проведена отладка работы программы на примере тестовых сигналов, снятых с пациента (мужчина, возраст 32 года, без диагностированных психических отклонений и органических поражений головного мозга) и подаваемых в режиме реального времени. При этом использовались следующие параметры регистрации сигнала:

- частота дискретизации: 250 Гц;
- усиление сигнала: 12 раз;
- применение фильтрации методом ASR.

Пример реализации программного комплекса, включая графики регистрируемых ЭЭГ-сигналов всех четырех отведений, а также СПМ ритмов и шкалы выраженности ритмов, показан на рис. 6. Анализируя полученные результаты, можно сделать заключение об успешной работе разработанного алгоритма. Фильтрация и спектральный анализ сигналов в режиме реального времени не со-

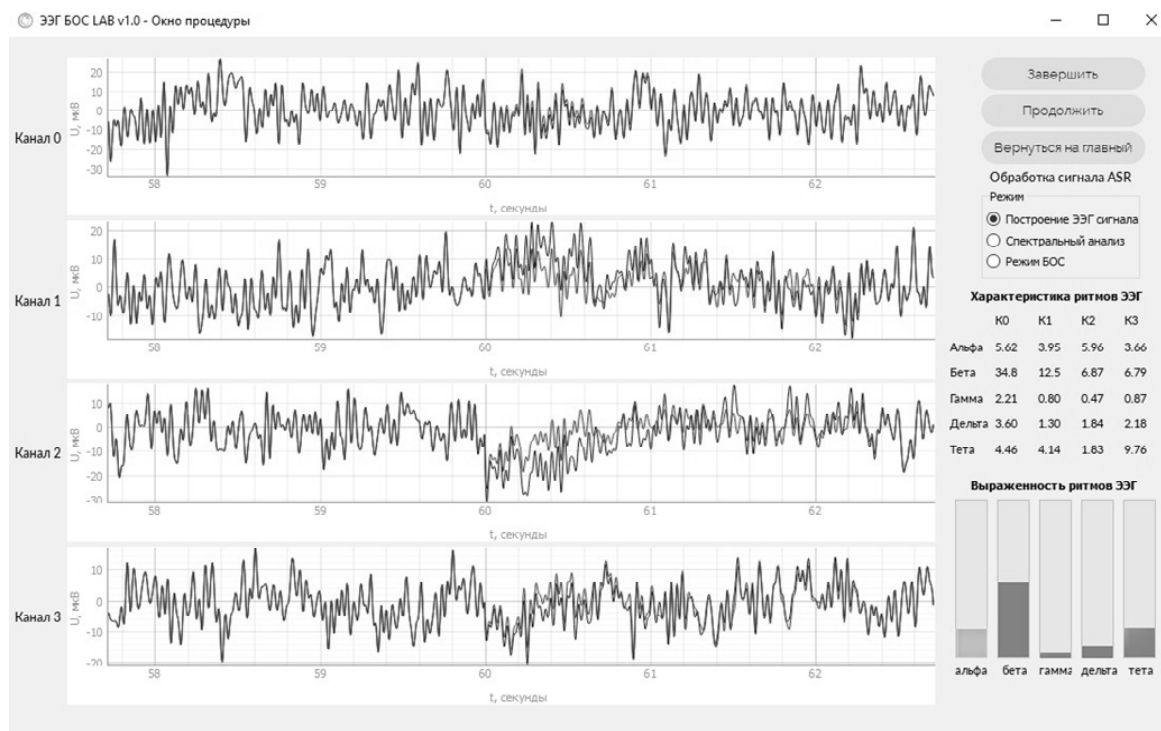


Рис. 6

ждали ощутимой задержки и, следовательно, обеспечение незамедлительной обратной связи с пользователем возможно.

В рамках данного исследования был реализован алгоритм обработки ЭЭГ-сигналов, а также программно-аппаратный комплекс, реализующий технологию нейробиологической обратной связи. Портативный электроэнцефалограф, описанный в первой части статьи, отвечает предъявленным к нему требованиям, относящимся к параметрам регистрации ЭЭГ-сигнала, безопасности пользователя, а также невысокой стоимости элементной базы. Программная часть комплекса вместе с разработанным алгоритмом обработки сигналов позволяют осуществлять прием, фильтрацию и оценку характеристик электроэнцефалограмм с малой задержкой, что необходимо в рамках задачи предоставления пользователю информации о те-

кущей активности головного мозга в системах с нейробиологической обратной связью.

Преимущества разработки заключаются в кроссплатформенности программного обеспечения, а также в портативности и возможности реализации технологии в области мобильного здравоохранения, что, учитывая недорогую элементную базу, теоретически может расширить область применения технологии и сделать ее более доступной широкому кругу пользователей.

В ходе анализа текущего состояния проблемы разработки систем с нейробиологической обратной связью было установлено, что потребность и общественный интерес к данной технологии с каждым годом только увеличивается. Таким образом, в связи с растущей популярностью телемедицинских комплексов актуальность исследований в данном направлении не вызывает сомнений.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Savitz J. B., Rauch S. L., Drevets W. C. Clinical application of brain imaging for the diagnosis of mood disorders: the current state of play // *Mol Psychiatry*. 2013. № 18(5). P. 528–539.
2. Arns M., Batail J. M., Bioulac S. Neurofeedback: one of today's techniques in psychiatry? // *Encephale*. 2017. № 43(2). P. 135–145.
3. Micoulaud-Franchi J. A., McGonigal A., Lopez R. Electroencephalographic neurofeedback: level of evi-

dence in mental and brain disorders and suggestions for good clinical practice // *Neurophysiol. Clin*. 2015. № 45(6). P. 423–433.

4. Arns M., Conners C. K., Kraemer H. C. A decade of EEG theta/beta ratio research in ADHD: a meta-analysis // *J. Atten. Disord*. 2013. № 17 (5). P. 374–383.

5. Веб-ресурс Boslab.ru // Нейробиоуправление. URL: <https://boslab.ru/methods/bioypravlenie/neyrobioupravlenie.php> (дата обращения 20.03.2021).

6. Nina O., Bojan R., Uros M. Review of the therapeutic neurofeedback method using electroencephalography: EEG Neurofeedback // *Bosnian j. of Basic Med. Sci.* 2018. No 19 (3). P. 213–220.
7. Enriquez-Geppert S., Huster R. J., Herrmann C. S. EEG-Neurofeedback as a tool to modulate cognition and behavior: A review tutorial // *Front. Hum. Neurosci.* 2017. № 11. P. 11–19.
8. Xiaoxiang Z. Neural Interface: Frontiers and Applications // Springer 2019. URL: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-981-13-2050-7> (дата обращения: 30.09.2021).
9. Jiang X., Bian G. B., Tian Z. Removal of Artifacts from EEG Signals: A review // *Sensors (Basel)*. 2019. № 19(5). P. 987–1005.
10. Sweeney K. T., Ward T. E., McLoone S. F. Artifact removal in physiological signals practices and possibilities // *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2012. № 16. P. 488–500.
11. Plechawska-Wojcik M., Kaczorowska M., Zapala D. The Artifact Subspace Reconstruction (ASR) for EEG signal correction. a comparative study // *Inform. Systems Architecture and Technol.: Proc. of 39th Intern. Conf. on Information Systems Architecture and Technology ISAT 2018*, Nysa, Poland, September 16–18, 2018. 2018. P. 125–133.
12. Sitting and standing intention can be decoded from scalp EEG recorded prior to movement execution / T. C. Bulea, S. Prasad, A. Kilicarslan, J. L. Contreras-Vidal // *Front. Neurosci.* 2014. № 8.
13. Real-time modeling and 3D visualization of source dynamics and connectivity using wearable EEG / T. Mullen, C. Kothe, Y. M. Chi, A. Ojeda, T. Kerth, S. Makeig, G. Cauwenberghs, T. P. Jung // *35th Annual Intern. Conf. on Engin. in Med. and Biol. Society (EMBC)*, Osaka, Japan, 3–7 July 2013. 2013. P. 2184–2187.
14. Prefrontal, posterior parietal and sensorimotor network activity underlying speed control during walking / T. C. Bulea, J. Kim, D. L. Damiano, C. J. Stanley, H. S. Park // *Hum. Neurosci.* 2015. № 9.
15. ICA with reconstruction cost for efficient over-complete feature learning. / Q. V. Le, A. Karpenko, J. Ngiam, A. Y. Ng // *NIPS*. 2011. P. 1017–1025.
16. Zhao L., He Y. Power Spectrum Estimation of the Welch Method Based on Imagery EEG // *Appl. Mechanics and Materials*. 2013. № 278. P. 1260–1264.
17. Немирко А. П., Манило Л. А., Калиниченко А. Н. Математический анализ биомедицинских сигналов и данных. М.: Физматлит, 2017.
18. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов / пер. с англ. А. Н. Калиниченко; под ред. А. П. Немирко. М.: Физматлит, 2007.

G. O. Marsal, A. A. Anisimov
Saint Petersburg Electrotechnical University

DEVELOPMENT OF AN EEG SIGNAL RECORDING AND PROCESSING SYSTEM FOR NEUROBIOMECHANICAL CONTROL SYSTEMS

The article presents a description of the main stages of development of a hardware-software system, designed to record and process electroencephalographic signals for further use in systems based on neurobiocontrol. The basic requirements to this class of biotechnical systems are considered and a variant of implementation of neurobiological feedback technology based on a portable electroencephalograph, hardware of the developed system and structure of the software, including the database of a test person, is offered. The software part of the complex written in Python 3.8 programming language, together with the developed algorithm of signal processing, allow to carry out reception, filtering and estimation of characteristics of electroencephalograms with small delay, that is necessary within the limits of a task of representation to the user of the information on current activity of a brain in systems with neurobiological feedback.

Biofeedback, digital signal processing algorithms, electroencephalogram, fast Fourier transform, spectral analysis, databases, neurobiocontrol
