

А.В. Овчинников, А.М. Гатауллин

ПОДХОДЫ К ВЫЯВЛЕНИЮ ИСТОЧНИКА И ОЦЕНКЕ ДИНАМИКИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ СПОНТАННОЙ ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА СИСТЕМОЙ ВИРТУАЛЬНЫХ ПРИБОРОВ LABVIEW ПРИ ХРОНИЧЕСКИХ БОЛЕВЫХ СИНДРОМАХ

Аннотация

Одна из задач клинической электроэнцефалографии – выявление источника патологической биоэлектрической активности.

Это касается прежде всего проявлений эпилептической, эпилептиформной активности при различных заболеваниях и неврологических дисфункциях, характеризующихся крутым фронтом разряда во всех отведениях, затруднением локализации его источника и последующей оценки динамики его распространения.

Для решения данной задачи использована среда графического программирования LabVIEW, имеющая большое количество готовых виртуальных приборов (ВП) с последующей реализацией виртуального устройства, позволяющего в итоге различать близкие по значению амплитудные пики по времени их возникновения на основе пороговых значений, а также по оценке первой и второй производных.

Важно также, что среда LabVIEW развивается и имеет преимущества перед дорогостоящим медицинским оборудованием для нейрофункциональной диагностики.

В клинической электроэнцефалографии одна из важных задач состоит в выявлении источника, или фокуса, патологической биоэлектрической активности. Это касается прежде всего проявлений эпилепсии, а также эпилептиформной активности на электроэнцефалограмме (ЭЭГ), в частности при опухолях, последствиях черепно-мозговых травм. Важно также при дисрегуляторных нарушениях дифференцировать диэнцефальные и мезэнцефальные источники активности, установить ведущую роль одного из них или отразить аспекты их взаиморегуляции. Также возникает необходимость оценивать функциональное состояние центральной нервной системы (ЦНС) с данных позиций при хронических болях [1], [2], включая невропатические, и в том числе при миофасциальных болевых синдромах (МБС). В настоящее время разработаны такие подходы, как трехмерная локализация источника, когерентный анализ ЭЭГ [3]. Во многих случаях, однако, патологическая биоэлектрическая активность характеризуется генерализованными разрядами по всей поверхности скальпа в виде высокоамплитудных феноменов типа медленных острых двухфазных волн, колебаний «пик-волна». Их особенностью является крутой фронт нарастания волны (рис. 1, 3.1), а также может иметь место достижение амплитудного максимума при различном времени возникновения фронта волны в каждом отведении (рис. 3.3).

При этом когерентный анализ часто не устанавливает источник возникновения и не отслеживает динамику патологического феномена, а констатирует или визуализирует факт синхронного возбуждения всех корковых отделов головного мозга.

Это может быть обусловлено ослаблением нейрональных тормозных механизмов, повышенной или измененной реактивностью определенных структур мозга, например за счет сформированного генератора патологически усиленного возбуж-

дения (ГПУВ) при хронических болях, эпилепсии [1], [2], и в частности МБС. Следствием этого является затруднение идентификации исходного источника генерализованной активности. На рис. 1а приведена ЭЭГ больного с эпилепсией. Видно, что на фоне низкоамплитудной активности внезапно возникают высокоамплитудные синхронные синфазные разряды, как правило, почти одинаковой амплитуды. На данной ЭЭГ трудно выявить источник эпилептической активности. На рис. 1б представлена ЭЭГ больного, длительно страдающего МБС в области мышц шеи и верхних отделов спины в стадии обострения. Можно отметить, что в данном варианте ее амплитуда и конфигурация не совпадают в различных отведениях и отражают разную уровневую дисфункцию неспецифических структур мозга, индивидуальный паттерн которой формируется, в свою очередь, под влиянием сложного механизма взаимодействия антиноцицептивной (противоболевой) системы и ГПУВ [2].

В подобных случаях при амплитудном картировании перемещение маркера на один шаг (20 мс) вдоль нормальной ЭЭГ к фронту разряда может приводить к окрашиванию всей картограммы в одинаково темный цвет – достижение максимальной амплитуды во всех отведениях (например нейрочартограф «Brain Surveyor», фирма «Saico»). При этом динамика распространения возбуждения может не быть очевидной при близких амплитудных значениях в различных отведениях (рис. 2а, б, в).

В связи с указанными особенностями возникла потребность в разработке технических подходов к выявлению источников генерализованной фокальной (локальной) подкорковой и корковой активности, а также, как следствие, – для оценки динамики распространения возбуждения от одного отведения к другому. В подобном случае задача сводится к идентификации на поверхности скальпа отведения, в котором амплитуда достигает макси-

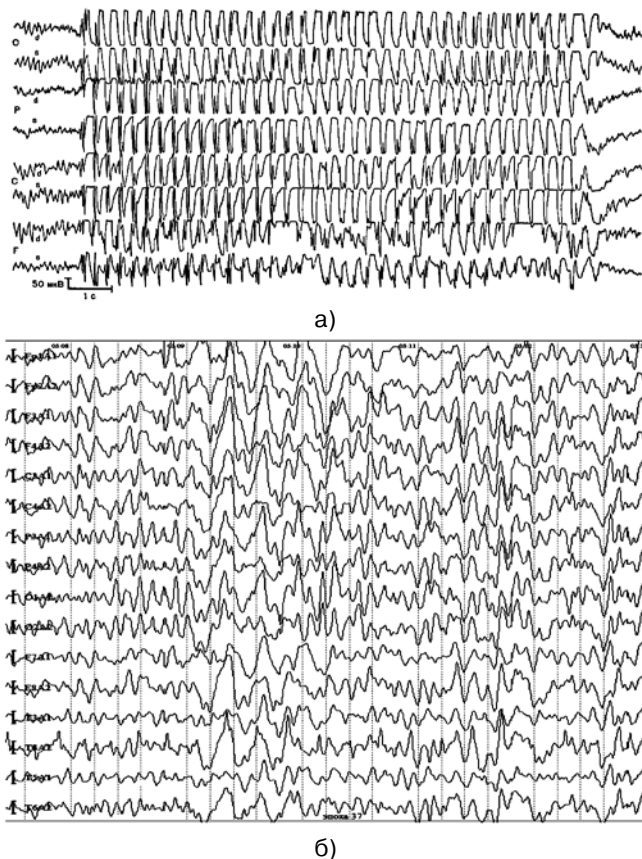


Рис. 1. а) Пример генерализованных билатерально-синхронных разрядов комплексов «пик-волна» частотой 3 Гц во время эпилептического приступа; F, C, P, O – лобные, центральные, теменные, затылочные отведения соответственно; s – точки регистрации ЭЭГ в левом полушарии, d – в правом; б) пример генерализованной вспышки медленных волн с различными амплитудами и формой в разных отведениях при хроническом болевом синдроме в стадии обострения. Обозначения отведений сверху вниз попарно: F1-F2, F3-F4, C3-C4, P3-P4, O1-O2, F7-F8, T3-T4, T5-T6. Стрелками сверху на обоих рисунках отмечены начало разряда и вспышки дельта-волн соответственно

ма в первую очередь. Далее должны идентифицироваться отведения, в которых амплитуда достигает максимума последовательно во 2-ю, 3-ю очередь и т. д. Возможно также, что разница во времени в достижении максимальных амплитуд может отсутствовать, а имеют место различные их значения в разных отведениях (рис. 3.2). Данный факт потребует своего патофизиологического обоснования при уверенности, что проблема быстрого действия элементов будет разрешена. Очевидно, что быстрое действие элементов устройства и шаг дискретизации по времени должны быть таковыми, чтобы различить два близких по значению амплитудных пика.

В целом могут иметь место следующие варианты сочетаний различий по амплитуде пиков, патологических волн и моментов их генерации (латентности) между разными отведениями данной ЭЭГ (рис. 3):

- 1) отсутствие различий латентностей и амплитуд между отведениями;
- 2) отсутствие различий латентностей между отведениями и их наличие для амплитуд;
- 3) отсутствие различий для амплитуд между отведениями и их наличие для латентностей;
- 4) различия латентностей и амплитуд между отведениями.

Техническая реализация программно-аппаратного комплекса (ПАК)

На рис. 4 изображена блок-схема ПАК для выявления источника и анализа динамики распространения спонтанной патологической генерализованной активности головного мозга путем обработки потока сигналов от системы датчиков, реализованной в среде LabView 8.5.

Полная схема ПАК достаточно громоздкая, поэтому на рис. 5 изображена принципиальная схема одного из каналов усиления усилителя сигналов ЭЭГ, отработанная в среде Multisim 10 – части системы графического программирования «National Instruments», а на рис. 7 – часть передней панели виртуального прибора ПАК с осциллограммой и спектром сигналов ЭЭГ. С помощью ПАС из общего сигнала ЭЭГ отфильтрованы сигналы альфа-волн, бета-волн, тета-волн и отображен их спектр.

Параметры канала усиления:

- коэффициент усиления – до 1000;
- полоса усиливаемых частот – от 0 до 100 Гц;
- коэффициент подавления синфазных помех – не менее 100 дБ;
- минимальный усиливаемый сигнал – 1 мкВ;
- входное сопротивление – десятки мегаом;
- RF – общая точка, относительно которой измеряется уровень усиливаемого сигнала (в нашем случае – кончик носа или правое ухо).

При наличии усилителя сигналов ЭЭГ и блока гальванической развязки отслеживается изменение размаха (среднее расстояние между минимальным и максимальным значениями), амплитуды и интенсивности сигналов (частоты следования сигналов) от различных отведений в зависимости от времени с применением виртуального прибора «Waveform Peak Detection.VI», являющегося подприбором, или модулем основного прибора. Он позволяет определять индекс в массиве, амплитуду и вторые производные пиков и их значения во входном сигнале в определенном временном интервале, который выше конкретного порогового значения по амплитуде.

Предварительно необходимо задать основные параметры данного виртуального прибора:

threshold – порог срабатывания по уровню сигнала;

initialize (T) – начальное время отсчета;

end of data (T) – конечное время отсчета.

На выходе предполагается получение следующих основных данных:

2nd Derivatives – вторые производные (массив);

Amplitudes – амплитуды (массив);

Locations – индексы (массив).

Далее значения из массива вторых производных (2nd Derivatives) проверяются на возможное их равенство нулю, и тем самым определяется индекс массива, где первая производная меняет знак. Проверка на нулевое значение сопровождается специальной булевой переменной, которая в случае равенства нулю второй производной принимает значение, равное «1», а в остальных случаях – значение, равное «0». Это является своеобразным триггером, сопоставление значений которого от различных отведений, развернутых во времени, дает представление о динамике процесса возбуждения.

На рис. 7 представлен скриншот передней панели виртуального прибора ПАК с осциллограммой и спектром составляющих сигналов ЭЭГ.

На рис. 7а нулю соответствует дельта-ритм; 0,02 – тета-ритм; 0,04 – альфа-ритм; 0,06 – бета-ритм; –0,02 является исходным сигналом. Цифры означают лишь сдвиг сигналов по вертикальной шкале для удобства визуального восприятия осциллограмм. Время по горизонтальной оси отражено в секундах.

Размах (peak to peak) определяется как среднее расстояние между минимальным и максимальным значениями на соответствующей осциллограмме, амплитуда – как среднее максимальное отклонение от точки отсчета, интенсивность соответствует частоте следования сигналов (рис. 7в). Поэтому получается, что амплитуда, например тета-ритма, меньше (т. к. у него минимальная интенсивность), но размах тета-ритма максимален – так, как это должно быть в норме. В нашем случае определяющим для параметров является размах, а не амплитуда. Этот вопрос свя-

зан с амплитудно-частотным спектром сигнала ЭЭГ, который необходимо учитывать при оценке параметров. Кроме того, играет роль и длительность записи ЭЭГ, влияющая на значения усредняемых параметров ЭЭГ.

Блок датчиков состоит из 16 стандартных датчиков потенциала, сигналы от которых усиливаются и одновременно подаются на АЦП для дальнейшей обработки и визуализации средствами, предоставляемыми средой графического программирования LabView 8.5.

LabView 8.5 оперирует цифровыми данными, полученными с АЦП.

В нашем случае необходимо:

- 1) регистрировать развернутый во времени процесс развития активности от каждого из 16 отведений;
- 2) сопоставлять между собой в определенный заданный момент времени амплитудные значения сигналов;
- 3) регистрировать изменение скорости развития процесса возбуждения – вторую производную – в зависимости сигнала от времени. Изменение знака первой производной сигнализирует об изменении характера развития возбуждения, т. е. изменение знака первой производной происходит в том случае, если вторая производная становится равной нулю;
- 4) отслеживать динамику изменений амплитудных значений сигнала в различных отведениях в тот момент времени, когда первая производная в одном из отведений меняет знак. Например, регистрируется номер отведения, в котором амплитуда сигнала принимает максимальное значение

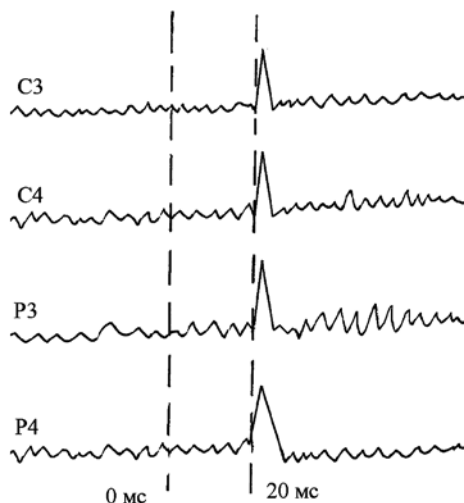


Рис. 2а. Пример сдвига маркера на один шаг из условной нулевой точки 0 мс в точку фронта разряда 20 мс

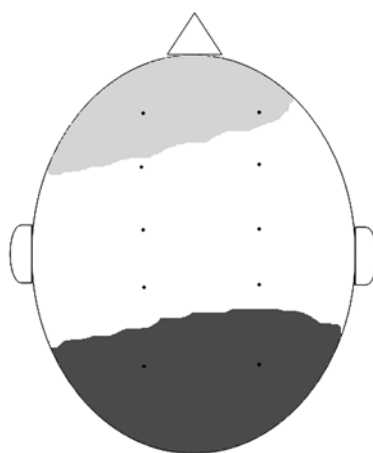


Рис. 2б. Амплитудная карта фоновой ЭЭГ при установке маркера на участке без патологических феноменов. Светлый фон в лобно-центральных отведениях соответствует относительно низкоамплитудной бета-активности, темный – более высокой амплитуде альфа-активности в затылочных отведениях

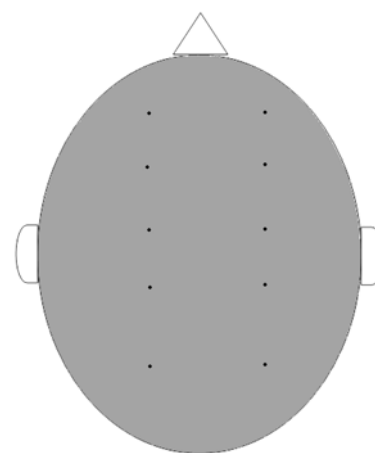


Рис. 2в. Амплитудная карта ЭЭГ после подведения маркера к фронту разряда высокоамплитудных патологических волн. Общий темный фон отражает резкое синхронное увеличение амплитуды во всех отведениях

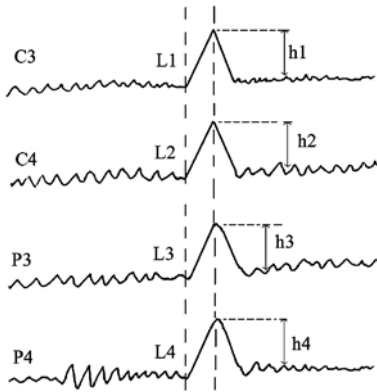


Рис. 3.1. Генерализованный разряд острых волн. Отсутствие различий латентностей и амплитуд пиков волн между отведениями: L1-L4 – латентности; h1-h4 – амплитуды пиков в отведениях C3-P4 соответственно

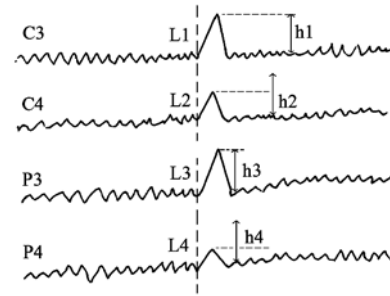


Рис. 3.2. Генерализованный разряд острых волн. Отсутствие различий латентностей между отведениями и их наличие для амплитуд: L1-L4 – латентности; h1-h4 – амплитуды пиков в отведениях C3-P4 соответственно

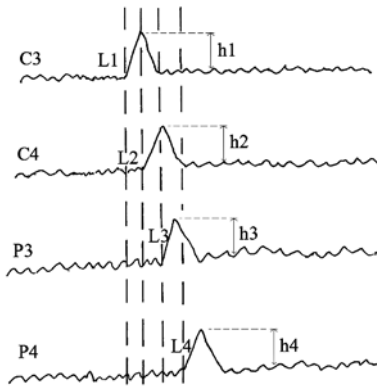


Рис. 3.3. Генерализованный разряд острых волн. Отсутствие различий для амплитуд между отведениями и их наличие для латентностей: L1-L4 – латентности; h1-h4 – амплитуды пиков в отведениях C3-P4 соответственно

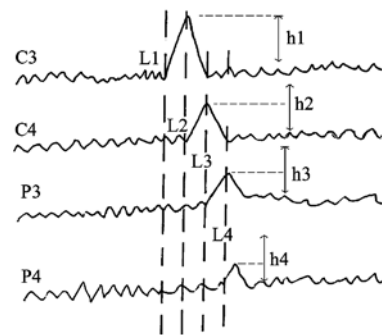


Рис. 3.4. Генерализованный разряд острых волн. Различия латентностей и амплитуд между отведениями: L1-L4 – латентности; h1-h4 – амплитуды пиков в отведениях C3-P4 соответственно

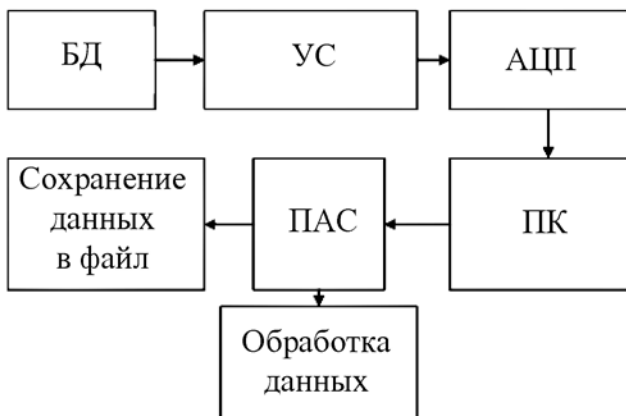


Рис. 4. Блок-схема ПАК: БД – блок датчиков; УС – усилитель сигнала; АЦП – аналого-цифровой преобразователь «National Instruments»; ПК – персональный компьютер; ПАС – программный анализатор сигнала, реализованный в среде LabView 8.5

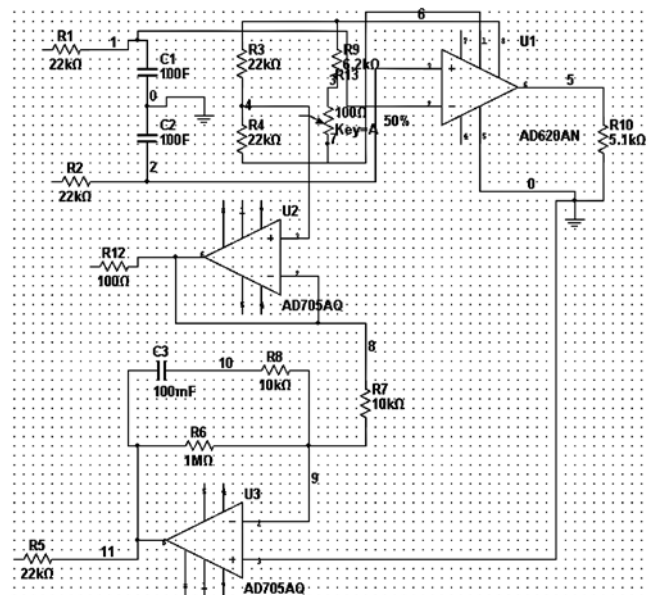


Рис. 5. Принципиальная схема одного из каналов усиления УС, отработанная в среде Multisim 10

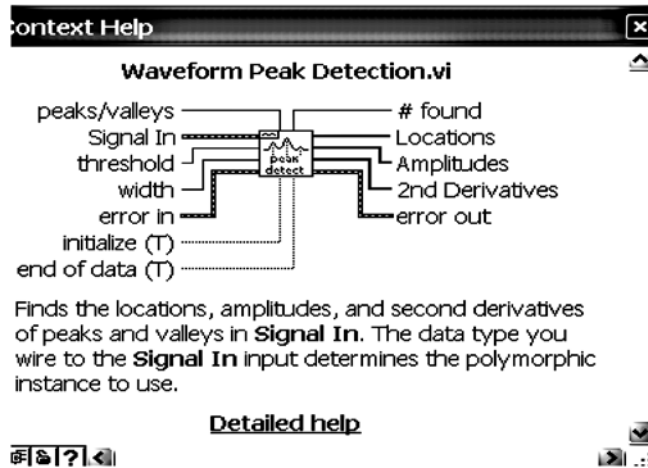


Рис. 6. Скриншот описания «Waveform Peak Detection.VI» для обработки сигнала от каждого отведения

Таблица 1

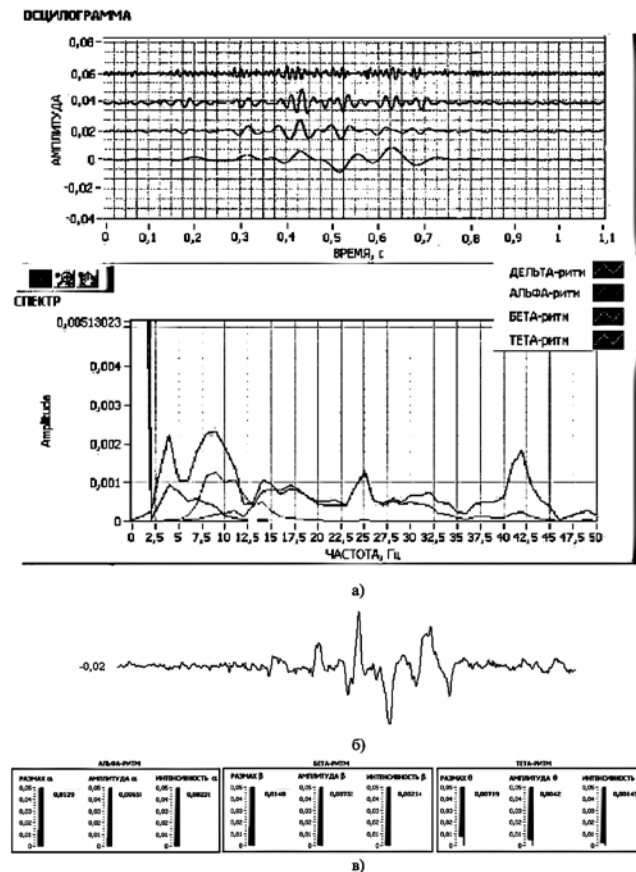


Рис. 7. а) Часть передней панели виртуального прибора ПАК, на которой приведены осциллограмма и спектр сигналов ЭЭГ. С помощью ПАС из общего сигнала ЭЭГ отфильтрованы сигналы дельта-, тета-, альфа-, бета-волн и отображен их спектр; б) исходный необработанный сигнал ЭЭГ, соответствующий амплитудной шкале $-0,02$, вынесен за пределы рис. 7а, чтобы избежать его наложения на спектральные составляющие; в) графические и числовые индикаторы амплитудных параметров, где β и θ – ритмы

Аналоговый ввод	
Число каналов	16 или 32
Частота оцифровки, МГц	До 1,25 (16 бит)
Разрешение	16 или 18 бит
Метод калибровки	NI-MCAL (во всех диапазонах)
Программируемые входные фильтры низких частот	Да
Аналоговый вывод	
Число каналов	0, 2, или 4
Частота оцифровки, МГц	До 2,8 (16-бит)
Разрешение	16-бит
Диапазон	Программируемый на канал
Смещение	Программируемое на канал
Цифровой ввод/вывод	
Число линий	24 или 48
Частота оцифровки, МГц	10, аппаратно-тактируемый ввод/вывод
Коррелированный ввод/вывод	Да
Защита	Да
Счетчики/таймеры	
Число линий	2
Разрешение	32 бит
Опорная частота, МГц	80
Поддержка квадратурных энкодеров	Да
Фильтры скачков сигнала	Программируемые на канал
Система	
Синхронизация	PLL, RTSI
Число каналов DMA	6
Тип разъема	VHDCI (высокой плотности)

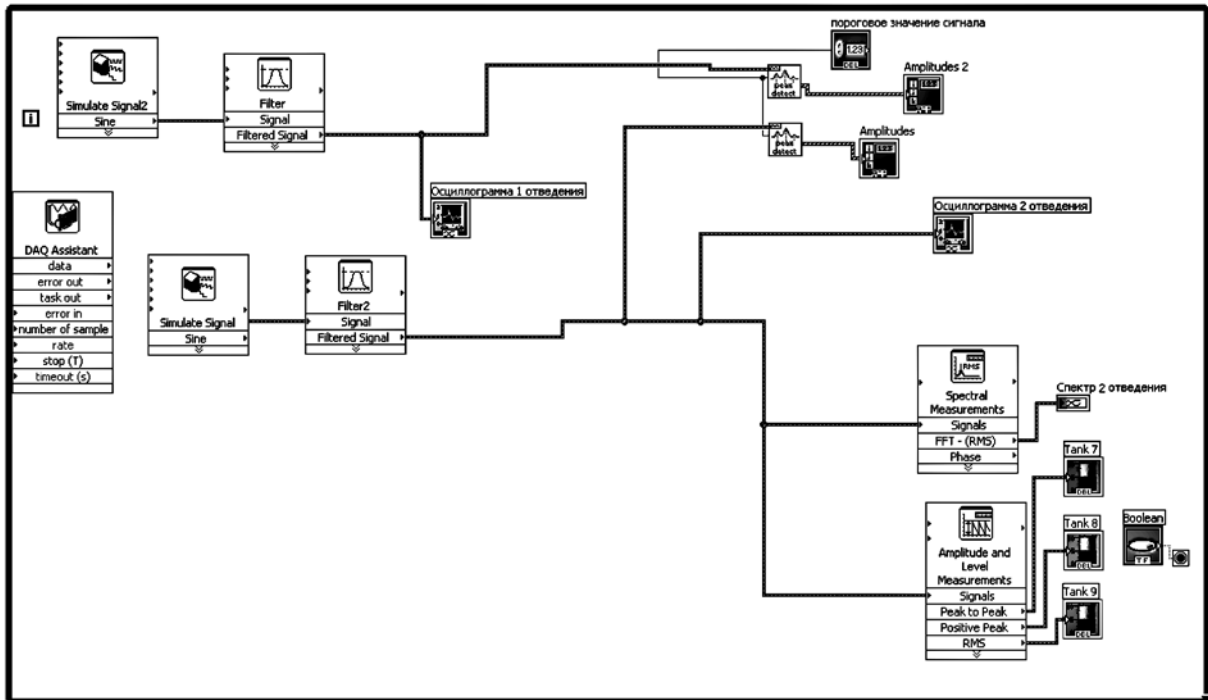


Рис. 8.1. Блокная диаграмма виртуального прибора (ВП), в котором сигнал подается от виртуальных генераторов: «Tank 7-9» – индикаторы уровней сигнала

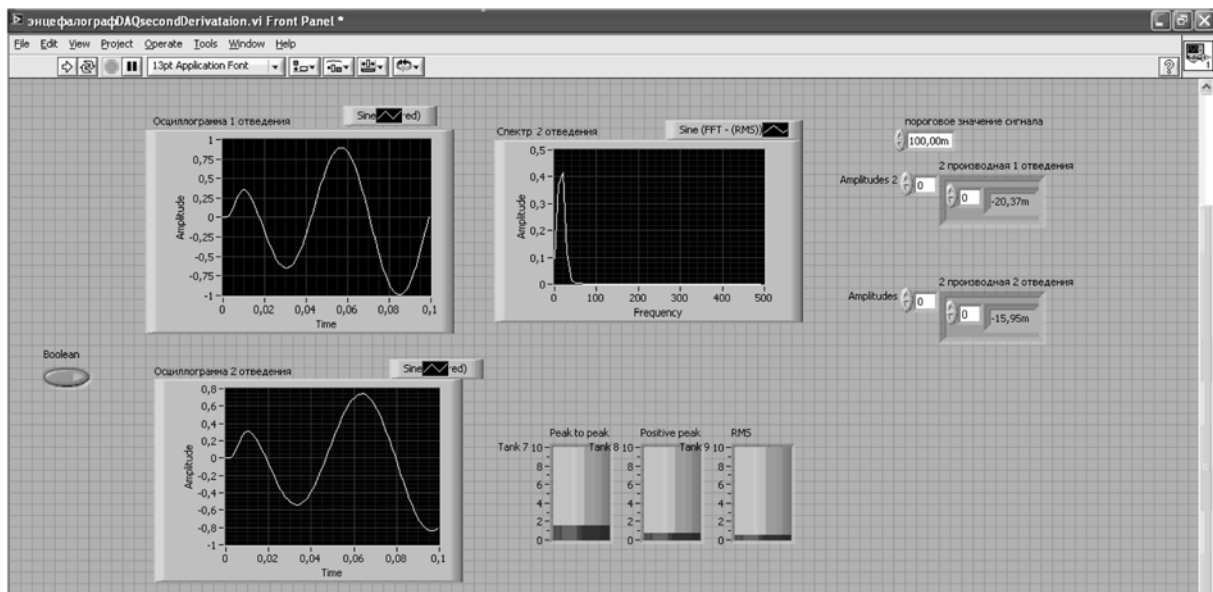


Рис. 8.2. Передняя панель виртуального прибора: слева – кнопка запуска начала измерений; внизу справа – индикаторы параметров сигналов второго отведения; справа – значения вторых производных. На осциллограмме представлены сигналы от обоих отведений и спектр сигнала от второго отведения

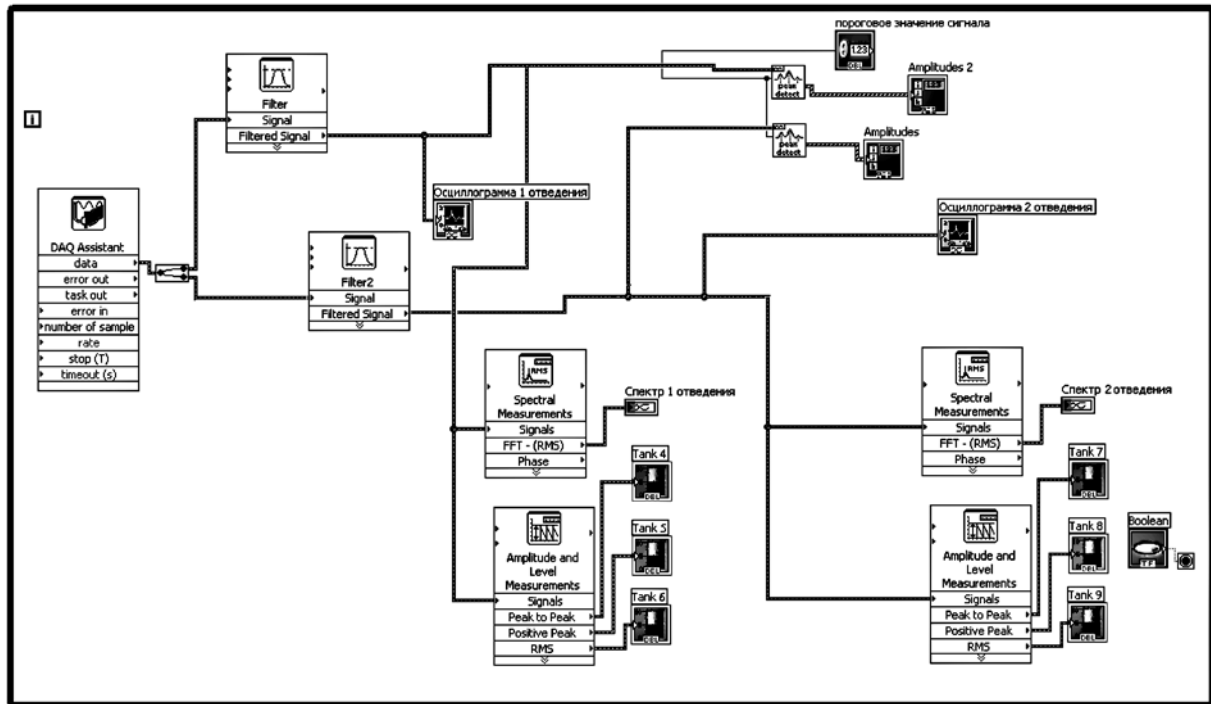


Рис. 9. Блоковая диаграмма виртуального прибора (ВП), в котором сигнал может подаваться через плату АЦП, с которой связан виртуальный прибор «DAQassistant», конфигурирующий параметры сбора информации: «Tank 4-6», «Tank 7-9» – индикаторы уровней сигналов первого и второго отведений

Таблица 2

Расчетные параметры оцифровки сигнала	Частота оцифровки, МГц	Количество выборок из массива оцифрованных данных	Количество датчиков	Чувствительность по амплитуде, мВ	Шаг дискретизации по времени, мкс	Время записи, с
Вариант 1	1	953	16	3,2	32	1
Вариант 2	1	953	16	3,2	320	1

ние по сравнению с амплитудой сигнала в остальных отведениях в тот момент времени, когда первая производная меняет знак.

LabView 8.5 предоставляет разнообразные функции для решения поставленной задачи, например, логические элементы; функции записи данных в массив, в файл; функции обработки и представления данных в виде двумерных и трехмерных диаграмм [4], [7].

В целом реализация перечисленных требований отражена в следующих скриншотах (рис. 8 и 9).

Первоначально для калибровки регистрирующей системы и отработки принципов преобразования входного сигнала формируются сигналы синусоидальной или прямоугольной формы от виртуальных генераторов (рис. 8.1).

Всего на рис. 8.1 представлены два отведения. В обоих случаях сигналы от виртуальных генераторов пропускаются через фильтр Баттерворта третьего порядка. Сигнал от первого отведения после фильтрации отображается на осциллограмме. Для сигнала от второго отведения отображаются три его параметра: максимальный размах по амплитуде,

максимальное положительное значения сигнала, параметр RMS – среднеквадратическое значение амплитуды сигнала. Также регистрируются вторые производные для сигналов, превышающих пороговое значение (рис. 8.2).

При необходимости можно выводить на панель виртуального прибора и спектр первого отведения.

На рис. 8.1 и 9 отображены 2 канала, а не все 16 отведений, чтобы избежать громоздкости.

Затем важно выбрать АЦП с подходящими техническими характеристиками.

В табл. 1 представлены сводные данные многофункциональных устройств ввода-вывода производства «National Instruments» М-серии.

С нашей точки зрения, поставленным задачам соответствует плата АЦП NI PCI-6251 М-серии производства фирмы «National Instruments», интегрируемая в ПК, которая имеет 16 каналов, разрешение 16 бит и частоту дискретизации 1 МГц, что позволяет различать сигналы по амплитуде с точностью до 3 мкВ, задавать шаг дискретизации по времени от 32 мкс. Ограничением является оперативная память ПК, для предотвращения перепол-

нения которой необходимо уменьшить количество выборок из массива оцифрованных данных; при этом увеличивается шаг дискретизации по времени и уменьшается чувствительность по амплитуде сигналов. В табл. 2 приведены параметры оцифровки данных с помощью платы АЦП NI PCI-6251 при объеме оперативной памяти ПК 1 Гбайт.

Из таблицы видно, что оперативная память должна быть как можно больше, иначе данные могут потерять информативность. Для записи данных без прерывания в течение достаточно длительного времени (нескольких минут) придется уменьшить количество датчиков. Для решения задачи переполнения оперативной памяти можно периодически записывать накопленные данные на жесткий (HDD) диск ПК. При сохранении данных на жестком диске процесс записи информации прерывается, поэтому целесообразно синхронизировать начало записи новой серии данных, например по значению входного сигнала одного из датчиков. Для этого в ПАС реализован триггер, запускающий АЦП при превышении сигналом от одного из 16 датчиков заданного порогового значения. По окончании цикла записи данных в файл оперативная память высвобождается. Затем начинается цикл обработки данных, на этапе которого файл с данными загружается в оперативную память, выделяются массивы данных, соответствующие каждому из 16 датчиков. Из каждого массива с помощью функции «детектор пиков» выделяются локальные максимальные значения и их координаты, а с помощью функции «вторая производная» выделяются вторые производные сигнала и их координаты. Данные отображаются на двумерных диаграммах, по горизонтальной шкале которых отображается время, а по вертикальной – значения сигналов и их вторых производных соответственно.

В настоящее время создаются и более быстродействующие АЦП, а сама программа LabView упрощает разработку математического алгоритма обработки сигналов.

На этапе обработки данных для детализации нахождения источника патологических ЭЭГ-волн и их динамики можно использовать классификаци-

онные возможности статистических методов анализа главных и независимых компонент (РСА и ИСА) в отношении уже зарегистрированных сигналов и их частотных составляющих помимо взаимно-корреляционной функции (ВКФ), автокорреляционной функции (АКФ) и ряда других.

Таким образом, оборудование фирмы «National Instruments» и среда графического программирования LabView позволяют разрабатывать эффективные методики для диагностики и анализа патологических феноменов спонтанной биоэлектрической активности мозга при различных дисфункциях нервной системы.

Список литературы:

1. Крыжановский Г.Н. Детерминантные структуры в патологии нервной системы. – М.: Медицина, 1980.
2. Крыжановский Г.Н. Общая патофизиология нервной системы. – М.: Медицина, 1997.
3. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. – М.: МЕДпресс-информ, 2004. 624 с.
4. Вводный курс LabView. National Instruments / www.ni.com/russia.
5. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ., под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 440 с.
6. Суранов А.Я. LabView 8.20. Справочник по функциям. – М.: ДМК пресс, 2007. 536 с.
7. Тревис Дж. LabView для всех. – М.: ДМК пресс, 2005. 537 с.

*Александр Витальевич Овчинников,
канд. мед. наук, врач-нейрофизиолог,
Казанская государственная
медицинская академия,
Айрат Мухамедович Гатауллин,
канд. техн. наук,
ст. преподаватель,
кафедра физики,
Казанский государственный
энергетический университет,
г. Казань,
e-mail: avitov@yandex.ru*

* * * * *