

А.М. Гатауллин, А.В. Овчинников

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПРОГРАММНОЙ СРЕДЫ LABVIEW ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

### Аннотация

При анализе вызванных потенциалов (ВП), зарегистрированных по 16 каналам и более, часто отмечается наложение кривых друг на друга и затруднение их оценки, несмотря на возможность при анализе изменения масштаба по амплитуде и развертки по времени.

Часто данная проблема возникает при экспорте данных с одного нейрокартографа на другой разных фирм-производителей.

Этот вопрос может быть разрешен созданием блок-схемы виртуального прибора в программной среде LabView, позволяющего визуализировать и проводить анализ отдельно каждого отведения ВП, меняя произвольно при этом скорость развертки сигнала по времени.

Данный подход может также применяться в отношении электроэнцефалограмм.

Соматосенсорные вызванные потенциалы (ССВП), представляя собой восходящие (афферентные) ответы коры головного мозга с различных структур сенсомоторной системы и отражают функциональное состояние данных структур в ответ на электростимуляцию периферических нервов. ССВП разделяются на коротколатентные (КССВП) и длиннолатентные (ДССВП) в ответ на стимуляцию нервов верхних или нижних конечностей. В случае соблюдения необходимых технических и методических условий при регистрации ССВП можно получить четкие ответы со всех уровней соматосенсорного пути и коры, что является вполне адекватной информацией о поражении как проводящих путей головного и спинного мозга, так и сенсомоторной коры. Стимулирующий электрод чаще всего устанавливают на проекцию нервов верхних конечностей *n. medianus*, *n. ulnaris* и нижних конечностей *n. tibialis*, *n. peroneus* [1].

При регистрации КССВП и стимуляции верхних конечностей сигнал проходит по афферентным путям через плечевое сплетение (первое переключение в ганглиях), затем в задние рога спинного мозга на уровне *C5-C7*, через продолговатый мозг в ядра Голя-Бурдаха (второе переключение) и через спинно-таламический путь в таламус, где после переключения сигнал проходит в первичную сенсомоторную кору (1-2 поле по Бродману). КССВП при стимуляции верхних конечностей применяют при диагностике и прогнозе таких заболеваний, как рассеянный склероз, различные травматические поражения плечевого сплетения, плечевого нервного узла, повреждения шейного отдела спинного мозга при травмах позвоночника, опухолях мозга, сосудистых заболеваниях, при оценке сенсорных чувствительных расстройств у истерических больных, оценке и прогнозе коматозных состояний для определения тяжести повреждения мозга и смерти мозга [1].

На параметры ССВП оказывают влияние такие факторы, как рост и возраст, а также пол исследуемого пациента и характер заболевания.

ДССВП не отражают ранние компоненты, соответствующие структурам плечевого сплетения, задних рогов спинного мозга, продолговатого мозга, нейрогенераторов таламуса.

При этом иногда выявляются ранние корковые компоненты, но в целом регистрируются промежуточные и поздние компоненты ДССВП, отражающие в большей мере уровни внимания и функциональной активности мозга, что говорит о значительном участии в их генерации мультисинаптических неспецифических систем мозга.

Компоненты ССВП имеют индивидуальную скальповую топографию. Например, негативный компонент N30 генерируется в прецентральной фронтальной области и лобно-центральной области контралатерального полушария. Позитивный компонент P45 регистрируется в ипсилатеральном полушарии его центральной области и генерируется в области центральной борозды. Негативный компонент N60 регистрируется контралатерально и имеет те же источники генерации, что и P45. В целом форма каждого ССВП индивидуальна и зависит от точки его регистрации на скальпе [2].

Что касается промежуточных и поздних компонентов ДССВП, то их форма вариабельна и они имеют высокие амплитуды, за счет чего при регистрации, например от 16 точек на поверхности головы, часто перекрываются и накладываются друг на друга, что затрудняет их идентификацию и соответственно оценку амплитуд и латентностей (*рис. 1*).

Вышеизложенное также имеет отношение к проблеме экспорта ССВП и их баз данных, зарегистрированных на 16- и 19-канальных нейрокартографах более раннего производства, преимущественно зарубежных, например «Brain Surveyor» («Seico», Италия-Япония), «Nicolet» (США), на современные

отечественные нейрокартографы с новыми программными возможностями. Такая необходимость также связана с тем, что большинство нейрокартографов отечественных фирм не позволяет регистрировать ССВП более чем по четырем каналам, а также промежуточные и поздние компоненты ДССВП. При этом часто необходимо преобразование исходных ASCII или txt-файлов в формат edf. Существуют отдельные программы для конвертации исходных .txt файлов в edf-формат, например, «EDF-browser».

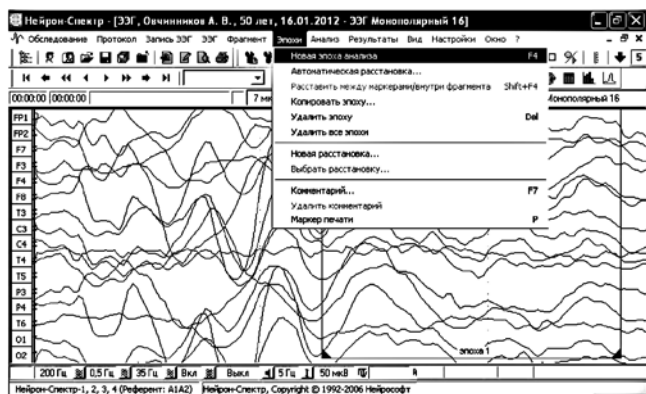


Рис. 1. Пример ДССВП, зарегистрированных одновременно по 16 каналам на «Brain Surveyor» и импортированных в программную среду «Нейрон-спектр». Имеют место взаимное наложение кривых и невозможность визуально их идентифицировать.

Выбор новой эпохи анализа – в главном меню программы «Нейрон-спектр»

Из приведенных выше данных очевидно, что на осциллограммах сигналов биопотенциалов мозга необходимо точно определять области локализации ССВП, при этом частота дискретизации аналого-цифрового преобразователя (АЦП) энцефалографа или нейрокартографа должна быть максимально возможной. Однако при решении подобного рода задач с помощью стандартных программ (в нашем случае – это «Нейрон-спектр»), прилагаемых к энцефалографу или нейрокартографу, могут возникнуть сложности, связанные с сопоставлением компонент ССВП от различных отведений. Например, сложно будет одновременно наблюдать сигналы от нескольких отведений с различными временами латентности, не ухудшив при этом детализацию осциллограмм. Необходимо также учесть, что осциллограммы от всех отведений располагаются на одной координатной плоскости, т. е. усиление сигнала (количество микровольт на деление) и скорость развертки сигнала (количество миллисекунд на деление) будут одними и теми же для всех отведений (рис. 1).

Предположим, что после проведения измерений нам необходимо детализировать фрагмент осциллограммы, отображающий сигналы всех отведений. Для того чтобы задать границы фрагмента осциллограммы, мы два раза подряд выполняем команду «Эпохи→Новая эпоха анализа». Границы выде-

ляемого диапазона осциллограммы можно менять. Для этого необходимо переместить курсор мыши на границу диапазона, нажать левую кнопку мыши, переместить границу диапазона в интересующую область осциллограммы и отжать кнопку мыши. В результате мы задаем начальную и конечную границы на осциллограмме и выделяем интересующий нас фрагмент осциллограммы (рис. 1).

Далее увеличиваем скорость развертки (мм/с), подбирая ее таким образом, чтобы интересующий нас участок осциллограммы занял максимально большую часть экрана. При этом на экране будет видна только часть осциллограммы. Чем больше скорость развертки, тем меньшая часть осциллограммы видна, поэтому интересующий нас фрагмент приходится искать при помощи команд главного меню, например: «Следующая страница (PgDn)», «Предыдущая страница (PgUp)», «Следующая секунда (Right)», «Предыдущая секунда (Left)» [3].

При этом часть линий сигналов от различных отведений может пересекаться друг с другом, а некоторые видны не полностью, так как выходят за область экранной формы. В то же время выбор максимальной величины скорости развертки 980 мм/с не позволяет «отцентрировать» интересующий диапазон осциллограммы – имеется в виду, что обе границы одновременно не видны на экране компьютера при скорости развертки сигнала 980 мм/с. Также сложно определить величину амплитуды сигнала и его длительность, положение пиков компонент, т. е. невозможно непосредственно по осциллограмме точно решать задачи, связанные с анализом параметров сигналов ССВП. В программе, конечно, можно менять усиление сигнала (количество микровольт на миллиметр) для уменьшения сглаженности осциллограмм, но при этом также затрудняется зрительное восприятие при данной скорости развертки и для оценки каждого отведения приходится подбирать необходимые чувствительность и развертку. В данном случае графики уже часто не поддаются анализу.

В связи с рассмотренной попыткой точно проанализировать небольшой интервал осциллограммы сигналов биопотенциалов мозга, можно сделать вывод о том, что следует записать массив данных от всех отведений в файл, затем разделить данные от каждого интересующего нас отведения и отобразить каждый из них на отдельной осциллограмме.

Логично задать для каждого отведения свои значения коэффициента усиления и развертки. Для решения поставленной задачи полностью подходит пакет программ LabView. Первоначально выделим интересующий фрагмент осциллограммы, экспортируем данные из программы «Нейрон-спектр» в файл l.edf. Далее с помощью команды «File Format Converter» программы «National Instruments Biomedical Workbench» конвертируем файл l.edf в файлы формата TDMS. В результате получим несколько файлов, содержащие отдельно данные от каждого отведения и доступные для чтения и ото-

бражения в среде графического программирования LabView (рис. 2).

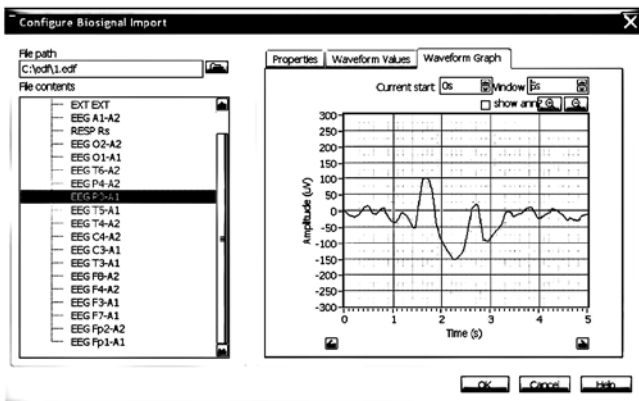


Рис. 2. Осциллограмма данных отведения «EEG P3-A1»

Далее в LabView реализуем схему виртуального прибора, предназначенного для чтения файла формата TDMS. Блок-схема виртуального прибора изображена на рис. 3, а передняя панель – на рис. 4а и б. В качестве примера – одно из отведений электроэнцефалограммы (ЭЭГ).

В блок-схеме виртуального прибора прописываем путь к файлу C:\edf\1.TDMS. На блок-схеме рис. 3:



– интерактивная таблица с данными, отображаемая на передней панели виртуального прибора, с помощью которой можно анализировать значения вызванных потенциалов или электроэнцефалограммы;



– виртуальный прибор «Открыть TDMS», предназначенный для открытия файла формата TDMS;



– виртуальный прибор для чтения файла;



– математические операторы вычитания, умножения, деления и обратного деления;

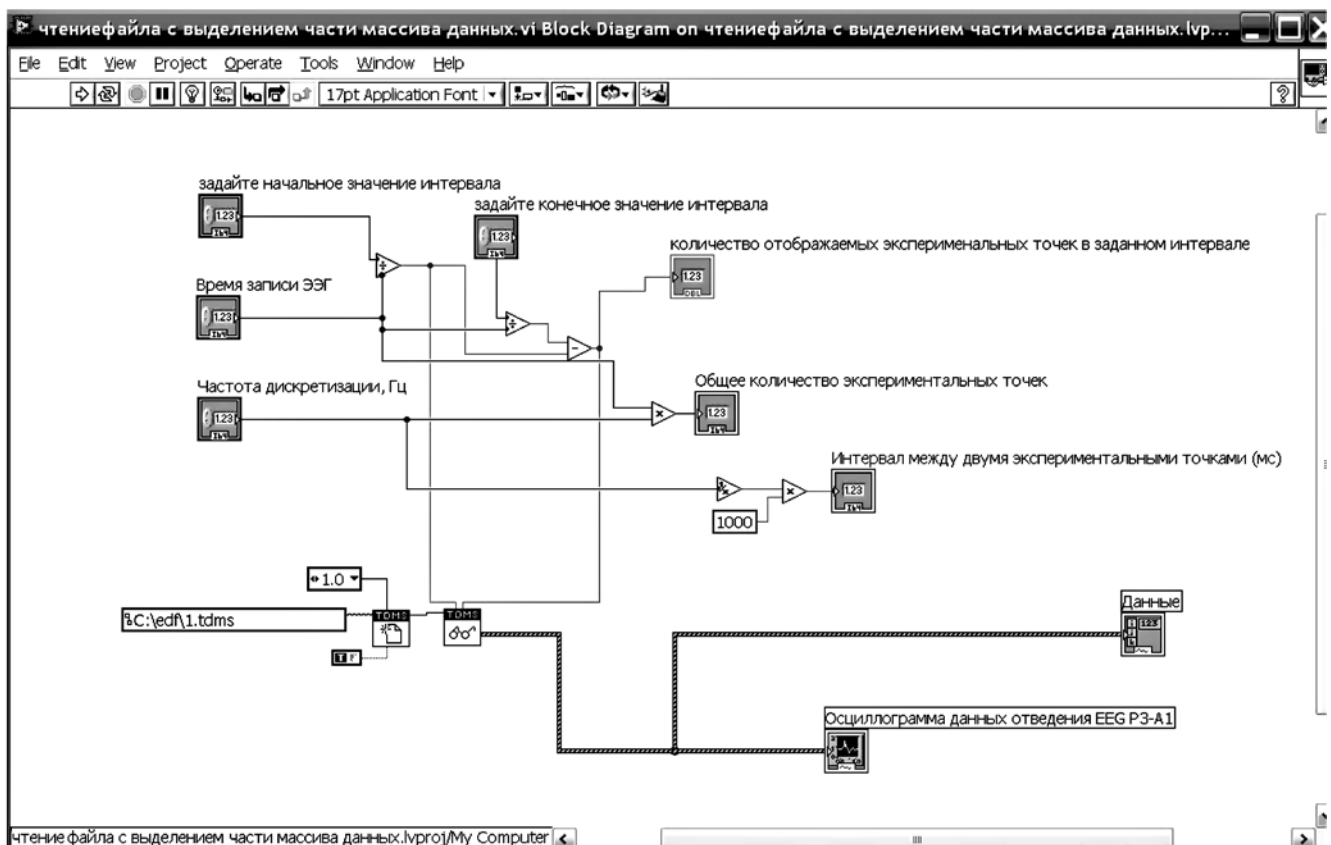
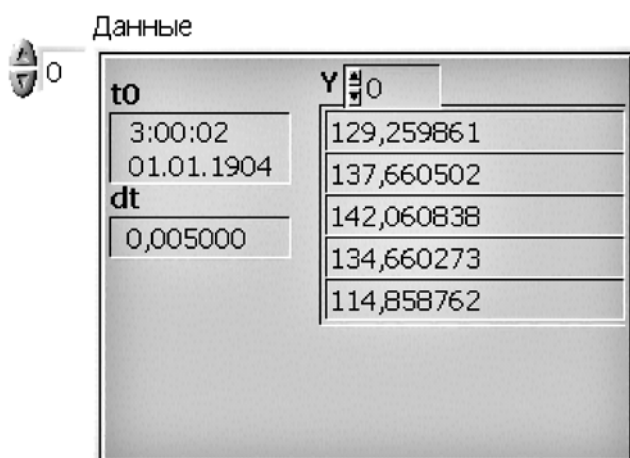


Рис. 3. Блок-схема виртуального прибора

C:\edf\1.tdms – путь к файлу 1.tdms.

Все линии связаны с особенностями графического программирования в LabView и отображают взаимосвязь между элементами блок-схемы.



В левой верхней части интерактивной таблицы (см. рисунок выше) – начальный отсчет времени, внизу слева – шаг по времени 5 мс (соответствует частоте дискретизации 200 Гц), справа – номер отсчета и значения амплитуды в микровольтах в окрестностях экспериментальной точки.

АЦП электроэнцефалографа был настроен в нашем случае на частоту 200 Гц. Это означает, что за каждую секунду записи мы получали 200 экспериментальных точек, которые выделяются программой LabView на ЭЭГ крестиками (хотя это не обязательно делать – можно отобразить, например, сплошную линию). В то же время кривая в целом отображается в виде сплошной линии, но сплошная линия – это результат интерполяции экспериментальных точек, осуществленной программой LabView по определенному хорошо известному математическому алгоритму. Иными словами, большинство точек осциллограммы, задаваемые программой LabView, не являются экспериментальными и отображаются в виде сплошной линии, которая, можно сказать, соединяет между собой экспериментальные точки, обозначенные крестиками. Экспериментальные точки важны для получения количественных характеристик на основе анализа ЭЭГ или ССВП.

Расстояние между двумя соседними точками осциллограммы, обозначенными крестиками, по шкале времени составляет 5 мс и соответствует частоте дискретизации (200 Гц). Таким образом, общее количество точек в нашем случае равно 1000. Амплитуда сигнала осциллограммы отображена в микровольтах. С помощью элемента управления «Начальное значение» зададим начальное значение

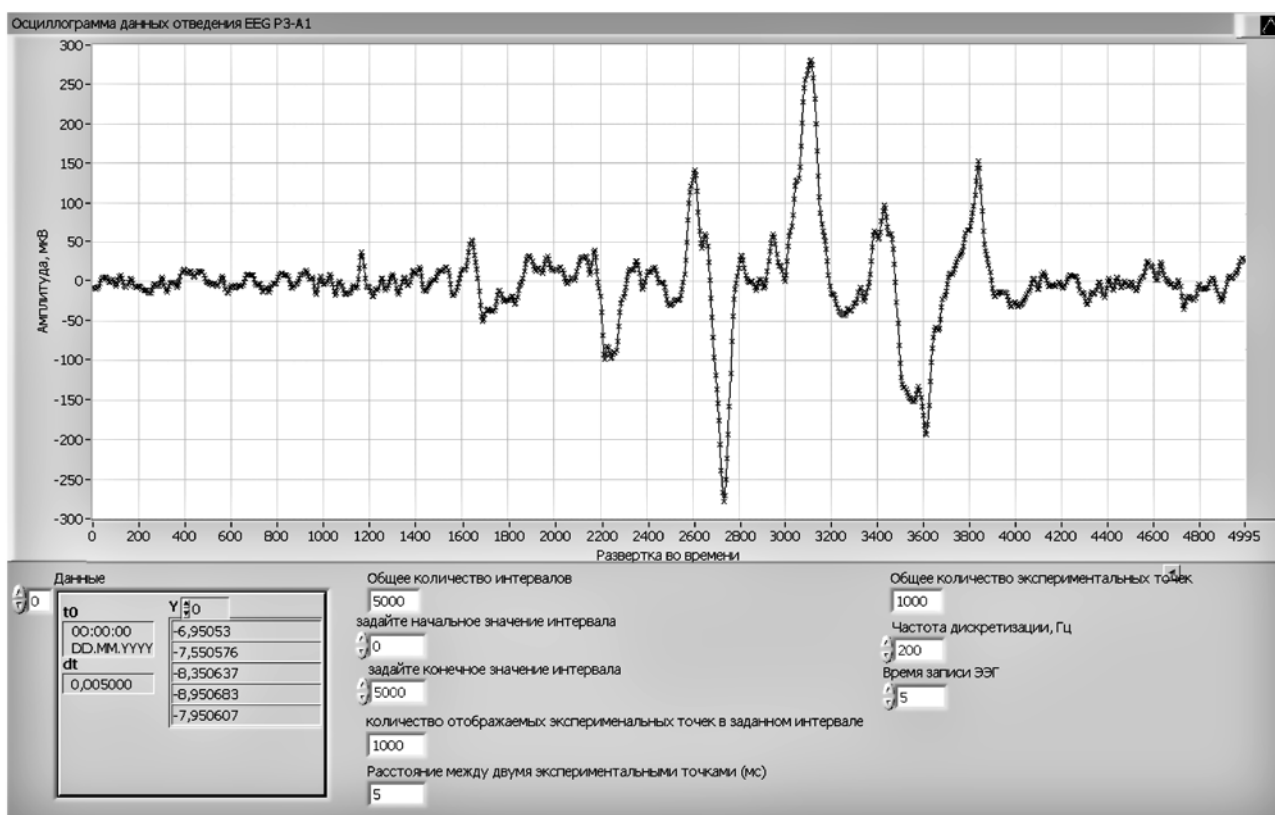


Рис. 4а. Передняя панель виртуального прибора. Отображены все данные. В качестве примера – одно из отведений ЭЭГ

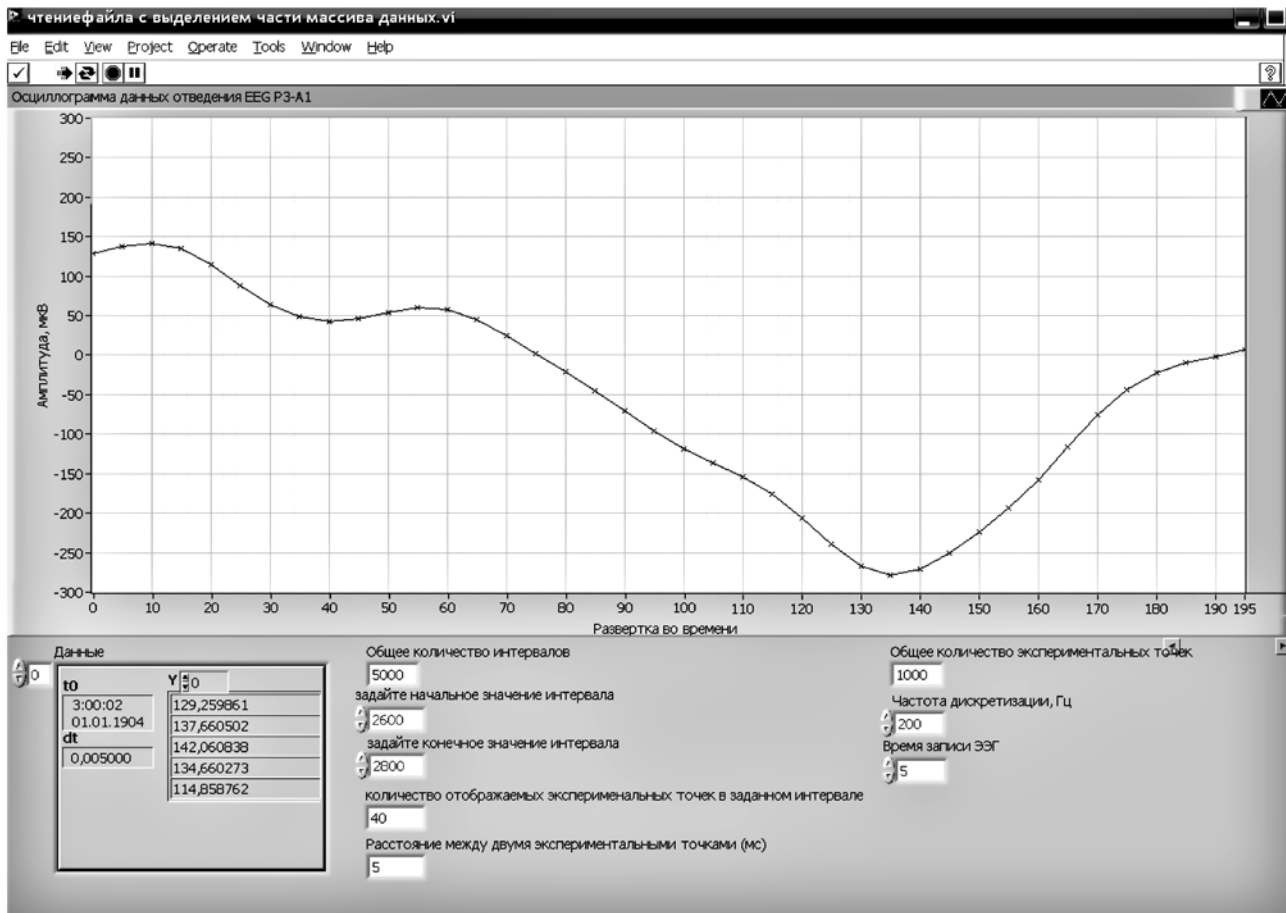


Рис. 4б. Передняя панель виртуального прибора. Отображены данные в интервале от 2600 до 2800. В качестве примера – одно из отведений ЭЭГ

отображаемого на осциллограмме массива данных (500), а с помощью элемента управления «Количество отображаемых значений» зададим количество отображаемых на экране точек (200) (рис. 4а, б). Начальные и конечные значения интервала можно задавать, укрупняя тем самым определенный участок кривой.

Таким образом, можно сделать вывод, что с помощью виртуального прибора LabView и программы «Biomedical Workbench» визуализировать осциллограммы спонтанной биоэлектрической активности (ЭЭГ) и сигналов вызванных потенциалов любой модальности удобнее за счет реализации развертки по времени.

#### Список литературы:

1. Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. – М.: МЕДпресс-информ, 2003.

2. Зенков Л.Р. Функциональная диагностика нервных болезней. – М.: МЕДпресс-информ, 2004.
3. Программное обеспечение «Нейрон-Спектр». Руководство пользователя. Т. 1-2 / ООО «Нейрософт», Россия, г. Иваново, 1991, 1999-2007 гг.

*Айрат Мухамедович Гатауллин,*

*канд. техн. наук, доцент,*

*кафедра физики,*

*Казанский государственный*

*энергетический университет,*

*Александр Витальевич Овчинников,*

*канд. мед. наук, врач-нейрофизиолог,*

*Казанская государственная*

*медицинская академия,*

*г. Казань,*

*e-mail: avitov@yandex.ru*