

Выводы.

1. У больных страдающих невралгией тройничного нерва, не обнаружено нормальных возрастных типов ЭЭГ. Все записи имели патологические изменения.

2. Эктопические спонтанные импульсы, возникающие в месте нейроваскулярного конфликта эфаптически распространяются на немиелинизированные С-волокна, проводящие болевую чувствительность. Импульсы по болевым путям беспрепятственно направляются ко вторым нейронам и идут далее к коре головного мозга вследствие истощения антиноцицептивной системы, с формированием генераторов патологически усиленного возбуждения как в стволе головного мозга, так и в коре больших полушарий.

3. Патогенетическое значение генератора патологически усиленного возбуждения, сформированного в результате нейроваскулярного конфликта, заключается в том, что патологическая детерминанта формирует вторичные патологические очаги. Для невралгии тройничного нерва таковыми явились фокусы в теменно-центральных областях коры, реже в лобно-височных и почти у всех больных в стволе мозга.

4. Нормализация диффузных изменений ЭЭГ, исчезновение коркового фокуса, снижение выраженности пароксизмальных разрядов стволовой локализации, установленные нами у больных после операции МВД, свидетельствуют о ведущей роли нейроваскулярного конфликта в патогенезе классической невралгии тройничного нерва.

УДК 621.391

М.Г. Ткаченко

МОДЕЛИРОВАНИЕ КАНАЛЬНЫХ ПРОЦЕССОРОВ МЕДИЦИНСКИХ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ СИСТЕМ В СРЕДЕ LABVIEW

Большинство медицинских измерительных систем строятся как параллельно-последовательные системы с временным разделением каналов. Это связано с необходимостью сбора информации от многих первичных преобразователей (ПП) с последующей ее обработкой на ЭВМ. Канал ввода информации в ЭВМ является общим ресурсом, разделяемым между ПП, число которых может достигать сотен и более. При этом частотные характеристики сигналов в каждом канале могут значительно отличаться и даже изменяться с течением времени контроля. Как известно, частота взятия отсчетов в каждом канале зависит от его частотных или динамических свойств, в зависимости от выбранного метода восстановления сигналов. Одним из важных параметров при выборе частоты дискретизации является погрешность наложения спектров, причиной которой является эффект «размножения» спектра при дискретизации сигналов. Для уменьшения этой погрешности приходится устанавливать фильтр нижних частот перед аналого-цифровым преобразователем [1]. Чаще всего используются аналоговые фильтры. Однако такие фильтры являются нестабильными и вносят дополнительную погрешность. Другим вариантом является использование цифровых фильтров, которые лишены недостатков, присущих аналоговым, но имеют свои особенности применения. Достоинством цифровых фильтров является также возможность быстрой перестройки их параметров при изменении частотных свойств сигналов. Перестройка параметров целесообразна при изменении частотных свойств сигналов, что может привести, в конечном счете, к уменьшению требуемой частоты дискретизации сигнала и, как следствие, к уменьшению потока данных на входе канала ввода-вывода ЭВМ. Устройства, позволяющие производить анализ динамических свойств сигнала в каждом канале и управлять частотой дискретизации, называются канальными процессорами, поэтому задача исследования и моделирования канальных процессоров явля-

ется актуальной.

Структура канального процессора при использовании цифрового фильтра может иметь следующий вид (рис. 1):

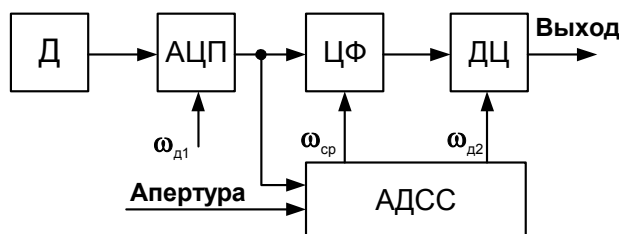


Рис. 1. Структура канального процессора с использованием цифрового фильтра

Структурная схема содержит датчик (Д), аналого-цифровой преобразователь (АЦП), анализатор динамических свойств сигнала (АДСС), цифровой фильтр (ЦФ) и дециматор (ДЦ).

Сигнал с датчика поступает на вход АЦП. В АЦП сигнал дискретизируется с частотой $\omega_{д1}$, которая значительно выше требуемой частоты дискретизации. После дискретизации цифровой сигнал поступает на вход АДСС и на ЦФ, настроенный на частоту среза, соответствующую активности сигнала. Управление частотой среза ЦФ и дециматором ($\omega_{д2}$) осуществляет анализатор динамических свойств сигнала. Частота сигнала на выходе дециматора соответствует частоте дискретизации, которая определяется заданной погрешностью восстановления сигнала.

Анализ структуры канального процессора позволяет сделать вывод о том, что интерес для моделирования представляют два узла: анализатор динамических свойств сигнала (АДСС) и цифровой фильтр (ЦФ), так как другие устройства являются широко известными и описаны в литературе.

Структурная схема блока АДСС приведена на рис.2.

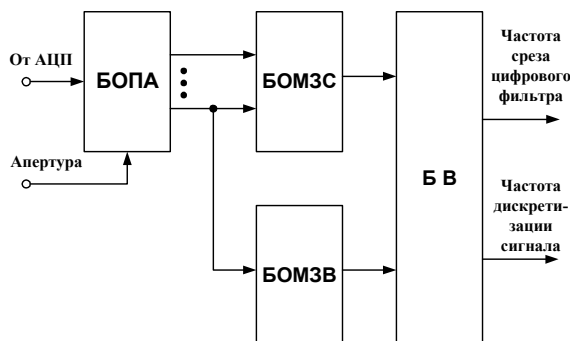


Рис.2. Структурная схема блока анализа динамических свойств сигнала

Структура содержит блок определения пересечения заданной апертуры сигнала (БОПА), блок определения модуля максимального значения амплитуды сигнала (БОМЗС) за заданный интервал времени $t_{инт}$, блок определения минимального значения времени между отсчетами (БОМЗВ), выдаваемыми БОПА при неравномерной дискретизации сигнала, блок вычисления (БВ), позволяющий рассчитать требуемую частоту среза фильтра $\omega_{ср}$ и частоту дискретизации $\omega_{д2}$, с использованием неравенства Бернштейна.

Интервал времени $t_{инт}$ может быть определен из следующих соображений. Пусть известно максимальное значение второй производной сигнала $M''(t)$. Если задаться макси-

мальным значением погрешности измерения скорости сигнала Δ'_{\max} , то можно определить интервал времени $t_{\text{инт}}$ по значению Δ'_{\max} и известному значению второй производной $M''(t)$:

$$t_{\text{инт}} = \frac{\Delta'_{\max}}{M''(t)}.$$

Цикл работы АДСС определяется временем $t_{\text{инт}}$. По истечении этого времени работа АДСС должна начинаться с установки в «ноль» значения модуля максимума сигнала $|A_{\max}|$ и установки в максимальное значение минимального времени между отсчетами адаптивной временной дискретизации.

При моделировании блока АДСС был использован пакет Multisim 10, являющийся компонентом среды LabVIEW. В результате моделирования удалось реализовать все блоки АДСС с использованием таких узлов, как распределитель импульсов, сравнивающее устройство, регистры и счетчики, а также устройств умножения кодов с фиксированной запятой. Моделирование позволило доказать работоспособность предложенной структуры блока АДСС и получить на выходе блока значение требуемой частоты дискретизации сигнала и частоты среза цифрового фильтра в зависимости от динамических свойств сигнала.

Моделирование цифрового фильтра производилось в виде реализации виртуального прибора среды LabVIEW, написанного с использованием языка С. При этом моделировался рекурсивный цифровой фильтр с квазиконечной импульсной характеристикой, особенностью которого является простота изменения параметров фильтра по сравнению с известными [2]. Следует отметить, что программа реализации цифрового фильтра является оригинальной и отличается от известных, имеющихся в стандартной библиотеке LabVIEW. При этом использование стандартных средств LabVIEW позволило реализовать цифровой фильтр в виде блока, который может быть элементом библиотеки виртуальных приборов.

Таким образом, моделирование показало работоспособность канальных процессоров, построенных по структурной схеме (см. рис. 1), и возможность использования их в многоканальных медицинских системах сбора и обработки измерительной информации.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Самойлов Л.К., Палазиенко А.А., Сарычев В.В., Ткаченко Г.И. Дискретизация сигналов по времени (практика, алгоритмы): Монография. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2000. – 81 с.
2. Турулин И.И. Теория, методы и программы синтеза рекурсивных фильтров с конечной импульсной характеристикой: Монография. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2005. – 682 с.

УДК 621.391

В.В. Сарычев, Г.И. Ткаченко, М.Г. Ткаченко

ПРОГРАММНЫЙ ОПРОС В МЕДИЦИНСКИХ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ СИСТЕМАХ

При построении многоканальных информационно-измерительных систем, предназначенных для контроля сложных объектов, которые могут быть как техническими, так и биологическими, осуществляется сбор информации от многих первичных преобразователей (ПП), число которых может достигать нескольких сот и более. При этом измерение параметров необходимо проводить одновременно, что достигается использованием мно-