

мальным значением погрешности измерения скорости сигнала  $\Delta'_{\max}$ , то можно определить интервал времени  $t_{\text{инт}}$  по значению  $\Delta'_{\max}$  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-

гоканальных измерительных систем с временным разделением каналов. При построении таких систем актуальной является задача сокращения суммарного потока информации, поступающей на вход группового тракта, например, канала связи или вычислительного устройства. Часто для решения этой проблемы используется адаптивная временная дискретизация сигналов, которая позволяет сократить поток данных, но требует дополнительных аппаратных затрат и приводит к нерегулярности взятия отсчетов, что, в свою очередь, связано с известными проблемами систем массового обслуживания.

Одной из важных областей применения таких систем является сбор и обработка биомедицинских сигналов. Именно для таких систем выявлены связи амплитудно-частотных параметров измеряемых сигналов с состоянием различных систем организма [1]. В большинстве случаев априорно известна информация о частотных свойствах измеряемых сигналов, что делает целесообразным опрашивать каждый ПП с требуемой частотой опроса, определяемой его частотными свойствами. Такой опрос ПП называется программой опроса. Использование программного опроса позволяет существенно сократить требования к быстродействию группового тракта измерительной системы и устройствам обработки измерительных сигналов.

Задача построения программы опроса не является тривиальной в связи с необходимостью размещения различных периодов опроса ПП на определенном временном интервале, называемом циклом опроса, с учетом импульсов синхронизации, размещаемых в соседних интервалах. Во многих случаях задача программного опроса усложняется еще и тем, что частотные свойства сигналов изменяются. Это требует изменения программы опроса в процессе изменения частотных свойств сигнала. Поэтому разработка алгоритмов построения программ опроса, которые адаптируются к изменяющимся частотным характеристикам сигналов, является актуальной.

Очевидно, что на выбор программы опроса влияет разброс требуемых частот опроса первичных преобразователей. Для характеристики этого параметра удобно пользоваться понятием энтропии частот. Для того чтобы эта характеристика не зависела от числа каналов опроса, лучше использовать приведенную энтропию частот, которая будет выражаться формулой

$$E_0 = \frac{-\sum_{i=1}^m \delta_i \log_2 \delta_i}{\log_2 m}, \quad (1)$$

где  $E_0$  – энтропия требуемых частот опроса;  $m$  – число каналов преобразователя;

$$\delta_i = \frac{f_i}{\sum_{i=1}^m f_i}$$

– относительное значение  $i$ -й частоты опроса.

Значение энтропии в формуле (1) будет изменяться от нуля до единицы. Причем при равенстве частот опроса энтропия будет максимальной,  $E_0 = 1$ , а при увеличении разброса частот  $E_0 \rightarrow 0$ .

Используя понятие энтропии частот, можно сделать вывод о том, что эффективнее будет тот метод опроса, который меньше изменяет энтропию требуемых частот опроса.

Очевидно, что для циклического опроса энтропия равна 1,  $E_{ц0} = 1$ , так как относительные частоты равны между собой.

При программном опросе энтропия определяется по формуле

$$E_{\text{ПО}} = \frac{-\sum_{i=1}^m \delta_i^* \log_2 \delta_i^*}{\log_2 m}, \quad (2)$$

где

$$\delta_i^* = \frac{f_i^*}{\sum_{i=1}^m f_i^*},$$

– относительное значение  $i$ -й частоты при программном опросе.

Используя формулы (1) и (2) в качестве характеристики избыточности методов опроса, можно взять разность между энтропией требуемых частот опроса и энтропией частот рассматриваемого метода. Выражения для определения избыточности методов циклического и программного опросов, соответственно, будут иметь вид

$$\begin{aligned} I_{\text{ЦО}} &= 1 - E_0, \\ I_{\text{ПО}} &= E_{\text{ПО}} - E_0. \end{aligned} \quad (3)$$

Если  $I_{\text{ЦО}} \leq I_{\text{ПО}}$ , то эффективнее можно считать циклический опрос. В противном случае, при  $I_{\text{ЦО}} > I_{\text{ПО}}$  следует применять программный опрос.

Для циклического опроса можно построить график зависимости избыточности  $I$  от энтропии  $E_0$ . Этот график приведен на рис. 1.

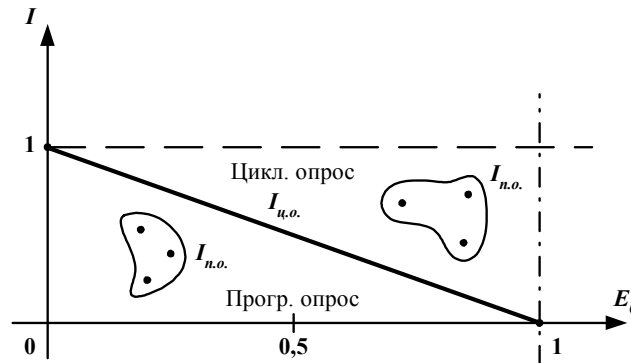


Рис.1. График зависимости избыточности циклического и программного опросов от энтропии разброса граничных частот

Для программного метода этого сделать нельзя. Исследования показали, что зависимость избыточности программного опроса  $I_{\text{ПО}}$  от энтропии  $E_0$  носит немонотонный характер. Это связано с тем, что задача перехода от требуемых частот опроса к допустимым при поиске оптимальной программы имеет комбинаторный характер и должна решаться отдельно в каждом конкретном случае. Для примера на рис. 1 точками показаны значения избыточности программного опроса. Из графика видно, что при попадании значения  $I_{\text{ПО}}$  в верхний треугольник или на линию 1 эффективнее будет циклический опрос, а при попадании этого значения в область, ограниченную осями координат и линией 1, эффективнее будет программный опрос.

Таким образом, если решен вопрос о применении программного опроса, необходимо выбрать оптимальную программу опроса из допустимого набора. При программном опросе задача получения равномерного шага дискретизации сигналов требует увеличения частот дискретизации по сравнению с требуемыми, что в свою очередь увеличивает число

требуемого количества опросов в каждом канале. Это приводит к уменьшению эффективности использования канала связи, которая может быть оценена отношением [2]

$$S = \frac{q \cdot F_{\min} + \sum_{i=1}^N F_i}{F_{\min} \cdot Q}, \quad (4)$$

– где  $F_{\min}$ ,  $F_i$  – минимальная и текущая частоты опроса ПП;  $q$  – число импульсов синхронизации;  $Q$  – суммарное число опросов ПП;  $N$  – количество ПП.

В выражении (4) в числителе стоит требуемая суммарная частота опроса ПП с учетом импульсов синхронизации, а в знаменателе – реальная частота канала связи с учетом условий формирования программы опроса ПП.

Естественно, что оптимальной в смысле критерия (4) будет считаться программа с минимальным суммарным числом  $Q$ , и при поиске оптимального набора необходимо учитывать отклонение допустимого числа импульсов опроса от требуемого –  $\Delta Q$ . Абсолютное отклонение  $\Delta Q$  может быть рассчитано по формуле

$$\Delta Q_j = \sum_{i=1}^{N'} m_i (n_i^* - n_i), \quad (5)$$

где  $m_i$  – число ПП с одинаковыми  $n_i$ , с учетом импульсов синхронизации;  $N'$  – количество групп ПП по  $m_i$ ;  $n_i^*$  и  $n_i$  – допустимое и требуемое число опросов ПП соответственно.

При изменении частотных свойств сигнала минимальное значение  $\Delta Q$  будет меняться и, соответственно, будет изменяться оптимальный набор чисел опроса. Следует отметить, что программа опроса является циклической и не может изменяться до завершения текущего цикла опроса. Таким образом, принятие решения об изменении программы опроса должно осуществляться в течение текущего цикла опроса. При этом не следует забывать про передачу информации о текущей программе опроса для синхронизации приемной и передающей сторон системы. Учитывая тот факт, что программы опроса могут быть построены и пронумерованы априори, решение вопросов синхронизации должно решаться на этапе структурной реализации системы.

Учитывая вышесказанное, можно предложить следующий алгоритм построения программы опроса ПП с учетом импульсов синхронизации и изменения частотных свойств сигналов:

1. Производится предварительный анализ частотных характеристик сигналов.
2. Принимается решение о применении программного опроса в соответствии с критерием (3).
3. По известным граничным частотам сигналов строятся допустимые наборы чисел опроса ПП и каждый набор нумеруется.
4. Определяются текущие граничные частоты сигналов.
5. В соответствии с критерием (5) выбирается оптимальная программа опроса ПП и запоминается ее номер.
6. Если выбранная программа отличается от текущей, то ее номер передается на приемную сторону, программа опроса изменяется и осуществляется переход к п. 4 алгоритма. В противном случае переходим к п. 7.
7. Если выбранная программа не отличается от текущей, то номер программы не передается, программа опроса не меняется и осуществляется переход к п. 4.

Таким образом, использование предложенного алгоритма позволяет принять решение о целесообразности применения программного опроса ПП, а также построить оптимальную программу с учетом импульсов синхронизации по циклу в соответствии с предложенным критерием. Кроме того алгоритм позволяет учитывать изменение частотных

свойств сигналов в процессе работы системы и изменять текущую программу опроса на оптимальную.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Михеев А.А.* Теория, методы и средства сбора и обработки неоднородных по частотным свойствам измерительных сигналов: Автореф. дис... д-ра техн. наук. – Рязань, 2006. – 34с.
2. *Самойлов Л.К., Ткаченко Г.И.* Методы формирования программ сбора данных в информационно-измерительных системах. Автометрия. – 1988. – №6.

УДК 612.8

**С.М. Захаров, А.А. Скоморохов, Б.Е. Смирнов, В.Ф. Цыганок**

#### **КОНФИГУРИРУЕМАЯ СЕРИЯ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИХ УСТРОЙСТВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

Исследование функционального состояния головного мозга у неврологических больных и условно здоровых людей является важной и не однородной задачей, так как методы исследования включают в себя много различных методик – запись фоновой электроэнцефалограммы (ЭЭГ); оценка реактивности ЭЭГ на аппаратные и неаппаратные функциональные пробы (фотостимуляция, фоностимуляция, гипервентиляция, открывание и закрытие глаз и пр.); длительная запись в естественных условиях (амбулаторный ЭЭГ-мониторинг); синхронный ЭЭГ-видеомониторинг для дифференциальной диагностики эпилептических и неэпилептических феноменов; проведение полисомнографических (ПСГ) исследований для выявления нарушения структуры сна и ночной эпилептиформной активности, сочетанных неврологических и кардиореспираторных нарушений; исследование вызванных потенциалов (ВП) головного мозга (зрительных, слуховых, соматосенсорных, когнитивных); прехирургическое многоканальное ЭЭГ-мониторирование; нейромониторинг в операционных, реанимации, палатах интенсивной терапии; регистрация с открытого мозга; констатация смерти мозга; контроль состояния головного мозга в реаномобиле; сочетанная регистрация ЭЭГ и сигналов, характеризующих церебральную гемодинамику; сочетанная регистрация ЭЭГ и функциональной магнитно-резонансной томографии; исследование операторской деятельности; регистрация сверхмедленной активности мозга для оценки метаболических процессов; изучение психических процессов – восприятия, памяти и т.д.

Столь широкая сфера применения требует и гибких возможностей с учетом специфических требований в рамках каждой сферы применения по количеству ЭЭГ-каналов, настройке фильтров (ФВЧ, ФНЧ, режекция), способам наложения электродов и монтажным схемам, используемым дополнительным физиологическим сигналам (электрокардиограмма – ЭКГ, электромиограмма – ЭМГ, электроокулограмма – ЭОГ, рекурсия грудного и абдоминального дыхания, поток дыхания – ПД, фотоплетизмограмма – ФПГ, кожно-гальваническая реакция – КГР, положение тела и двигательная активность тела и конечностей, сатурация кислорода – SpO<sub>2</sub>, храп, реоэнцефалограмма – РЕГ, сверхмедленная активность – СМА, артериальное давление – АД и пр.), возможность использования различных дополнительных устройств (видеокамера, микрофоны, речевые отметчики событий, устройства стимуляции, GPS-приемник, устройство контроля функционирования прибора, в частности выносная светодиодная панель) и аксессуаров (различные варианты электродов и датчиков, креплений и пр.).