

1. Разработан алгоритм программы для съема, хранения и передачи диагностических данных.

2. Разработанная методика позволяет получать непрерывный мониторинг сердечной деятельности, что в значительной степени снизит риски возникновения осложнений.

3. Разработка дает возможность получения своевременной консультации медицинского сотрудника и достоверность проведенного анализа.

### **Список информационных источников**

1. Шостак Н.А., Клименко А.А., Андрияшкина Д.Ю., Новиков И.В. Митральные пороки сердца и легочная гипертензия в практике ревматолога и терапевта. Лекция №1. Митральный стеноз // Русский медицинский журнал. – 2009. – том 17, №4. – С. 205 – 209.

2. Орловский П.И., Гриценко В.В., Юхнев А.Д., Евдокимов С.В., Гавриленков В.И. Искусственные клапаны сердца // Под редакцией академика РАМН Ю.Л. Шевченко. – СПб.: ЗАО «ОЛМА Медиа Групп». – 2007.

3. Земцовский Э.В., Конобасов А.М., Трешкур Т.В., Цуринова Е.А., Попов С.В. Новые возможности телеметрической ЭКГ диагностики.

4. Орлов О.И., Камаев И.А., В.М., Леванов В.М., Сергеев Д.В. Телемедицина. Опыт проведения научных видеоконференций. // Клиническая медицина. – 2009. – №2. – С.67-71.

5. Удальцов Б.Б. Основы клинической фонокардиографии. // Санкт-Петербург. - 2000.

6. Мобильная медицина (m-Health): <http://www.tadviser.ru/index.php/>

7. Пеккер Я.С., Мурзина Г.М. Мобильные технологии для контроля за состоянием сердечно-сосудистой системы. // Евразийское Научное Объединение. – 2015.

### **МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЦИФРОВЫХ ФИЛЬТРОВ**

*Науменко А.Д.*

*Томский политехнический университет, г. Томск  
Научный руководитель: Глотов А.Ф., к.т.н., доцент кафедры  
промышленной и медицинской электроники*

При обработке информации в системах неразрушающего контроля для подавления помех и выделения информативных признаков используются цифровые фильтры, методам синтеза которых уделяется

большое внимание в литературе [1,2]. В данной работе взят за основу известный метод частотной выборки для построения гребенчатых фильтров. Перспективным направлением развития цифровой обработки является математическое моделирование таких фильтров, которое позволяет получать характеристики, физически нереализуемые цифровыми фильтрами в аппаратном исполнении.

В качестве примера рассмотрим алгоритм реализации математической модели синтеза режекторного фильтра (РФ) методом частотной выборки (Рис.1.).

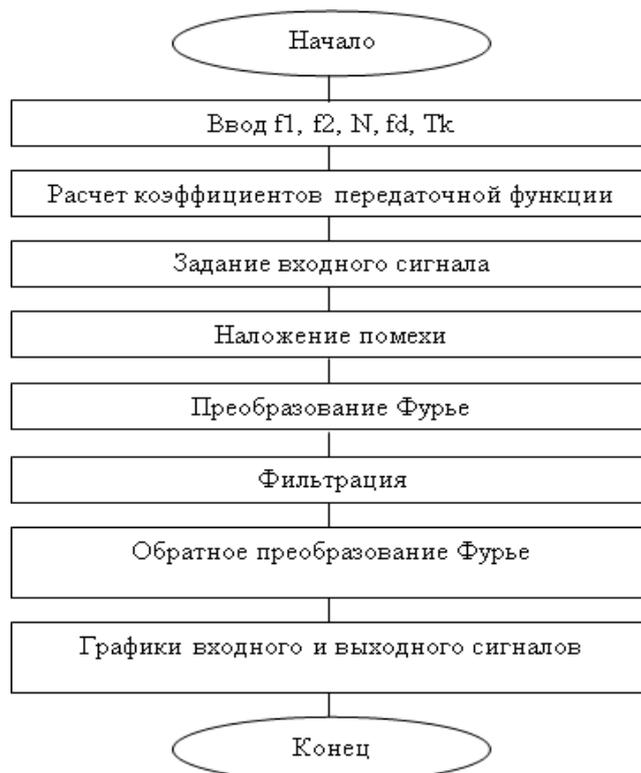


Рис. 1. Алгоритм реакции цифрового фильтра на входной сигнал методом частотной выборки

Реализация фильтра выполнена в ППП «MathCad».

1. На первом этапе работы с программой необходимо задать исходные данные для нахождения коэффициентов передаточной функции и вычисления АЧХ:

- Верхняя и нижняя границы частот РФ составляют  $f_1=50$  Гц и  $f_2=50$  Гц соответственно;

- Исходя из требований к точности фильтра, длину частотной выборки примем равной  $N=100$ ;

- Частота дискретизации входного сигнала ( $f_d$ ) задается в диапазоне  $f_d \geq 2f_{\max}$ , где  $2f_{\max}$  – максимальная частота в спектре входного сигнала. Также, частота дискретизации должна иметь приближенное значение к частоте выборки  $N$ . В данной работе эта величина составляет  $f_d=100.01$  Гц;

- Частотная выборка ( $T_k$ ) для  $k=0..N-1$  представляет собой требуемую амплитудно-частотную характеристику (АЧХ) рассчитываемого фильтра.

2. После ввода вышеприведенных параметров задается частотный диапазон для вычисления АЧХ фильтра. Пример АЧХ РФ приведен на графике рис.2.

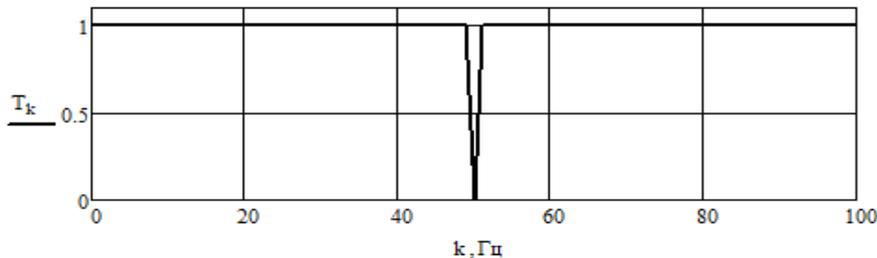


Рис. 2. АЧХ РФ

3. Далее производится расчет коэффициентов передаточной функции по формуле (1).

$$H(jw) = \sum_{k=0}^{N-1} h_k * e^{-j*k*w*T}, \quad (1) \quad [3]$$

где  $H(jw)$  – АЧХ цифрового фильтра;  $N$  – длина частотной выборки;  $k$  – номер отсчета сигнала;  $h_k$  – весовые коэффициенты;  $T$  – период.

4. В качестве входного сигнала возьмем реальную электроэнцефалограмму, снятую у ребенка и хранящуюся в базе данных PhysioNet [4].

Смоделируем сигнал помехи за счет сложения входного сигнала с сигналом частотой 50 Гц (2)

$$x_i = 1 * \cos\left(50 * p * \frac{i}{64}\right) + q_i, \quad (2)$$

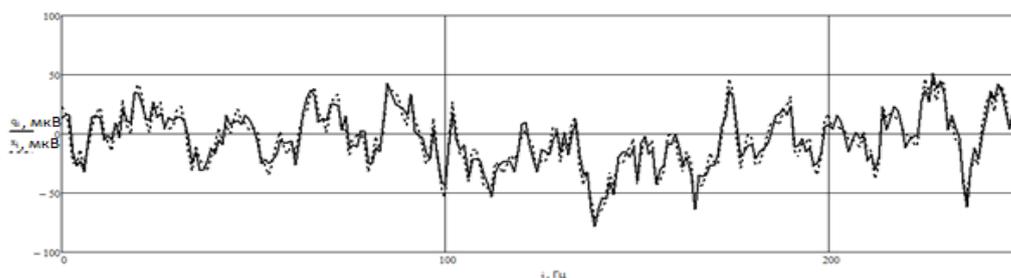


Рис. 3. Графики функций входного сигнала без помех ( $q_i$ ) и при их наличии ( $x_i$ )

5. Далее применяется быстрое преобразование Фурье с помощью встроенной функции MathCAD (Mi), содержащей алгоритм быстрого вычисления дискретного преобразования Фурье;

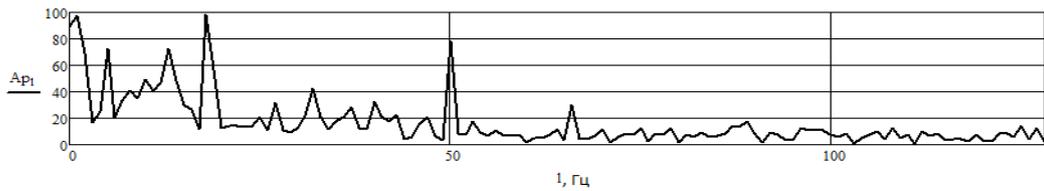


Рис. 4. Спектр сигнала с помехой

6. Проводим фильтрацию сигнала с помощью формулы (3). График спектра полученного выходного сигнала приведен на Рис.6.

$$Y_i = M_i * N_i, \quad (3)$$

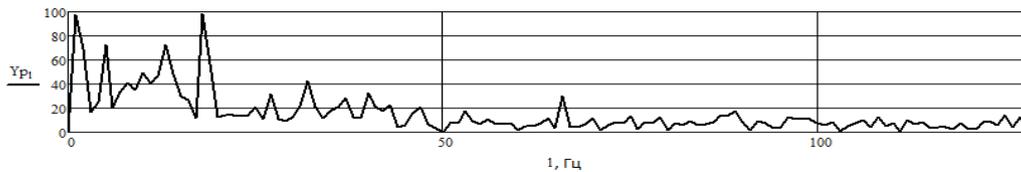


Рис. 5. Спектр сигнала с отфильтрованной помехой

7. Для проверки правильности проведенных вычислений, необходимо выполнить быстрое обратное преобразование Фурье, после чего выводится заключение о правильности проведенного анализа данных, и приводятся графики исходной и выходной функций (рис.6). Графики показывают полное совпадение исходного сигнала и сигнала, очищенного от помехи.

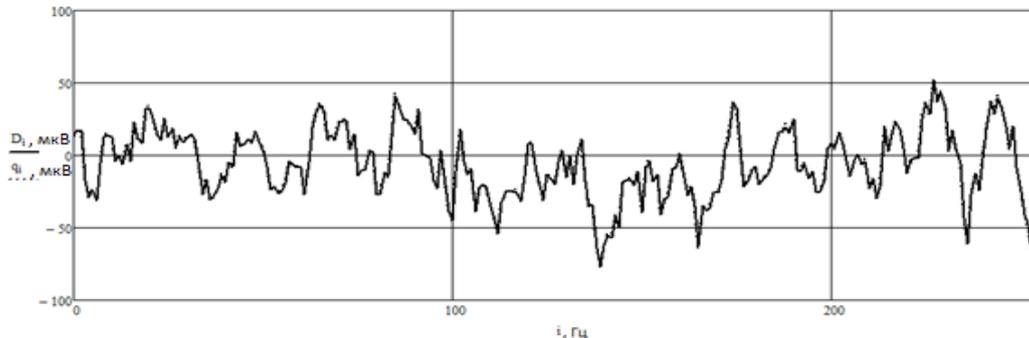


Рис. 6. Графики входного и выходного сигналов РФ

Таким образом, применение математической модели фильтров позволяет программным путем получать сигнал с идеальными характеристиками в полосах пропускания и затухания, а также, при необходимости, выделять или подавлять из всего спектра сигнала единственную гармонику полосовым или режекторным фильтрами. С появлением специализированных микропроцессоров, появилась возможность реализации быстрого преобразования Фурье для цифровой обработки сигналов в режиме реального времени с минимальной задержкой. Это позволяет встраивать фильтры в системы обработки

информации при неразрушающем контроле для распознавания образов, а также в системы управления технологическими процессами.

Работа может быть полезна при изучении курса цифровой обработки сигналов.

### **Список информационных источников**

1. Богнер Р., Константи́нидис А. Введение в цифровую фильтрацию // Проектирование рекурсивных фильтров методом частотной выборки. М.: Мир, 1976. – С. 93-96.

2. Гадзиковский В.И. Цифровая обработка сигналов // Цифровая обработка сигналов в частотной области. М.: СОЛОН-Пресс, 2013. – 766 с.

3. Антонию А. Цифровые фильтры: анализ и проектирование // Расчет рекурсивных фильтров. М.: Радио и связь, 1983. – С. 149-156.

4. PhysioNet <http://physionet.org>

## **РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ УСТАНОВКИ ДЛЯ ОПТОЭЛЕКТРОННОЙ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ ВНУТРИЧЕРЕПНЫХ ГЕМАТОМ**

*Новосельцева А.П., Тимченко К.А.*

*Томский политехнический университет, г. Томск*

*Научный руководитель: Аристов А.А., к.н.т., доцент кафедры  
промышленной и медицинской электроники*

При травматических повреждениях мозга крайне важно оперативно выявить наличие внутричерепных гематом. До сих пор основным точным инструментальным методом выявления таких повреждений является томография, однако возможность проведения томографического обследования пациента сразу после травмы практически отсутствует. В связи с этим, задача создания прибора оперативно выявляющего наличие внутричерепных повреждений является актуальной. Решением данной проблемы может быть использование такого метода диагностики как спектроскопия в оптическом диапазоне длин волн [1].

Нами разрабатывается макет устройства позволяющего проводить лабораторные исследования, направленные на поиск возможных путей улучшения диагностических возможностей оптического метода обнаружения гематом [2]. Измерительная оптическая часть установки (Рис. 1) состоит из каркаса (1), на котором закреплен оптический блок (2) содержащий источник и приемники излучения, расположенный над