

СХЕМОТЕХНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ПОВЫШЕНИЯ ТОЧНОСТИ БИОИМПЕДАНСНЫХ ИЗМЕРЕНИЙ

203-207

Чичикало Н.И. канд. техн. наук., Парамонова А.Н. студентка,
Донецкий государственный технический университет

В статье рассмотрен способ повышения точности канала измерения импеданса ткани биоорганизма за счет устранения систематических погрешностей и унификации динамических характеристик преобразовательных звеньев.

In clause is considered the way of increase accuracy of the measurement channel of an impedance of a fabric bioorganism for the account elimination of systematic errors and unifications of dynamic characteristics a transformer parts

Во всем мире растет интерес к неинвазивным технологиям диагностики заболеваний и контроля состояния пациентов, что связано с распространением таких опасных заболеваний, как ВИЧ-инфекция и вирусный гепатит. Это заставляет исследователей, работающих в области медицинского приборостроения, совершенствовать известные и вести поиск новых диагностических методов, разрабатывать аппаратуру, используя современную схемотехнику и возможность компьютерной обработки. Предлагаемая статья посвящена аспектам биоимпедансных измерений и схемотехническим приемам, направленным на увеличение точности реографических исследований.

Метод импедансной реографии заключается в регистрации сопротивления участка биологического объекта и изменений этого сопротивления, которые в задачах диагностики связывают с гемодинамикой и дыхательной (двигательной) активностью пациента. Достоинством этого метода является обеспечение возможности повторных исследований, а также количественная оценка результатов.

Рассмотрим структурную схему измерительного канала реографического преобразователя. Принцип действия прибора основан на преобразовании в напряжение модуля полного электрического со-

противления между измерительными электродами. Напряжение с измерительных электродов (рис. 1) подается на вход дифференциального усилителя. С выхода усилителя сигнал подается на детектор (амплитудный или синхронный), формирующий низкочастотное напряжение, пропорциональное межэлектродному импедансу.

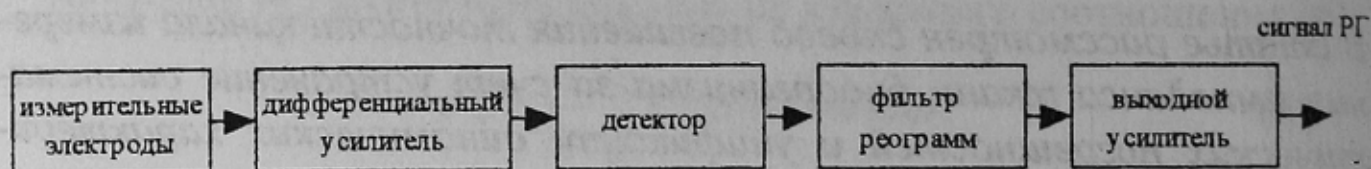


Рисунок 1 – Структурная схема измерительного канала реографа-преобразователя.

Низкочастотные медицинские приборы имеют в своем составе цепи фильтрации сигналов (фильтр реограмм на рис.1) С помощью фильтра низких частот с частотой среза 0.3...30 Гц из полного сигнала выделяются пульсовые колебания, которые после усиления подаются на выход реограммы (РГ). АФЧХ фильтров могут существенно отличаться от прибора к прибору ввиду применения различных схемотехнических решений.

Таким образом, возникают требования стандартизации условий получения данных для анализа. Эти требования включают в себя, помимо стандартизации условий измерения, и устранение систематических погрешностей, связанных с АФЧХ измерительных преобразователей. Исследования показали, что только отличия ФЧХ прибора от линейной способно вносить искажения в результаты измерений ряда гемодинамических показателей более чем на 50%, что неприемлемо для медико-биологических исследований.

Избавиться от этого недостатка можно с использованием цифрового фильтра, спроектированного в автоматизированном режиме с применением пакета прикладных программ Mathcad. Разработанная математическая модель цифрового фильтра позволяет добиться передаточной характеристики идентичной аналоговому фильтру. Полученные результаты достоверны, сопоставимы в рамках одного метода и могут быть воспроизведены многократно с использованием различных приборов.

Построение цифрового программного фильтра эквивалентного аналоговому и доказательство их идентичности выполняется в следующем порядке. Строятся амплитудно-частотная рис.2а и логарифмическая амплитудно-частотная рис.2б характеристики аналогового фильтра.

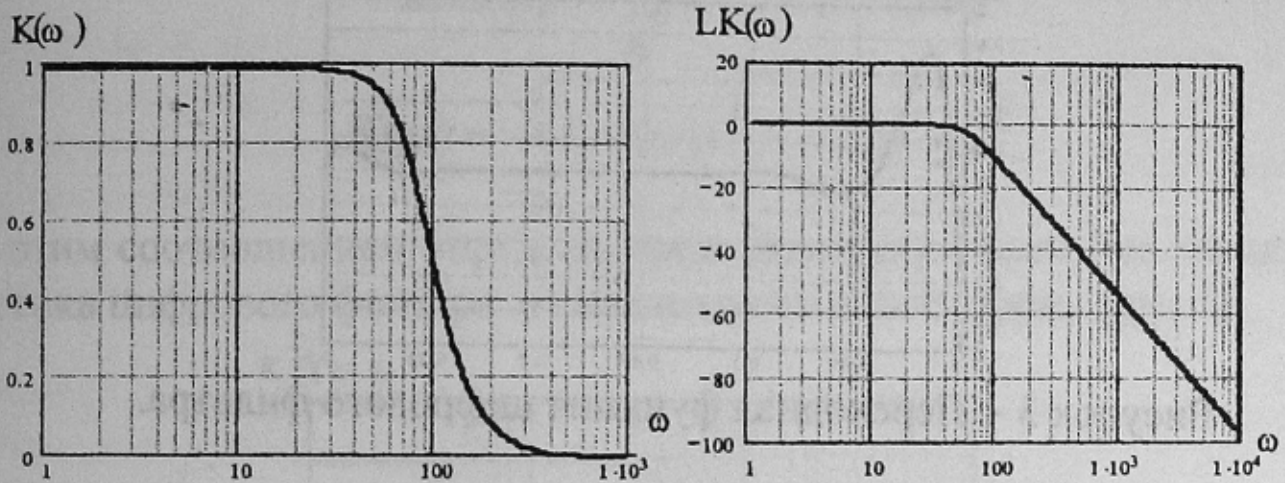


Рисунок 2. – Амплитудно-частотная и логарифмическая амплитудно-частотная характеристики.

По этим характеристикам определяются основные параметры фильтра: полоса пропускания и крутизна спада ЛАЧХ. Важным параметром временных рядов является шаг дискретизации, величина которого устанавливается в соответствии с известными критериями [1, 2]

Над операторным изображением передаточной функции фильтра выполняется Z-преобразование. Полученное выражение можно принять за передаточную функцию дискретной системы, соответствующей данной непрерывной. Таким образом, текущее значение изображения выходного сигнала во временной области имеет вид

$$y[k] = \Theta_0 \cdot x[k] + \Theta_1 \cdot x[k-1] + \dots + \Theta_{n-1} \cdot x[k-n+1] + \bar{\eta}_1 \cdot y[k-1] + \dots + \bar{\eta}_n \cdot y[k-n].$$

где $\bar{\eta}_i = -\eta_i$ Полученное выражение является рекуррентной формулой, описывающей процесс цифровой фильтрации.

Для доказательства идентичности построенного цифрового фильтра аналоговому устанавливается переходная функция $h(k \cdot \Delta t)$ цифрового фильтра как его реакция на сигнал в виде единичного скачка (рис. 3).

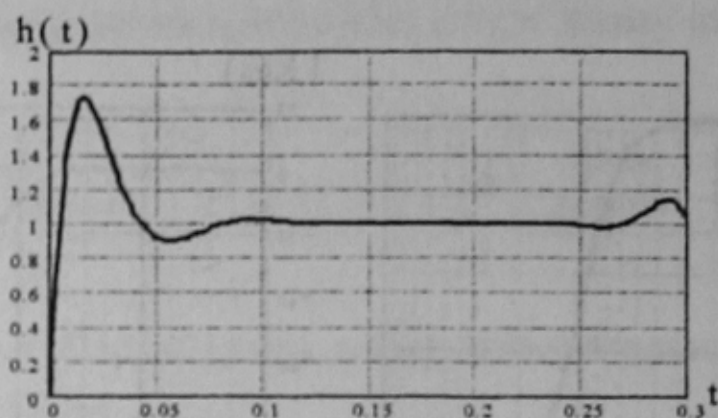


Рисунок 3 – Переходная функция цифрового фильтра.

Полагая, что цифровой фильтр и непрерывный должны иметь одинаковую переходную функцию, по последней устанавливается импульсная переходная функция $g(t) = \frac{dh(t)}{dt}$. (рис.4):

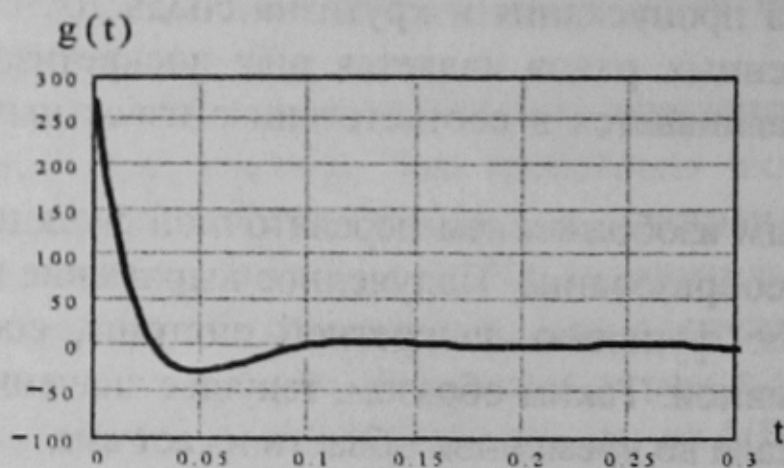


Рисунок 4 – Импульсная переходная характеристика цифрового фильтра.

Импульсная переходная функция связана с коэффициентом передачи фильтра прямым преобразованием Фурье. Амплитудно-частотная характеристика цифрового фильтра определяется соотношениями:

$$Kre(\omega) = \int_0^{t_N} g(t) \cdot \cos(\omega \cdot t) dt;$$

$$Kim(\omega) = \int_0^{t_N} g(t) \cdot \sin(\omega \cdot t) dt;$$

$$K(\omega) = \sqrt{(Kre(\omega))^2 + (Kim(\omega))^2}.$$

По этим соотношениям определяется амплитудно-частотная характеристика цифрового фильтра эквивалентного аналоговому (рис.5).

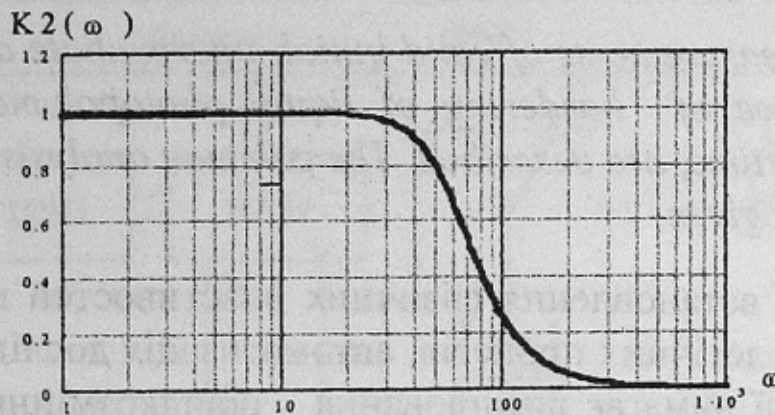


Рисунок 5 - Амплитудно-частотная характеристика цифрового фильтра эквивалентного аналоговому.

Выводы. В результате выполненного автоматизированного проектирования цифрового фильтра устранен недостаток аналогового, у которого АФЧХ существенно отличаются в различных однотипных изделиях ввиду применения различных схемотехнических решений. Реализация цифрового фильтра на ЭВМ означает передачу ей функций этого звена, что значительно упростит измерительный канал, в результате повысится достоверность контроля импеданса реографическим преобразователем.

Список источников

1. Методы цифрового моделирования и идентификации стационарных случайных процессов в информационно-измерительных системах / А.Н. Лебедев, Д.Д. Недосекин, Г.А. Стеклова, Е.А. Чернявский. – Л.: Энергоатомиздат. Ленинское отделение, 1988. - 64с.
2. Цифровое моделирование систем стационарных случайных процессов / Е. А. Гриндина, А. Н. Лебедев, Д. Д. Недосекин, Е. А. Чернявский. -Л.: Энергоатомиздат. Ленинградское отделение, 1991. - 144 с.