



УДК: 001.891.572

**ПОСТРОЕНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ УСТРОЙСТВА
МНОГОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ И
ОЦЕНКА ПОГРЕШНОСТЕЙ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ БЛОКОВ
ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО КАНАЛА**

П.В. Тяглицова, *polina.vladimirovna.t@gmail.com*, Н.Д. Наракидзе, *ndaz@mail.ru*
Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) имени М.И. Платова,
г. Новочеркасск

В данной статье рассматривается построение функциональной схемы устройства много-
гочастотной электроимпедансной томографии, построение математической модели устройства
и расчет функциональных блоков измерительного канала

Ключевые слова: электроимпедансная томография, многочастотная ЭИТ, математиче-
ская модель, измерительный канал

**CONSTRUCTION OF A MATHEMATICAL MODEL OF THE DEVICE OF
MULTI-FREQUENCY ELECTRIC IMPEDANCE TOMOGRAPHY AND
ESTIMATION OF ERRORS OF FUNCTIONAL UNITS FROM THE
MEASURING CHANNEL**

P.V. Tjaglitsova, N.D. Narakidze

Platov South-Russian State Polytechnic University (NPI), Novocherkassk

This article discusses the construction of a functional scheme of a multi-frequency electroim-
pedance tomography device, the construction of a mathematical model and the calculation of the func-
tional blocks of the measuring channel

Keywords: electrical impedance tomography, multi-frequency electrical impedance tomogra-
phy mathematical model of the measuring channel

Метод ЭИТ претерпевает бурное развитие в различных областях здраво-
охранения и биологии. С каждым годом увеличивается количество применяемых
в врачебной деятельности устройств, основанных на принципах данного метода.
Несмотря на то, что в настоящее время ЭИТ отличает ряд существенных недо-
статков, ограничивающих ее повсеместное применение, данный подход зареко-
мендовал себя как эффективный метод мониторинга и качественной и количе-
ственной оценки ряда физиологических параметров биологических объектов, а в
некоторых случаях позволил достичь принципиально новых результатов [1].

Основные преимущества электроимпедансных методов диагностики яв-
ляются безвредность и безболезненность обследования, высокая информатив-
ность, портативность и небольшая стоимость аппаратуры, простота процедуры
обследования [2].

Тем не менее, многочастотная ЭИТ получила мало внимания в литературе
и находится на более ранней стадии разработки в отношении ЭИТ с разницей во
времени. Из-за некорректности обратной задачи визуализации, многочастотная
ЭИТ очень чувствительна к ошибкам моделирования и страдает от плохого от-
ношения сигнал/шум [3].

Основная задача в этой области – разработать подход к визуализации с
достаточной устойчивостью к шуму и неопределенности модели для клиниче-
ского применения.



Многочастотная ЭИТ позволяет реконструировать изображение объектов, в которых не протекает никаких динамических процессов [4].

В статье [5] были разработаны структурная и функциональная схемы устройства многочастотной электроимпедансной томографии. Рассмотрим погрешности функциональных блоков измерительного канала.

Функциональная схема устройства многочастотной электроимпедансной томографии биологических объектов представлена на рисунке 1.

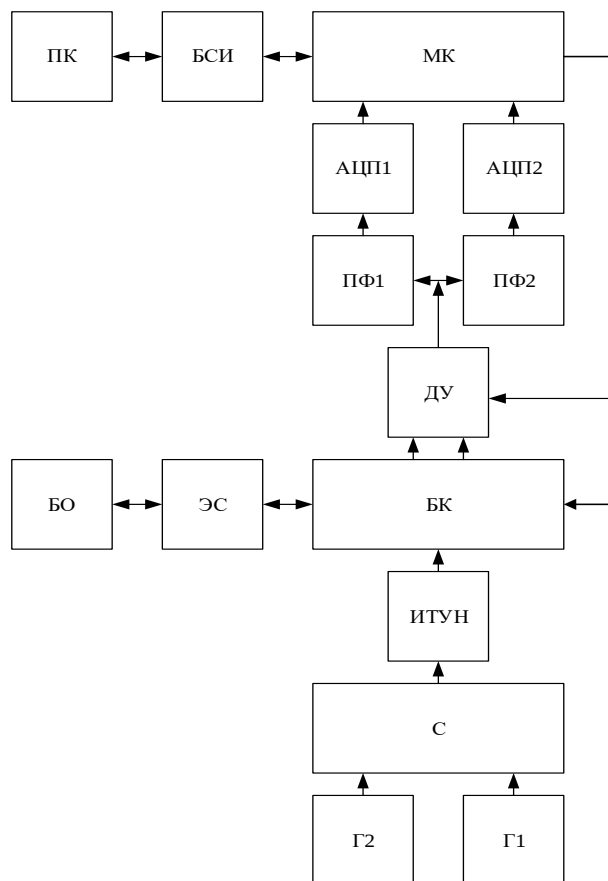


Рис. 1 – Функциональная схема устройства многочастотной электроимпедансной томографии

На рисунке 1 обозначены: Г1 – генератор 1, который формирует напряжение синусоидальной формы с частотой f_1 , Г2 – генератор 2, который формирует напряжение синусоидальной формы с частотой f_2 , С – сумматор, ИТУН – источник тока, управляемого напряжением, БО – биологический объект, ЭС – электродная схема, БК – блок коммутации, ДУ – дифференциальный усилитель, ПФ1 – полосовой фильтр 1, ПФ2 – полосовой фильтр 2, АЦП1 – аналого-цифровой преобразователь 1, АЦП2 – аналого-цифровой преобразователь 2, МК – микроконтроллер, БСИ – блок стандартного интерфейса, ПК – персональный компьютер.

Устройство многочастотной электроимпедансной томографии, содержащее генераторы Г1 и Г2, которые формируют напряжение синусоидальной формы с частотой f_1 и f_2 . Напряжения суммируются сумматором С и подаются на вход источника тока, управляемого напряжением ИТУН. На поверхности биоло-



гического объекта БО расположена электродная система ЭС, состоящая из электродов, расположенных в одном сечении на равном удалении. Подключение сумматора С к заданной паре электродов производится с помощью блока коммутации БК через ИТУН. Получение измерительной информации организовано следующим образом: блок коммутации БК подключает заданную пару электродов к дифференциальному усилителю ДУ, с выхода которого сигнал подается на полосовые фильтры ПФ1 и ПФ2, пропускающих соответственно f_1 и f_2 . Сигналы с выхода полосовых фильтров ПФ1 и ПФ2 преобразуются в цифровую форму с помощью аналогово-цифровых преобразователей АЦП1 и АЦП2, данные с которых с помощью микроконтроллера МК через блок стандартного интерфейса БСИ передаются в персональный компьютер ПК. Управление блока коммутации БК осуществляется с помощью микроконтроллера МК [5].

На ПФ частота f_1 и f_2 подается одновременно, а не последовательно, каждый ПФ настроен на определенную частоту, поэтому в схеме разрабатываемого устройства их два.

Построим математическую модель измерительного канала и дадим оценку погрешностей функциональных блоков.

Измерительный канал состоит из блоков: БО, ЭС, БК, ДУ, ПФ1, ПФ2, АЦП1 и АЦП2. Канал состоит из последовательно и параллельно соединенных блоков.

Задача состоит в том, чтобы так подобрать (назначить) погрешности параметров компонентов устройства измерения, т.е. аргументов функции преобразования, чтобы погрешности функции оказались не более заданной.

Первоначально необходимо решить задачу анализа в общем виде, т.е. получить функциональную математическую модель разрабатываемого измерительного устройства.

Пусть требуется обеспечить общую погрешность преобразования не более:

$$\delta N = 0,005 = 0,5\%.$$

В разрабатываемом устройстве два измерительных канала. Для выбранной структуры первого измерительного канала математическая модель принимается в виде:

$$N_1 = S_{П1} \cdot S_{А1},$$

где $S_{П1}$ – чувствительность первого полосового фильтра; $S_{А1}$ – чувствительность первого аналого-цифрового преобразователя.

Для выбранной структуры второго измерительного канала математическая модель принимается в виде:

$$N_2 = S_{П2} \cdot S_{А2},$$

где $S_{П1}$ – чувствительность второго полосового фильтра; $S_{А1}$ – чувствительность второго аналого-цифрового преобразователя.

Тогда:

$$\delta N = \delta N_{ЭС} \cdot \delta N_{БК} \cdot \delta N_{ДУ} \cdot (\delta N_1 + \delta N_2),$$

где δ – предельные относительные погрешности; $\delta N_{ЭС}$ – относительная погрешность электродной схемы; $\delta N_{БК}$ – относительная погрешность блока коммута-



ции; $\delta N_{дв}$ – относительная погрешность дифференциального усилителя; δN_1 – относительная погрешность первого канала; δN_2 – относительная погрешность второго канала.

Согласно методу равных влияний и учитывая, что все весовые коэффициенты равны единице (для алгебраического суммирования):

$$\delta N_{эс} = \delta N_{БК} = \delta N_{дв} = (\delta N_1 + \delta N_2) = \frac{\delta N}{n} = \frac{0,005}{4} = 0,125\%.$$

Если предполагается использовать геометрическое суммирование погрешностей, то делить следует не на n , а на $\sqrt{n}$ [4]:

$$\frac{\delta N}{\sqrt{n}} = \frac{0,005}{\sqrt{4}} = 0,125\% = 0,25\%.$$

Таким образом, была рассмотрена функциональная схема устройства многочастотной электроимпедансной томографии, построена математическая модель измерительного канала и дана оценка погрешностей функциональных блоков, при которой общая погрешность измерительного канала не превысит 0,5 %.

Список цитируемой литературы

1. Пахарьков Г.Н. Биомедицинская инженерия. Проблемы и перспективы. – Санкт-Петербург: Политехника, 2011 – 232 с.
2. Алексанян Г.К. Электроимпедансная томография – перспективный и развивающийся метод медицинской визуализации. // Клиническая медицина. 2016. - №11 – С. 60-64.
3. Алексанян Г.К., Денисов П.А., Черноиван Д.Н. Методика оценки применимости стационарной математической модели для задач многочастотной электроимпедансной томографии. // Современные наукоемкие технологии. – 2017. – № 1 – С. 7-11.
4. Алексанян Г.К., Денисов П.А., Кучер А.И. Исследование применимости натурно-модельного подхода для задач реконструкции поля проводимости при многочастотной электроимпедансной томографии: Фундаментальные исследования. – 2016. – № 11 (часть 5) – 895-899 с.
5. Тяглицова П.В., Наракидзе Н.Д. Устройство многочастотной электроимпедансной томографии. //Электронный научный журнал «Вестник молодёжной науки России». №4. 2020. С. 14.

© П.В. Тяглицова, Н.Д. Наракидзе 2020