



УДК 001.891.572

УСТРОЙСТВО МНОГОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

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 рассмотрены теоретические основы электроимпедансной томографии. Разработана структурная и функциональная схемы устройства многочастотной электроимпедансной томографии. Созданные структурная и функциональная схемы устройства позволяют синхронно инжектировать синусоидальный ток двух частот с одновременной регистрацией разностей потенциалов с частотой, равной частотам инжектируемого тока в биологический объект через электроды на его поверхности

Ключевые слова: многочастотная электроимпедансная томография, реконструкция изображения, импеданс биологического объекта

DEVICE MULTIFREQUENCY ELECTRIC IMPEDANCE TOMOGRAPHY

P.V. Tjaglitsova, N.D. Narakidze

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

This article discusses the theoretical foundations of electrical impedance tomography. The structural and functional diagrams of the multifrequency electrical impedance tomography device have been developed. The generated structural and functional circuits of the device allow synchronously injecting a sinusoidal current of two frequencies with simultaneous recording of potential differences with a frequency equal to the frequencies of the injected current into a biological object through electrodes on its surface

Keywords: multifrequency electrical impedance tomography, image reconstruction, impedance of a biological object

Использование неионизирующих полей и излучений для диагностики является актуальной задачей исследований в медицине и прикладной физике. Одним из путей решения этой задачи является использование электрического тока и низкочастотных электромагнитных полей для зондирования и визуализации свойств биологических тканей. Электрические свойства (в частности, электропроводность) патологических тканей значительно отличаются от свойств окружающих здоровых тканей. Проблема заключается в получении информации о пространственном распределении электропроводности внутри тела пациента [1].

Для получения качественной и количественной информации в последние годы активно изучается метод электроимпедансной томографии.

Метод ЭИТ претерпевает бурное развитие в различных областях здравоохранения 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 недостатков, ограничивающих ее повсеместное применение, данный подход зарекомендовал себя как эффективный метод мониторинга и качественной и количественной оценки ряда физиологических параметров биологических объектов, а в некоторых случаях позволил достичь принципиально новых результатов [2].



Электроимпедансная томография (ЭИТ) – это метод медицинской визуализации, позволяющий на основании электрических измерений на поверхности проводящего объекта реконструировать его внутреннюю структуру (либо её изменение).

Реконструкции изображения в ЭИТ может быть статической (абсолютной) или динамической (дифференциальной). При абсолютной реконструкции производится расчет поля распределения проводимости в объекте в момент получения данных для ЭИТ. При дифференциальной реконструкции производится расчет поля изменения проводимости, вызванного, например, протекающими процессами внутри объекта или изменением воздействующего сигнала. В первом случае используется два набора измерительных данных, полученных в разные моменты времени и реконструируется изменение за время, прошедшее между моментами измерения. Во втором случае используется два набора данных, полученных в один момент времени, но с разным воздействием (например, на разных частотах).

В электроимпедансной томографии существует две задачи: прямая и обратная. Прямая задача состоит в определении поля распределения потенциалов по известному полю распределения проводимости Ω внутри объекта и подключению и параметрам инжектирующего тока I . Обратная задача состоит в расчете поля распределения проводимости внутри объекта на основании информации подключения и параметрах I и значениях потенциалов на поверхности объекта [3].

Структурная схема устройства многочастотной электроимпедансной томографии изображена на рис.1.

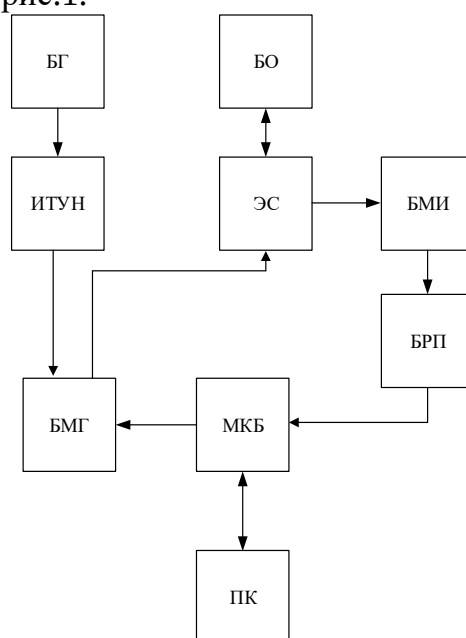


Рис. 1 – Структурная схема устройства многочастотной электроимпедансной томографии

Устройство многочастотной электроимпедансной томографии содержит: блок генератора (БГ) для генерации напряжения; источник тока, управляемый напряжением (ИТУН), который преобразует напряжение с генератора в ток; блок мультимплексоров генератора (БМГ), который подключает источник тока к



заданным электродам; блок мультиплексоров измерения (БМИ), который подключает заданные электроды из электродной системы (ЭС) к блоку регистрации потенциалов (БРП); электродная система (ЭС), которая подключена к биологическому объекту (БО); блок регистрации потенциалов (БРП) измеряет разность потенциалов, выделяет две частоты, оцифровывает их синхронно и передает микропроцессорному блоку (МКБ); микропроцессорный блок управляет всем процессом измерения и передает результаты в персональный компьютер (ПК).

На основе структурной схемы разработана функциональная схема устройства многочастотной электроимпедансной томографии, которая представлена на рис. 2.

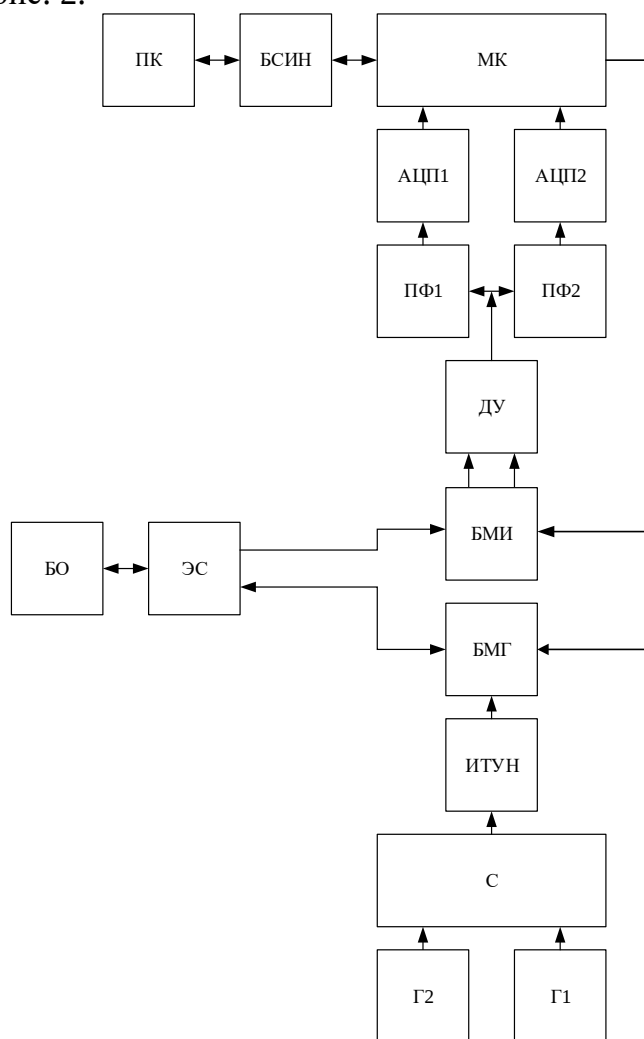


Рис. 2 – Функциональная схема устройства многочастотной электроимпедансной томографии

Устройство многочастотной электроимпедансной томографии состоит из: двух генераторов (Г1, Г2) и сумматора (С), составляющие блок генератора (БГ); источника тока, управляемого напряжением; блока мультиплексоров генератора (БМГ); блока мультиплексоров измерения (БМИ); электродной системы (ЭС), подключенной к биологическому объекту (БО); дифференциального усилителя, двух полосовых фильтров (ПФ1, ПФ2) и двух аналого-цифровых



преобразователей (АЦП1, АЦП2), составляющие блок регистрации потенциалов (БРП); микроконтроллера (МК) и блока стандартного интерфейса (БСИН), составляющие микропроцессорный блок; персонального компьютера (ПК).

Генераторы Г1 и Г2 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 биологического объекта БО расположена электродная система ЭС, состоящая из электродов, расположенных в одном сечении на равном удалении. Подключение ИТУН к заданной паре электродов производится с помощью блока мультиплексора генератора БМГ. Получение измерительной информации организовано следующим образом: блок мультиплексоров измерения БМИ подключает заданную пару электродов к дифференциальному усилителю ДУ, с выхода которого сигнал подается на полосовые фильтры ПФ1 и ПФ2, пропускающие соответственно f_1 и f_2 . Сигнал с выхода ПФ1 и ПФ2 преобразуется в цифровую форму с помощью аналогово-цифровых преобразователей АЦП1 и АЦП2, данные с которых с помощью микроконтроллера МК через блок стандартного интерфейса БСИН передаются в ПК. Управление БК осуществляется с помощью МК.

Устройство относится к медицинской технике и предназначено для визуализации поля изменения проводимости $\Delta\Omega$ биологического объекта БО (например, грудной полости) [4]. Для этого на поверхности БО крепят электродную систему ЭС, состоящую из электродов Э. Electrodes располагаются в одной плоскости на равном удалении друг от друга (рис. 3).

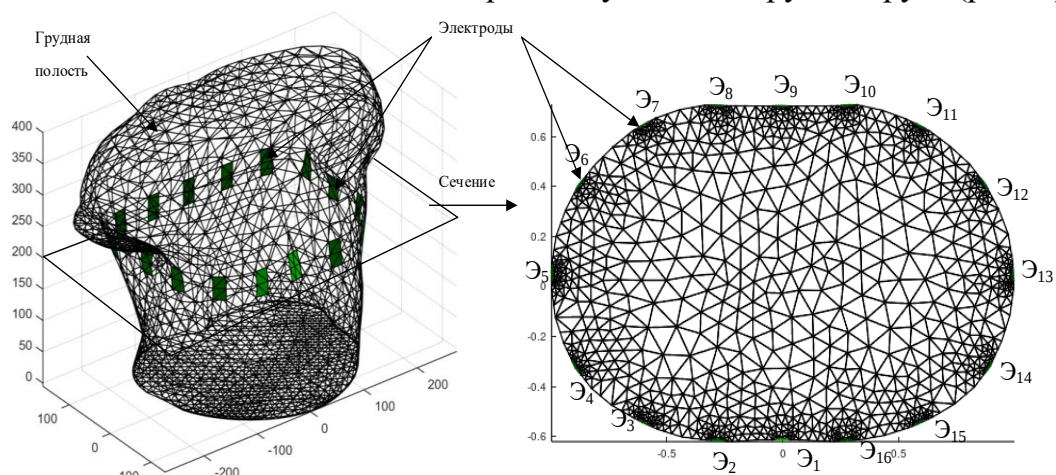


Рис. 3 – Модель и сечение грудной полости с наложенными электродами $\mathcal{E}_i$

Высокочастотный ток с парой несущих частот f_1 и f_2 синусоидальной формы подается на пару соседних электродов $[\mathcal{E}_{i1}, \mathcal{E}_{i2}]$. Одновременно между каждой парой электродов $[\mathcal{E}_j, \mathcal{E}_{j+1}]$ регистрируются разности потенциалов $\Delta\phi_{ij}$. При этом $j \neq i$. Составляющие $\Delta\phi_{ij}$ с частотами f_1 и f_2 выделяются полосовыми фильтрами. Реконструкция $\Delta\Omega$ производится на основании $d\Phi = \{d\phi_{ij}\}$:

$$d\phi_{ij} = \Delta\phi_{ij}(f_2) - \Delta\phi_{ij}(f_1).$$

Для реконструкции используется алгоритм Гаусса-Ньютона для лианеризированной обратной задачи ЭИТ с применением регуляризации [4].



Список цитируемой литературы

1. Корженевский А.В. Электроимпедансная томография: исследования, медицинские приложения, коммерциализация. – 2006. – 25 С.
2. Алексанян Г.К. Электроимпедансная томография — перспективный и развивающийся метод медицинской визуализации. – Клиническая медицина. – 2016. – №11 – С. 60-64.
3. Тяглицова П.В., Наракидзе Н.Д. Построение регрессионной модели изменения импеданса на электродах при электроимпедансной томографии. – Электронный научный журнал «Вестник молодёжной науки России». – №2, 2020. (URL: https://07992ba4-dcc8-4e97-a627-2ff245129607.filesusr.com/ugd/96814c_56fe428a6154471aa6c64253eeeb7174.pdf).
4. Кучер А.И. Метод и система мониторинга вентиляционной функции легких человека на основе электроимпедансной томографии. – Диссертация – 2018. – С. 68-77.