

СТАТЬЯ

УДК 621.373.7:621.373.52:616-71

**ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ТРЕБОВАНИЯ К ИСТОЧНИКУ ТОКА ДЛЯ ЗАДАЧ ТРЕХМЕРНОЙ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ**

**Алексаян Г.К., Щербakov И.Д., Кучер А.И., Аль Балushi Имад**

*ФГБОУ ВО «Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) имени М.И. Платова», Новочеркасск, e-mail: graer@yandex.ru*

Настоящая статья посвящена исследованиям функциональных требований к существующим схемотехническим решениям источников инжектируемого тока при исследованиях распределения поля изменения электрической проводимости внутренних структур биологического объекта, в том числе и человека, методом трехмерной электроимпедансной томографии. К параметрам рассматриваемых источников тока, которые применяются в устройствах традиционной двухмерной электроимпедансной томографии, предъявляются весьма строгие требования в части обеспечения необходимой стабильности выходных характеристик в заданном диапазоне нагрузок и частот инжектирующего тока, электрической безопасности объектов исследования и обслуживающего персонала при проведении таких исследований. Указанные требования к источникам тока, влияющие на итоговые метрологические и эксплуатационные характеристики всей информационно-измерительной системы, при переходе к трехмерной схеме измерения сохраняются, кроме того, в дополнение к ним формируются новые условия функционирования в таких системах. В представленной работе подробно описаны данные условия, указана их важность, оценена принципиальная возможность соответствия им существующих схемотехнических решений. Кроме того, даны рекомендации по ряду существенных изменений, которые должны быть внесены в структурные, функциональные и электрические принципиальные схемы источников инжектируемого тока.

**Ключевые слова:** трехмерная электроимпедансная томография, ЭИТ, источник тока

**FUNCTIONAL REQUIREMENTS FOR CURRENT SOURCE IN THREE-DIMENSIONAL ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY TASKS**

**Aleksanyan G.K., Shcherbakov I.D., Kucher A.I., Al Balushi Imad**

*Platov South-Russian State Polytechnic University (NPI), Novocherkassk, e-mail: graer@yandex.ru*

The article is devoted to the study of functional requirements for existing circuitry solutions of current sources in the study of the biological object internal structures electrical conductivity distribution field changes using three-dimensional electrical impedance tomography. The parameters of the current sources used in the traditional two-dimensional electrical impedance tomography devices are subject to very strict requirements in terms of ensuring the necessary stability of the output characteristics in a given range of loads and frequencies of the injection current, electrical safety of the objects of study and maintenance personnel during such studies. The specified requirements for current sources, affecting the final metrological and operational characteristics of the entire information-measuring system, are preserved during the transition to a three-dimensional measurement scheme, in addition, new operating conditions in such systems are formed in addition to them. In the present work, these conditions are described in detail, the fundamental possibility of matching existing circuitry solutions with them is estimated, and recommendations are made on a number of significant changes that should be made to the structural, functional and electrical circuit diagrams of current sources.

**Keywords:** three-dimensional electrical impedance tomography, EIT, current source

Как было показано в работах 1–3, источник тока (ИТ) является центральным компонентом аппаратно-программного комплекса электроимпедансной томографии (ЭИТ) [4, 5], от его выходных параметров зависят метрологические характеристики.

В общем случае ИТ в составе информационно-измерительной системы традиционной двумерной электроимпедансной томографии (ИИС ЭИТ) состоит из генератора управляющего напряжения (ГУН) и преобразователя «напряжение – ток» или источника тока, управляемого напряжением (ИТУН) [5].

Для обеспечения точности задания и стабильности параметров инжектируе-

мого тока, а также автоматизации процесса управления ИТ предлагается использование микроконтроллера (МК) в качестве управляющей схемы для ИТ. К исследуемому объекту в виде нагрузки  $Z_n$  источник тока подключается с помощью электродного поля пациента (ЭПП) и коммутаторов – аналоговых мультиплексоров, которые также управляются МК [4]. Структурная схема такого ИТ в составе блока инжектирования, используемого в задачах ЭИТ, показана на рис. 1.

Общая блок-схема алгоритма работы такого блока инжектирования представлена на рис. 2.

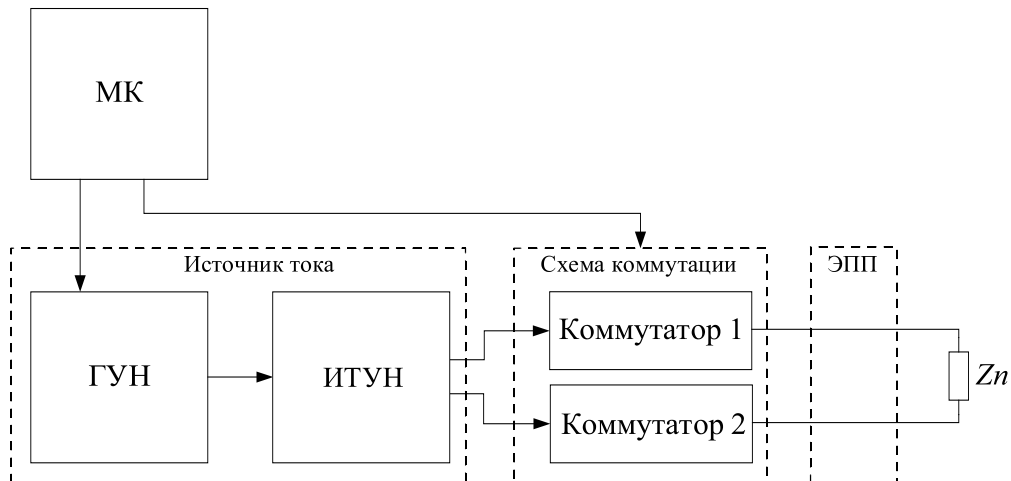


Рис. 1. Структурная схема блока инжектирования



Рис. 2. Блок-схема работы блока инжектирования

Как видно из приведенной на рис. 2 блок-схемы, базовый алгоритм работы блока инжектирования предполагает запуск ГУН с помощью МК по сигналу разрешения работы, задание параметров инжектируемого тока и выбор каналов инжектирования также с помощью МК. После завершения процедуры исследования ГУН выключается путем инвертирования сигнала разрешения работы.

Как было указано выше, точность задания параметров инжектируемого тока обеспечивается за счет управления ИТ с помощью цифровых кодов, источником которых выступает МК. При этом стабильность выходных характеристик ИТ определяется стабильностью амплитуды в заданном диапазоне частот и нагрузок  $Z_n$  и обеспечивается величиной выходного сопротивления [1, 2].

Рассмотрим работу блока инжектирования в составе устройства трехмерной ЭИТ. Отличие ИИС трехмерной ЭИТ от традиционной двумерной заключается в большем количестве ЭПП. Структурная схема такого блока инжектирования в составе устройства трехмерной ЭИТ показана на рис. 3.

Увеличение числа  $i$  ЭПП, применяемых в трехмерной ЭИТ, используется для формирования новых томографических срезов, лежащих в плоскостях расположения электродов. Несмотря на то что величины  $Z_n$  в рассматриваемых ЭПП будут отличаться, данные нагрузки в составе одного объекта исследования связаны между собой. В данном случае пропорциональное увеличение числа подключенных через ЭПП  $i$  к объекту исследования ИТ приведет к влиянию данных ИТ на результаты измерений при попытке одновременного исследования методом ЭИТ в нескольких ЭПП. В данном случае применимо временное (*time division multiplexing, TDM*), частотное (*frequency division multiplexing, FDM*), фазовое (*phase division multiplexing, PDM*) или кодовое (*code division multiplexing, CDM*) разделение работы данных ИТ [6]. Соответственно, параллельная работа нескольких ИТ возможна только в случае применения *FDM, PDM* и *CDM* разделений, однако данные случаи применения требуют дополнительных каналов синхронизации и управления частотой (*FDM*), фазового смещения (*PDM*) или применения специальных алгоритмов формирования кодовых сигналов (*CDM*). В любом из перечисленных случаев необходимы также специальные алгоритмы выявления и устранения коллизий при одновременном использовании ИТ в нескольких ЭПП.

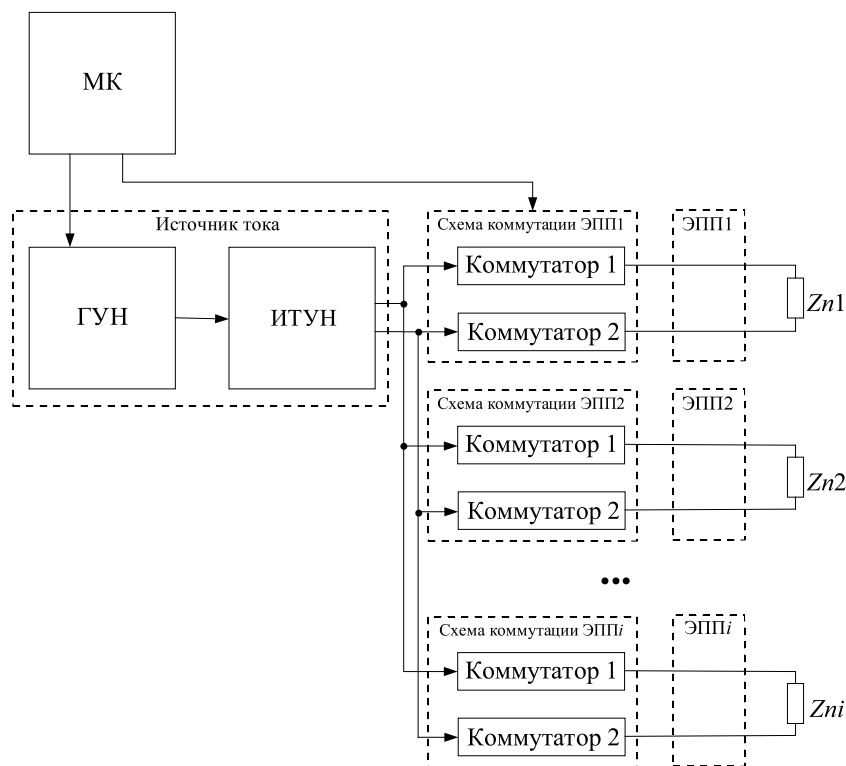


Рис. 3. Структурная схема блока инжектирования для трехмерной ЭИТ

Таким образом, только *TDM* гарантирует отсутствие взаимного влияния ИТ на результаты измерений в нескольких ЭП. Кроме того, временное разделение предполагает использование только одного ИТ, последовательно подключаемого к электродам ЭПП во время исследования методом трехмерной ЭИТ. Данное преимущество сопровождается очевидным недостатком в виде возникновения временных задержек между измерениями в разных ЭПП.

Кроме того, следует рассмотреть и такое явление, как возникновение нештатного режима работы ИТУН во время переключения каналов коммутаторов 1 и 2 различных ЭПП. В данном случае ИТУН оказывается не подключенным к  $Z_n$ , что приводит к резкому росту напряжения на его выходе до максимальных значений, что сказывается на стабильности работы ИТУН [7, 8]. Для предотвращения возникновения такого режима работы ИТУН возможна следующая реализация ИТ, при которой необходимо предусмотреть отключение ГУН от ИТУН и подключение входа ИТУН к общей точке во время переключения каналов коммутаторов ЭПП, как это показано на рис. 4. Таким образом, отсутствие управляющего напряжения на входе ИТУН предотвра-

тит возникновение выходного сигнала на его выходе.

Как видно из представленной на рис. 4 схемы, описанная реализация отключения ИТУН во время переключения каналов инжектирования требует ввода дополнительных каналов управления МК процессом исследования и, соответственно, внесения изменений в общий алгоритм функционирования ИТ.

Разработанная с учетом сформированных требований блок-схема алгоритма работы блока инжектирования представлена на рис. 5.

Таким образом, принятые меры позволят избежать возникновения нештатных режимов работы ИТУН и, как следствие, повысить стабильность работы всего ИТ.

В части обеспечения электрической безопасности персонала, обслуживающего ИИС ЭИТ, и в особенности исследуемых объектов, в том числе пациентов, следует отметить, что рядом государственных и международных стандартов [9], основанных на исследованиях Международной электрической комиссии (МЭК), налагаются самые строгие требования в отношении мер обеспечения безопасности при использовании медицинских аппаратов, к коим относится и рассматриваемая информационно-измерительная система.

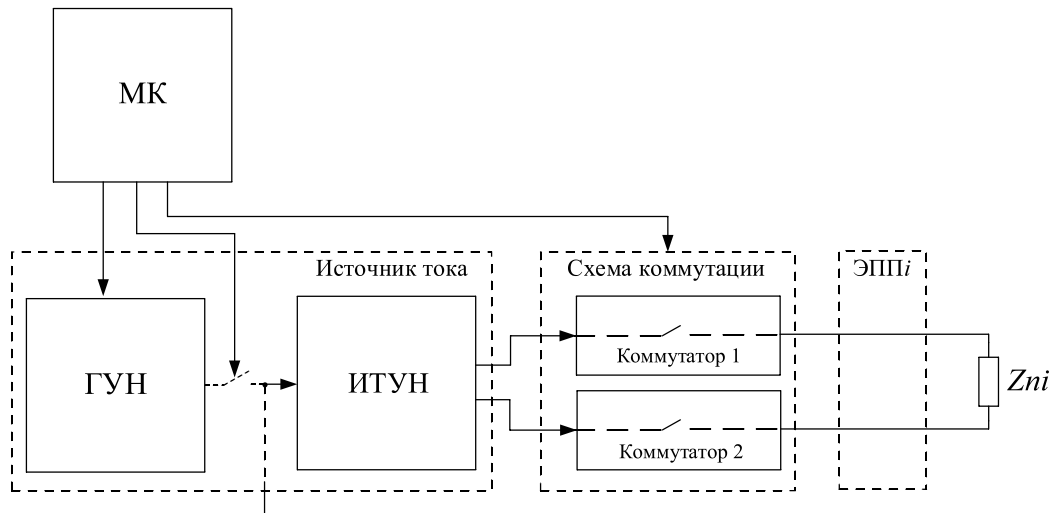


Рис. 4. Схема отключения ИТУН во время переключения каналов инъектирования

Так, согласно стандарту [9] гальваническая развязка цепи пациента, соединенного с медицинским изделием кабелем, не требуется. В то же время обязательно должна быть обеспечена изоляция цепи пациента от напряжения питающей сети. Таким образом, на основании данных указанного стандарта можно сформировать требования к обеспечению гальванической развязки всех линий питания, управления, передачи данных, которыми ИТ подключен к остальным компонентам ИИС ЭИТ.

Также амплитуда инъектируемого тока не должна превышать пределов, установленных вышеуказанным стандартом. При соблюдении соответствия конструкции ИТ указанным в стандарте требованиям гарантируется безопасность эксплуатации разрабатываемых устройств трехмерной ЭИТ как для исследуемых объектов, так и для обслуживающего персонала.

Вышеуказанным стандартом также регулируется электромагнитная совместимость медицинских изделий. Согласно требованиям, указанным в данном стандарте, испытания на электромагнитную эмиссию должны проводиться как для самого устройства, так и всех его соединительных кабелей. Таким образом, для обеспечения электромагнитной совместимости экранирование и другие средства уменьшения электромагнитных помех, возникающих при работе медицинского изделия, должны быть применены не только к самому ИТ, но и всему блоку инъектирования, включая ЭПП. С учетом использования высокочастотных цифровых линий управления ИТ фильтрации паразитной высокочастотной составляющей выходного сигнала ИТ должно быть уделено особое внимание.

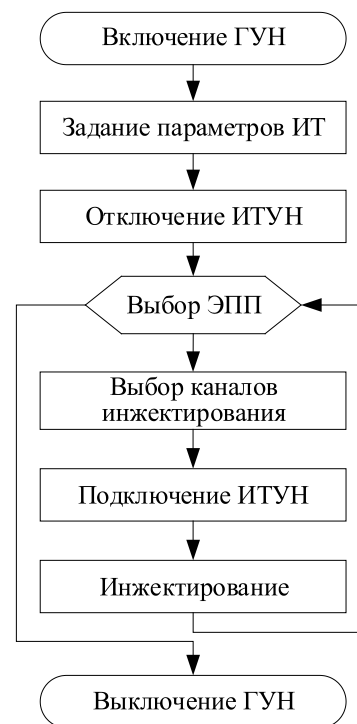


Рис. 5. Блок-схема работы блока инъектирования в составе ИИС трехмерной ЭИТ

Рассмотрим возможность соответствия разрабатываемых ИТ в составе ИИС трехмерной ЭИТ требованиям совместимости с иными приборами, например измеряющими электрофизиологические сигналы живого организма (электрокардиографами, электроэнцефалографами, реографами, электромиографами и др.). С учетом того, что применение ИТ на внутренних структурах исследуемого объекта создает падение

напряжения, амплитуда которого гораздо больше любого из регистрируемых электрофизиологических сигналов, обеспечить в полной мере помехозащищенность данных видов измерений во время проведения исследования методом ЭИТ невозможно. Одним из вариантов решения данной проблемы является введение дополнительного канала связи между ИИС ЭИТ и данными типами приборов для исключения возможности параллельной работы и взаимного влияния на результаты измерений.

Аналогично не допускается совместная работа ИТ и медицинских изделий, использующих в качестве воздействия на биологический объект высокие уровни электрической энергии: дефибрилляторов, аппаратов высокочастотной электрохирургии, коагуляторов и др. С учетом специфики работы ИТ, предполагающей только прямое подключение ИТ к поверхности объекта исследования с наименьшим возможным контактным сопротивлением, гальваническая развязка ИТ и цепи пациента в данном случае невозможна. Таким образом, совместное использование устройства ЭИТ и указанных ранее медицинских изделий может привести к выходу устройства из строя. Соответственно, во время использования данных изделий должно быть обеспечено отключение ИТ в составе устройства ЭИТ от цепи пациента.

### Заключение

В работе рассмотрены функциональные требования к источникам инжектируемого тока при исследованиях внутренних структур биологических объектов методом трехмерной электроимпедансной томографии. Определен ряд требований, которые сформированы также для традиционного метода двухмерной электроимпедансной томографии. Указаны требования для выходных характеристик источников тока, влияющих на итоговые метрологические и эксплуатационные параметры всей информационно-измерительной системы. В работе также даны рекомендации по ряду существенных изменений, которые должны быть внесены в схемы источников инжектируемого тока и алгоритмы их работы для соответствия разработанным требованиям. Кроме того, рассмотрены

вопросы электробезопасности объекта исследования и обслуживающего персонала при использовании источника тока в составе устройства трехмерной электроимпедансной томографии. Также даны рекомендации по совместному применению рассматриваемых устройств и других видов электрических медицинских изделий, соединенных с пациентом кабелем.

*Работы выполняются в рамках гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых МК-196.2017.8 «Разработка теоретических основ и алгоритмов многоакурсной электроимпедансной томографии для систем неинвазивной трехмерной медицинской визуализации».*

### Список литературы

1. Aleksanyan G.K., Shcherbakov I.D., Kucher A.I. Feature Research of Using Current Source in 2-Dimensional and 3-Dimensional Multifrequency Electrical Impedance Tomography Devices. *Journal of Engineering and Applied Sciences*. 2017. № 3. P. 587–592.
2. Алексанян Г.К., Щербаков И.Д., Кучер А.И. Компьютерное моделирование источников тока для исследования их применимости в устройствах многочастотной электроимпедансной томографии // Моделирование. Теория, методы и средства: материалы 16-ой Международной научно-практической конференции, посвященной 110-летию Южно-Российского государственного политехнического университета (НПИ) имени М.И. Платова. Новочеркасск: ООО «Лик», 2016. С. 383–385.
3. Фокин А.В., Бразовский К.С. Источник тока для электроимпедансной томографии // Известия ТПУ. 2008. № 4. 5 закон Ома. С. 99–101.
4. Aleksanyan G.K., Kucher A.I., Shcherbakov I.D. Research of the multi-frequency electrical impedance tomography using possibility for specific physiological processes monitoring tasks. *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*. 2017. T. 12. P. 4251.
5. Коломиец В.Я. Электроимпедансная томография – новый метод респираторного мониторинга // Поликлиника. 2013. № 1–3. С. 34–35.
6. Mohohlo Samuel Tsoeu, Michael Inggs. Fully parallel electrical impedance tomography using code division multiplexing. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. 2015. № 10. P. 556–566.
7. Current Sources. Electronics Tutorials [Электронный ресурс]. URL: <https://www.electronics-tutorials.ws/dccircuits/current-source.html> (дата обращения: 04.11.2019).
8. Rao B., Rajeswari K., Pantulu P. *Electronic Circuit Analysis*. India: Pearson Education India. 2012. P. 8.2–8.6, 8.11.
9. ГОСТ Р МЭК 60601-1-2-2014 Изделия медицинские электрические. Часть 1–2. Общие требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик. Параллельный стандарт. Электромагнитная совместимость. Требования и испытания. М.: Стандартинформ, 2014. 110 с.