

УДК 62:616-71

## ВОПРОСЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ АППАРАТНОЙ ЧАСТИ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

**Алексаян Г.К., Кучер А.И., Щербakov И.Д., Ланкина Ю.К.**

*Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) им. М.И. Платова,  
Новочеркасск, e-mail: graer@yandex.ru*

В настоящей статье рассмотрены основные принципы технической реализации аппаратной части информационно-измерительной системы многокурсовой электроимпедансной томографии. Проведен анализ основных принципов построения устройств, позволяющих проводить измерения с задействованием нескольких поясов пациента. В результате проведенного анализа существующих решений сформированы функциональные требования к аппаратной части в целом и к основным компонентам информационно-измерительной системы в частности. На основе сформированных требований проведена разработка структурной схемы блока измерения, а также функциональных схем основных компонентов в его составе: источника инжектирующего тока, блока коммутации электродных поясов и блока программируемого усилителя измерительного канала. Кроме того, дано описание как алгоритмов функционирования аппаратной части аппаратно-программного комплекса в целом, так и алгоритмов функционирования отдельных блоков устройства, обозначены роли периферийных устройств, управляемых микроконтроллером через цифровые линии, в автоматизации процесса измерения. В частности, дано описание алгоритма переключения инжектирующих и измерительных каналов, задействованных в процессе проведения исследования. Разработанные в статье технические решения позволяют в кратчайшие сроки реализовать эффективное автоматическое управление процессом измерения для информационно-измерительной системы многокурсовой электроимпедансной томографии.

**Ключевые слова:** многокурсовая электроимпедансная томография, трехмерная электроимпедансная томография, ЭИТ

## QUESTIONS OF DESIGNING THE HARDWARE PART OF THE INFORMATION MEASUREMENT SYSTEM OF ELECTROIMPEDANCE TOMOGRAPHY

**Aleksanyan G.K., Kucher A.I., Shcherbakov I.D., Lankina Yu.K.**

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

This article discusses the basic principles of the technical implementation of the hardware of the information-measuring system of multi-angle electrical impedance tomography. The analysis of the basic principles of constructing devices that allow measurements with the involvement of several patient belts. As a result of the analysis of existing solutions, functional requirements for the hardware in general and for the main components of the information-measuring system in particular were formed. On the basis of the requirements formed, the development of the block diagram of the measurement unit, as well as the functional diagrams of the main components in its composition: an injection current source, an electrode belt switching unit and a programmable amplifier of the measuring channel. In addition, a description is given of both the algorithms for the functioning of the hardware and software complex as a whole, and the algorithms for the functioning of individual units of the device, the roles of peripheral devices controlled by the microcontroller via digital lines are indicated in the automation of the measurement process. In particular, a description is given of the switching algorithm of the injecting and measuring channels involved in the research process. The technical solutions developed in the article allow, in the shortest possible time, to realize effective automatic control of the measurement process for the information-measuring system of multi-angle electrical impedance tomography.

**Keywords:** multi-angle electrical impedance tomography, three-dimensional electrical impedance tomography, EIT

Известны конструкции устройств электроимпедансной томографии (ЭИТ) [1, 2], которые представляют собой модули измерения в составе аппаратно-программного комплекса ЭИТ (АПК ЭИТ) проведения исследований методом электроимпедансной томографии (ЭИТ). Данный тип устройств позволяет осуществлять измерение величин электрических потенциалов на поверхности исследуемого объекта и передачу для дальнейшей обработки их на персональный компьютер. Указанные устройства позволяют выполнять исследования

методом ЭИТ с задействованием только одного электродного пояса, таким образом, являясь примером технической реализации метода традиционной двумерной ЭИТ.

В данной работе рассматриваются принципы построения устройств, позволяющих проводить измерения с задействованием нескольких поясов пациента. Таким образом, указанные устройства являются техническими средствами реализации метода трехмерной или многокурсовой электроимпедансной томографии (МРЭИТ) [3].

Преимущества метода МРЭИТ описаны в ряде публикаций [3–6]. Вместе с тем сложность и ресурсоемкость проектирования аппаратной части такого аппаратно-программного комплекса возрастает пропорционально количеству поддерживаемых электродных поясов.

### Материалы и методы исследования

Описанные принципы построения аппаратно-программных комплексов двумерной электроимпеданной томографии [1, 2] не рассчитаны на проведение исследований методом МРЭИТ.

Таким образом, на основе анализа существующих решений разработаны дополнительные требования к техническим средствам, реализующим метод МРЭИТ:

- поддержка проведения измерений с помощью заданного числа электродных поясов;
- автоматизация процесса измерения;
- масштабируемость, модульность конструкции (возможность изменять количество поддерживаемых поясов пациентов).

При этом сохраняются требования, являющиеся общими для методов как традиционной двумерной ЭИТ, так и МРЭИТ: это скорость и точность получения результата процесса измерения, а также безопасность обслуживающего персонала и объекта исследования.

Для соответствия озвученным требованиям, в особенности в части автоматизации процесса измерения, не имеет альтернативы применение микроконтроллера (МК) на основе однокристалльной ЭВМ [7] с необходимым количеством портов ввода-вывода и скоростью обработки данных, достаточной для управления процессом измерений и обработки полученных измерительных данных.

Кроме того, дополнительным инструментом автоматизации измерительного процесса являются периферийные устройства, управляемые микроконтроллером через цифровые линии: источник инжектирующего тока, коммутаторы, схемы усиления измерительных каналов.

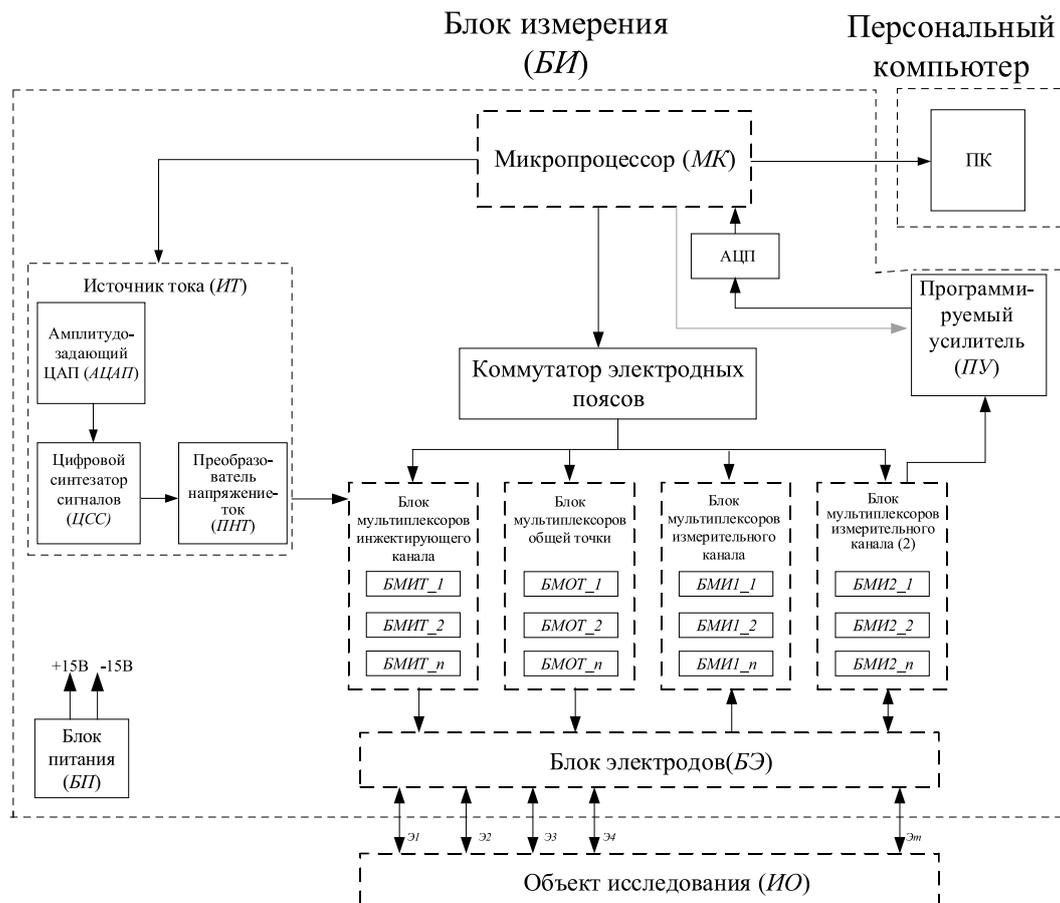


Рис. 1. Структурная схема измерительного устройства

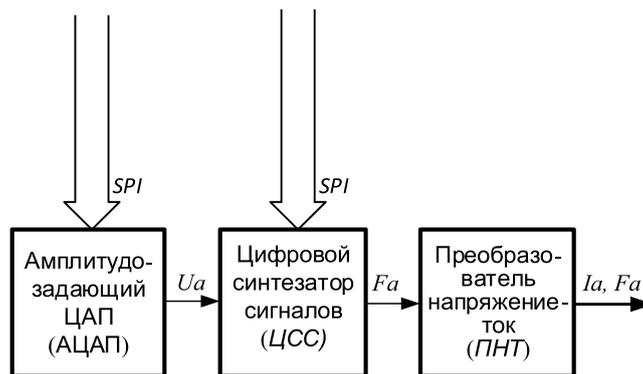


Рис. 2. Функциональная схема ИТ

### Результаты исследования и их обсуждение

На основе сформированных требований к аппаратной части АПК МРЭИТ разработана структурная схема измерительного устройства (БИ), подключенного к персональному компьютеру (ПК). Структурная схема представлена на рис. 1.

Измерительное устройство МРЭИТ состоит из следующих блоков:

- микропроцессор (МК),
- источник инжектирующего тока (ИТ),
- программируемый усилитель измерительного канала (ПУ),
- блок коммутации, состоящий из коммутатора электродных поясов (КЭП) и  $n$  блоков мультиплексоров электродных поясов, где  $n$  – число электродных поясов,
- блок питания (БП),
- блок электродов (БЭ), с помощью которого объект исследования ИО подключается к БИ.

Как видно из разработанной структурной схемы, микроконтроллер является главным компонентом БИ, с помощью которого осуществляется управление процессом измерения, в частности задание режимов работы блоков коммутации электродных поясов, ИТ и ПУ. Кроме того, при помощи МК осуществляется прием заданных пользователем ПК параметров исследования, и отправка полученных измерительных данных на ПК для последующей обработки и интерпретации.

Источник тока ИТ состоит из амплитудо-задающего цифро-аналогового преобразователя (АЦАП), цифрового синтезатора сигналов (ЦСС) и преобразователя напряжение-ток (ПНТ).

Функциональная схема ИТ показана на рис. 2.

Амплитудо-задающий цифро-аналоговый преобразователь (АЦАП) служит для

задания амплитуды выходного тока  $I_a$  ИТ, ЦСС, в свою очередь, выполняет функциональность генератора напряжения переменного тока. Цифровой синтезатор сигналов ЦСС является источником управляющего напряжения для ПНТ, с его помощью производится задание формы, частоты  $F_a$  выходного инжектирующего тока [8].

Как АЦАП, так и ЦСС управляются МК по цифровой последовательной шине SPI [9] или аналогичной ей. Применение последовательной шины позволяет уменьшить количество задействованных в управлении периферийными устройствами цифровых выходов МК. Так, в описанной конструкции ИТ АЦАП и ЦСС используют одни и те же цифровые выходы МК.

Выходом ИТ служит ПНТ, который представляет собой схему источника тока, управляемого напряжением [10].

Требования к источнику тока, результаты исследований режимов его работы представлены в [3].

Блок коммутации представляет собой схему, состоящую из аналоговых мультиплексоров [11], функциональная схема блока представлена на рис. 3.

Коммутатор электродных поясов управляется цифровыми последовательностями, источником которых служит МК, и разрешает одновременную работу мультиплексоров инжектирующего канала (БМИТ $_i$ ), канала общей точки (БМОТ $_i$ ), и измерительных каналов БМИ1 $_i$ , БМИ2 $_i$ , где  $i$  – номер электродного пояса,  $i = 1..n$ . Таким образом, с помощью КЭП осуществляется выбор электродного пояса, на котором будет происходить измерение. Мультиплексоры БМИТ $_i$ , БМОТ $_i$ , БМИ1 $_i$ , БМИ2 $_i$ , также управляемые МК по цифровым линиям, обеспечивают переключение между электродами в пределах выбранного электродного пояса. Управление

ние переключением электродных поясов с помощью КЭП происходит таким образом, что при активации заданного пояса с помощью единственной линии разрешения работы становятся активными все коммутаторы БМИТ<sub>*i*</sub>, БМОТ<sub>*i*</sub>, БМИ1<sub>*i*</sub>, БМИ2<sub>*i*</sub>. Достоинством такого решения является экономия задействованных цифровых выходов управления МК, что существенно при проектировании сложных устройств с развитой периферией. Недостаток применяемого решения состоит в невозможности выбора коммутаторов БМИТ, БМОТ, БМИ1, БМИ2 из разных поясов.

Функциональная схема блока ПУ показана на рис. 4.

Программируемый усилитель измерительного канала (ПУ), также управляемый микропроцессором по цифровым линиям,

позволяет динамически изменять коэффициент усиления входящего измерительного сигнала в зависимости от его амплитуды.

Выход ПУ соединен со входом АЦП [12], выполняющим функцию регистрации измерительного сигнала. Измерительные данные в цифровом виде обрабатываются МК и направляются по линии USB в ПК для дальнейшей обработки.

Управление ПУ осуществляется следующим образом: с помощью цифровых выходов управления коэффициентом усиления ПУ  $K_y$  МК устанавливает минимальное значение  $K_y$ , выполняется измерение амплитуды измерительного сигнала с помощью АЦП, на основании обработки результатов измерения МК при необходимости осуществляется повторный выбор  $K_y$  и процедура измерения амплитуды измерительного сигнала повторяется заново.

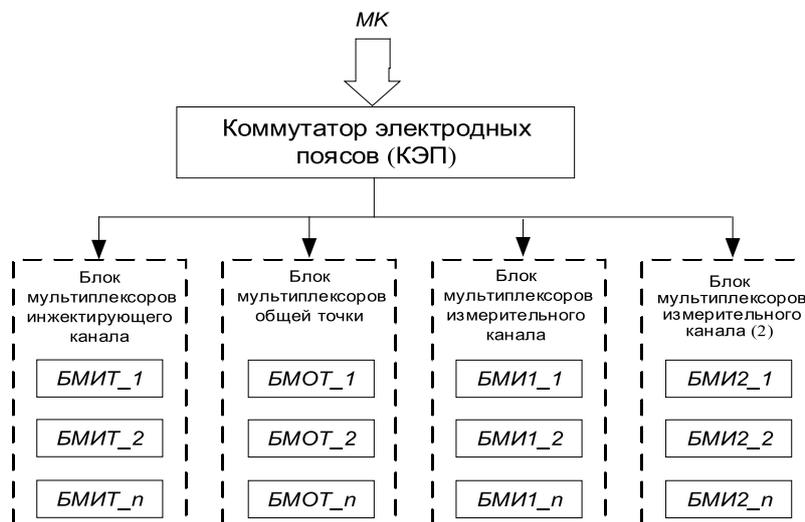


Рис. 3. Функциональная схема блока коммутации



Рис. 4. Функциональная схема блока ПУ

Многоканальный блок питания (БП) обеспечивает подачу требуемых другими компонентами устройства величин напряжения питания, а также обеспечивает функции гальванической развязки ИО с ПК и электрической сетью. Таким образом, применение выбранного БП позволяет удовлетворить выдвинутые требования к блоку измерения в части электробезопасности. Требования к БП, принципы построения и реализация представлены в [13–14].

Выбор решений МК, ИТ, ПУ и КЭП позволяет реализовать автоматизированное исследование ИО методом МРЭИТ, применение разработанных технических решений способно расширить функциональные возможности АПК МРЭИТ.

### Выводы

В работе рассмотрены принципы технической реализации аппаратной части информационно-измерительной системы многоакурсной электроимпедансной томографии. Проведен анализ принципов построения устройств, позволяющих проводить измерения с задействованием нескольких поясов пациента. В результате проведенного анализа существующих решений сформированы функциональные требования к аппаратной части в целом и к основным компонентам информационно-измерительной системы в частности. На основе предъявляемых требований разработана структурная схема блока измерения, а также функциональных схем основных компонентов в его составе: источника инжектирующего тока, блока коммутации электродных поясов и блока программируемого усилителя измерительного канала. Описаны как алгоритмы функционирования аппаратной части аппаратно-программного комплекса, так и алгоритмы функционирования отдельных его блоков, обозначены роли периферийных устройств, управляемых микроконтроллером через цифровые линии, в автоматизации процесса измерения. В частности, дано описание алгоритма переключения инжектирующих и измерительных каналов, задействованных в процессе проведения исследования. Разработанные в статье технические решения позволяют в кратчайшие сроки реализовать автоматическое управление процессом из-

мерения для информационно-измерительной системы многоакурсной электроимпедансной томографии.

*Работы выполняются в рамках гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых МК-196.2017.8.*

### Список литературы

1. Пеккер Я.С., Бразовский К.С. Электроимпедансная томография. Томск: Изд-во НТЛ, 2004. 192 с.
2. Корженевский А.В. Электроимпедансная томография: исследования, медицинские приложения, коммерциализация // Альманах клинической медицины. 2006. № 12. С. 58.
3. Aleksanyan G., Shcherbakov I., Kucher A., Priyma M. Research of the conductivity of organic and inorganic media in multi-angle multi-frequency electrical impedance tomography. MATEC Web of Conferences 132, 2017. 193 p. [Electronic resource]. URL: [https://www.matec-conferences.org/articles/mateconf/pdf/2017/46/mateconf\\_dts2017\\_04008.pdf](https://www.matec-conferences.org/articles/mateconf/pdf/2017/46/mateconf_dts2017_04008.pdf) (date of access: 24.12.2018).
4. 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. Т. 12. № 3. P. 587–592.
5. Алексанян Г.К., Тарасов А.Д., Чан Н.Ф., Нгуен М.К. Разработка программного продукта трехмерной визуализации проводимости объекта // Наука, образование, общество: проблемы и перспективы развития: сборник научных трудов по материалам Международной научно-практической конференции (Тамбов, 31 июля 2015 г.). Тамбов: ООО «Консалтинговая компания Юком», 2015. С. 13–15.
6. Aleksanyan G.K., Gorbatenko N.I., Kucher A.I. Development and production of multi-layered electrode system for electrical impedance tomography devices. International Journal of Applied Engineering Research. 2015. Т. 10. № 19. P. 40580–40584.
7. Васильев А.Е. Микроконтроллеры: разработка встраиваемых приложений. СПб.: БХВ-Петербург, 2008. С. 6–8.
8. Jouko Vankka, Kari A.I. Halone. Direct Digital Synthesizers: Theory, Design and Applications. The Kluwer international series in Engineering and Computer Science. Boston, MA: Kluwer Academic Publishers. 2001. 193 p.
9. Васильев И.А. Основы микропроцессорной техники с элементами моделирования в среде Multisim. М.: Изд-во МГУ им. Н.Э. Баумана, 2017. 62 с.
10. Титце У., Шенк К. Полупроводниковая схемотехника: Справочное руководство. Пер. с нем. 12 изд. М.: Додэка XXI, 2015. 512 с.
11. Харрис Д., Харрис С. Цифровая схемотехника и архитектура компьютера. 2 изд. М.: ДМК-Пресс, 2017. 772 с.
12. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники. 7 изд. М.: Бином, 2016. 371 с.
13. Жданкин В.К. Требования электробезопасности и ЭМС к изделиям медицинской техники // Электронные компоненты. 2006. № 2. P. 79–83.
14. IEC 60601-1-11:2015 // International Organization for Standardization [Electronic resource]. URL: <https://www.iso.org/standard/65529.html> (date of access: 24.12.2018).