

СТАТЬЯ

УДК 004.021:616

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ ОГРАНИЧЕНИЯ
МНОГОРАКУРСНОЙ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Александр Г.К., Щербakov И.Д., Кучер А.И.

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

В статье рассмотрены некоторые ограничения метода многокурсовой электроимпедансной томографии. Описаны проблемы, возникновение которых связано с данными ограничениями. С учетом безальтернативности реализации метода в виде аппаратно-программного комплекса, совокупность рассматриваемых в работе ограничений разделена на аппаратную и программную части. Показано, как переход к многополюсной схеме наложения электродов и съема измерительной информации влияет на увеличение сложности схемотехнических решений, реализующих метод устройств и сопутствующее данному процессу увеличение нагрузки на устройства обработки и хранения измерительной информации. Описаны проблемы электробезопасности обслуживающего персонала и исследуемых объектов, требующие более детального изучения. Показана необходимость исследования совместимости устройств многокурсовой электроимпедансной томографии с другими медицинскими приборами во время проведения измерений, в том числе с дефибрилляторами и аппаратами высокочастотной электрохирургии. В работе описана важность учета психофизического состояния пациента при проведении исследований. Показано, как реализация метода влияет на сложность алгоритмов управления аппаратной частью устройства и особенно реконструкции поля проводимости внутренних структур исследуемого объекта. Кроме того, описаны общие ограничения, связанные с недостатком методических материалов, статистической информации, которые пригодны для разработки стандартов проведения исследований, интерпретации измерительных данных, безопасности. Указано, что ряд рассматриваемых ограничений носит временный характер, в то время как некоторые являются критическими и их устранение невозможно ввиду физических процессов, лежащих в основе метода.

Ключевые слова: электроимпедансная томография, аппаратно-программный комплекс, ЭИТ, ограничения, методические рекомендации

**HARDWARE-SOFTWARE LIMITATIONS
OF MULTI-ANGLE ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY**

Aleksanyan G.K., Shcherbakov I.D., Kucher A.I.

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

The article discusses some of the limitations of the multi-angle electrical impedance tomography method. The problems that occur due to these restrictions are described. Given the non-alternative implementation of the method in the form of a hardware-software complex, the set of limitations considered in the work is divided into hardware and software. It is shown how the transition to a multi-belt measuring scheme affects the increase in the complexity of circuitry solutions implementing the method devices and concomitant increase in the load on the devices for processing and storage of measurement information. The problems of electrical safety of service personnel and objects under study are described, requiring a more detailed research. The necessity of studying the compatibility of multi-angle electrical impedance tomography devices with other medical devices during measurements, including with defibrillators and high-frequency electrosurgery devices, is shown. The paper describes the importance of taking into account the patient's psychophysical state during research. It is shown how the implementation of the method affects the complexity of control algorithms for the hardware of the device and, especially, reconstruction of the conduction field of the internal structures of the studied object. In addition, general limitations associated with the lack of teaching materials, statistical information that are suitable for developing standards for research, interpretation of measurement data, and safety are described. It is indicated that a number of the limitations considered are temporary in nature, while some are critical, and their elimination is impossible due to the physical processes underlying the method.

Keywords: multi-angle electrical impedance tomography, hardware-software complex, EIT, limitations, guidelines

Многокурсовая электроимпедансная томография (МРЭИТ) является перспективным методом получения и визуализации данных о распределении проводимости в объеме исследуемого объекта [1–2]. Помимо очевидных преимуществ этого перспективного метода медицинской визуализации, связанных с неинвазивностью, безвредностью, возможностью выбора отдельных томографических срезов, синтеза новых срезов в плоскостях, отличных от

плоскостей расположения электродных поясов, существуют и известные ограничения метода.

Многокурсовая электроимпедансная томография реализуется в виде аппаратно-программного комплекса (АПК) [3, 4]. Для получения результатов измерения проводятся на исследуемом объекте (ИО) с помощью устройства, реализующего метод МРЭИТ, и электродных поясов пациента. С учетом разделения системы на аппарат-

ную и программные части, целесообразно по данному принципу разделить и ограничения, связанные с реализацией данного метода. Кроме того, в работе будут рассмотрены общие ограничения, связанные с реализацией метода.

Материалы и методы исследования

1. Аппаратные ограничения метода.

1.1. Увеличение количества измерительных каналов.

Одним из главных ограничений при реализации метода МРЭИТ является вычислительная мощность устройства ЭВМ, подключенного к устройству для снятия информации с пациента. Рост объемов измерительной информации, полученной в ходе исследования, является следствием перехода от измерений с помощью одного пояса электродов пациента к нескольким: так, для устройства ЭИТ с одним поясом пациента, состоящим из количества электродов $n = 16$, количество измеренных потенциалов, необходимых для построения одного кадра, составляет 208 [4, 5]; при этом для устройства, в котором снятие информации проводится в двух поясах по схеме «Зигзаг», количество измерений достигает уже 928; для 10 подключённых поясов пациента количество измерений составит уже 25120 измерений [5]. Описанные варианты получения измерительной информации с различным количеством поясов представлены на рис. 1.

Таким образом, увеличение количества поясов пациента позволяет получить больше информации о внутренних структурах ИО, но это приводит к увеличению нагрузки на технические средства обработки и визуализации измерительных данных (ЭВМ) и, соответственно, увеличению времени ожидания между началом измерения и выводом реконструированных изображений [5]. Также, ввиду того, что измерение каждого потенциала с поверхности исследуемого объекта продолжается несколько периодов

инжектируемого сигнала [4, 5], необходимо рассмотреть переход к более высоким частотам инжектируемого тока. Это ведет к необходимости внесения изменений в аппаратную часть и требует дополнительных исследований в части воздействия инжектируемого тока более высокой частоты на организм пациента [5, 6].

Увеличение количества измерений ведет к неизбежному увеличению общей длительности времени переключения измерительных каналов. В связи с этим необходимо учитывать задержку переключения элементов цифровой логики, используемых в схеме проектируемого устройства. Уменьшение данной задержки возможно путем подбора более быстродействующих элементов. Стоит отметить, что применение более быстродействующих элементов может повлиять на конечную стоимость устройства.

1.2. Расположение электродов.

Согласно исследованиям, выполненным в [7], ширина зоны распространения инжектируемого тока при проведении ЭИТ составляет 6–8 см в каждую сторону от плоскости наложения электродов, полученные данные требуют верификации и должны быть приняты к сведению при проектировании конструкции электродного пояса для МРЭИТ. Также не изучено взаимное влияние большого количества электродных поясов пациента друг на друга во время проведения измерений.

1.3. Контактное сопротивление «кожа – электрод».

Следует отметить влияние на получение корректных результатов исследования степени соприкосновения электродов с поверхностью кожного покрова пациента. При нарушении контакта получаемые результаты могут быть недостоверными. Устройство должно обладать функциями мониторинга сопротивления контакта «кожа – электрод». Однако данная проверка при большом количестве электродов также может увеличивать время исследования.

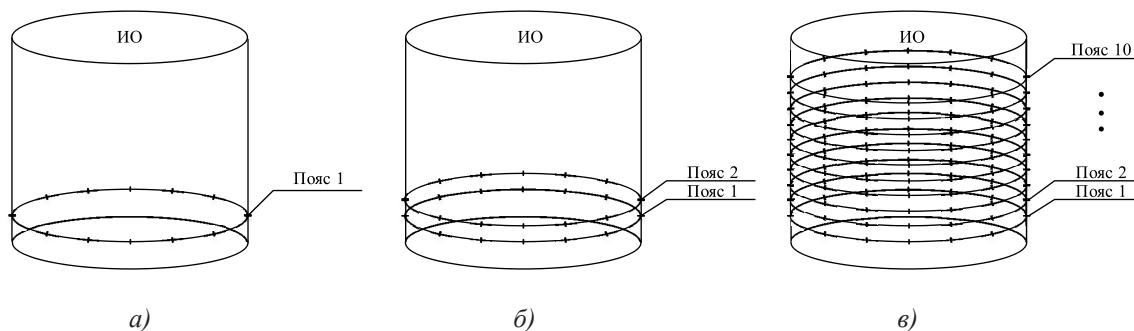


Рис. 1. Схемы измерения потенциалов: а) 1 пояс, б) 2 пояса, в) 10 поясов

1.4. Эргономика наложения электродов и возможность проведения манипуляций над объектом во время проведения исследования методом ЭИТ.

Отдельную сложность в реализации эргономичной и эффективной конструкции представляет большое количество кабелей пациента, соединяющих электроды на поясе и устройства с компьютером. Размещение такого электродного пояса на поверхности тела пациента может привести к возникновению дискомфортных ощущений, изменению психофизического состояния пациента.

Отдельного изучения требуют вопросы возможности проведения манипуляций над ИО во время проведения исследования методом МРЭИТ, таких как хирургические вмешательства, взятие различных проб, измерение физиологических показателей.

1.5. Электробезопасность.

Согласно требованиям международных стандартов [8], амплитуда инжектируемого тока не должна превышать допустимых значений для токов утечки на цепь пациента. Кроме того, в аппаратных средствах проведения МРЭИТ должна быть предусмотрена изоляция цепи пациента от напряжения питающей сети.

1.6. Влияние на приборы, измеряющие электрофизиологические параметры ИО.

Весьма важным является вопрос влияния устройств, реализующих метод МРЭИТ, на результаты измерений электрокардиографов (ЭКГ), реоэнцефалографов (РЕГ) и т.д. Совместное использование устройств МРЭИТ и медицинских приборов, регистрирующих электрические потенциалы с поверхности тела пациента [7]: ЭКГ, РЕГ и др. – требует дополнительных исследований.

1.7. Проведение исследований во время использования аппаратов высокочастотной электрохирургии. Совместное применение МРЭИТ и устройств для дефибриляции, кардиостимуляторов.

Отдельное внимание следует уделить изучению взаимного влияния устройства МРЭИТ и имплантированных электрических устройств (например, кардиостимуляторов) и металлических предметов в организме пациента и на внешнюю ими погрешность.

Кроме того, невозможность организации гальванической развязки цепи подключения источника тока к пациенту накладывает ограничения на использование устройств ЭИТ совместно с медицинскими изделиями, воздействие которых на пациентов сопровождается выделением большого количества энергии (дефибри-

ляторы, аппараты высокочастотной электрохирургии, коагуляторы и др.). В случае применения данных аппаратов, устройство МРЭИТ должно быть отключено от пациента во избежание повреждения его внутренних схем.

2. Программные ограничения.

2.1. Объемы хранения результатов измерения и реконструкции и задержки вывода результатов исследования, связанные с задержками получения измерительной информации и работой алгоритмов реконструкции.

Для традиционной двухмерной электроимпедансной томографии доступна частота вывода изображений в 20–60 кадров в секунду [7], в то время как для МРЭИТ данный показатель может ухудшиться пропорционально увеличению количества измерительных каналов. Следствием роста количества измерительной информации является построение большего числа томографических срезов в результате реконструкции полученных данных.

Как было указано ранее, увеличение количества измерительных каналов приводит к усложнению алгоритмов управления коммутацией измерительных каналов, кроме того, неизбежно усложнение алгоритмов реконструкции поля проводимости внутренних структур ИО. Применение традиционных алгоритмов реконструкции является ресурсоемким процессом, что ведет к увеличению времени обработки и необходимости использования более быстродействующих элементов аппаратно-программного комплекса для увеличения скорости вычислений и обработки информации [2, 9].

Для МРЭИТ следует также рассмотреть вопрос оптимизации алгоритмов сжатия и обработки измерительной информации для дальнейшего хранения и реконструкции [10, 11].

2.2. Разрешающая способность метода.

Следует отметить также ограничения программной части, связанные с низкой разрешающей способностью традиционного метода ЭИТ по сравнению с традиционными методами медицинской визуализации, такими как рентгеновская (компьютерная, КТ) или магнито-резонансная томография (МРТ), ультразвуковые исследования (УЗИ). В отличие от указанных методов, использующих воздействие проникающих излучений, распространяющихся в исследуемой среде прямолинейно, при реализации метода ЭИТ размер элемента изображения нелинейно зависит от проводящих свойств ИО и расположения электродов (показано на рис. 2) [9, 10].

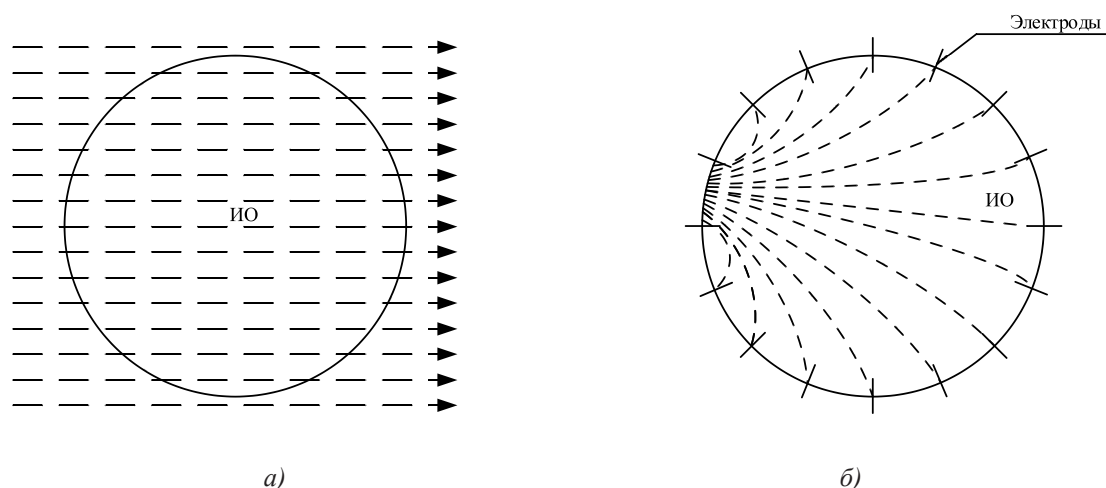


Рис. 2. Распространение проникающего излучения (МРТ, КТ) (а), распространение электрического тока в исследуемой среде при ЭИТ (б)

На полученный результат измерений влияет способность устройства различать малые изменения разности потенциалов отдельных участков ИО. Проблема заключается в распределении электрического тока на поверхности ИО и резкого снижения плотности инжектируемого тока по мере приближения к центру объекта [9], что проиллюстрировано на рис. 2, б.

3. Общие вопросы реализации метода МРЭИТ.

3.1. Психофизиологические аспекты применения метода МРЭИТ.

Следует отметить, что влияние психофизиологического состояния пациента на объективность получаемых в ходе исследования данных требует дополнительных исследований. Так, например, практическое применение нового метода, сопряженное с необходимостью наложения нескольких электродных поясов пациента, может вызвать волнение пациента и, как следствие, учащение пульса, изменение частоты дыхательных движений и глубины вдоха-выдоха, что может привести к искажению результатов исследования.

3.2. Методическая база (интерпретация результатов исследования), методология проведения испытаний.

Одной из главных проблем реализации метода МРЭИТ на данный момент является недостаток методологической и методической базы по проведению исследований данным методом в современной клинической практике. Высокую доступность перспективного способа медицинской визуализации конечному пользователю ограничивает недостаток стандартизированных методик

проведения медицинских исследований. В связи с этим важным средством развития данного направления является разработка методик проведения исследований с помощью МРЭИТ: рекомендации по разработке руководств пользователя с учетом специфики использования метода, квалификации медицинского персонала, используемой материально-технической базы; указания для каждого этапа проведения исследования: подготовки, получения измерительных данных, их обработки и интерпретации. Определение пороговых показателей выявления инородных предметов, скоплений жидкости, нарушений внутренних структур, в зависимости от возраста, конституции, пола биологического объекта также требует проведения дополнительных исследований. Необходимы исследования с целью увеличения объема статистических данных о физически здоровых пациентах и пациентах с патологиями различных классификаций, в зависимости от пола, возраста, хронических и острых заболеваний, что будет благоприятствовать разработке новых стандартов проведения исследований данным методом и интерпретации их результатов.

3.3. Связанные с этим перспективы получения разрешительных документов, проведение сертификационных испытаний.

Следствием описанного выше недостатка методологической поддержки метода является отсутствие стандартизованных технических условий и требований для аппаратов, его реализующих. В настоящее время к аппаратно-программным комплексам МРЭИТ могут быть применены только общие требования, например, описанные

ранее по электробезопасности, электромагнитной совместимости [8].

Результаты исследования и их обсуждение

Таким образом, проведенное исследование показывает, что ряд ограничений (сложность схемотехнических решений, низкая скорость вывода изображений, отсутствие методической базы, в том числе для проведения сертификационных испытаний) носят временный характер. В то же время такие ограничения, как низкая относительно традиционных методов медицинской визуализации разрешающая способность, возможность использования устройств, реализующих метод МРЭИТ, совместно с дефибрилляторами, электрохирургическими аппаратами, коагуляторами, обусловлены физическими явлениями, лежащими в основе метода, могут быть в некоторой степени минимизированы, например, путем усовершенствования алгоритмов, лежащих в основе программного обеспечения, введением каналов синхронизации применяемых устройств, но не решены полностью.

Заключение

Устройство МРЭИТ позволяет получить более информативную визуализацию реконструируемых данных, полученных в ходе измерений электрических потенциалов на поверхности исследуемого объекта. Метод обладает определенными ограничениями, которые влияют на качество полученного результата. Скорость обработки данных зависит от ограничений, связанных с программной частью устройства. Ограничения в аппаратной части также вносят в измерительный процесс задержки, а также влияют на точность полученных данных. Дополнительные исследования требуют внедрение различных конфигураций поясов пациента и методов их наложения. Рассмотрено взаимное влияние устройства МРЭИТ и других медицинских приборов, однако недостаточно исследовано воздействие данных устройств на достоверность проводимых с их помощью измерений. Следует отметить отсутствие единой базы данных и сертифицированных технических решений, что ведет к замедлению внедрения метода многоракурсной электроимпедансной томографии.

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

Список литературы

1. Коломиец В.Я. Электроимпедансная томография – новый метод респираторного мониторинга // Поликлиника. 2013. С. 34–35.
2. Лакеев И.К., Корженевский А.В., Туйкин Т.С. Разработка программного обеспечения для многопроцессорной архитектуры персонального электроимпедансного маммографа ПЭМ // Журнал радиоэлектроники. 2017. № 12. С. 1–13.
3. 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. № 11–5. С. 895–899.
4. Алексанян Г.К., Кучер А.И., Нескребин Д.Г. Разработка 64-электродной системы для исследования объемных объектов методом электроимпедансной томографии // Новая наука: стратегии и векторы развития: материалы международной. науч.-практ. конф. (Стерлитамак, 19.11.2015 г.). Стерлитамак: РИЦ АМИ. 2015. № 5–2. С. 117–119.
5. Andy Adler, William R.B. Lionheart. Uses and abuses of EIDORS: An extensible software base for EIT. Physiological measurement. 2006. Vol. 27. P. 25–42.
6. Kyriacou G.A., Koukourlis C.S., Sahalos J.N. A reconstruction algorithm of electrical impedance tomography with optimal configuration of the driven electrodes. IEEE Trans. Med. Imag. 1993. V. 12. P. 430–438.
7. Teschner E., Imhoff M., Leonhardt S. Electrical Impedance Tomography: The realisation of regional ventilation monitoring/ 2nd edition. Draeger Medical GmbH [Electronic resource]. URL: https://www.draeger.com/library/content/rsp_eit_booklet_9066788_en_2.pdf (date of access: 29.09.2017).
8. 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.
9. Шерина Е.С., Старченко А.В. Численное моделирование задачи электроимпедансной томографии и исследование подхода на основе метода конечных объемов // Бюллетень сибирской медицины. 2014. Т. 13. № 4. С. 156–164.
10. Пеккер Я.С., Бразовский К.С. Моделирование биологических объектов в электроимпедансной томографии // Известия Томского политехнического университет. 2004. Т. 307. № 2. С. 148–153.
11. Aleksanyan G.K., Gorbatenko N.I., Kucher A.I., Shirokov K.M., Chan Nam Phong Developing Principles and Functioning Algorithms of the Hardware-software Complex for Electrical Impedance Tomography of Biological Objects. Bioscience Biotechnology Research Asia-2015. Vol. 12. Spl. Edn. 2. P. 709–718.