

## ОПРЕДЕЛЕНИЕ АЛГОРИТМА РЕКОНСТРУКЦИИ И ПАРАМЕТРОВ РЕКОНСТРУИРОВАНИЯ ДЛЯ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

<sup>1</sup>Кучер А.И., <sup>1</sup>Алексамян Г.К.

<sup>1</sup>ФГБОУ ВПО «Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) им. М.И. Платова», Новочеркасск, Россия (346428, г. Новочеркасск, ул. Просвещения, 132), e-mail: artiom.kucher@gmail.com

---

Настоящая статья посвящена определению оптимального алгоритма реконструкции и параметров реконструирования в пакете программ *EIDORS* для электроимпедансной томографии. Для определения алгоритма реконструкции проводилось прямое моделирование исследуемого объекта в пакете программ для определения входных данных для задачи реконструкции. По полученным данным проводилась реконструкция распределения проводимости в исследуемом объекте. Реконструкция проводилась при различных значениях параметров алгоритма реконструкции. По результатам сравнения оригинального и реконструированного изображений распределения проводимости в объекте определены оптимальные параметры моделирования (параметры сетки конечных элементов), выбран алгоритм реконструкции, определены оптимальные параметры алгоритма реконструкции (метод определения регуляризирующего оператора, начальная проводимость, значение гиперпараметра).

---

Ключевые слова: электроимпедансная томография, алгоритм реконструкции, параметры реконструкции.

## RECONSTRUCTION ALGORITHM AND RECONSTRUCTION PARAMETER DETERMINATION FOR ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY

<sup>1</sup>Kucher A.I., <sup>1</sup>Aleksanjan G.K.

<sup>1</sup> South-Russia State Polytechnic University (NPI) n.a. M.I. Platov, Novochoerkassk, Russia (346428 Russia, Novochoerkassk, Prosveshenia str., 132), e-mail: artiom.kucher@gmail.com

---

This article is devoted to the determination of the optimal algorithm for Reconstruction and reconstructing parameters in the software package *EIDORS* for electrical impedance tomography. For determining of reconstruction algorithm was performed direct modeling of the object in the software to determine the input data for the task of reconstruction. With obtained data was reconstructed the conductivity distribution in the test object. Reconstruction was carried out for different values of the parameters of the algorithm of reconstruction. According to the results of comparison of the original and the reconstructed image of the conductivity distribution in an object was defined the optimal simulation parameters (parameters of the finite element mesh), selected reconstruction algorithm, the optimal parameters of the reconstruction algorithm (method of determining the regularizing operator, the initial conductivity, value of hyperparameter).

---

Keywords: electrical impedance tomography, reconstruction algorithm, reconstruction parameters.

В диагностике различных болезней и оценке функционального состояния организма важная роль принадлежит определению размеров, формы и плотности органов и тканей. В этой связи технология электроимпедансной томографии обладает значительным потенциалом. Применение электроимпедансной томографии позволяет избавить человека от комплекса болевых и неприятных ощущений, исключает лучевую нагрузку на организм и внесение во внутреннюю среду болезнетворных вирусов и бактерий, чужеродных веществ (например, эндоскопические процедуры).

Повсеместное применение ЭИТ в клинической практике позволит решить ряд медико-социальных задач, повысить качество медицинских услуг, уменьшить затраты лечебно-профилактических учреждений на оснащение современным медицинским оборудованием и, как следствие, сделать медицинскую помощь доступнее населению.

Электроимпедансная томография (ЭИТ) представляет собой неинвазивный метод визуализации проводимостей внутренних структур биологических объектов (БО). Для получения томографического среза БО подвергается зондированию высокочастотным электрическим током малой амплитуды (различной формы). При прохождении тока через БО создается разность потенциалов между различными точками на поверхности объекта. С помощью специального математического аппарата реконструкции и визуализации распределения электрического импеданса внутри БО строятся томографические изображения БО [1].

Сообществом исследователей разработан пакет программ *EIDORS* [11] (*Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software*). В данном программном продукте реализованы следующие алгоритмы реконструкции: алгоритм Гаусса-Ньютона [2], алгоритм двойной начальной внутренней точки [3], алгоритм полной вариации [5] с использованием метода двойной начальной внутренней точки [3], алгоритм сопряженных градиентов [7], алгоритм усеченного сингулярного разложения [7].

В пакете *EIDORS* заложена возможность статической (абсолютной) и динамической (дифференциальной) реконструкции [11]. При статической реконструкции используется один набор данных, и по ним реконструируется распределение проводимости в объекте в момент измерения. При дифференциальной реконструкции используется два набора данных для двух моментов времени и реконструируется изменение проводимости в объекте между начальным и конечным моментом времени. Реализовать статическую реконструкцию сложнее, т.к. одному набору данных могут соответствовать множество распределений проводимости.

В пакете *EIDORS* реализованы различные алгоритмы реконструкции, однако практически все они имеют ряд параметров, влияющих на результат реконструкции. Основными параметрами, существенно влияющими на результат реконструкции, являются число элементов сетки конечных элементов, метода определения регуляризирующего оператора [6], значение гиперпараметра (используется для баланса при контроле соответствия данным и соответствия априорному распределению [12]) и значение начальной проводимости.

Также в программном продукте реализован автоматический подбор гиперпараметра путем вычисления усиления шума алгоритмом. Оптимальным является гиперпараметр, при котором усиление шума алгоритмом минимально. Однако данная функция очень чувствительна к параметрам модели и входным данным, а также сильно увеличивается время вычислений в силу итерационности процесса. Также расчет усиления шума алгоритмом реализован не для всех алгоритмов.

Чем ближе значение начальной проводимости к значению проводимости исследуемого объекта, тем точнее реконструкция [9].

Таким образом, необходимо определить оптимальное число элементов сетки, алгоритм реконструкции и значение гиперпараметра для этого алгоритма, а также метод расчета регуляризирующего оператора.

Для этого в пакете *EIDORS* [11] была создана прямая конечноэлементная модель с двумя неоднородностями  $\sigma_1$  и  $\sigma_2$ . Проводимость объекта  $\sigma_3$ . Проводимость неоднородностей в 2 раза выше проводимости объекта. Объект – единичная окружность. Координаты первой неоднородности [0; 0,5], второй [-0.5; -0.5]. Сетка конечных элементов генерируется стандартной функцией среды *Octave* – *distmesh*. *Distmesh* генерирует треугольную нерегулярную сетку конечных элементов. Параметры разбиения задаются с помощью пакета *EIDORS* [11]. Одному набору параметров может соответствовать несколько вариантов разбиения. Для избавления влияния разбиения на результат моделирования при одинаковом числе электродов были созданы сетки конечных элементов для каждого числа электродов, которые затем использовались для дальнейших исследований. Использовались наборы параметров *b2d1c, c2d1c, d2d1c, e2d1c, f2d1c, j2d1c* [11]. Первая буква определяет плотность сетки (по возрастанию), *2d* – указатель размерности модели и способа разбиения (двумерная, *distmesh*), следующее число определяет уточнение элементов (увеличивает число элементов сетки), последняя буква – указатель формы модели (*c* – *circular* - круглая). Для данных параметров были получены сетки со следующим числом элементов: 499; 1230; 2983; 4567; 5198; 10487.

Для определения степени схожести реконструированного и оригинального изображения использовался коэффициент ковариации [4]. Расчет проводился встроенной функцией пакета *Octave* – *corrcoef*. Вычислялся коэффициент корреляции двух массивов данных, соответствующих проводимости элементов сетки для оригинального и реконструированного изображений. Однако данный метод невозможно использовать для определения оптимального числа элементов сетки конечных элементов, т.к. коэффициент корреляции будет максимален для минимального числа элементов (с увеличением числа элементов сетки увеличивается число несовпадений). Поэтому для определения оптимального числа элементов сетки будем определять относительное число элементов, значение которых отличается от элементов оригинала больше чем на  $\pm 5\%$ . Расчет велся по формуле (1).

$$N_{\text{отн}} = \frac{N_{\text{вер}} - N}{N}, \quad (1)$$

где  $N_{\text{отн}}$  – относительное число элементов, превысивших значение оригинала больше чем на  $\pm 5\%$ ,  $N_{\text{вер}}$  – число элементов, удовлетворяющее условию,  $N$  – число элементов сетки.

Исследование числа элементов сетки проводилось при 16 электродах, протокол измерения *Sheffield protocol* (два соседних электрода инжектирующие, измеряется разность потенциалов между остальными соседними электродами [10]). Модель для 16 электродов на 2983 элемента показана на рисунке 1а. Оригинальное изображение реконструируемого распределения проводимости приведено на рисунке 1б. Шкала на рисунке показывает соответствие цвета и проводимости. Красным показана область с высокой проводимостью, синим – с низкой.

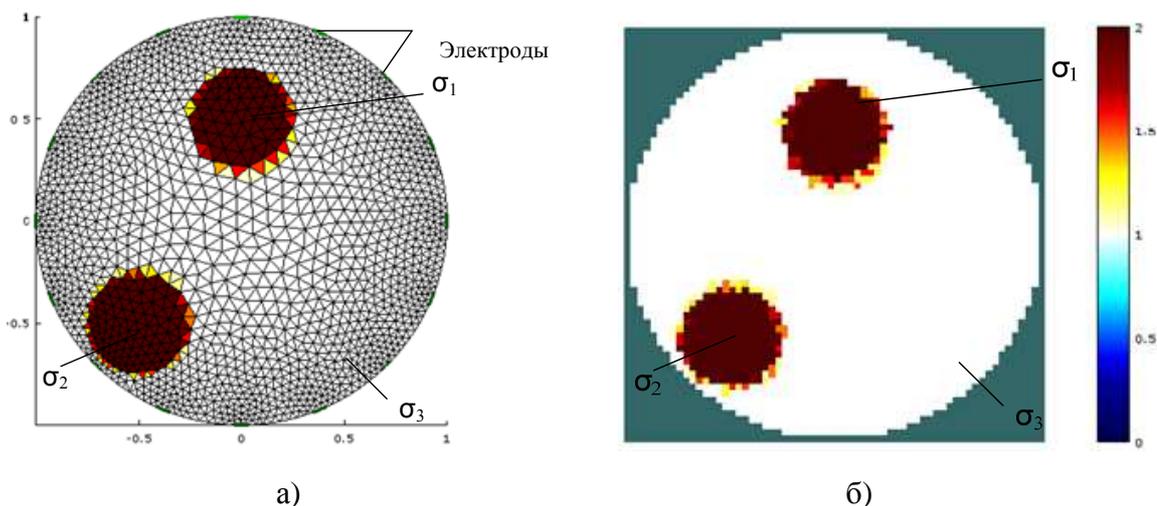


Рис. 1. Конечноэлементная модель (а) и оригинальное изображение (б) в среде EIDORS

Реконструкция производилась с помощью алгоритма Гаусса-Ньютона [2]. Метод Ньютона-Гаусса — это итерационный численный метод нахождения решения задачи наименьших квадратов. Является разновидностью метода Ньютона. Этот метод использует матрицу Якобиана производных первого порядка функции для нахождения вектора значений параметра, который минимизирует остаточные суммы квадратов (сумму квадратных отклонений предсказанных значений от наблюдаемых). Т.к. автоматический подбор гиперпараметра не реализован для данного алгоритма, реконструкция проведена для 5 значений гиперпараметра (0,1;0,01;0,001;0,0001;0,00001). Полученные результаты сведены в таблицу 1.

Таблица 1

Результаты расчетов

		Относительное число элементов				
Сетка \ Гиперпараметр		0.1	0.01	0.001	0.0001	0.00001
	499	0.11728	0.10494	0.0679	0.04321	0.03086
	1230	0.13828	0.10822	0.09419	0.09018	0.06613
	2983	0.1187	0.10894	0.08211	0.06911	0.06016
	4567	0.09185	0.08381	0.06872	0.05632	0.04727
	5198	0.08956	0.08211	0.06569	0.05562	0.04554

10487	0.08907	0.07926	0.06503	0.05387	0.04386
-------	---------	---------	---------	---------	---------

На рисунке 2 представлен график зависимости относительного параметра от числа элементов сетки при различных значениях гиперпараметра.

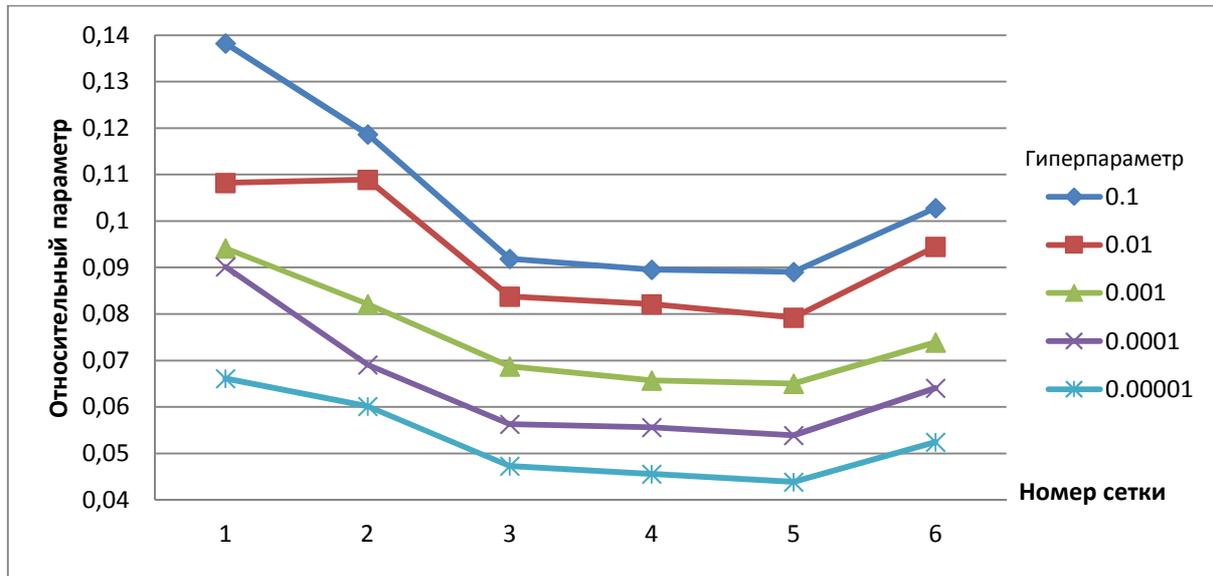


Рис. 2. Зависимости относительного параметра от числа элементов сетки при различных значениях гиперпараметра

Как видно из рисунка 2, относительный параметр, демонстрирующий точность реконструкции (чем меньше параметр, тем меньше элементов реконструированного изображения превышают соответствующий элемент оригинального изображения больше чем на  $\pm 5\%$ ), уменьшается с увеличением числа элементов. Однако при слишком большом числе элементов точность реконструкции уменьшается. Это может быть связано с накоплением ошибок округления при большом числе элементов [8]. Минимальное значение относительного параметра соответствует набору параметров  $f2d1c$  (5198) элементов сетки, однако приведенная разность между данным значением и значением при параметрах сетки  $d2d1c$  (2983 элемента) не превышает 5%. При этом увеличение числа элементов пропорционально увеличивает время вычисления. Время расчета ограничено техническим заданием. Таким образом, в качестве оптимального числа элементов выберем число элементов 2983, соответствующее набору параметров сетки  $d2d1c$ .

Для выбранных параметров сетки проведена реконструкция изображения разными алгоритмами. При наличии возможности варьировался метод определения регуляризирующего оператора (для некоторых алгоритмов возможно использовать только специализированный регуляризирующий параметр, для некоторых при изменении регуляризирующего параметра степень изменения результата реконструкции составляет  $10^{-6}$ ).

Лучшие результаты реконструирования сведены в таблицу 2. Из таблицы видно, что оптимальным алгоритмом для дальнейших исследований является статический алгоритм Гаусса-Ньютона.

Таблица 2

Результаты сравнения алгоритмов реконструкции распределения проводимости

Алгоритм	Регуляризирующий оператор	Гиперпараметр	Коэффициент ковариации
Статический Гаусса-Ньютона	<i>@prior_gaussian_HPF</i>	$10^{-7}$	0.92662
Статический двойной начальной внутренней точки	<i>@prior_TV</i>	0.015	0.91096
Алгоритм сопряженных градиентов	<i>@prior_gaussian_HPF</i>	0,1	0.87892
Алгоритм двойной начальной внутренней точки	<i>@prior_tikhonov</i>	1	0.87193
Дифференциальный Гаусса-Ньютона	<i>@prior_tikhonov</i>	0.01	0,90818
Алгоритм усеченного сингулярного разложения		2	0.91193
Алгоритм полной вариации с применением метода двойной начальной внутренней точки	<i>@prior_TV</i>	0.0005	0.92524

Таким образом, найдены оптимальные параметры сетки конечных элементов, выбран оптимальный алгоритм реконструкции, метод определения регуляризирующего оператора, значение гиперпараметра для данного алгоритма. Полученные данные используются для определения оптимального числа электродов, оптимальной амплитуды тока для электроимпедансной томографии.

### Список литературы

1. Алексанян Г.К., Горбатенко Н.И., Тарасов А.Д. Development of Hard-ware-Software Complex for Electrical Impedance Tomography of Biological Objects // Research Journal of Applied Sciences. - 2014. - Vol. 9, Issue 12. - P. 1030-1033.
2. Горянинова Е.Р., Панков А.Р., Платонов Е.Н. Прикладные методы анализа статистических данных. – М. : Издательский дом Высшей школы экономики, 2012. – 310 с.

3. Измаилов А.Ф., Солодов М.В. Численные методы оптимизации. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2008. – 320 с.
4. Климов Г.П. Теория вероятностей и математическая статистика. – М. : Изд-во МГУ, 2011. – 368 с.
5. Петров И.Б., Лобанов А.И. Лекции по вычислительной математике : учебное пособие. – М. : БИНОМ, 2006. – 523 с.
6. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я. Методы решения некорректных задач. – М. : Наука, 1986. – 288 с.
7. Тыртышников Е.Е. Матричный анализ и линейная алгебра. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 480 с.
8. Чернявский А.О. Метод конечных элементов. Основы практического применения [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [http://pent.sopro.susu.ac.ru/LRN/0711/smm/files/fea\\_4c.pdf](http://pent.sopro.susu.ac.ru/LRN/0711/smm/files/fea_4c.pdf).
9. Adler A., Grychtol B. Uniform background assumption produces misleading lung EIT images // Physiological measurement. – 2013. – Vol. 34, № 6. – P. 579-594.
10. Adler A., Gaggero P.O., Maimaitijiang Y. Adjacent stimulation and measurement patterns considered harmful // Physiological measurement. – 2011. – Vol. 32, № 7. – P. 731-744.
11. EIDORS: Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://eidors3d.sourceforge.net>.
12. Graham B.M., Adler A. Objective selection of hyperparameter for EIT, 2005. – 15 p.

**Рецензенты:**

Гречихин В.В., д.т.н., доцент, профессор кафедры ИИСТ, ФГБОУ ВПО «ЮРГПУ (НПИ) им. М.И. Платова», г. Новочеркасск;

Кириевский Е.В., д.т.н., доцент, профессор кафедры ИИСТ, ФГБОУ ВПО «ЮРГПУ (НПИ) им. М.И. Платова», г. Новочеркасск.