

На правах рукописи



Евстигнеев Максим Андреевич

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫХ СРЕДСТВ ДЛЯ
ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

05.11.13 – Приборы и методы контроля природной среды,
веществ, материалов и изделий

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Москва – 2003

Работа выполнена на кафедре «Биомедицинские приборы и технологии», Московской Государственной академии приборостроения и информатики.

Научный руководитель: доктор физико-математических наук,
профессор
А.С. Кравчук.

Официальные оппоненты: доктор физико-математических наук,
профессор
С.А. Гришин.
Кандидат технических наук,
доцент
В.А. Горшков.

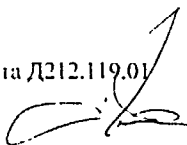
Ведущая организация: Московский Институт Электронной
Техники

Защита диссертации состоится «27» мая 2003 г. в 12⁰⁰ часов
на заседании диссертационного совета Д212.119.01 при Московской Государственной
академии приборостроения и информатики по адресу: 107076, Москва, ул. Стромынка, 20.
МГАИИ.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Московской Государственной
академии приборостроения и информатики.

Автореферат разослан «25» апреля 2003 г.

Ученый секретарь диссертационного совета Д212.119.01
доктор технических наук, профессор



В.В. Филинов

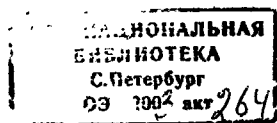
ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ.

Актуальность проблемы.

Современная медицина и промышленность широко использует методы компьютерной томографии, такие как рентгеновская компьютерная томография, эмиссионная томография, ЯМР - томография. В основе компьютерной томографии лежит возможность математического реконструирования пространственного распределения той или иной характеристики вещества внутри объекта по результатам неинвазивных внешних испытаний.

Все эти методы визуализации разрабатывались как взаимодополняющие, а не заменяющие друг друга. Не существует универсального метода способного заметить все остальные. Каждый метод визуализации обладает своими достоинствами и недостатками.

В последнее время предлагаются новые методы томографии, основанные на использовании переменного электрического тока или электромагнитного поля в качестве зондирующего средства. Наибольшее развитие получила электроимпедансная томография (ЭИТ), или томография приложенных потенциалов (ТПП), заключающаяся в том, что через исследуемый объект, обладающий электрической проводимостью, с помощью находящихся на его поверхности электродов пропускают слабый переменный электрический ток (в технических приложениях, когда речь идет о контроле качества изделий, применяют постоянный электрический ток). С помощью других электродов измеряются потенциалы на поверхности, возникающие при протекании тока через объект. Имея набор независимых измерений, получаемых при различных комбинациях токовых и измерительных электродов,



реконструируют распределение электрического импеданса внутри объекта.

Несмотря на низкую разрешающую способность – порядка нескольких процентов диаметра диагностируемого объекта, метод ЭИТ обладает рядом достоинств, среди которых – отсутствию каких-либо известных источников опасности, простота реализации и дешевизна аппаратуры. Кроме этого, метод обладает возможностью сверхбыстрого накопления данных, благодаря чему наиболее перспективной областью применения метода является визуализация процессов, быстро изменяющихся во времени.

По указанным выше причинам проблема развития и исследования данного метода в направлении повышении его разрешающей способности, чувствительности, скорости реконструкции является актуальной и современной.

Цель работы.

Работа направлена на исследование и разработку программно-аппаратных средств для электроимпедансной томографии.

Для достижения поставленной цели в работе решаются следующие задачи:

- создание компьютерной модели двумерного электропроводящего объекта;
- исследование математической модели электроимпедансной томографии на чувствительность, разрешающую способность, устойчивость к возмущениям;
- разработка и исследование алгоритмов восстановления импедансных изображений;
- разработка компьютерных моделей, позволяющих имитировать работу электроимпедансных томографических систем;

- создание экспериментальной установки для проведения научных экспериментов на физической модели.

Методы исследования.

В работе используются численные методы решения дифференциальных уравнений с частными производными и методы решения обратных коэффициентных задач математической физики.

Научная новизна.

В диссертации получены следующие результаты, характеризующиеся научной новизной:

- проведено сравнение и исследована чувствительность токовых моделей электроимпедансной томографии;
- предложен и исследован метод анализа устойчивости обратной задачи ЭИТ к возмущениям на основе метода L-кривой; метод позволяет подобрать оптимальный параметр регуляризации и тем самым улучшить качество импедансных изображений;
- предложен и исследован алгоритм динамической визуализации на основе метода сингулярного разложения; исследование алгоритма на разработанной компьютерной модели показало, что он подходит для визуализации динамических изображений;
- разработана методика выполнения измерений разрешающей способности метода ЭИТ. Методика позволяет проводить сравнительный анализ методов реконструкции, при этом выбирая наиболее информативный алгоритм.

Практическая ценность.

Практическая ценность работы заключается в том, что разработанное программное и математическое обеспечение позволяет восстанавливать и визуализировать статические и динамические импедансные изображения реальных объектов.

Апробация работы.

Результаты работы докладывались и обсуждались на:

- IV Международной научно-практической конференции «Фундаментальные и прикладные проблемы приборостроения, информатики, экономики и права» (г. Москва, 2001 г.).
- семинаре Московского Института Электронной техники (г. Москва, 2002 г.)
- V Международной научно-практической конференции «Фундаментальные и прикладные проблемы приборостроения, информатики, экономики и права» (г. Москва, 2002 г.).

Публикации.

По теме диссертации опубликовано 5 печатных работ.

Структура и объем работы.

Диссертационная работа состоит из введения, трех глав, заключения, списка использованной литературы. Диссертация изложена на 131 страницах машинописного текста, содержит 39 рисунков и список литературы из 90 наименований.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность темы, определяются цели и задачи исследования, определяется научная новизна и практическая значимость работы, приводится обзор литературы, отражающий современное состояние исследования в области электроимпедансной томографии, излагается краткое содержание глав диссертации.

Первая глава рассматриваются электрофизиологические и математические основы метода электроимпедансной томографии, рассматриваются наиболее важные и

перспективные приложения метода в клинической практике. Описана методика проведения импедансных измерений. Выделены и описаны основные узлы электроимпедансного томографа.

Вторая глава диссертации посвящена вопросам математического моделирования и решению прямой задачи в электроимпедансной томографии.

Во второй главе рассматривается математическая модель, представляющая собой систему из обобщенного уравнения Лапласа и граничных условий Неймана. Данная математическая модель подразумевает, что плотность тока на каждом электроде является величиной постоянной, а между электродами равна нулю:

$$\nabla \cdot (\sigma(x) \nabla \phi(x)) = 0 \quad x \in \Omega$$

$$\sigma(x) \frac{\partial \phi(x)}{\partial n} = \begin{cases} j(x) & x \in \Sigma_l \quad l=1, K, L \\ 0 & x \notin \bigcup_{l=1}^L \Sigma_l \end{cases},$$

где $\sigma(x)$ - проводимость исследуемой области Ω , $j(x)$ - плотность тока, n - нормаль к границе объекта, L - количество электродов, $\phi(x)$ - распределение электрического потенциала внутри Ω .

Как известно, уравнение Лапласа описывает распределение электрического потенциала внутри анизотропной проводящей среды, через которую протекает постоянный ток. Причем нахождение распределения потенциала в среде по заданному распределению удельной проводимости часто называют прямой задачей.

Автором был разработан алгоритм решения прямой задачи, основанный на методе конечных элементов. Проведенное сравнение результатов разработанного алгоритма с точным решением показало, что ошибка вычисления составляет 4,1-12,1% в зависимости от частоты дискретизации (численные эксперименты проводились на сетке 2064-166 элементов).

На основе разработанных алгоритмов была построена компьютерная модель, позволяющая имитировать работу электроимпедансного томографа. На разработанной компьютерной модели были проведены исследования метода ЭИТ на разрешающую способность и чувствительность.

Разрешающая способность является важнейшей характеристикой любого метода визуализации. Поэтому этому вопросу уделено особое внимание в диссертационной работе. В работе для оценки порогового разрешения предложена методика, использующая тест - объект радиусом R_0 с двумя мишенями радиусом R_m , расстояние d между которыми в процессе эксперимента уменьшается (рис. 1).

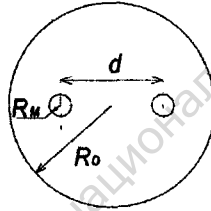


Рис. 1. Тест - объект для оценки разрешающей способности метода ЭИТ

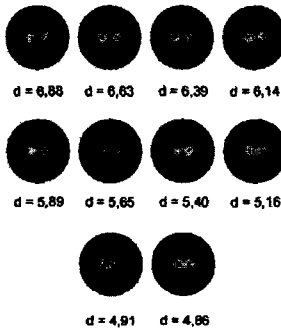


Рис. 2. Результат исследования метода ЭИТ на разрешающую способность

Реконструкция изображения проводилась алгоритмом NOSER – алгоритмом, который использует первую итерацию метода Ньютона. Восстановленные изображения тест – объекта радиусом $R_0 = 14$ см и радиусом мишени $R_m = 1,5$ см при различных значениях d показаны на рис.2. Как видно из рисунка при $d \geq 5,4$ все еще можно идентифицировать неоднородности как два отдельных объекта. С уменьшением расстояния ($d < 5,4$) восстановленные изображения неоднородностей «сливаются», что указывает на значение пороговой разрешающей способности.

Для оценки разрешающей способности ЭИТ в работе была введена относительная величина равная отношению минимального расстояния между неоднородностями к радиусу объекта

$$v = \frac{d_{\min}}{R_0}.$$

Описанная методика измерения разрешающей способности позволяет не только оценивать возможности метода электроимпедансной томографии, но и сравнивать различные методы реконструкции, тем самым выбирая наиболее информативный метод.

Во второй главе диссертации приведены результаты исследования токовых моделей электроимпедансной томографии на чувствительность. Под токовой моделью подразумевают способ воздействия током на объект. В настоящее время широко используются: модель соседних токовых электродов (МСТЭ) и модель диаметрально противоположных токовых электродов (МДТЭ). В МСТЭ зондирующий ток прикладывается между двумя соседними электродами, а измерения напряжений проводят между всеми другими парами. В МДТЭ ток прикладывается к противоположным электродам, а напряжения, как и в модели соседних токовых электродов, измеряется между остальными парами электродов.

Для оценки чувствительности токовых моделей был введен коэффициент «чувствительности токовой модели», под которым подразумевается отклонение δU , вызванное изменением удельной проводимости неоднородного включения, т.е.

$$\delta U = \|U_{\text{вкл}} - U_0\| / \|U_0\|, \quad (1)$$

где $U_{\text{вкл}}$ - вектор граничных напряжений объекта с неоднородностью, U_0 - вектор граничных напряжений однородного объекта.

Численные эксперименты для исследования чувствительности токовых моделей были проведены на тест - объекте, изображенном на рис.3. Для каждой исследуемой токовой модели проведен ряд экспериментов с различными значениями удельной проводимости неоднородного включения.

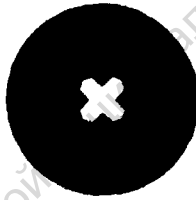


Рис. 4. Тест - объект для исследования чувствительности токовых моделей

Результаты вычисления чувствительности исследуемых токовых моделей по формуле (1) показаны на рис.4. Из рисунка видно, что модель диаметрально противоположных диаметрально противоположных токовых электродов обладает более высокой чувствительностью (приблизительно в два раза), чем модель соседних токовых электродов. По результату эксперимента был сделан вывод, что на практике наиболее предпочтительно использовать модель диаметрально противоположных токовых электродов по причине более высокой чувствительности.

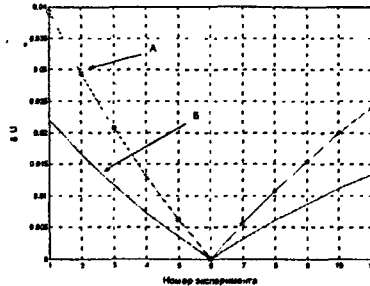


Рис. 4. Результат исследования токовых моделей на чувствительность

В третьей главе рассмотрена основная задача электроимпедансной томографии – нахождение распределения удельной проводимости внутри исследуемого объекта.

Приведен обзор существующих методов реконструкции для электроимпедансной томографии.

В диссертационной работе автором для восстановления изображения были разработаны алгоритмы решения обратной задачи ЭИТ итерационным методом Ньютона и неитерационным методом сингулярного разложения.

Реконструкция изображения методом Ньютона осуществляется методом последовательных приближений, при котором на начальном этапе выбирается произвольная картина распределения удельной проводимости $\sigma = \sigma_0$, для нее вычисляется вектор граничных напряжений $U_{\text{выч}}(\sigma)$, а затем в вектор удельной проводимости вводят поправки для лучшего согласования вычисленного вектора $U_{\text{выч}}(\sigma)$ с измеренным вектором напряжений $U_{\text{изм}}$

$$\sigma_{i+1} = \sigma_i + (J_i^T J_i + \alpha I)^{-1} J_i^T (U_{\text{изм}} - U_{\text{выч}}(\sigma_i)), \quad (2)$$

где $\alpha > 0$ – параметр регуляризации и $J = U'(\sigma)$ – матрица Якоби. Процедура повторяется до тех пор, пока не будет получена удовлетворительная сходимость.

Параметр регуляризации α является важным параметром, от которого во многом зависит качество восстанавливаемого изображения. Выбор параметра регуляризации на данном этапе развития алгоритмов реконструкции ЭИТ основывается, как правило, на опыте исследователя или подбирается экспериментальным путем. Поэтому разработка численных методов, с помощью которых можно провести анализ обратной задачи ЭИТ и тем самым подобрать оптимальный параметр регуляризации, является актуальной задачей.

Рассмотрим первую итерацию $i=1$ алгоритма (2). Если первоначальное приближение σ_1 , то можно записать

$$\sigma_2 - \sigma_1 = (J^T J + \alpha I)^{-1} (J^T (V - U(\sigma_1))),$$

которое является решением следующей задачи

$$\min_{\delta\sigma} \{ \|\delta V - J\delta\sigma\|_2^2 + \alpha \|\delta\sigma\|_2^2 \},$$

где $\delta V = V - U(\sigma_1)$ - вектор разности между измеренными и вычисленными значениями напряжений и $\delta\sigma = \sigma_2 - \sigma_1$ - вектор корректирующих надбавок.

В диссертационной работе предложен алгоритм анализа на основе графического метода, получившего в англоязычной научной литературе название «метод L-кривой» (L-curve). L-кривая - график зависимости нормы разности $\|\delta V - J\delta\sigma_\alpha\|$ от нормы регуляризованного решения $\|\delta\sigma_\alpha\|$. Так с увеличением значения параметра регуляризации уменьшается шум, но в тоже время увеличивается норма. Параметр регуляризации - это точка максимальной кривизны L-кривой.

Для численного эксперимента была выбрана следующая модель. За исследуемую область Ω с проводимостью $\sigma_0 = 0.4$ взята окружность радиусом $R_0 = 14$ (условные единицы). В область поместили включение с проводимостью $\sigma_1 = 0.2$ (см. рис.5).

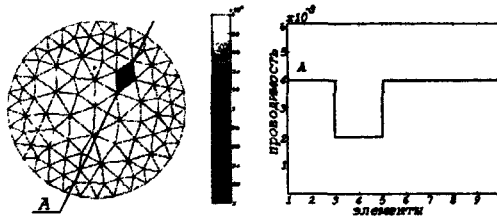


Рис. 5. Исследуемая модель.

Для начала был проведен следующий эксперимент: восстановлено изображение с различными значениями параметра регуляризации $\alpha_1 = 500$ и $\alpha_2 = 0.005$. На рис. 6 показан результат реконструкции. Как видно из графиков 1 и 2 существенной разницы между ними нет, хотя значения параметров регуляризации сильно отличаются друг от друга.

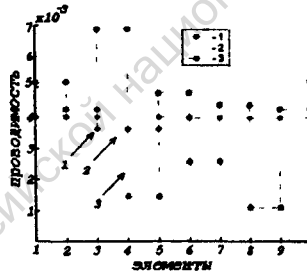


Рис. 6. Найденный вектор проводимости. 1) при $\alpha = 500$. 2) при $\alpha = 0.005$. 3) при $\alpha = 0.005$ и с добавлением шума.

После этого в математическую модель был добавлен нормально распределенный шум с нулевым математическим ожиданием. По графику 3 рис. 6 видна реакция модели на внесенное возмущение. Такое поведение модели говорит о некорректности обратной задачи электроимпедансной томографии.

Для описанной модели с шумом был подобран оптимальный параметр регуляризации методом L-кривой. Для этого был введен вектор параметров регуляризации $[\alpha] = [10^{-5}, 5 \cdot 10^{-5}, 10^{-4}, 5 \cdot 10^{-4}, 10^{-3}, 5 \cdot 10^{-3}, 10^{-2}, 5 \cdot 10^{-2}, 10^{-1}, 10^0]$ и для каждого значения α вычислено $\|\delta\sigma_\alpha\|$ и $\|\delta V - J\delta\sigma_\alpha\|$. Был построен график L-кривой (см. рис. 7) и по этому графику определен оптимальный параметр регуляризации $\alpha_{opt} = 50$. Для проверки восстановлено изображение с этим параметром (см. рис. 8).

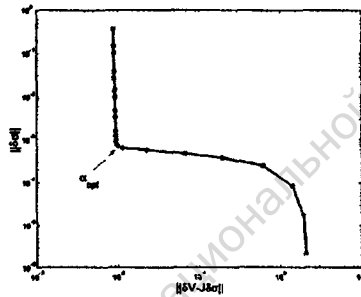


Рис. 7. L - кривая. Поиск оптимального параметра регуляризации.

Анализируя полученный результат, был сделан вывод, что на основе метода L-кривой можно построить эффективный интерактивный алгоритм поиска оптимального параметра регуляризации и анализа обратной задачи ЭИТ.

Для реконструкции изображения методом сингулярного разложения необходимо решить линейную систему уравнений вида

$$\delta U = J\delta\sigma,$$

где $\delta U = U(\sigma) - U(\sigma_0)$, $\delta\sigma = \sigma - \sigma_0$ и $J = U'(\sigma_0)$ - матрица Якоби.

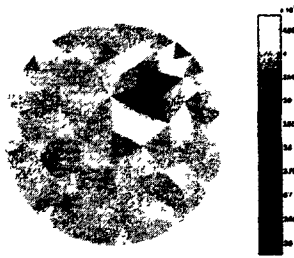


Рис. 8. Восстановленное изображение. Параметр регуляризации выбран с помощью метода L - кривой.

Решение $\delta\sigma$ называется псевдорешением и может быть записано как

$$\delta\sigma = J^+ \delta U,$$

где J^+ - псевдообратная матрица.

Средством для построения псевдообратной матрицы служит сингулярное разложение матриц. Если J - матрица размера $m \times n$ и $m \geq n$, то ее можно представить в виде

$$J = VWU^T,$$

где V - ортогональная матрица размера $n \times n$, U - ортогональная матрица размера $m \times m$, $W = \text{diag}(w_j, j=1,2,K,n)$, w_j - сингулярные числа матрицы J .

Тогда

$$p = \delta\sigma = VW^+U^T \delta U = V \cdot [\text{diag}(1/w_j)] \cdot U^T \cdot \delta U, \quad (3)$$

или, если $m < n$

$$p = \delta\sigma = VW^+U^T \delta U = J^T \cdot V \cdot [\text{diag}(1/w_j)] \cdot U^T \cdot \delta U, \quad (4)$$

где p - вектор восстановленного изображения.

Так как метод электроимпедансной томографии обладает возможностью сверхбыстрого накопления данных, то развитие алгоритмов динамической визуализации является наиболее актуальной задачей импедансной томографии. В диссертационной работе в качестве алгоритма динамической

визуализации предложен алгоритм, основанный на методе сингулярного разложения. Для этого по аналогии с методом NOSER были определены матрицы и переменные, значение которых не изменяются во время динамического процесса. Такие матрицы целесообразно вычислять и сохранять в памяти компьютера до основной процедуры реконструкции. Такой подход позволяет экономить вычислительное время и, следовательно, создавать быстрые алгоритмы реконструкции.

Из уравнения (3) и (4) видно, что такими матрицами является $U_{\text{выч}}(\sigma_0)$ и

$$t = V \cdot [\text{diag}(1/w_j)] \cdot U^T,$$

если $m \geq n$, и

$$t = V \cdot [\text{diag}(1/w_j)] \cdot U^T,$$

если $m < n$.

Тогда основная процедура реконструкции упрощается до выражения

$$p = t \cdot (U_{\text{изм}} - U_{\text{выч}}(\sigma_0)),$$

где σ_0 - начальное приближение.

Для оценки скорости реконструкции изображения была создана компьютерная модель прохождения шара радиусом $R_{\text{шар}} = 7$ (условные единицы) в цилиндре радиусом $R_{\text{цил}} = 14$ (рис.9). Удельная проводимость среды внутри цилиндра принималась равной $\sigma_{\text{цил}} = 0,002$, шара - $\sigma_{\text{шар}} = 0,004$.

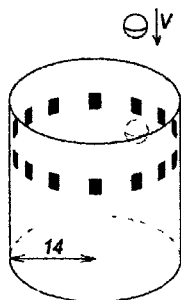


Рис. 9. Компьютерная модель прохождения шара в цилиндре

Смоделирована работа 16-ти электродной измерительной системы, обеспечивающей «сбор» данных. Скорость «сбора» данных прямо пропорциональна количеству полученных срезов и определяется параметром $kadr$.

Восстановленные изображения срезов шара представлены на рис.10 ($kadr=8$). Тестирование алгоритма проводилось на компьютере с процессором AMD Athlon-550. Время реконструкции одного изображения составило приблизительно 30 мс, т.е. скорость реконструкции равна приблизительно 30 изображений в секунду. Такой скорости вполне достаточно для визуализации таких физиологических процессов как, например, работа сердечно-сосудистой системы. Был сделан вывод, что рассмотренный алгоритм на основе метода сингулярного разложения пригоден для реконструкции динамических изображений.

Все разработанные алгоритмы восстановления (кроме алгоритма динамической визуализации) были протестированы на созданной физической модели, представляющей собой резервуар с солевым раствором (рис.11). Моделирование неоднородной среды внутри резервуара осуществлялось с помощью мишеней, электрические характеристики которых отличались от электрических характеристик раствора.

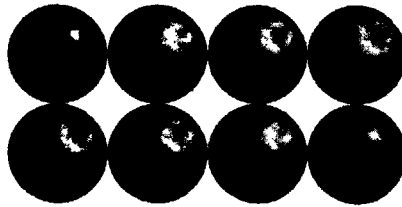


Рис. 10. Результат работы алгоритма динамической визуализации

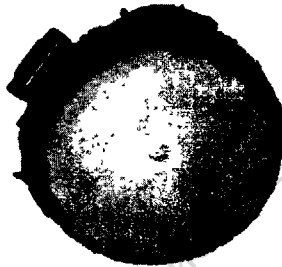


Рис. 11. Физическая модель диагностируемого объекта

Для проведения экспериментальных исследований была создана лабораторная установка, которая позволяет проводить импедансные измерения на физической модели объекта. Структурная схема этой установки показана на рис.12.

Электродная система подключалась через два независимых переключателя П1 и П2 к генератору переменного тока и к измерительной системе.

Ток частотой 2,1 кГц и среднеквадратическим значением 21 мА подавали от генератора переменного тока, собранного по схеме мостового генератора Вина, к электродной системе через переключатель П1. Коммутирующее устройство П1 было сконструировано таким образом, чтобы источник тока мог подключаться по схеме токовой модели соседних электродов.

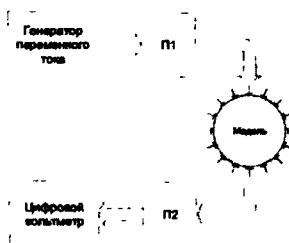


Рис. 12. Структурная схема лабораторной установки

Измерения напряжений проводилось с помощью цифрового вольтметра, входное сопротивление которого равнялось 1 МОм. Это значение во много превосходит сопротивление измеряемого физического объекта, и поэтому подключение вольтметра существенно не оказывает влияния на величину силы тока, проходящего через объект. Цифровой вольтметр обеспечивал точность определения напряжения $\pm 0,5$ мВ в диапазоне $10 \div 500$ мВ. Коммутация каналов измерения осуществлялась с помощью переключателя П2. Показания вольтметра считывались оператором и заносились вручную в компьютер в виде массива 16×13 .

С помощью описанной выше экспериментальной установки и физической модели были протестированы разработанные алгоритмы восстановления импедансных изображений. Был проведен ряд экспериментов с различной картиной распределения удельной проводимости внутри резервуара.

По результатам экспериментальных исследований был сделан вывод, что изображения, полученные с помощью разработанных алгоритмов, хорошо согласуются с исходными распределениями удельной проводимости физической модели.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Разработана математическая модель двумерного объекта, обладающего электрической проводимостью. Выполнена реализация компьютерной модели, которая позволяет вычислять распределение потенциала на поверхности и внутри двумерного объекта при воздействии на этот объект электрическим током. Разработаны алгоритмы реконструкции статических и динамических изображений, которые могут быть использованы в электроимпедансных томографических системах.
2. Проведено сравнение и исследована чувствительность модели соседних токовых электродов и модели диаметрально противоположных токовых электродов. Экспериментально установлено, что модель диаметрально противоположных токовых электродов обладает более высокой чувствительностью, чем модель соседних токовых электродов. Сделан вывод, что на практике наиболее предпочтительно использовать модель диаметрально противоположных токовых электродов.
3. Разработана методика выполнения измерений разрешающей способности метода ЭИТ. Методика позволяет проводить сравнительный анализ методов реконструкции, при этом выбирая наиболее информативный алгоритм.
4. Предложен алгоритм динамической визуализации на основе метода сингулярного разложения. Для оценки скорости данного алгоритма автором была разработана компьютерная модель. С помощью этой модели была показано, что алгоритм способен реконструировать импедансные изображения со скоростью 30 изображение в секунду.
5. Исследована устойчивость обратной задачи электроимпедансной томографии к возмущениям. Предложен метод анализа обратной задачи на основе метода L-кривой, который позволяет подобрать оптимальный

параметр регуляризации и тем самым улучшить качество импедансных изображений.

6. Сконструированы физическая модель диагностируемого объекта и экспериментальная установка для проведения тестирования алгоритмов восстановления импедансных изображений. В результате экспериментальных исследований были восстановлены изображения распределения удельной проводимости неоднородных сред, полученных с помощью физической модели.
7. Анализ проведенных исследований позволил дать рекомендации для проектирования аппаратной и программной части электроимпедансного томографа, такие как частота дискретизации исследуемой области, выбор токовой модели, выбор алгоритма реконструкции, обеспечивающего наилучшую разрешающую способность и скорость восстановления, выбор оптимального параметра регуляризации и др.

СПИСОК РАБОТ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Евстигнеев М.А. Исследование чувствительности реакции электропроводящего неоднородного объекта в зависимости от вариации неоднородности: IV Международная научно-практической конференции «Фундаментальные и прикладные проблемы приборостроения, информатики, экономики и права». Книга «Приборостроение». – М.: МГАПИ, 2001. – с. 65-68.
2. Евстигнеев М.А. Выбор начального приближения и исследование скорости сходимости метода Ньютона в импедансной томографии // Естественные и технические науки. – 2002. – № 1. – с. 64-66.
3. Евстигнеев М.А. Выбор оптимального значения параметра регуляризации методом L-кривой при решении обратной задачи импедансной томографии // Актуальные проблемы современной науки. – 2002. – № 4. – с. 391-395.

4. Евстигнеев М.А. Исследование чувствительности токовых моделей импедансной томографии: V Международная научно-практической конференции «Фундаментальные и прикладные проблемы приборостроения, информатики, экономики и права». Книга «Приборостроение». – М.:МГАПИ, 2002. – 64–65.
5. Евстигнеев М.А. Метод сингулярного разложения. Динамическая визуализация в импедансной томографии: V международная научно - практической конференции «Фундаментальные и прикладные проблемы приборостроения, информатики, экономики и права». Книга «Приборостроение». – М.:МГАПИ, 2002. – с.66–69.

Из фондов Российской национальной библиотеки

Сдано в печать 18.04.03. Формат 60 x 90 /16 Тираж 100 экз.
Объем 1,5 п.л. Заказ 6

Отпечатано в ООО "Эдэль-М"
105005 г. Москва ул. Бауманская, 43/1, 114

2003-A

№. 6580

Из фондов Российской национальной библиотеки