

ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНЫЕ ИЗМЕРЕНИЯ В ЭЛЕКТРОПОЛЕВОЙ ТОМОГРАФИИ: ПРОВЕРКА КОНЦЕПЦИИ С ПОМОЩЬЮ ЧИСЛЕННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

А. В. Корженевский, Ю. В. Гуляев, Е. В. Корженевская

Институт радиотехники и электроники им. В.А.Котельникова Российской академии
наук, 125009, Москва, ул. Моховая, 11-7

Статья поступила в редакцию 16 октября 2018 г.

Аннотация. Электрополевая томография (ЭПТ) – метод электромагнитной квазистатической томографии, с помощью которого можно бесконтактно получать информацию о пространственном распределении электрических свойств исследуемого объекта, зондируя его переменным электрическим полем. Проблемой при реализации ЭПТ является выделение полезного сигнала (сдвига фазы), обусловленного релаксацией Максвелла-Вагнера в исследуемом объекте, из суммарного измеряемого изменения фазы сигнала. Наибольший вклад в погрешность измерений в униполярных ЭПТ системах, предложенных ранее, вносят вариации электрической емкости измерительных электродов и самого исследуемого объекта относительно общей цепи системы. Целью настоящей работы является демонстрация потенциальной реализуемости ЭПТ системы с дифференциальными возбуждением и регистрацией поля, позволяющими существенно уменьшить влияние таких погрешностей и прочих помех на результаты измерений. Методом численного моделирования продемонстрирована локализация зоны чувствительности дифференциальных измерений вблизи эквипотенциальной линии электрического поля. Это дает возможность использовать известные методы решения обратной задачи квазистатической томографии, в частности, метод свертки и обратной проекции вдоль линий максимальной чувствительности. Оказалось, что для реконструирования изображений при дифференциальной ЭПТ могут быть использованы как фазовые, так и амплитудные измерения.

Ключевые слова: квазистатическая электромагнитная томография, электрическое поле, визуализация, конечные разности во временной области

Abstract. Electric Field Tomography (EFT) is a method of electromagnetic quasistatic tomography enabling contactless obtaining of information about the spatial distribution of the electrical properties of the object under study, probing it with a variable electric field. The problem with the implementation of EFT is the extraction of the useful signal (phase shift) related with Maxwell-Wagner relaxation in the object under study from the total measured change in the phase of the signal. The largest contribution to the measurement error in the unipolar EFT systems proposed earlier is made by the variations in the electrical capacitance of the measuring electrodes and the object under study relative to the common circuit of the system. The objective of this work is to demonstrate the feasibility of EFT system with differential excitation and field detection, which can significantly reduce the effect of such errors and other interference on the measurement results. The method of numerical simulation demonstrates the localization of the sensitivity zone of differential measurements near the equipotential line of the electric field. This makes it possible to use known methods for solving the inverse problem of quasistatic tomography, in particular, the method of convolution and back projection along the lines of maximum sensitivity. It turned out that both phase and amplitude measurements can be used to reconstruct images in the differential EFT.

Keywords: quasistatic electromagnetic tomography, electric field, visualization, finite differences in the time domain.

1. Введение

Электрополевая томография (ЭПТ) – метод электромагнитной квазистатической томографии, с помощью которого можно бесконтактно получать информацию о пространственном распределении электрических свойств исследуемого объекта, зондируя его переменным электрическим полем. В методе, первоначально предложенном в работах [1, 2], для решения задачи визуализации используется регистрация изменения фазы зондирующего поля,

вызванного объектом. Сдвиг фазы обусловлен запаздыванием перераспределения свободных носителей под действием зондирующего поля из-за конечной проводимости исследуемого объекта (релаксация Максвелла-Вагнера в электропроводящих средах).

При наличии системы пространственно распределенных электродов, переключая последовательно источник переменного напряжения между ними, можно, проводить сбор информации об изменениях фазы поля с остальных электродов и осуществлять визуализацию пространственного распределения электрических свойств объекта путем решения обратной задачи для уравнений, описывающих электрическое поле в неоднородной среде.

Максимальный сдвиг фазы регистрируется на частоте внешнего электрического поля, соответствующей обратному времени релаксации среды, $\omega = 1/\tau = \sigma/\varepsilon_0\varepsilon$, где σ - электропроводность среды, ε - ее диэлектрическая проницаемость, ε_0 - электрическая постоянная. При частоте зондирования, значительно меньшей релаксационной, визуализируемым параметром является удельное сопротивление [3].

Численное моделирование ЭПТ удобно выполнять методом конечных разностей во временной области для уравнений Максвелла. Исторически доминирующее положение в численном моделировании квазистатических томографических систем занимает метод конечных элементов (FEM). При появлении относительно высокочастотных методов, таких как МИТ (магнитоиндукционная томография) и ЭПТ, становится более подходящим другой мощный метод - метод конечных разностей во временной области (FDTD), основанный на конечно-разностной аппроксимации дифференциальных уравнений Максвелла. В отличие от FEM метод FDTD моделирует временную эволюцию электромагнитного поля, а не пространственное распределение определенной частотной гармоники. Метод предоставляет широкие возможности для моделирования многочастотных систем в рамках одного запуска программы. Одним из важных преимуществ метода является его «близость» к физике, которая обеспечивает численную

стабильность и надежность результатов, тогда как алгоритм решения линейных уравнений FEM может быть численно неустойчивым, в частности, при моделировании границ проводящей и непроводящей сред.

Экспериментально электрополевая томография была продемонстрирована в работах [4, 5], однако сложности аппаратной реализации позволили продемонстрировать ее только на относительно низких частотах (~100 кГц) и, соответственно, для объектов с электропроводностью существенно ниже чем электропроводность биологических сред, представляющих наибольший интерес для исследований.

Основной проблемой при реализации ЭПТ является выделение полезного сигнала (сдвига фазы), обусловленного релаксацией Максвелла-Вагнера в исследуемом объекте, из суммарного измеряемого изменения фазы сигнала. Величина полезного сигнала в случае биомедицинских приложений составляет десятые и сотые доли градуса при частоте измерений десятки мегагерц (выбор частот обусловлен диэлектрическими параметрами биологических тканей с учетом требования наблюдаемости фазового сдвига, вызванного Максвелл-Вагнеровской релаксацией). Наибольший вклад в погрешность измерения полезного сигнала в униполярных ЭПТ системах, предложенных ранее, вносят вариации электрической емкости измерительных электродов и самого исследуемого объекта относительно земли (общей цепи измерительной системы) [6]. Целью настоящей работы является демонстрация потенциальной реализуемости ЭПТ системы с дифференциальными возбуждением и регистрацией поля, позволяющими исключить или существенно уменьшить влияние таких погрешностей и прочих помех на результаты измерений.

2. Материалы и методы

Исходными уравнениями для метода FDTD являются уравнения Максвелла для роторов:

$$\begin{aligned} \operatorname{rot}(\mathbf{H}) &= \partial \mathbf{D} / \partial t + \mathbf{J}, \\ \operatorname{rot}(\mathbf{E}) &= -\partial \mathbf{B} / \partial t, \end{aligned} \quad (1)$$

где \mathbf{E} – напряженность электрического поля, \mathbf{H} – напряженность магнитного поля, \mathbf{D} – индукция электрического поля, \mathbf{B} – индукция магнитного поля. Если среда линейная и не имеет дисперсии, то $\mathbf{D} = \varepsilon\varepsilon_0\mathbf{E}$, $\mathbf{B} = \mu\mu_0\mathbf{H}$, $\mathbf{J} = \sigma\mathbf{E}$; ε , μ , и σ – диэлектрическая и магнитная проницаемости и удельная электропроводность среды. Оставшиеся два уравнения Максвелла для дивергенций удовлетворяются автоматически, если наложены корректные граничные и начальные условия. В методе FDTD производные в уравнениях (1) аппроксимируются конечными разностями. В широко используемой схеме Йи (Yee) [7] поля \mathbf{E} и \mathbf{H} известны в сдвинутые по времени моменты на сдвинутых в пространстве (расположенных в шахматном порядке) прямоугольных сетках. Это обеспечивает эффективную аппроксимацию второго порядка для производных. Как результат, решение электромагнитной задачи сводится к простому перешагиванию по времени. Например, x – компонента электрического поля в ячейке с пространственными индексами i, j, k на временном шаге $n+1$ вычисляется как:

$$E_{x(i+1/2,j,k)}^{n+1} = k_1 E_{x(i+1/2,j,k)}^n + k_2 \{ (H_{z(i+1/2,j+1/2,k)}^{n+1/2} - H_{z(i+1/2,j-1/2,k)}^{n+1/2}) / \Delta y - (H_{y(i+1/2,j,k+1/2)}^{n+1/2} - H_{y(i+1/2,j,k-1/2)}^{n+1/2}) / \Delta z \},$$

$$k_1 = (\varepsilon_{(i+1/2,j,k)} \varepsilon_0 - 0.5\sigma_{(j+1/2,j,k)} \Delta t) / (\varepsilon_{(i+1/2,j,k)} \varepsilon_0 + 0.5\sigma_{(j+1/2,j,k)} \Delta t),$$

$$k_2 = \Delta t / (\varepsilon_{(i+1/2,j,k)} \varepsilon_0 + 0.5\sigma_{(j+1/2,j,k)} \Delta t).$$

Простейшие граничные условия соответствуют идеальному электрическому проводнику (ПЕС): тангенциальное электрическое поле на границе равно нулю. Более сложные граничные условия позволяют приближенно моделировать открытую для излучения границу. Типичными начальными условиями являются нулевые поля. Внутренние источники напряжения или тока могут быть легко реализованы в модели. Они могут обеспечить любое необходимое возбуждение, например синусоидальное или широкополосный импульс. В последнем случае использование преобразования Фурье при обработке данных позволяет получить результаты в широком диапазоне частот, используя только один прогон программы. Конечно-

разностная схема устойчива при выполнении условия Куранта: $\Delta t \leq 1/(v_{\max} \sqrt{1/\Delta x^2 + 1/\Delta y^2 + 1/\Delta z^2})$, где v_{\max} – максимальная скорость распространения электромагнитной волны в моделируемой области. Точное равенство в соотношении обеспечивает отсутствие численной дисперсии и максимальную скорость моделирования. Обеспечение этого условия является существенной проблемой при использовании метода в моделировании квазистатических систем, т.к. его выполнение требует чрезвычайно большого количества шагов по времени, если требуется высокое пространственное разрешение, а конечное время моделирования должно перекрывать наиболее медленные релаксационные процессы в системе. Результаты моделирования, представленные в данной работе, были получены с помощью программы FDTDPro [8].

В предыдущих теоретических [1-2] и экспериментальных [4, 5] исследованиях предполагался униполярный метод возбуждения и регистрации электрического поля, при котором источник напряжения и регистратор подключаются между соответствующим электродом и заземленным экраном измерительной системы. При этом зона чувствительности при фазовых измерениях для заданной пары передающего и приемного электродов представляет собой пространственную область, близкую к силовой линии электрического поля, соединяющей передающий электрод с приемным. Это позволяет использовать для реконструирования изображений алгоритм фильтрации и взвешенного обратного проецирования вдоль невозмущенных линий электрического поля [1]. При дифференциальной схеме возбуждения и регистрации электрического поля источник напряжения и регистратор подключаются симметрично к двум электродам измерительной системы каждый. Для этой схемы измерений можно предположить, что зона чувствительности, по аналогии с электроимпедансной томографией [9], может быть аппроксимирована эквипотенциальными линиями электрического поля, что также позволит использовать метод обратного проецирования.

Подтверждение этого предположения докажет потенциальную реализуемость дифференциальной электрополевой томографии.

Для численного моделирования методом конечных разностей во временной области использовалась упрощенная геометрия измерительной системы, показанная на рисунке 1. В систему входят два противофазных источника напряжения, подключенных к возбуждающим электродам, и три пространственно разнесенных регистратора разностей потенциалов электрического поля.

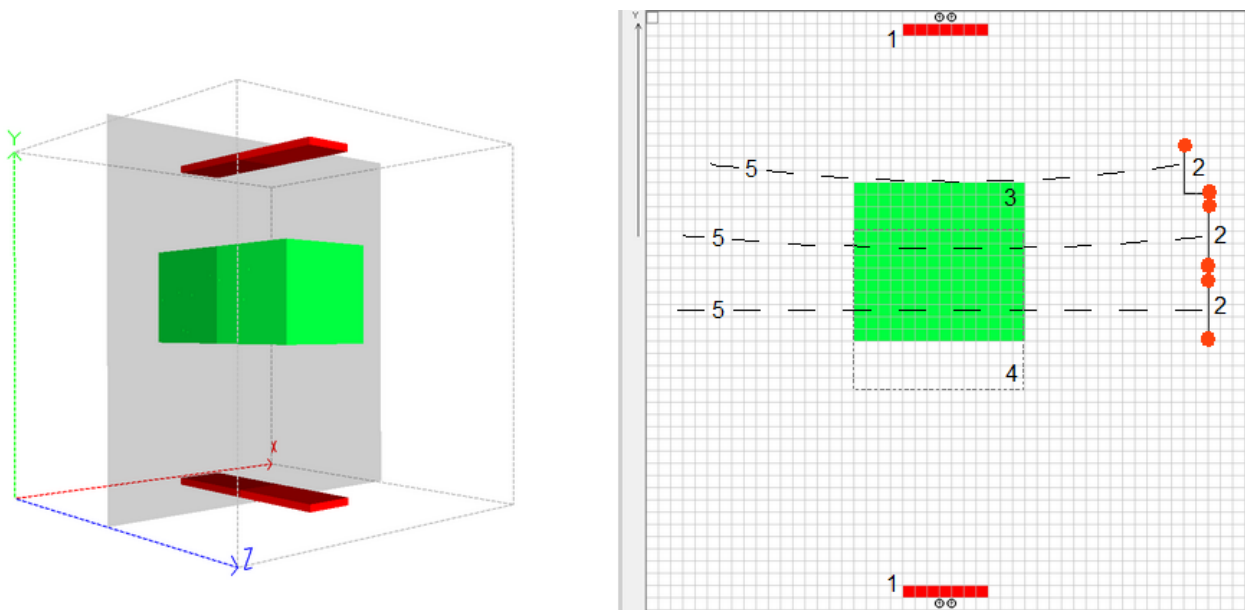


Рис. 1. Упрощенная геометрия измерительной системы, использованная при моделировании. 1 – возбуждающие электроды, 2 – «измерители» разности потенциалов, 3 – смещенный от центра системы тестовый объект с диэлектрической проницаемостью 81 и электропроводностью 0.1 См/м, 4 – положение объекта в центре системы, 5 – условная геометрия эквипотенциальных линий невозмущенного электрического поля.

В этой схеме использовано т.н. полярное возбуждение электрического поля с помощью электродов, расположенных диаметрально относительно рабочей области системы. Такое возбуждение обеспечивает наибольшее значение минимальной амплитуды измеряемого сигнала. При дипольном возбуждении, когда источник напряжения подключается к смежным электродам, амплитуда сигнала, регистрируемого диаметрально противоположной парой электродов, оказывается примерно в 10^4 раз меньше

амплитуды возбуждающего сигнала, что делает выполнение фазовых измерений с необходимой точностью практически невозможным.

3. Результаты

Возбуждение системы осуществлялось с помощью Гауссова импульса напряжения, форма и спектр которого показаны на рисунке 2. На частотах вблизи релаксационной частоты выбранной среды (22 МГц) импульс имеет достаточно большую спектральную амплитуду.

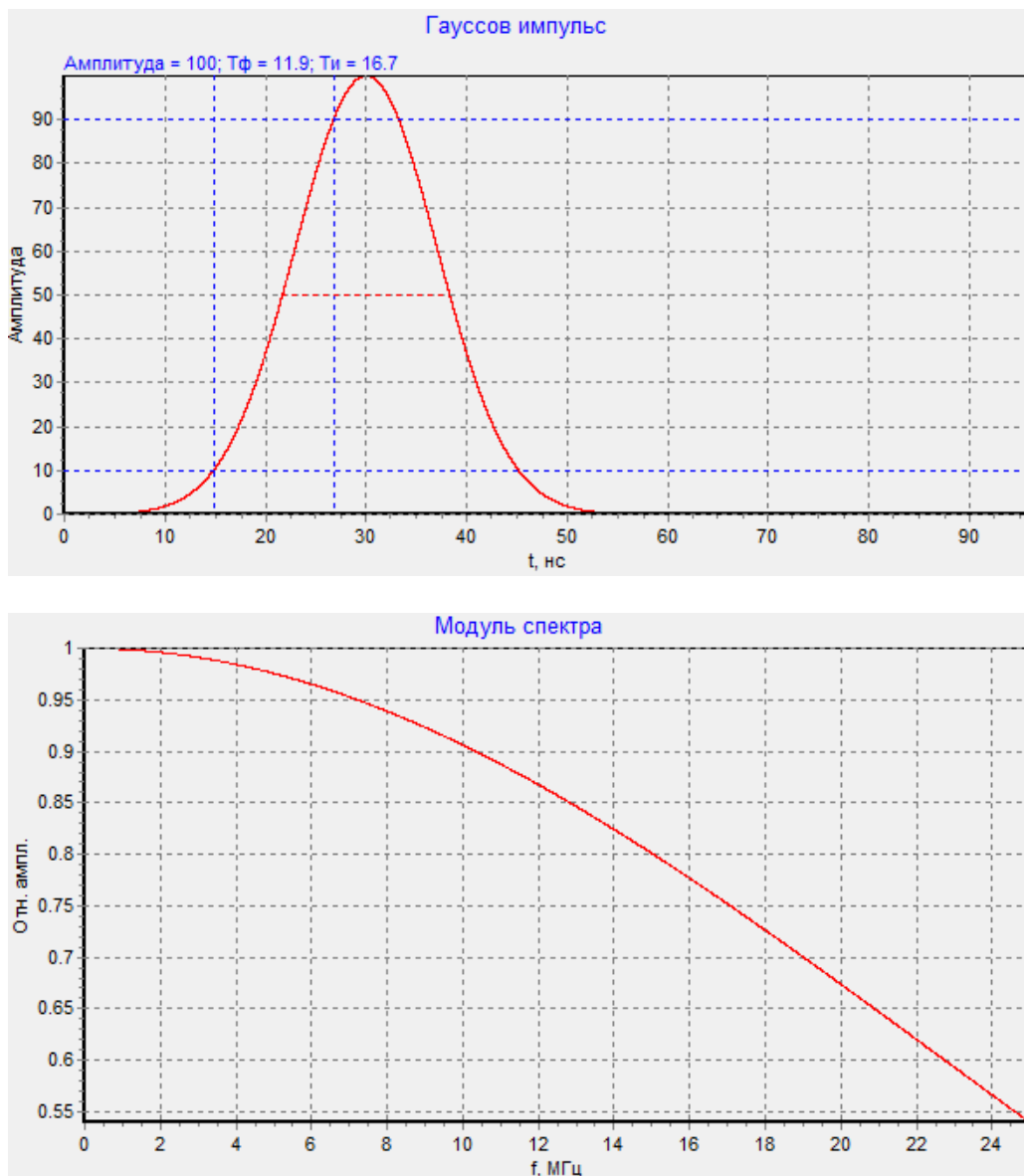


Рис. 2. Форма и спектр возбуждающего импульса напряжения (подается в противофазе на электроды 1, рис.1).

В ходе численных экспериментов была исследована зависимость вносимого объектом сдвига фазы от частоты сигнала при расположении объекта в центре системы. Результат показан на рисунке 3. Для изменений использовалась пара «электродов», расположенных на горизонтальной оси симметрии системы. Максимум сдвига фазы находится вблизи релаксационной частоты среды, однако не совпадает с ней. Небольшой сдвиг можно объяснить влиянием конечных размеров объекта.

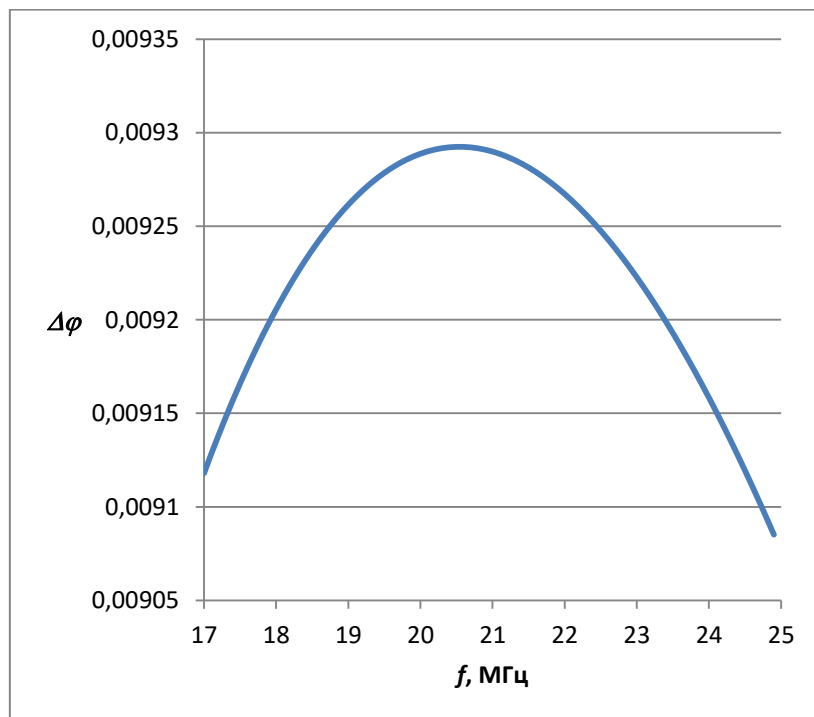


Рис.3. Зависимость сдвига фаз, вносимого объектом, от частоты.

При сравнении полученного результата с результатами моделирования униполярной измерительной системы [6, 10] очевидным отличием является противоположный знак сдвига фазы. В случае дифференциальной электрополевой томографии фаза измеренного сигнала опережает фазу возбуждающего. Анализ причины такого поведения фазы можно выполнить используя метод эквивалентных схем, аналогично тому, как это было сделано в [1, 2].

На рисунке 4 показана зависимость сдвига фазы, вызванного объектом, от пространственного расположения измерителя разности потенциалов.

Моделирование проведено для случая расположения объекта в центре измерительной системы и для объекта, расположенного со смещением, как показано на рисунке 1.

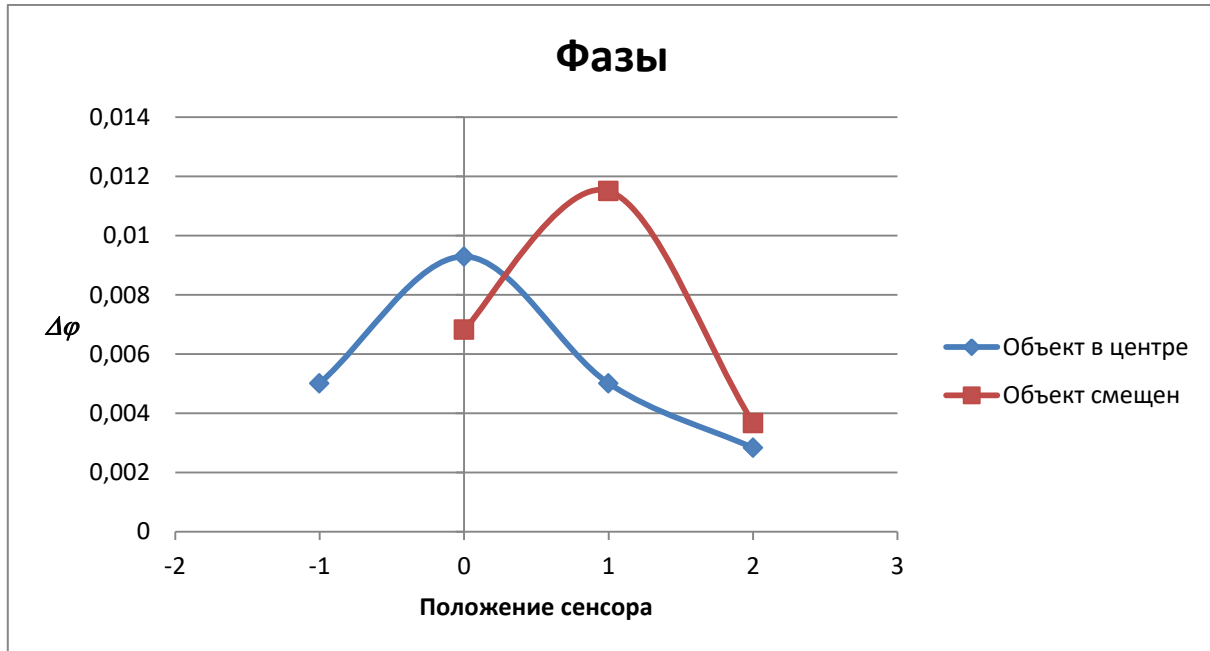


Рис. 4. Зависимость сдвига фаз от положения измерителя разности потенциалов для случая объекта в центре системы и смещенного объекта; ноль по оси абсцисс соответствует положению измерителя на оси симметрии системы.

Результат моделирования показывает, что максимальный сдвиг фазы регистрируется датчиком, расположенным вблизи эквипотенциальной линии электрического поля, проходящей через центр объекта. Такое поведение аналогично случаю униполярной электрополевой томографии, но там в качестве линии максимальной чувствительности выступает силовая линия электрического поля.

В случае дифференциальной ЭПТ для реконструкции изображений могут быть использованы не только измеренные сдвиги фаз возмущенного поля, но и относительные изменения амплитуды регистрируемого сигнала. Это демонстрируется результатом численного моделирования, показанным на рисунке 5.

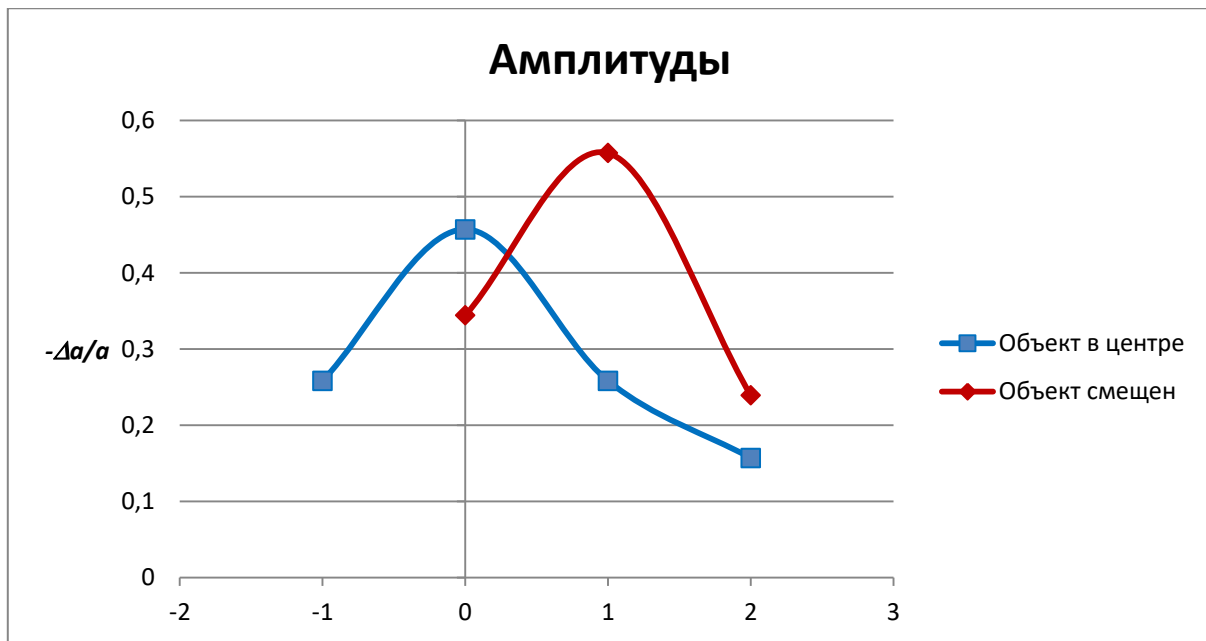


Рис 5. Зависимость возмущения относительной амплитуды регистрируемого сигнала от положения измерителя разности потенциалов для случая объекта в центре системы и смещенного объекта.

На рисунке показана зависимость относительных изменений амплитуды разностей потенциалов от пространственного расположения датчика для случая центрального и смещенного расположения объекта в системе. Как и для случая фазовых измерений, максимальное возмущение наблюдается вблизи эквипотенциальной линии электрического поля, проходящей через центр объекта. Такое же поведение амплитуды поля наблюдается в случае электроимпедансной томографии (ЭИТ), но там в проводящий объект с помощью контактных электродов инжектируется электрический ток, и измерения потенциалов так же проводятся контактным способом. Для увеличения амплитуды измеряемых сигналов в ЭИТ также может использоваться полярная инжекция тока [9].

4. Заключение

Результаты численного моделирования демонстрируют локализацию зоны чувствительности дифференциальных измерений при электрополевой томографии вблизи эквипотенциальной линии электрического поля, проходящей через измеритель разности потенциалов. Это дает потенциальную возможность использовать стандартные методы решения обратной задачи

квазистатической электромагнитной томографии, в частности, быстрый и устойчивый метод свертки и обратной проекции вдоль линий максимальной чувствительности. Для реконструирования изображений при этом могут быть использованы как фазовые, так и амплитудные измерения. В последнем случае, однако, будет недоступна информация о релаксационных параметрах среды. Использование дифференциальных измерений, устраняя существенный источник погрешностей, делает реализацию ЭПТ для биоподобных сред более достижимой.

Для более полной демонстрации реализуемости предложенных схем измерений потребуется моделирование полной многоэлектродной томографической системы. Это должно стать предметом последующих исследований.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-29-02088.

Литература

1. А.В. Корженевский. Бесконтактная томография электропроводящих сред квазистатическим переменным электрическим полем. *Радиотехника и электроника*, 2004, Т. 49, № 6, с. 761-766
2. A.V. Korjenevsky. Maxwell-Wagner relaxation in electrical imaging. *Physiol. Meas.*, 2005, Vol. 26, No. 2, pp. S101-S110
3. A.V. Korjenevsky. Electric field tomography for contactless imaging of resistivity in biomedical applications. *Physiol. Meas.*, 2004, Vol. 25, No. 1, pp 391-401
4. A.V. Korjenevsky and T.S. Tuynkin. Experimental demonstration of electric field tomography. *Physiol. Meas.*, 2010, Vol. 31, pp. S127-S134
5. Ю.В. Гуляев, А.В. Корженевский, Т.С. Туйкин, В.А. Черепенин. Визуализация электропроводящих сред методом электрополевой томографии. *Радиотехника и электроника*, 2010, Т. 55, № 9, с. 1132-1139

6. A.V. Korjenevsky and T.S. Tuykin. Phase measurement for electric field tomography. *Physiol. Meas.*, 2008, Vol. 29, pp. S151-S161
7. K.S. Yee. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 1966, Vol. AP-14, No. 3, pp. 302-307.
8. Решение уравнений Максвелла методом FDTD [электронный ресурс]. Сайт Александра Зеленина. Режим доступа <http://zfdtd.narod.ru/>
9. А.В. Корженевский, В.Н. Корниенко, М.Ю. Культиасов, Ю.С. Культиасов, В.А. Черепенин. Электроимпедансный компьютерный томограф для медицинских приложений. *Приборы и техника эксперимента*, 1997, № 3, с. 133-140
10. A.V. Korjenevsky and T.S. Tuykin. Electric field tomography: setup for single-channel measurements. *Physiol. Meas.*, 2007, Vol. 28, pp. S279-S289

Для цитирования:

А. В. Корженевский, Ю. В. Гуляев, Е. В. Корженевская. Дифференциальные измерения в электролевой томографии: проверка концепции с помощью численного моделирования. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2018. № 10. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/oct18/19/text.pdf>
DOI 10.30898/1684-1719.2018.10.19