

*И.А. Павельчак, С.Р. Туйкина*

## **МЕТОД ЧИСЛЕННОГО РЕШЕНИЯ ОБРАТНОЙ ЗАДАЧИ ДЛЯ МОДИФИЦИРОВАННОЙ МОДЕЛИ ФИТЦ-ХЬЮ–НАГУМО \***

### **Введение**

Методы математического моделирования в настоящее время активно применяются в кардиологии, в частности, при анализе процессов возбуждения сердца. Для описания распространения электромагнитного возбуждения в сердце используются начально-краевые задачи для систем эволюционных квазилинейных уравнений в частных производных в двумерной или трехмерной пространственной геометрии. Наиболее известными математическими моделями, описывающими процесс возбуждения электрических потенциалов в сердечной мышце или системе нервов, являются модели Фитц-Хью–Нагумо [1,2] и Алиева–Панфилова [3]. Для развития математических методов диагностики в кардиологии важное значение имеют исследования обратных задач и разработка методов их численного решения. Обратные задачи для математических моделей возбуждения сердца рассматривались в работах [4–6].

В данной работе рассматривается модифицированная математическая модель Фитц-Хью–Нагумо, которая может быть использована для моделирования процессов, связанных с анализом инфаркта миокарда. Для этой модели ставится обратная задача, состоящая в определении зависящего от пространственных переменных коэффициента системы уравнений в частных производных по дополнительным измерениям решения на границе области. Эта обратная задача может быть интерпретирована как задача определения формы и местоположения области сердца, пораженной инфарктом миокарда. В работе предлагается численный метод решения поставленной обратной задачи и приводятся вычислительные эксперименты, иллюстрирующие его работу.

---

\* Работа выполнена при поддержке Российского Фонда  
Фундаментальных Исследований (код проекта 11-01-00259) .

## Постановка обратной задачи

Рассмотрим математическую модель Фитц-Хью–Нагумо [1,2]

$$\begin{aligned} u_t &= D\Delta u - u(u - \alpha)(u - 1) - w, & (x, y) \in G, t \in (0, T], \\ w_t &= \beta u - \gamma w, & (x, y) \in G, t \in (0, T], \\ \frac{\partial u}{\partial n}(x, y, t) &= 0, & (x, y) \in \Gamma, t \in (0, T], \\ u(x, y, 0) &= \varphi(x, y), & (x, y) \in G, \\ w(x, y, 0) &= 0, & (x, y) \in G. \end{aligned}$$

Здесь функция  $u(x, y, t)$  представляет собой трансмембранный потенциал; функция  $w(x, y, t)$  – медленную восстанавливающую переменную, связанную с ионными токами,  $\varphi(x, y)$  – начальное возмущение потенциала.  $D$  – коэффициент электропроводности,  $\alpha, \beta, \gamma$  – реактивные коэффициенты.  $D, \alpha, \beta, \gamma$  – положительные постоянные.  $G$  – ограниченная область с границей  $\Gamma$ . Эта модель применяется для описания распространения электромагнитного возбуждения в миокарде, в предположении об однородности характеристик ткани, отвечающих за проводимость тока и возбуждение среды.

Рассмотрим модификацию модели Фитц-Хью–Нагумо. Пусть  $\chi(x, y) \in C^1(G)$  такова, что она принимает значения, близкие к нулю на большей части области  $H \subset G$ , и значения, близкие к единице на большей части области  $G \setminus \bar{H}$ . То есть основные изменения функции  $\chi(x, y)$  сосредоточены в окрестности границы области  $H$ . Модифицированная модель Фитц-Хью–Нагумо имеет вид

$$u_t = D\Delta u - \chi(x, y)u(u - \alpha)(u - 1) - w, \quad (x, y) \in G, t \in (0, T], \quad (1)$$

$$w_t = \beta u - \gamma w, \quad (x, y) \in G, t \in (0, T], \quad (2)$$

$$\frac{\partial u}{\partial n}(x, y, t) = 0, \quad (x, y) \in \Gamma, t \in (0, T], \quad (3)$$

$$u(x, y, 0) = \varphi(x, y), \quad (x, y) \in G, \quad (4)$$

$$w(x, y, 0) = 0, \quad (x, y) \in G. \quad (5)$$

В модели Фитц-Хью–Нагумо нелинейный источник  $u(u - \alpha)(u - 1)$  определяет способность среды к возбуждению. В связи с этим в модифицированной модели Фитц-Хью–Нагумо нелинейный источник вида  $\chi(x, y)u(u - \alpha)(u - 1)$  характеризует среду, способную к возбуждению в области  $G \setminus \bar{H}$  и не способную к возбуждению в области  $H$ . Таким образом, математическая модель (1)–(5) может быть использована для описания процессов возбуждения в сердце, часть которого (об-

ласть  $H$ ) поражена в результате инфаркта миокарда. Подобного типа подход для другой модели возбуждения рассматривался в [5].

Будем считать, что граница области  $H$  задается  $n$  параметрами  $\lambda_1 \dots \lambda_n$ . Положим функцию  $\chi(x, y; \lambda_1, \dots, \lambda_n)$  равной

$$\chi(x, y; \lambda_1, \dots, \lambda_n) = \frac{1}{2} + \frac{1}{\pi} \operatorname{arctg} \left( \theta^2 g(x, y; \lambda_1, \dots, \lambda_n) \right),$$

Где  $g(x, y; \lambda_1, \dots, \lambda_n)$  – известная функция, принимающая значения  $g(x, y; \lambda_1, \dots, \lambda_n) < 0, (x, y) \in H$  и  $g(x, y; \lambda_1, \dots, \lambda_n) > 0, (x, y) \in G \setminus \bar{H}$ , а  $\theta$  – заданная постоянная.

Сформулируем обратную задачу для модифицированной модели (1)–(5). Пусть функция  $g(x, y; \lambda_1, \dots, \lambda_n)$ , определяющая границу области  $H$ , неизвестна. Требуется определить границу области  $H$ , если на множестве  $\Gamma \times [0, T]$  заданы решения задачи (1)–(5)

$$u_i(x, y, t) = \psi_i(x, y, t), \quad (x, y) \in \Gamma, \quad t \in [0, T], \quad i = 1, \dots, k,$$

соответствующие различным начальным условиям  $u_i(x, y, 0) = \varphi_i(x, y)$ . Коэффициенты  $D, \alpha, \beta, \gamma, \theta$  и функции  $\varphi_i(x, y), (x, y) \in G, i = 1, \dots, k$  заданы.

### Численный метод решения обратной задачи

Рассмотрим численный метод решения сформулированной обратной задачи. Пусть  $u_i(x, y, t; \bar{\lambda}_1, \dots, \bar{\lambda}_n), i = 1, \dots, k$  – решения задачи (1)–(5), соответствующие начальным условиям  $\varphi_i(x, y), i = 1, \dots, k$ , и  $\bar{\chi} = \chi(x, y; \bar{\lambda}_1, \dots, \bar{\lambda}_n)$ . Обозначим через  $\bar{\psi}_i(x, y, t), i = 1, \dots, k$ , значения  $u_i(x, y, t; \bar{\lambda}_1, \dots, \bar{\lambda}_n)$  при  $(x, y, t) \in \Gamma \times [0, T]$ . Будем считать, что функции  $\bar{\psi}_i(x, y, t), i = 1, \dots, k$ , нам неизвестны, а вместо них заданы функции  $\psi_{\delta i}(x, y, t), i = 1, \dots, k$ , такие, что

$$\sum_{i=1}^k \int_0^T \int_{\Gamma} (\psi_{\delta i}(x, y, t) - \bar{\psi}_i(x, y, t))^2 dl dt < \delta^2.$$

В качестве приближенного решения обратной задачи будем рассматривать такие значения параметров  $\lambda_1 \dots \lambda_n$ , для которых

$$\sum_{i=1}^k \int_0^T \int_{\Gamma} (u_i(x, y, t; \lambda_1, \dots, \lambda_n) - \psi_{\delta i}(x, y, t))^2 dl dt < \delta^2.$$

Таким образом, решение обратной задачи сводится к минимизации функции

$$\Phi(\lambda_1, \dots, \lambda_n) = \sum_{i=1}^k \int_0^T \int_{\Gamma} (u_i(x, y, t; \lambda_1, \dots, \lambda_n) - \psi_{\delta i}(x, y, t))^2 dl dt.$$

Для минимизации  $\Phi(\lambda_1, \dots, \lambda_n)$  будем использовать метод градиентного спуска.

Рассмотрим вопрос нахождения градиента функции  $\Phi(\lambda_1, \dots, \lambda_n)$ . Найдем её приращение  $\delta\Phi$ . Введем функцию  $f(u) = u(u - \alpha)(u - 1)$ . Обозначим через  $\lambda$  вектор параметров  $\lambda = (\lambda_1, \dots, \lambda_n)$ , а через  $\delta\lambda = (\delta\lambda_1, \dots, \delta\lambda_n)$  – его приращение. Пусть функции  $\chi(x, y; \lambda)$  соответствует решение задачи (1)–(5)  $\{u(x, y, t; \lambda), w(x, y, t; \lambda)\}$ , а функции  $\chi(x, y; \lambda + \delta\lambda) - \{u(x, y, t; \lambda + \delta\lambda), w(x, y, t; \lambda + \delta\lambda)\}$ . Обозначим

$$\begin{aligned} p_i(x, y, t; \lambda, \delta\lambda) &= u_i(x, y, t; \lambda + \delta\lambda) - u_i(x, y, t; \lambda), \\ q_i(x, y, t; \lambda, \delta\lambda) &= w_i(x, y, t; \lambda + \delta\lambda) - w_i(x, y, t; \lambda). \end{aligned}$$

Отметим, что

$$\begin{aligned} f(u_i + p_i) \chi(x, y; \lambda + \delta\lambda) - f(u_i) \chi(x, y; \lambda) &= \\ &= f(u_i) \sum_{j=1}^n \frac{\partial \chi}{\partial \lambda_j} \delta\lambda_j + f'_u(u_i) p_i \chi(x, y; \lambda) + \tilde{R}_i. \end{aligned}$$

где  $\tilde{R}_i = O(p_i^2 + \delta\lambda^2)$ .

Используя эту формулу, получим, что функции  $p, q$  являются решениями задачи

$$\frac{\partial p_i}{\partial t} = D\Delta p_i - q_i - f(u_i) \sum_{j=1}^n \frac{\partial \chi}{\partial \lambda_j} \delta\lambda_j - f'_u(u_i) p_i \chi(x, y; \lambda) - \tilde{R}_i, \quad (x, y) \in G, t \in (0, T], \quad (6)$$

$$\frac{\partial q_i}{\partial t} = \beta p_i - \gamma q_i, \quad (x, y) \in G, t \in (0, T], \quad (7)$$

$$\frac{\partial p_i}{\partial n}(x, y, t) = 0, \quad (x, y) \in \Gamma, t \in (0, T], \quad (8)$$

$$p_i(x, y, 0) = 0, \quad (x, y) \in G, \quad (9)$$

$$q_i(x, y, 0) = 0, \quad (x, y) \in G. \quad (10)$$

Рассмотрим приращение функции  $\Phi(\lambda_1, \dots, \lambda_n)$ :

$$\begin{aligned} \delta\Phi &= \Phi(\lambda + \delta\lambda) - \Phi(\lambda) = \\ &= \sum_{i=1}^k \int_0^T \int_{\Gamma} ((u_i + p_i - \psi_{\delta i})^2 - (u_i - \psi_{\delta i})^2) dl dt = \\ &= \sum_{i=1}^k \int_0^T \int_{\Gamma} (2(u_i - \psi_{\delta i})p_i + p_i^2) dl dt \end{aligned}$$

Получим другой вид для приращения функции  $\Phi(\lambda_1, \dots, \lambda_n)$ . Рассмотрим функции  $a_i(x, y, t), b_i(x, y, t)$ , являющиеся решениями сопряженных начально-краевых задач

$$\frac{\partial a_i}{\partial t} = -D\Delta a_i - \beta b_i + f'_u(u_i)a_i\chi(x, y; \lambda), \quad (x, y) \in G, t \in [0, T] \quad (11)$$

$$\frac{\partial b_i}{\partial t} = a_i + \gamma b_i, \quad (x, y) \in G, t \in [0, T], \quad (12)$$

$$D \frac{\partial a_i}{\partial n}(x, y, t) = 2(u_i - \psi_i), \quad (x, y) \in \Gamma, t \in [0, T], \quad (13)$$

$$a_i(x, y, T) = 0, \quad (x, y) \in G, \quad (14)$$

$$b_i(x, y, T) = 0 \quad (x, y) \in G, \quad (15)$$

Так как функции  $\{p_i, q_i\}$  являются решениями (6)–(10), а  $\{a_i, b_i\}$  – решениями (11)–(15), получим

$$\begin{aligned} I &= \sum_{i=1}^k \int_0^T \iint_G \left[ a_i \left( \frac{\partial p_i}{\partial t} - D\Delta p_i + q_i + f'_u(u_i)p_i\chi(x, y; \lambda) \right) + \right. \\ &\quad \left. + b_i \left( \frac{\partial q_i}{\partial t} - \beta p_i + \gamma q_i \right) + p_i \left( \frac{\partial a_i}{\partial t} + D\Delta a_i + \beta b_i - \right. \right. \\ &\quad \left. \left. - f'_u(u_i)a_i\chi(x, y; \lambda) \right) + q_i \left( \frac{\partial b_i}{\partial t} - a_i - \gamma b_i \right) \right] dx dy dt = \\ &= \sum_{i=1}^k \int_0^T \iint_G [(a_i p_i + b_i q_i)_t - (D a_i \Delta p_i - D p_i \Delta a_i)] dx dy dt. \end{aligned}$$

Преобразуем это выражение, используя формулу Грина и начальные и граничные условия для функций  $\{p_i, q_i\}, \{a_i, b_i\}$ ,

$$\begin{aligned} III &= \sum_{i=1}^k \iint_G (a_i p_i + b_i q_i)|_{t=0}^{t=T} dx dy - \\ &\quad - \sum_{i=1}^k \int_0^T \int_{\Gamma} \left( D a_i \frac{\partial p_i}{\partial n} - D p_i \frac{\partial a_i}{\partial n} \right) dl dt = \\ &= \sum_{i=1}^k \int_0^T \int_{\Gamma} (p_i 2(u_i - \psi_i)) dl dt. \end{aligned}$$

С другой стороны, это выражение равно

$$I = - \sum_{i=1}^k \int_0^T \iint_G a(f(u_i)) \sum_{j=1}^n \frac{\partial \chi}{\partial \lambda_j} \delta \lambda_j + \tilde{R}_i dx dy dt.$$

Тогда приращение невязки равно

$$\delta \Phi = \sum_{i=1}^k \left[ \int_0^T \iint_G - a(f(u_i)) \sum_{j=1}^n \frac{\partial \chi}{\partial \lambda_j} \delta \lambda_j + \tilde{R}_i dx dy dt + \int_0^T \int_{\Gamma} p_i^2 dl dt \right].$$

Пренебрегая величинами второго порядка малости, получим следующее выражение для градиента

$$\frac{\partial \Phi}{\partial \lambda_j} = - \sum_{i=1}^k \int_0^T \iint_G a f(u_i) \chi_{\lambda_j}(x, y; \lambda) dx dy dt, \quad 1 \leq j \leq n.$$

С помощью вычисленного таким образом градиент строится метод градиентного спуска для минимизации функции  $\Phi(\lambda_1, \dots, \lambda_n)$ . Итерационный процесс останавливается как только выполняется неравенство  $\Phi(\lambda_1, \dots, \lambda_n) \leq \delta^2$ .

В качестве функций  $\varphi_i(x, y)$  будем использовать локализованные возмущения  $\varphi_i(x, y) = \exp\{-((x - x_i)^2 + (y - y_i)^2)/\sigma^2\}$ . Рассмотрим вопрос выбора первого приближения параметров  $\lambda$  и выбора точек начального возбуждения для функций  $\varphi_i(x, y; x_i, y_i, \sigma_i)$ . Будем считать, что нам известна область  $\tilde{H}$ , заведомо содержащая искомую  $H$ , но в то же время с площадью не большей, чем 70% площади  $G$ . В качестве первого приближения для итерационного метода возьмем такой набор параметров  $\lambda$ , что описываемая ими область будет лежать в  $\tilde{H}$ , а точки  $(x_i, y_i)$  возьмем лежащими в  $G \setminus \tilde{H}$ .

## Вычислительные эксперименты

Описанный численный метод решения обратной задачи был применен для определения областей  $H$  специального вида.

Прямые задачи для модифицированной модели Фитц-Хью–Нагумо (1)–(5) решались в области  $G$ , приближенной к сечению сердца (см. рис. 1–4) с помощью метода конечных элементов; для программной реализации использовалась библиотека deal.II\*. Число конечных элементов при расчетах бралось порядка 150000. Во всех вычислительных экспериментах параметры модели были равны:  $D = 1$ ,  $\alpha = 0.15$ ,  $\beta =$

\* A Finite Element Differential Equations Analysis Library (<http://www.dealii.org/>)

0.005,  $\gamma = 0.025$ ,  $\theta = 100$ . В результате решения прямой задачи для одного или нескольких начальных условий вычислялись  $\bar{\psi}_i(x, y, t)$  на границе  $(x, y) \in \Gamma, t \in [0, T]$ , в них вносилась погрешность и получались  $\psi_{\delta i}(x, y, t)$  такие, что

$$\sum_{i=1}^k \int_0^T \int_{\Gamma} (u_i(x, y, t; \lambda_1, \dots, \lambda_n) - \psi_{\delta i}(x, y, t))^2 dl dt = \delta^2.$$

Затем с этими функциями решалась обратная задача с использованием описанного численного метода. В ходе вычислительных экспериментов решались обратные задачи по восстановлению областей  $H$  двух видов – круга, параметризуемого 3 параметрами, и овала, параметризуемого 5 параметрами. Погрешность при вычислениях бралась малой, равной

$$\delta = 0.01 \sqrt{\sum_{i=1}^k \int_0^T \int_{\Gamma} \bar{\psi}_i^2(x, y, t) dl dt}.$$

При поиске области  $H$ , имеющей вид круга, функция  $g$  бралась равной

$$g(x, y, \lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = (x - \lambda_1)^2 + (y - \lambda_2)^2 - \lambda_3^2.$$

Для решения обратной задачи использовалась информация о решении одной прямой задачи. На рис.1 показан результат такого вычислительного эксперимента. На нем, как и на других приведенных ниже иллюстрациях решений обратной задачи, крестом обозначены точки локализации начального распределения для прямой задачи, пунктирной линией обозначена искомая область  $H$  и сплошной линией показана слева – область, бравшаяся в качестве первого приближения, справа – результат решения обратной задачи.

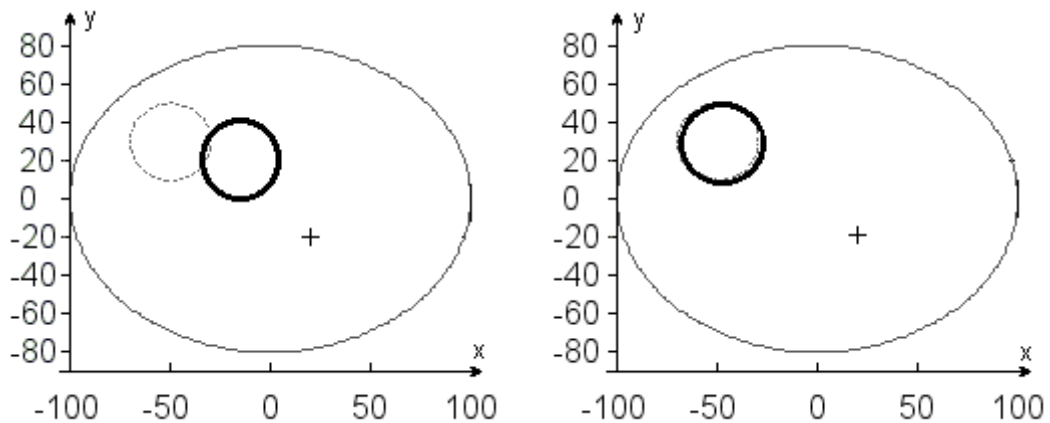


Рис. 1.

При поиске области  $H$ , имеющей вид овала, функция  $g$  бралась равной

$$g(x, y, \lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5) = (((x - \lambda_1)\cos(\lambda_5) - (y - \lambda_2)\sin(\lambda_5))/\lambda_3)^2 + (((x - \lambda_1) * \sin(\lambda_5) + (y - \lambda_2) * \cos(\lambda_5))/\lambda_4)^2 - 1.$$

Были проведены численные эксперименты по нахождению функции  $\chi$  такого вида с использованием информации о решении одной и двух прямых задач. В случае восстановления овальной области по одному решению информации оказывалось недостаточно, и область находилась неточно, с сохранением формы первого приближения – круга, как это видно на рис. 2.

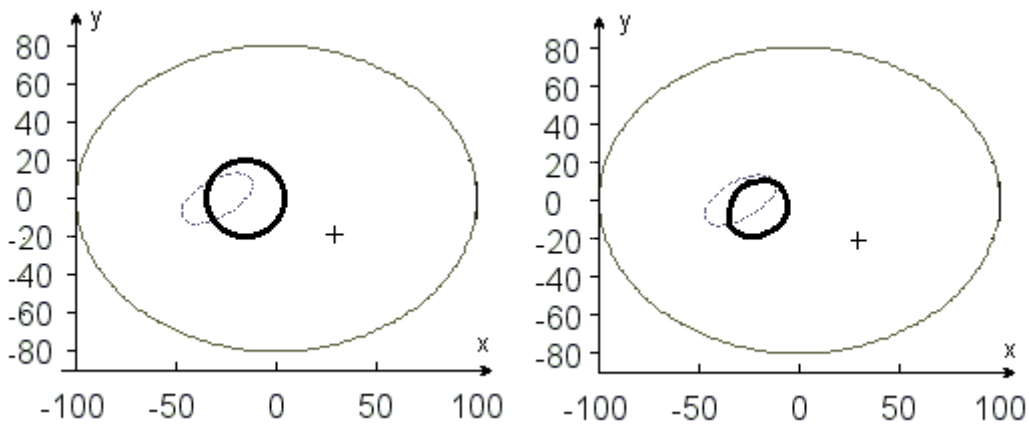


Рис. 2.

Вычислительные эксперименты восстановления овальной области по двум решениям прямой задачи показали, что точность найденного решения зависит от взаимного расположения искомой области  $H$  и точек локализации начального распределения. Большая точность решения обратной задачи достигается, если точки локализации начального распределения близки разным осям овала, описывающего область  $H$  (см. рис. 3). Если же точки локализации начального распределения лежат близко к одной оси, найденная область больше отличается от искомой при одинаковых величинах погрешности  $\delta$  (см. рис. 4).



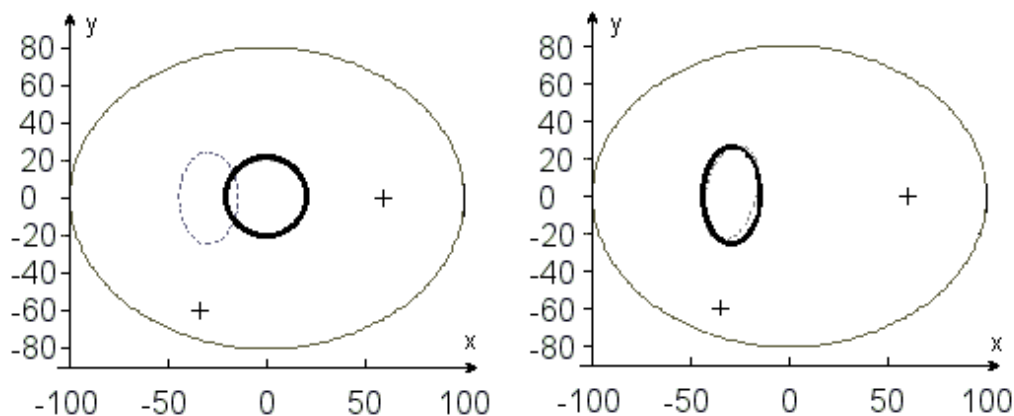


Рис. 3.

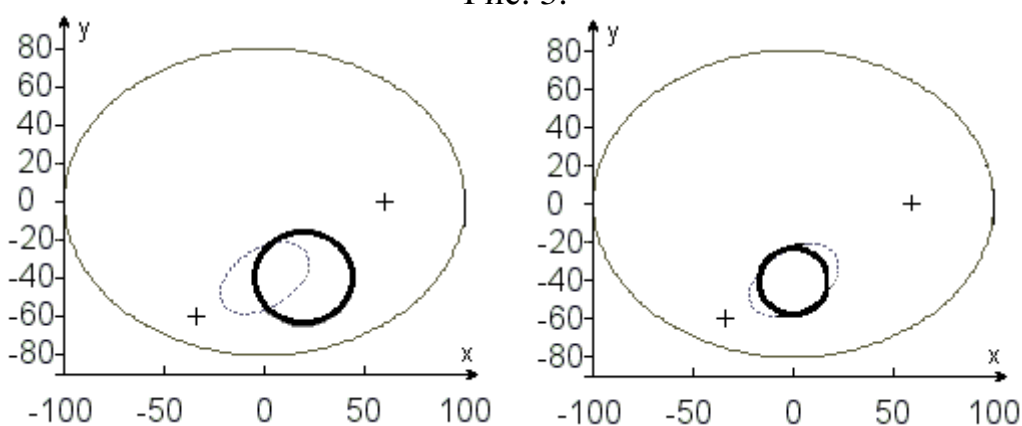


Рис. 4.

Приведенные результаты показывают эффективность предложенного алгоритма решения этой обратной задачи. □

Авторы благодарят А.М. Денисова за постановку задачи и обсуждение полученных результатов.

### Литература.

1. FitzHugh R. Mathematical models of threshold phenomena in the nerve membrane // Bull. Math. Biophysics. 1955. N 17. P. 257–278.
2. Nagumo J., Arimoto S., and Yoshizawa S. An active pulse transmission line simulating nerve axon // Proc. IRE. 1962. N 50. P. 2061–2070.
3. Aliev R. R., Panfilov A. V. A simple two-variable model of cardiac excitation // Chaos Solutions and Fractals. 1996. 7. N 3. P. 293–301.
4. He Y., Keyes D. E. Reconstructing parameters of the FitzHugh-Nagumo system from boundary potential measurements // Journal of Computational Neuroscience. 2007. 23. N 2. P. 251–264.

5. Sundnes J., Lines G. T., Cai X. et al. Computing the Electrical Activity in the Heart. Springer, 2006.
6. А.М. Денисов, В.В. Калинин. Обратная задача для математических моделей возбуждения сердца // Ж. вычисл. матем. и матем. физ. 2010. Т. 50 № 3. с. 539-543.