

DOI: <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2023.6.10>

УДК: 621.371; 537.87

## ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА БЛИЖНЕПОЛЬНОЙ СВЧ ТОМОГРАФИИ ПАРАМЕТРОВ ЛЕГКИХ

К.П. Гайкович<sup>1</sup>, Е.С. Максимович<sup>2,3</sup>, В.А. Бадеев<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Институт физики микроструктур РАН  
603950, Россия, г. Нижний Новгород, ГСП-105

<sup>2</sup> Институт прикладной физики НАН Беларуси  
220072, Республика Беларусь, г. Минск, ул. Академическая, 16

<sup>3</sup> Белорусский государственный университет  
220030, Республика Беларусь, г. Минск, пр. Независимости, 4

Статья поступила в редакцию 10 апреля 2023 г.

**Аннотация.** Представлены результаты теоретических и экспериментальных исследований ближнеполюсной СВЧ томографии неоднородностей параметров относительного кровесодержания и воздухонаполнения легких. Предложены методы и алгоритмы решения обратных задач 3D томографии указанных параметров легких по данным импульсных и многочастотных измерений рассеянного сигнала, а также на основе многопозиционного применения ранее разработанного метода 1D томографии (профилирования). Выполнено экспериментальное исследование этого метода – по данным последовательных бистатистических измерений параметров рассеянного сверхширокополосного импульсного сигнала в двумерной (квадратной) области грудной клетки, получено трехмерное томографическое распределение воздухонаполнения легких в фазе вдоха.

**Ключевые слова:** ближнеполюсное СВЧ зондирование, обратные задачи рассеяния, медико-биологическая диагностика, томография легких.

**Финансирование:** Работа выполнена за счет средств в рамках совместного проекта Российского фонда фундаментальных исследований, номер гранта 20-

52-00030, Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований, номера грантов Т20Р-244 и Т21ТУРГ-002.

**Автор для переписки:** Гайкович Константин Павлович, [gaikovich@mail.ru](mailto:gaikovich@mail.ru)

## **Введение**

Предысторию применения СВЧ зондирования для рассматриваемых в работе исследований в области дистанционной СВЧ диагностики процессов дыхания и работы сердца, продемонстрировавших чувствительность контактных измерений к внутренней диэлектрической структуре тканей легких, можно найти в [1-4]. Представленные в докладе результаты продолжают исследования возможностей СВЧ томографии легких в рамках развиваемого авторами подхода к разработке методов диагностики подповерхностных диэлектрических неоднородностей, основанного на решении обратных задач ближнепольного рассеяния [5-14]. В таких средах, как рассматриваемые ткани грудной клетки, невозможно достичь необходимого разрешения путем применения в зондировании достаточно коротких волн из-за сильного поглощения на высоких частотах, в то время как ближнепольные измерения с использованием глубоко проникающих более длинных волн позволяют реализовать субволновую разрешающую способность в их ближней зоне.

Наши результаты зондирования тела человека в области грудной клетки сверхширокополосными моноимпульсными сигналами с центральной частотой спектра 300 МГц и 1 ГГц с помощью бистатической приемно-передающей системы идентичных дипольных bow-tie антенн с широким пространственным спектром излучения показали наличие вариаций, связанных с дыханием и пульсом, и стимулировали дальнейшие исследования [12-14]. Был разработан метод динамической ближнепольной томографии легких, основанный на решении обратной задачи ближнепольного рассеяния – восстановления динамики глубинного профиля относительного воздухонаполнения или содержания крови в тканях легких по вариациям спектра рассеянного импульсного сигнала в предположении, что структура покрывающих легкие

тканей известна из независимых измерений. Для решения этой нелинейно некорректной обратной задачи восстановления неоднородностей в многослойной сильно поглощающей среде с частотной дисперсией был разработан алгоритм метода двойственной регуляризации – новом методе в теории нелинейных некорректных задач, примененным нами ранее в томографии диэлектрических неоднородностей в однородном полупространстве без частотной дисперсии [9]. В [14] были продолжены исследования метода динамического СВЧ профилирования на основе последовательного решения комплексной задачи: определения параметров слоистой структуры тканей, покрывающих легкие, и восстановления динамики глубинных профилей воздухонаполнения и кровесодержания с использованием полученной структуры. Алгоритм определения структуры покрывающих легких тканей (кожа-жир-мышцы-ребра) основан на минимизации квадратичной невязки измеренного и вычисленного спектра импульсного сигнала в фазе выдоха методом перебора в интервалах возможных значений толщин слоев (с учетом априорной информации и данных независимых измерений). Относительно небольшое число определяемых параметров позволяет решать задачу на обычных компьютерах, а близость решения к соответствующему первому приближению уменьшает эффекты, связанные с некорректностью задачи. Для решения второй части этой комплексной задачи – восстановления динамики искомых параметров легких – был предложен и разработан алгоритм решения обратной задачи как по спектру, так и по форме рассеянного импульса, основанный на применении метода двойственной регуляризации. Алгоритмы были исследованы как в численном моделировании, так и по данным эксперимента. В [14] было указано также на возможность постановки обратных задач трехмерной томографии параметров воздухонаполнения и кровесодержания легких, основанной на методах ближнепольной СВЧ диагностики подповерхностных диэлектрических неоднородностей, разработанных авторами в [5-8,10].

В данной работе развита теория трехмерной томографии параметров воздуха и кровесодержания легких, включающая указанные постановки обратных задач, а также рассмотрена возможность применения для этой цели разработанного и апробированного в [12-14] метода восстановления глубинного профиля параметров легких по данным импульсных измерений в точках двумерной области на поверхности грудной клетки. На основе этого метода получены первые экспериментальные результаты трехмерной диагностики подповерхностного распределения воздуха и кровесодержания легких с использованием импульсной приемно-передающей системы с антеннами уменьшенных размеров.

## 1. Теория

Рассмотрим задачу диагностики рассеивающей неоднородности с комплексной диэлектрической проницаемостью  $\varepsilon(\mathbf{r}) = \varepsilon_0 + \varepsilon_1(\mathbf{r})$  в многослойном полупространстве  $z < 0$  с  $\varepsilon_0 = \varepsilon_i$  по двумерному распределению рассеянного сигнала по поперечным координатам  $x = x_r$  и  $y = y_r$  вдоль поверхности среды на уровне  $z = z_r$ . Вектор электрического поля представляет собой сумму компонент зондирующего и рассеянного поля  $\mathbf{E}(\mathbf{r}) = \mathbf{E}_0(\mathbf{r}) + \mathbf{E}_1(\mathbf{r})$ . В многочастотных и импульсных методах решения обратных задач томографии можно использовать спектр принимаемого сигнала. При этом в многочастотном методе может измеряться частотная зависимость комплексных амплитуд гармонических сигналов  $s_\omega(\mathbf{r}_r, \omega)$ . В спектре  $s(\mathbf{r}_r, \omega)$  действительного импульсного сигнала  $s(\mathbf{r}_r, t)$  часть фазовой информации теряется, но он может быть вычислен по комплексным амплитудам  $s_\omega(\mathbf{r}_r, \omega)$  сигнала, который принимался бы на отдельных гармониках спектра генератора как [10]:

$$s(\mathbf{r}_r, \omega) = \frac{1}{2} [s_\omega(\mathbf{r}_r, \omega) + s_\omega(\mathbf{r}_r, -\omega)^*]. \quad (1)$$

Для краткости здесь и далее временные и соответствующие им спектральные параметры обозначаются одними и теми же символами и

определяются своими аргументами. Уравнение, связывающее комплексные амплитуды  $s_{\omega}(\mathbf{r}, \omega)$  в (1) с зондируемой диэлектрической неоднородностью  $\varepsilon_1(\mathbf{r})$ , определяется сверткой распределения спектральных компонент рассеянного поля и аппаратной функции датчика. Для плоских приемных антенн эта свертка имеет вид:

$$s_{\omega}(\mathbf{r}, \omega) = \int \mathbf{E}_1[\varepsilon_1(\mathbf{r})](x, y, z = z_r, \omega) \mathbf{F}(x_r - x, y_r - y, \omega) dx dy. \quad (2)$$

Обратная задача восстановления  $\varepsilon_1(\mathbf{r})$  из решения трехмерного уравнения (2) является сильно нелинейной, некорректной и вряд ли разрешимой в общем случае. Однако решение можно получить в рамках борновского ( $\mathbf{E}_1(\mathbf{r}) \ll \mathbf{E}(\mathbf{r})$ ) или скорректированного борновского приближений [6]. Используя этот подход, разложим (2) в поперечный спектр (двумерное преобразование Фурье в (2) по  $x_r$  и  $y_r$ ), который выражается скалярным произведением:

$$s_{\omega}(k_x, k_y, z_r, \omega) = 4\pi^2 \mathbf{E}_1[\varepsilon_1(\mathbf{r})](k_x, k_y, \omega, z_r) \mathbf{F}(k_x, k_y, \omega), \quad (3)$$

где  $k_x, k_y$  – компоненты волнового вектора разложения (3) по плоским волнам, а  $\mathbf{F}(k_x, k_y, \omega)$  – диаграмма направленности в  $k$ -пространстве. В [6] приведен вывод уравнения для метода многочастотной томографии:

$$s(k_x, k_y, z, \omega, \delta x, \delta y) = \int_{z'} \varepsilon_1(k_x, k_y, z') K(k_x, k_y, z', z, \omega, \delta x, \delta y) dz', \quad (4)$$

$$K(k_x, k_y, z', z, \omega, \delta x, \delta y) = -4\pi^3 i \omega F_i(k_x, k_y, \omega) \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-ik_x \delta x - ik_y \delta y} \times [j_i(\kappa_x, \kappa_y, \omega) G_{ij}^{12}(\kappa_x, \kappa_y, z, z', \omega)] G_{ji}^{21}(\kappa_x + k_x, \kappa_y + k_y, z', z, \omega) d\kappa_x d\kappa_y,$$

где каждый из индексов  $i, j$  соответствует координатам  $x, y, z$ , а компоненты тензоров Грина  $G$  для распространения волн через многослойную среду покрывающих тканей в легкие и обратно в  $k$ -пространстве получены в [6] в явном виде.

Уравнение (4) было использовано также для решения обратных задач рассеяния в методах подповерхностной томографии по данным многочастотных и многоуровневых (в зависимости от уровня приемно-передающей системы  $z$  над поверхностью) измерений комплексных амплитуд гармонического сигнала [5-8],

а также измерений с переменными параметрами  $\delta x, \delta y$  базы «источник-приемник» [11]. Преимуществом этих схем является возможность непосредственного решения (4) по данным одночастотных измерений в рассматриваемом случае частотно-зависимых параметров зондируемой неоднородности. Однако именно в этом случае их применение в многосенсорных системах, необходимых в 3D томографии, имеет серьезные ограничения, связанные с быстрой потерей чувствительности при отдалении от поверхности среды для многоуровневого метода и с требованиями к размерам датчиков – для многобазового метода.

Для решения обратной задачи рассеяния по данным импульсных измерений из (1) и (4) получаем интегральное уравнение [10]:

$$s_p(k_x, k_y, z, \omega, \delta x, \delta y) = \frac{1}{2} \int_{z'} \varepsilon_1(k_x, k_y, z') K(k_x, k_y, z', \omega, \delta x, \delta y) + \varepsilon_1^*(-k_x, -k_y) K^*(-k_x, -k_y, -\omega, z', \delta x, \delta y)]. \quad (5)$$

В рассматриваемом случае диагностики легких комплексные диэлектрические проницаемости тканей и искомой неоднородности в уравнениях (4), (5) являются частотно-зависимыми, их непосредственное решение оказывается невозможным. Однако решение возможно, когда  $\varepsilon_1(\omega)$  определяется одним из рассматриваемых параметров среды  $\rho(z)$ , и имеется возможность выделить его в уравнениях, а частотно-зависимую часть в  $\varepsilon_1(\omega)$  присоединить к ядру интегрального уравнения. В рассматриваемом случае – это параметры относительного (по объему) содержания воздуха  $\rho_{air}$  и крови  $\rho_{blood}$  в легких, вариации которых определяют вариации комплексной диэлектрической проницаемости легких.

Значения диэлектрических параметров постоянной структуры грудной клетки известны для всех типов тканей и на всех частотах в полосе анализа, включая ткани слоев кожи, жира, мышц и ребер, покрывающих легкие, а также крови и ткани легких без воздуха и в состоянии полного заполнения воздухом [15].

Эффективная комплексная диэлектрическая проницаемость смеси ткани легких с воздухом или кровью может вычисляться на основе соответствующих различным условиям формул [16]. В данной работе мы будем использовать формулу Релея:

$$(\varepsilon - \varepsilon_{lung}) / (\varepsilon + 2\varepsilon_{lung}) = \rho(\varepsilon_a - \varepsilon_{lung}) / (\varepsilon_a + 2\varepsilon_{lung}), \quad (6)$$

где  $\varepsilon_a$  – диэлектрическая проницаемость примеси воздуха с содержанием  $\rho_{air}$  и крови с наполнением  $\rho_{blood}$  в легких с диэлектрическими параметрами  $\varepsilon_{lung}$  [15] в условиях выдоха и полного вдоха соответственно. Проблемой использования этой формулы, как и других, является ее нелинейная зависимость  $\varepsilon$  от  $\rho$ .

Однако при условии малости вариаций  $\varepsilon_1 \ll \varepsilon$ , обеспечивающем выполнимость борновского приближения, для задачи диагностики содержания воздуха при  $\varepsilon_{air} = 1 \ll \varepsilon_{lung}$  получаем:

$$\varepsilon_1(x, y, z, \omega) = \varepsilon(x, y, z, \omega) - \varepsilon_{lung}(\omega) \approx -\varepsilon_{lung}(\omega) \frac{3\rho_{air}(x, y, z)}{2 + \rho_{air}(x, y, z)}, \quad (7)$$

или (при условии  $\rho_{air} \ll 1$ ) – более простое линейное соотношение:

$$\varepsilon_1(x, y, z, \omega) \approx -\frac{3}{2}\rho_{air}(x, y, z)\varepsilon_{lung}(\omega). \quad (8)$$

Для задачи определения структуры кровенаполнения полагаем  $\varepsilon + 2\varepsilon_{lung} = 3\varepsilon_{lung}$ ,  $\varepsilon_{blood} + 2\varepsilon_{lung} = 3\varepsilon_{lung}$ . Тогда:

$$\begin{aligned} \varepsilon_1(x, y, z, \omega) &\approx 3\rho_{blood}(x, y, z)\varepsilon_{lung}(\omega)[\varepsilon_{blood}(\omega) - \varepsilon_{lung}(\omega)] / [\varepsilon_{blood}(\omega) + 2\varepsilon_{lung}(\omega)] \\ &\approx \rho_{blood}(x, y, z)(\varepsilon_{blood}(\omega) - \varepsilon_{lung}(\omega)). \end{aligned} \quad (9)$$

Таким образом, в диэлектрических параметрах (6)-(9) искомые параметры легких отделены от их частотно-зависимой части, что позволяет реализовать методы их томографии, используя различные входные параметры в решении соответствующих обратных задач.

## 2. Многочастотный метод

Для многочастотного метода интегральное уравнение обратной задачи томографии для определения 3D распределений воздуха или крови получается из уравнения (4):

$$s_{\omega}(k_x, k_y, \omega) = \int_{z'} \rho_{air,blood}(k_x, k_y, z') K_{\omega}^{air,blood}(k_x, k_y, z', \omega) dz', \quad (10)$$

$$K_{\omega}^{air}(k_x, k_y, z', \omega) = 3 / 2 \varepsilon_{lung}(\omega) K(k_x, k_y, z', \omega),$$

$$K_{\omega}^{blood}(k_x, k_y, z', \omega) = [\varepsilon_{blood}(\omega) - \varepsilon_{lung}(\omega)] K(k_x, k_y, z', \omega).$$

## 3. Импульсный метод

При использовании в качестве входных данных спектра измеренного рассеянного сверхширокополосного импульса уравнение соответствующей обратной задачи томографии получается из уравнения (5):

$$s_p(k_x, k_y, z, \omega) = \int_{z'} \rho_{air,blood}(k_x, k_y, z') K_p^{air,blood}(k_x, k_y, z', \omega), \quad (11)$$

$$K_p^{air}(k_x, k_y, z', \omega) = 3 / 4 [\varepsilon_{lung}(\omega) [K(k_x, k_y, z', \omega) + K^*(-k_x, -k_y, -\omega, z')]] d\omega,$$

$$K_p^{blood}(k_x, k_y, z', \omega) = 1 / 2 \{ [\varepsilon_{blood}(\omega) - \varepsilon_{lung}(\omega)] [K(k_x, k_y, z', \omega) + K^*(-k_x, -k_y, -\omega, z')] \} d\omega,$$

где принято во внимание соотношение для Фурье-образов действительных функций  $f^*(-\omega) = f(\omega)$ .

Уравнения (10), (11) являются уравнениями Фредгольма 1-го рода. Соответствующие обратные задачи являются некорректными, для решения которых необходимо применение соответствующих методов регуляризации. В рассматриваемом случае подходит метода А.Н. Тихонова обобщенной невязки на гильбертовом пространстве функций  $W_2^1$  [6]. Решение обратной задачи в декартовых координатах получается двумерным обратным преобразованием Фурье решения (10), (11) в  $k$ -пространстве:

$$\rho_{air,blood}(x, y, z) = \iint \rho_{air,blood}(k_x, k_y, z) \exp(ik_x x + ik_y y) dk_x dk_y. \quad (12)$$



Следует отметить, что несмотря на то, что уравнения получены в приближении малости неоднородностей, для рассматриваемых периодических процессов их можно применять последовательно, начиная с фазы начала воздухонаполнения или пульсовой волны, когда условие малости выполнено. Тогда в каждый последующий момент времени можно искать решение как малое приращение к распределению искомого параметра, в которое включено решение в предыдущий момент.

#### **4. Метод профилирования**

Трехмерная томография (10)-(12) на основе многосенсорной системы с высокочувствительными датчиками малых размеров позволяет реализовать мониторинг вариаций трехмерной структуры параметров легких в процессах дыхания и сердечной деятельности, что очевидно является технически сложной задачей, не реализуемой на базе имеющихся у авторов средств измерения и контроля. В этой связи, была исследована возможность применить для трехмерной томографии метод профилирования – восстановления глубинного профиля воздухонаполнения и кровесодержания крови легких, развитый и примененный авторами как метод одномерной динамической томографии этих параметров в процессе дыхания и сердечной деятельности [11-14] по данным импульсных измерений рассеянных сигналов приемно-передающей системой на основе двух идентичных плоских bow-tie антенн. Преимуществом данного метода является возможность решения обратной задачи в нелинейной постановке и без использования приближений теории возмущений на основе метода двойственной регуляризации [9]. В применении к трехмерной томографии измерения должны выполняться последовательно в точках двумерной области на поверхности грудной клетки при задержке дыхания в фазах вдоха и выдоха, что не позволяет осуществлять непрерывный мониторинг динамики трехмерной структуры параметров легких. При этом условием применимости метода является выполнение приближения плавной неоднородности зондируемых параметров.

Спектр действительного импульсного сигнала  $s(\omega) = \frac{1}{2}[s_\omega(\omega) + s_\omega(-\omega)^*]$

определяется частотным распределением  $s_\omega(\omega)$  комплексных амплитуд рассеянного гармонического сигнала, который принимался бы на отдельных гармониках спектра генератора [10]:

$$s_\omega[\varepsilon(\omega)](\omega) = \frac{const}{V(\omega)} \iint \exp\left\{-ik_x \delta x - ik_y \delta y + i\sqrt{k^2 - \kappa_x^2 - \kappa_y^2}(z_{tr} + z_r)\right\} \quad (13)$$

$$\times \{R^\square[\varepsilon(z, \omega)](k_x, k_y) |j_j(k_x, k_y, \omega) g_{ji}^\square|^2 + R^\perp[\varepsilon(z, \omega)](\kappa_x, \kappa_y) |j_j(k_x, k_y, \omega) g_{ji}^\perp|^2\} dk_x dk_y,$$

$$f_x(k_x, k_y, \omega) = R^\square(k_x, k_y, \omega) \left[ \left(\frac{k_x^2 k_z}{k_\perp^2}\right)^2 + \left(\frac{k_x k_y k_z}{k_\perp^2}\right)^2 + k_x^2 \right] + R^\perp(k_x, k_y, \omega) \left(\frac{k^2}{k_\perp^2 k_z}\right)^2 [k_y^4 + (k_x k_y)^2],$$

$$f_y(k_x, k_y, \omega) = R^\square(k_x, k_y, \omega) \left[ \left(\frac{k_x k_y k_z}{k_\perp^2}\right)^2 + \left(\frac{k_y^2 k_z}{k_\perp^2}\right)^2 + k_y^2 \right] + R^\perp(k_x, k_y, \omega) \left(\frac{k^2}{k_\perp^2 k_z}\right)^2 [(k_x k_y)^2 + k_x^4],$$

где  $R^{\square, \perp}[\varepsilon(z, \omega)](k_x, k_y, \omega)$  – компоненты коэффициентов отражения от зондируемой среды на двух поляризациях в  $k$ -пространстве, которые могут быть вычислены для произвольной одномерно неоднородной среды [6],  $const(\omega)$  – калибровочная константа, которая для используемой системы может определяться экспериментально. Заметим, что уравнение (13) может быть использовано и для решения обратной задачи в методе многочастотной томографии. Задачи определения вариаций профилей воздухонаполнения и  $\rho_{air}(z)$  и кровесодержания  $\rho_{blood}(z)$  могут решаться независимо: периодические вариации, связанные с пульсовой волной, отчетливо наблюдаются только в фазе полного вдоха (диэлектрические параметры легких в этой фазе также известны), и на время измерений (типично – порядка 10 секунд) имеется возможность остановить дыхание.

Рассмотрим импульсный метод восстановления вариаций профилей воздухонаполнения и кровесодержания со структурой покрывающих тканей  $\varepsilon_{0i}$ , полученной из решения (11). При этом в первой задаче  $\varepsilon_1(\omega, z) = \varepsilon_1[\rho_{air}(z)](\omega, z)$ , а во второй  $\varepsilon_1(\omega, z) = \varepsilon_1[\rho_{blood}(z)](\omega, z)$ . Обе задачи могут быть сформулированы следующим образом: найти профиль  $\rho(z) = \rho_{air}(z)$  или  $\rho(z) = \rho_{blood}(z)$ , который

с заданной точностью удовлетворяет функциональному уравнению вычисленных значений спектра значениям спектра измеренного рассеянного импульса:

$$s[\rho(z)](\omega) = s_0(\omega). \quad (14)$$

Для решения этого уравнения, как и в [9-10,12-14], мы применили новый в теории нелинейных некорректных задач метод двойственной регуляризации [9]. Решение задачи получается путем минимизации модифицированного функционала Лагранжа по искомому функциональному параметру  $\rho(z)$  при одновременной максимизации соответствующего регуляризованного функционала по коэффициенту Лагранжа [9].

$$L[\rho](\lambda) = \|\rho\|^2 + \frac{1}{\Delta\omega_0} \int_{\Delta\omega_0} \langle \lambda(\omega), (s[\rho](\omega) - s_0(\omega)) \rangle d\omega + \mu \left\{ \left( \frac{1}{\Delta\omega_0} \int_{\Delta\omega_0} |s[\rho](\omega) - s_0(\omega)|^2 d\omega \right)^{1/2} + \frac{1}{\Delta\omega_0} \int_{\Delta\omega_0} |s[\rho](\omega) - s_0(\omega)|^2 d\omega \right\}, \quad (15)$$

где  $\|\rho\|_{L_2}^2 = \frac{1}{\Delta z} \int_{\Delta z} \rho(z)^2 dz$ ,  $\lambda = (\lambda_1, \lambda_2)$ ,  $\Delta z$  – область анализа,  $\mu > 0$ ,  $\langle \cdot \rangle$  – скалярное произведение,  $\lambda = (\lambda_1, \lambda_2)$ ,  $\mathbf{s} = (\text{Re } s, \text{Im } s)$  – двумерные векторы,  $\mu > 0$ . При достаточно большом значении параметра  $\mu$  гарантируется существование минимума модифицированного функционала Лагранжа  $L[\rho](\lambda)$  по искомой функции  $\rho(z)$  для любого  $\lambda$ . Регуляризованная двойственная задача состоит в одновременной максимизации соответствующего выпуклого функционала:

$$V(\lambda) = \min_{\sigma \in D} L[\rho](\lambda) - \alpha \|\lambda\|^2 \rightarrow \max_{\|\lambda\| \leq \mu}, \quad (16)$$

на гильбертовом пространстве  $L_2^2(\omega_1, \omega_2)$  по  $\lambda$  из множества

$$\Lambda_\mu \equiv \{\lambda = (\lambda_1, \lambda_2) \in L_2^2(\omega_1, \omega_2) : \|\lambda\| \leq \mu\}, \quad D = \{\rho \in L_2(z_n, 0) : 0 \leq \rho(z) \leq \rho_{\max}\}.$$

Решение находится как седловая точка этого процесса [10].

Исследования [14] продемонстрировали эффективность алгоритмов решения обратной задачи в динамическом профилировании (1D томографии)

вариаций глубинного профиля воздухонаполнения и кровесодержания в процессах дыхания и сердечной деятельности, что стимулировало исследование применимости этого метода в трехмерной томографии.

Все рассмотренные выше методы предполагают определение слоистой структуры покрывающих легкие тканей, которая в принципе может быть получена и на основе независимых измерений; однако, чтобы избежать сопутствующих ошибок, лучше использовать эту априорную информацию для уточнения параметров структуры на основе решения соответствующей обратной задачи. Такая задача может решаться по данным измерений в фазе полного выдоха, где легкие рассматриваются как однородное полупространство под слоистой структурой, где искомыми параметрами задачи являются глубины границ раздела пяти слоев (кожи, жира, мышц, ребер и легких). Поскольку число неизвестных невелико, и их значения приблизительно известны, данная задача может не проявлять свойств некорректности, что позволяет применить метод минимизации квадратичной невязки между спектром измеренного рассеянного сигнала и спектра, вычисленного с использованием формулы (4) (для многочастотного сигнала) или (5) – для импульсного. В [14] мы разработали и использовали алгоритм, основанный на переборе значений искомых параметров  $z_{1-4}$  вокруг первого приближения с небольшим шагом. Для импульсного сигнала имеем:

$$\int_{\Delta\omega_0} \left| s[\mathcal{E}(z_{1i}, z_{2j}, z_{3k}, z_{4l}), \rho_{air}(z) = 0, \rho_{blood}(z) = 0](\omega) - s_0(\omega) \right|^2 d\omega \rightarrow \min_D, \quad (17)$$

$$D \equiv \{z_{1i} = \Delta z i, i = 1, \dots, i_{\max}; z_{2j} = \Delta z j, j = i_{\max}, j_{\max}; z_{3k} = \Delta z k, k = j_{\max}, k_{\max}; z_{4l} = \Delta z l, l = k_{\max}, \dots, l_{\max}\},$$

где  $\Delta z$  – шаг дискретизации. Для уменьшения погрешности решения оптимальная ширина спектральной области анализа  $\Delta\omega_0$  выбиралась вне более высокочастотной области спектра ошибок измерения на основе численного моделирования.

## 5. Эксперимент

В отсутствие многосенсорной системы мы реализовали 3D диагностику подповерхностной структуры воздухонаполнения легких  $\rho_{air}(x, y, z)$  путем последовательного применения метода одномерного профилирования на основе алгоритмов (14), (17) по данным измерений в 9 точках  $x$ - $y$  квадратной области грудной клетки с размерами  $6 \times 6$  см с шагом  $\Delta x = \Delta y = 3$  см. Поскольку при таких измерениях невозможно осуществить мониторинг процесса, измерения в точках наблюдения проводились при задержке дыхания в фазе вдоха. В экспериментах использовалась приемно-передающая система на основе bow-tie антенн уменьшенного размера с длиной плеча 1,3 см и шириной 2,0 см. На рис. 1 представлены результаты томографического анализа.

На рисунке можно видеть, что обнаруженные неоднородности глубинной структуры воздухонаполнения  $\rho_{air}(x, y, z)$  оказались плавными и их вариации представляются достаточно реалистичными. При этом вариации в  $x$ - и  $y$ -направлениях (вдоль и поперек направления ребер) сравнимы по величине, то есть, нет заметных проявлений анизотропии в восстановленной структуре воздухонаполнения. Это подтверждает реалистичность ранее полученных экспериментальных результатов применения данного метода в динамической 1D томографии [14].

Следует отметить, что в диагностике, не связанной с непрерывным контролем в процессе дыхания, и при выполнении условий плавности неоднородностей исследуемых параметров этот более простой в технической реализации метод может быть предпочтительнее многосенсорных методов, основанных на решении интегральных уравнений (10)-(12), полученных в борновском приближении, в то время как в методе профилирования используется алгоритм, не имеющий ограничений, связанных с этим приближением и нелинейностью обратной задачи.

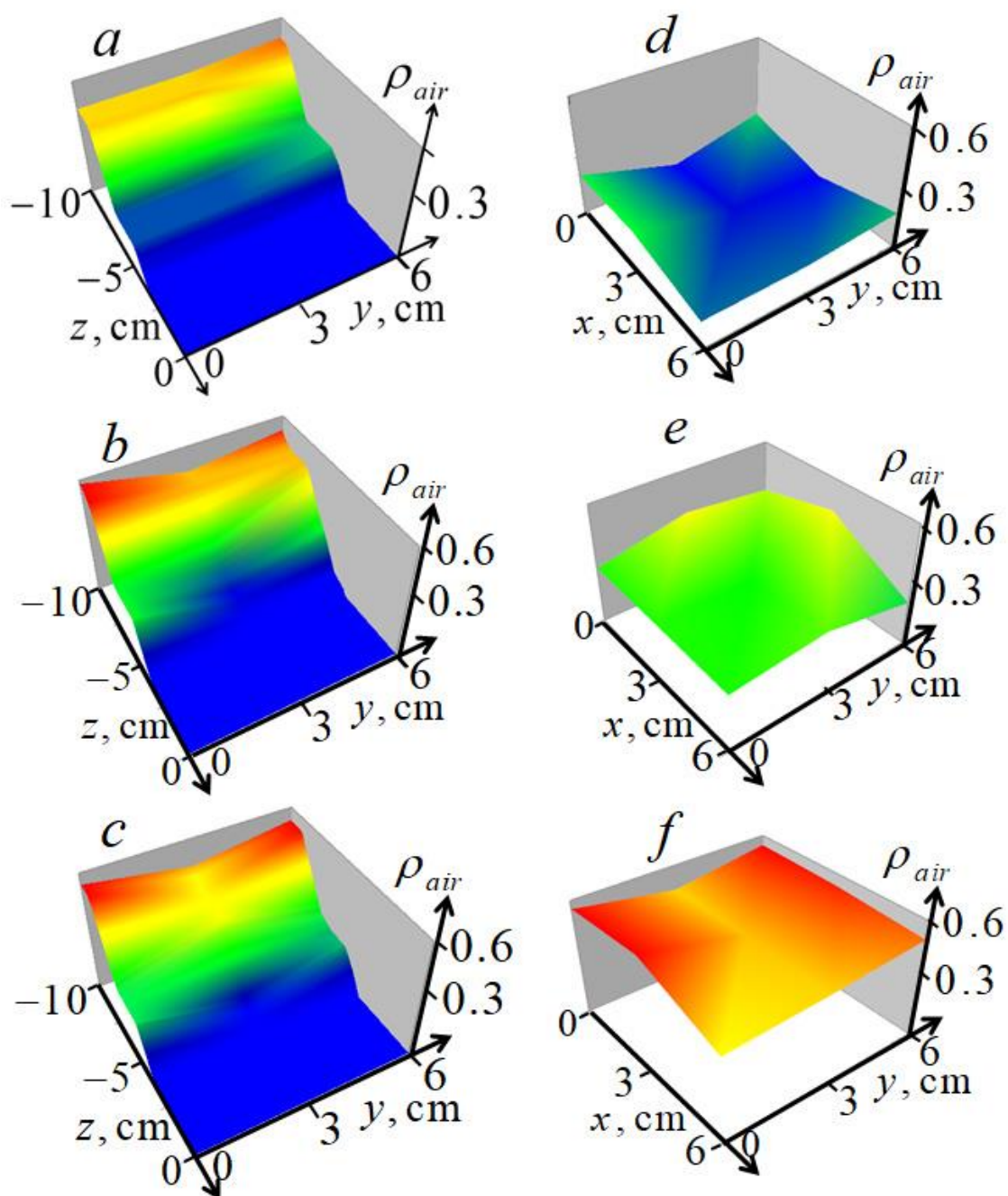


Рис. 1. Томографические сечения восстановленного 3D распределения относительного воздухонаполнения легких: (a), (b), (c) – вертикальные сечения в плоскостях  $x = 0, 3, 6$  см; (d), (e); (f) – горизонтальные сечения в плоскостях  $z = -5, -7, -9$  см.

## Заключение

В работе предложены методы и алгоритмы решения обратных задач 3D томографии относительного воздухонаполнения и кровесодержания легких по

данным многосенсорных импульсных и многочастотных измерений рассеянного сигнала, а также на основе многопозиционного применения ранее разработанного метода 1D томографии (профилирования). По данным последовательных бистатистических измерений параметров рассеянного сверхширокополосного импульсного сигнала в двумерной (квадратной) области грудной клетки получено трехмерное томографическое распределение воздухонаполнения легких в фазе вдоха, что демонстрирует принципиальную реализуемость ближнепольной микроволновой томографии. Приведенные результаты подтвердили обоснованность приближения плавности неоднородностей и, тем самым, применимость данного в методе динамической 1D томографии вариаций глубинного профиля воздухонаполнения, развитом авторами в [14].

**Финансирование:** Работа выполнена за счёт средств Российского фонда фундаментальных исследований, номер гранта 20-52-00030 и Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований, номера грантов T20P-244 и T21ТУРГ-002, гранта НАН Беларуси (подпрограмма “Техническая диагностика”.

### Литература

1. Iskander M.F., Durney C.H., Shoff D.J., Bragg D.G. Diagnosis of pulmonary edema by a surgically noninvasive microwave technique. *Radio Science*. 1979. V.14. №6S. P. 265-269. <https://doi:10.1029/RS014i06Sp00265>
2. Celik N., Gagarin R., Youn H.S., and Iskander M.F. A Non-Invasive microwave sensor and signal processing technique for continuous monitoring of vital signs. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*. 2011. V.10. P.286-289. <https://doi:10.3390/s21072448>
3. Celik N., Gagarin R., Huang G. Ch., et al. Microwave stethoscope: Development and Benchmarking of a vital signs sensor using computer-controlled Phantoms and human studies. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2014. V.61. №8. P.2341-2349. <https://doi:10.1109/TBME.2013.2241763>

4. Perron R.R.G., Iskander M.F., Seto T.B., Huang G.C., Bibb D.A. Electromagnetics in Medical Applications: The Cardiopulmonary Stethoscope Journey. *In: Lakhtakia A., Furse C. (eds) The World of Applied Electromagnetics*. Cham. Springer. 2018. Ch.18. P.443-479. [https://doi:10.1007/978-3-319-58403-4\\_18](https://doi:10.1007/978-3-319-58403-4_18)
5. Gaikovich K.P. Subsurface near-field scanning tomography. 2007. *Phys. Rev. Letters*. V.98. №18. P.183902. <https://doi:10.1103/PhysRevLett.98.183902>
6. Gaikovich K.P., Gaikovich P.K. Inverse problem of near-field scattering in multilayer media. *Inverse Problems*. 2010. V.26. №12. P.125013. <https://doi:10.1080/17415977.2017.1417405>
7. Gaikovich K.P., Gaikovich P.K., Maksimovitch Ye.S., Badeev V.A. Pseudopulse near-field subsurface tomography. *Phys. Rev. Letters*. 2012. V.108. №16. P.163902. <https://doi:10.1103/PhysRevLett.108.163902>
8. Gaikovich K.P., Gaikovich P.K., Maksimovitch Ye.S., Badeev V.A. Subsurface near-field microwave holography. *IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing*. 2016. V.9. №1. P.74-82. <https://doi:10.1109/JSTARS.2015.2443035>
9. Gaikovich K.P., Gaikovich P.K., Maksimovitch Ye. S., Smirnov A.I., and Sumin M.I. Dual regularization in non-linear inverse scattering problems. *Inverse Problems in Science and Engineering*. 2016. V.24. №7. P.1215-1239. <https://doi:10.1080/17415977.2016.1160389>
10. Gaikovich K.P., Maksimovitch Ye.S., Sumin M.I. Inverse scattering problems of near-field subsurface pulse diagnostics. *Inverse Problems in Science and Engineering*. 2018.V.26. №11. P.1590-1611.
11. Gaikovich K.P., Maksimovitch Ye.S., Badeev V.A. Near-field subsurface tomography and holography based on bistatic measurements with variable base. *Inverse Problems in Science and Engineering*. 2021. V.29. №5. P.663-680. <https://10.1080/17415977.2020.1800686>
12. Bokeria L.A., Kakuchaya T.T., Badeev V.A, Maksimovich Ye.S., Smirnov A.S., Gaikovich K.P. Achievements and Prospects in Near-Field Subsurface Diagnostics. *Proceedings of 21st International Conference on Transparent Optical Networks*



(ICTON 2019). Anger. France. 2019. P.Th.D4.5.

<https://doi:10.1109/ICTON.2019.8840017>

13. Бокерия Л.А., Какучая Т.Т., Максимович Е.С., Бадеев В.А., Гайкович К.П. Ближнепольное импульсное СВЧ зондирование динамики подповерхностной структуры тканей тела при дыхании и сердечной деятельности. *Журнал радиоэлектроники* [электронный журнал]. 2020. №8.

<https://doi:10.30898/1684-1719.2020.8.5>

14. Бокерия Л.А., Какучая Т.Т., Куулар А.М., Максимович Е.С., Бадеев В.А., Гайкович К.П. Динамическая ближнепольная СВЧ диагностика легких. *Журнал радиоэлектроники* [электронный журнал]. 2021. №8.

<https://doi.org/10.30898/1684-1719.2021.8.16>

**Для цитирования:**

Гайкович К.П., Максимович Е.С., Бадеев В.А. Исследование метода ближнепольной СВЧ томографии параметров легких. *Журнал радиоэлектроники* [электронный журнал]. 2023. №6. <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2023.6.10>