

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

УДК: 621.371+537.87

ДИНАМИЧЕСКАЯ БЛИЖНЕПОЛЬНАЯ СВЧ ДИАГНОСТИКА ЛЕГКИХ

**Л. А. Бокерия¹, Т. Т. Какучая¹, А. М. Куулар¹,
Е. С. Максимович², В. А. Бадеев², К. П. Гайкович³**

¹ Национальный исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии им.
А. Н. Бакулева, Рублевское шоссе, 135, Москва, 121552, Россия

² Институт прикладной физики НАН Беларуси, ул. Академическая, 16,
Минск, 220072, Республика Беларусь

³ Институт физики микроструктур Российской академии наук, ГСП-105,
г. Нижний Новгород, 603950, Россия

Статья поступила в редакцию 19 июля 2021 г.

Аннотация. Представлены результаты теоретических и экспериментальных исследований метода ближнепольной СВЧ томографии грудной клетки. Получены интегральные уравнения обратных задач томографии трехмерных неоднородностей кровесодержания и воздухонаполнения легких по данным многосенсорных измерений. Предложены методы и исследованы в численном моделировании алгоритмы решения обратных задач профилирования воздухонаполнения и кровесодержания легких в процессах дыхания и работы сердца по однопозиционным бистатистическим измерениям рассеянного сигнала. Выполнены многочастотные и импульсные измерения динамики рассеянных сигналов в процессах дыхания и сердечной деятельности. По данным бистатистических измерений параметров рассеянного от области грудной клетки сигнала было выполнено профилирование относительного воздухонаполнения и кровесодержания легких. Рассмотрены возможные применения метода в медико-биологической диагностике.

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

Abstract. Results of theoretical and experimental studies of the method of the near-field microwave tomography of the thorax are presented. Integral equations of inverse tomography problem of 3D blood- and air content inhomogeneities by data of multisensory measurements are obtained. Methods of air and blood content profiling in processes of breathing and heart activity by data of bistatic measurements of the scattered signal are proposed and solving algorithms of inverse problems are studied in the numerical simulation. Multifrequency and pulse measurements of scattered signals are carried out in processes of cardiorespiratory activity. By data of bistatic measurements of scattered signals parameters from the thorax, profiling relative air- and blood content profiles has been realized. Application possibilities of the method in the biomedical diagnostics are considered.

Key words: near-field microwave sounding, inverse scattering problems, medical-biological diagnostics, tomography of lungs.

Введение.

К настоящему времени были развиты и апробированы в экспериментах различные методы ближнепольной диагностики подповерхностных диэлектрических неоднородностей, основанные на решении обратных задач ближнепольного рассеяния [1-9]. Данный подход позволяет реализовать субволновую разрешающую способность, что особенно важно в сильнопоглощающих средах – таких, как живые ткани, где невозможно использование в зондировании более коротких длин волн из-за сильного поглощения на высоких частотах. Исследования в области дистанционной СВЧ диагностики процессов дыхания и работы сердца сначала получили развитие в приложении к задачам радиолокационного обнаружения людей за препятствиями, в частности, для их поиска под завалами или снежными лавинами [10-11]. В этих работах диагностика состояла в визуализации вариаций сигнала, принимаемого в дальней зоне, которые определялись главным образом отражением от поверхности тела и отображали в основном ее механические колебания в процессах дыхания и работы сердца. В таких измерениях в дальней

зоне рассеяние от внутренней структуры тела относительно мало, а недостаточная разрешающая способность не позволяет локализовать ее детали.

По этим причинам было предложено использовать подповерхностную диагностику внутренней структуры тела, основанную на применении контактных СВЧ датчиков, и выполнены оценки возможностей ее реализации [12]. Позже, с развитием средств измерений, эти идеи стали исследоваться экспериментально, и появились непосредственно связанные с тематикой данной работы результаты измерения и визуализации параметров отражения низкочастотных гармонических сигналов от ближнепольных контактных антенн. В работах [13-14] эксперименты проводились в диапазоне 0,5 – 10 ГГц, и на частоте 920 МГц обнаружены колебания фазы отраженного сигнала, связанные с работой сердца и дыханием. В ряде дальнейших работ совершенствовалась методика и согласование антенн, в результате чего были выполнены исследования по сравнению вариаций, связанных с дыханием и сердечной деятельностью для здоровых людей и больных после инфаркта, а также с динамикой электрической активности сердца, регистрируемой на ЭКГ [15]. В этой работе была также зарегистрирована корреляция сигнала с количеством откачиваемой из легких жидкости при их отеке. Эти работы демонстрируют чувствительность контактных измерений к внутренней диэлектрической структуре тканей легких и, тем самым, информативность измерений динамики сигнала для восстановления вариаций подповерхностной структуры параметров легких, которые определяют вариации этой структуры.

В [16,17] было выполнено зондирование тела человека в области грудной клетки моноимпульсными сигналами с центральной частотой спектра 300 МГц и 1 ГГц с помощью бистатической приемно-передающей системы идентичных bow-tie антенн с широким пространственным спектром излучения. Эти результаты показали наличие вариаций, связанных с дыханием и пульсом; была поставлена обратная задача восстановления профилей комплексной диэлектрической проницаемости в многослойной сильно поглощающей среде с частотной дисперсией и разработаны алгоритмы мониторинга параметров, с

которыми связаны вариации сигнала в процессах сердечной деятельности и дыхания – глубинного профиля относительного воздухонаполнения или содержания крови в тканях легких в предположении, что структура покрывающих легкие тканей известна из независимых измерений.

В данной работе исследуются возможные постановки и алгоритмы решения обратной задачи трехмерной томографии параметров воздухосодержания и кровенаполнения легких на основе решения трехмерных уравнений по данным измерений в двумерной области грудной клетки.

Продолжены исследования метода динамического СВЧ профилирования на основе последовательного решения задач определения параметров слоистой структуры тканей, покрывающих легкие, и, с использованием результата решения этой задачи, восстановления динамики глубинных профилей воздухонаполнения и кровесодержания структуры по самим ближнепольным измерениям. Разработаны алгоритмы решения этой комплексной задачи, и выполнено их исследование, как в численном моделировании, так и по данным эксперимента.

1. Теория.

Рассмотрим ближнепольную импульсную диагностику рассеивающей неоднородности с комплексной диэлектрической проницаемостью $\varepsilon(\mathbf{r}) = \varepsilon_0 + \varepsilon_1(\mathbf{r})$ в полупространстве $z < 0$ с $\varepsilon = \varepsilon_0$ 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 $\mathbf{E}(\mathbf{r}) = \mathbf{E}_0(\mathbf{r}) + \mathbf{E}_1(\mathbf{r})$.

Постановка обратной задачи ближнепольного рассеяния импульсного сигнала основана на подходе [6]. Согласно [6], принимаемый импульс $s_p(\mathbf{r}_r, t)$ может быть вычислен по комплексным амплитудам $s(\mathbf{r}_r, \omega)$ сигнала, который принимался бы на отдельных гармониках спектра генератора с учетом фазового сдвига при их регистрации приемником:

$$s_p(\mathbf{r}_r, t) = \operatorname{Re} \int_{\omega} s(\mathbf{r}_r, \omega) \exp(-i\omega t) d\omega. \quad (1)$$

При этом этот частотный спектр самого принимаемого сигнала

$$s_p(\mathbf{r}_r, \omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{\Delta t} s_p(\mathbf{r}_r, t) \exp(i\omega t) dt. \quad (2)$$

отличается от $s(\mathbf{r}_r, \omega)$ и может быть вычислен для произвольной одномерно неоднородной среды как

$$s_p(\mathbf{r}_r, \omega) = \frac{1}{2} [s(\mathbf{r}_r, \omega) + s(\mathbf{r}_r, -\omega)^*]. \quad (3)$$

Для краткости временные и соответствующие им спектральные параметры в (2), (3) и далее обозначаются одними и теми же символами и определяются своими аргументами.

Уравнение, связывающее комплексные амплитуды $s(\mathbf{r}_r, \omega)$ в (3) 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:

$$s(\mathbf{r}_r, \omega) = \int \mathbf{E}_1[\varepsilon_1(\mathbf{r})](x, y, z = z_r, \omega) \mathbf{F}(x_r - x, y_r - y, \omega) dx dy. \quad (4)$$

Обратная задача восстановления $\varepsilon_1(\mathbf{r})$ из решения трехмерного уравнения (4) является сильно нелинейной, некорректной и вряд ли разрешимой в принципе. Однако при выполнении некоторых упрощающих предположений эта задача может быть решена. В частности, решение можно получить в рамках борновского или скорректированного борновского приближений [2]. В рамках этого подхода разложим (4) в поперечный спектр (двумерное преобразование Фурье в (4) по x и y) выражается скалярным произведением:

$$s(k_x, k_y, z_r, \omega) = 4\pi^2 \mathbf{E}_1[\varepsilon_1(\mathbf{r})](k_x, k_y, \omega, z_r) \mathbf{F}(k_x, k_y, \omega), \quad (5)$$

где k_x, k_y – компоненты волнового вектора разложения (4) по плоским волнам, а $s(k_x, k_y, z_r, \omega) = 4\pi^2 \mathbf{E}_1[\varepsilon_1(\mathbf{r})](k_x, k_y, \omega, z_r) \mathbf{F}(k_x, k_y, \omega)$ – диаграмма направленности в k -пространстве. Согласно теореме взаимности эта диаграмма пропорциональна диаграмме такой же плоской антенны в активном режиме. Поле излучения

(зондирующее поле) этой антенны определяется спектральным распределением тока на антенне и функцией Грина (тензором), в котором учитывается распространение волн в многослойной диэлектрической среде покрывающих легкие тканей и в постоянной составляющей ткани легких с диэлектрической проницаемостью ε_0 – без учета неоднородностей, связанных с вариациями содержания воздуха, крови или жидкостными включениями при гидротораксе или послеоперационными осложнениями:

$$\mathbf{E}_0(\mathbf{r}, \omega) = \int \mathbf{j}(x', y', \omega) \tilde{\mathbf{G}}(x - x', y - y', z, z_{tr}, \omega) dx' dy'. \quad (6)$$

Распределение тока пропорционально спектру $V(\omega)$ сигнала (напряжения) $V(t)$, подаваемого на клеммы антенны. В нашем случае это распределение вычисляется встроенной в измерительную систему программой. Из (6) получается разложение зондирующего поля по плоским волнам:

$$\mathbf{E}_0(k_x, k_y, z, \omega) = 4\pi^2 \mathbf{j}(k_x, k_y, \omega) \tilde{\mathbf{G}}(k_x, k_y, z, z_{tr}, \omega). \quad (7)$$

Соотношение (7) можно представить в явном виде:

$$\begin{aligned} \mathbf{E}_0(k_x, k_y, z, \omega) = & -\frac{2\pi}{\omega k_z \varepsilon} \exp[\pm i k_z (z - z_{tr})] \\ & \times \left\{ j_x(k_x, k_y, \omega) \left[(k^2 - k_x^2) \vec{x}_0 - k_x k_y \vec{y}_0 \mp k_x k_z \vec{z}_0 \right] \right. \\ & \left. + j_y(k_x, k_y, \omega) \left[-k_y k_x \vec{x}_0 + (k^2 - k_y^2) \vec{y}_0 \mp k_y k_z \vec{z}_0 \right] \right\}, \end{aligned} \quad (8)$$

где знак плюс выбирается при $z - z_{tr} > 0$ и знак минус при $z - z_{tr} < 0$;

$k_z = \sqrt{k^2 - k_x^2 - k_y^2}$, $k^2 = (\omega / c)^2 \varepsilon$, c – скорость света, \vec{x}_0 \vec{y}_0 \vec{z}_0 – единичные вектора в декартовых координатах, $\varepsilon = 1$ (антенны в свободном пространстве). Как можно видеть из (8), спектр волн зондирующего поля определяется распределением поля на апертуре антенны:

$$\mathbf{E}_0(k_x, k_y, z, \omega) = \mathbf{E}_0(k_x, k_y, z_{tr}, \omega) \exp[\pm i k_z (z - z_{tr})]. \quad (9)$$

Можно видеть, спектр волн поля излучения состоит из волновых (распространяющихся) и затухающих ближнеполюсных (эванесцентных) компонент. Поперечные волновые числа ближнеполюсных компонент

удовлетворяют условию $k_{\perp}^2 = k_x^2 + k_y^2 > \text{Re}(k^2)$, при котором $k_z = i\sqrt{k_{\perp}^2 - k^2}$ в (9), т. е. это экспоненциально затухающие компонент в ближней зоне от антенны. Для волновых компонент поля $k_{\perp}^2 < \text{Re}(k^2)$ и $k_z = \sqrt{k_{\perp}^2 - k^2}$, и их амплитуда не зависит от расстояния z дальней зоне, где они определяют поле излучения и угловую диаграмму направленности.

В рассматриваемой ближнеполевой диагностике используются электрически малые (по сравнению с длиной волны) антенны, для которых спектр волн в ближней зоне определяется в основном эванесцентными компонентами, резкое затухание которых на масштабе длины волны определяет субволновую разрешающую способность ближнеполевых методов.

Диаграмма направленности спектра волн в k -пространстве определяется его отношением к подаваемому на антенну сигналу:

$$\mathbf{F}^{tr}(k_x, k_y, z, \omega) = \mathbf{E}_0(k_x, k_y, z_{tr}, \omega) / s_g(\omega) \exp[\pm i k_z (z - z_{tr})]. \quad (10)$$

Если передаточные функции антенной системы и среды линейны и выполнены условия взаимности антенная система, диаграмма направленности антенны в k -пространстве в режиме приема совпадает (с точностью до константы, которая может зависеть от частоты) с диаграммой в режиме передачи, рассчитанной на уровне антенны $z = z_{tr}$:

$$\mathbf{F}(k_x, k_y, \omega) = \text{const} \mathbf{F}^{tr}(k_x, k_y, z_{tr}, \omega) = \text{const}(\omega) \mathbf{E}_0(k_x, k_y, z_{tr}, \omega) / V(\omega). \quad (11)$$

Частотной распределение рассеянного неоднородностью поля можно определить интегрального уравнения Фредгольма 2-го рода из уравнений Максвелла с эффективным источником тока $j_{eff} = -i \frac{\omega}{4\pi} \varepsilon_1 \mathbf{E}$ [2]:

$$\mathbf{E}_1(\mathbf{r}, \omega) = -\frac{i\omega}{4\pi} \int \varepsilon_1(\mathbf{r}') \vec{\mathbf{G}}^{21}(\mathbf{r}, \mathbf{r}', \omega) [\mathbf{E}_0(\mathbf{r}', \omega) + \mathbf{E}_1(\mathbf{r}', \omega)] d\mathbf{r}', \quad (12)$$

где $\vec{\mathbf{G}}^{21}$ – тензор Грина, который описывает распространение волн от элемента неоднородности в среду 1 из среды 2. Легко видеть, что это уравнение нелинейно по ε_1 . Его решение относительно рассеянного поля \mathbf{E}_1 можно записать в виде ряда Неймана, однако, как правило, ряд сходится медленно. Понятно, что

решение такой трехмерной нелинейной задачи с вычислением многомерных интегралов не представляется возможным. По этой причине естественным представляется подход, основанный на борновском приближении, справедливом, когда $E_1 \ll E_0$ и можно пренебречь в интеграле (12) вкладом рассеянного поля.

К сожалению, и в борновском приближении уравнение (12) остается трехмерным, что существенно ограничивает достижимую размерность решения обратной задачи. Однако, в [2] были найдены условия, при которых это уравнение является уравнением тира свертки по поперечным координатам, и его можно свести к одномерному интегральному уравнению относительно двумерным фурье-преобразованием по этим координатам. Перепишем уравнение (12) в борновском приближении, полагая, что передающая и приемная антенны расположены на одной высоте z над поверхностью зондируемой среды со сдвигом точки приема относительно излучателя $x = x_{tr} + d$, $y = y_{tr} + d$ у:

$$E_1(\mathbf{r}, \omega) = -\frac{i\omega}{4\pi} \int \varepsilon_1(\mathbf{r}') \tilde{\mathbf{G}}^{21}(x - x', y - y', z, z', \omega) E_0(x - \delta x - x', y - \delta y - y', z, z', \omega, \omega) d\mathbf{r}'. \quad (13)$$

Можно видеть, что, если зондирование и прием осуществляется одним сенсором, то есть $dx = 0$, $dy = 0$, или эти сдвиги постоянны и не зависят от координат, уравнение (13) имеет вид свертки по поперечным координатам. Тогда для поперечного спектра рассеянного поля получается одномерное интегральное уравнение типа Фредгольма 1-го рода [2]:

$$E_{1i}(k_x, k_y, z, \omega, \delta \mathbf{r}) = -4\pi^3 i\omega \int_{z'} \varepsilon_1(k_x, k_y, z') \left\{ \iint e^{-ik_x \delta x - ik_y \delta y} \times [j_i(\kappa_x, \kappa_y, \omega) G_{ij}^{12}(\kappa_x, \kappa_y, z, z', \omega)] G_{ji}^{21}(\kappa_x + k_x, \kappa_y + k_y, z', z, \omega) d\kappa_x d\kappa_y \right\} dz'. \quad (12)$$

Подстановка (12) в (5) приводит к интегральному уравнению того же типа для принимаемого сигнала:

$$s(k_x, k_y, z, \omega, \delta x, \delta y) = \int_{z'} \varepsilon_1(k_x, k_y, z') K_f(k_x, k_y, z', z, \omega, \delta x, \delta y) dz', \quad (13)$$

$$K_f(k_x, k_y, z', z, \omega, \delta x, \delta y) = -4\pi^3 i\omega F_i(k_x, k_y, \omega) \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-ik_x \delta x - ik_y \delta y} \times [j_i(\kappa_x, \kappa_y, \omega) G_{ij}^{12}(\kappa_x, \kappa_y, z, z', \omega)] G_{ji}^{21}(\kappa_x + k_x, \kappa_y + k_y, z', z, \omega) d\kappa_x d\kappa_y, \quad (14)$$

где каждый из индексов i, j соответствует координатам x, y, z , а компоненты тензоров Грина в k -пространстве получены в [2] в явном виде.

Уравнение (13) было использована 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, а также измерений с переменной базой источник-приемник $\delta x, \delta y$. В работах [3,4] путем обратного фурье преобразования (13) многочастотная задача сводилась к задаче относительно комплексного псевдоимпульса, в которой модно было селективировать полезный сигнал, рассеянный неоднородностью от шума, связанного с рассеянием на поверхностных неоднородностях.

Для решения обратной задачи рассеяния по данным импульсных измерений из (3) и (13) получаем интегральное уравнение:

$$s_p(k_x, k_y, z, \omega, \delta x, \delta y) = \frac{1}{2} \int_{z'} \varepsilon_1(k_x, k_y, z') K_f(k_x, k_y, z', \omega, \delta x, \delta y) + \varepsilon_1^*(-k_x, -k_y) K_f^*(-k_x, -k_y, -\omega, z', \delta x, \delta y) dz' \quad (15)$$

Как можно видеть, вследствие потери фазовой информации в действительной сигнале, это уравнение является недоопределенным. Однако для непоглощающих диэлектрических неоднородностей задача может быть решена. В этом случае из (15) следует уравнение

$$s_p(k_x, k_y, z, \omega, \delta x, \delta y) = \int_{z'} \varepsilon_1(k_x, k_y, z') K(k_x, k_y, z', z, \omega, \delta x, \delta y) dz', \quad (16)$$

$$K(k_x, k_y, z', \omega, \delta x, \delta y) = \frac{1}{2} [K_f(k_x, k_y, z', z, \omega, \delta x, \delta y) + K_f^*(-k_x, -k_y, z', -\omega, \delta x, \delta y)].$$

В работах [3,4,6] был применен метод определения ядер уравнений (13), (16) из эксперимента с тонкими прямоугольными образцами с известной диэлектрической проницаемостью на различных глубинах в исследуемой среде. Представляя их поперечный спектр как $\varepsilon_1(k_x, k_y, z') = \varepsilon_t(k_x, k_y) \delta(z' - z_0)$, получаем искомое ядро уравнения, например ядро в (16):

$$K(k_x, k_y, z_0, \omega) = s_p(k_x, k_y, z_0, \omega) / \varepsilon_t(k_x, k_y).$$

Для решения полученных уравнений Фредгольма 1-го рода может быть использован алгоритм метода А. Н. Тихонова обобщенной невязки на гильбертовом пространстве комплекснозначных функций W_2^1 [2]. Решение обратной задачи в декартовых координатах получается двумерным обратным преобразованием Фурье решения в k -пространстве:

$$\varepsilon_1(x, y, z) = \iint \varepsilon_1(k_x, k_y, z) \exp(ik_x x + ik_y y) dk_x dk_y. \quad (17)$$

Во многих случаях подповерхностные неоднородности имеют однородную внутреннюю структуру. В таких случаях задача сводится к определению формы их поверхности, то есть к решению задачи компьютерной голографии. Если *a priori* известно, что $\varepsilon_1 = \varepsilon_1^0 = const$, то эту задачу можно решить для односвязных подповерхностных объектов, используя полученное решение (13) или (16) в k -пространстве [4,5]. Решение получается в виде двух функций $x_1(y, z)$ и $x_2(y, z)$ их решения трансцендентного комплекснозначного уравнения эквивалентного системе из двух действительных уравнений:

$$\varepsilon_1(k_x, y, z) = \frac{\varepsilon_1^0}{2\pi i k_x} (e^{-ik_x x_1(y, z)} - e^{-ik_x x_2(y, z)}), \quad (18)$$

где $\varepsilon_1(k_x, y, z)$ – обратное фурье преобразование $\varepsilon_1(k_x, k_y, z)$ по k_y .

Поскольку в принимаемом импульсном сигнале потеряна фазовая информация, связанная с отсутствием в нем мнимой части, в общем случае невозможно решить задачу для обеих (действительной и мнимой) компонент комплексной диэлектрической проницаемости. Однако это возможно, когда они определяются одним параметром среды $\rho(z)$. В рассматриваемом приложении – это параметры относительного (по объему) содержания воздуха и крови в легких, которые определяют вариации комплексной диэлектрической проницаемости легких. Значения диэлектрических параметров постоянной структуры грудной клетки известны для всех типов тканей 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 [18].

Эффективная комплексная диэлектрическая проницаемость смеси ткани легких с воздухом или кровью может вычисляться вычисляется на основе соответствующих различным условиям формул [19]. В данной работе мы будем использовать формулу Релея, которая для смеси с воздухом имеет вид:

$$\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + 2\varepsilon_0} = \rho \frac{\varepsilon_a - \varepsilon_0}{\varepsilon_a + 2\varepsilon_0}, \quad (19)$$

где ε_a – диэлектрическая проницаемость примеси.

Эта формула справедлива для сферических рассеивателей, поэтому особенно подходит в рассматриваемом случае, поскольку пузырьки альвеол в легких имеют именно такую форму. Проблемой использования этой формулы, как и других, является ее нелинейная зависимость ε от ρ . Однако при условии малости вариаций $\varepsilon_1 \ll \varepsilon$, обеспечивающем выполнимость борновского приближения в уравнениях (13), (15), (16), из (19) следует

$$\varepsilon_1 = \rho \frac{2\varepsilon_0(\varepsilon_a - \varepsilon_0)}{\varepsilon_a + 2\varepsilon_0}. \quad (20)$$

Тогда эти уравнения можно представить линейными интегральными уравнениями вида

$$s(k_x, k_y, z, \omega, \delta x, \delta y) = \int_{z'} \rho(k_x, k_y, z') \tilde{K}_f(k_x, k_y, z', z, \omega, \delta x, \delta y) dz'. \quad (21)$$

Решение этих обратных задач томографии в декартовых координатах получается двумерным обратным преобразованием Фурье решения (21) в k -пространстве аналогично (17).

Описанные выше методы могут быть реализованы с использованием многосенсорных или сканирующих ближнепольных систем СВЧ зондирования для компьютерной томографии и голографии объемных слабоконтрастных неоднородностей в легких – таких, как отек или гидроторакс, разлитие послеоперационной жидкости, кровоизлияния, локализованные воспалительные или опухолевые патологии. Безусловно – это высокотехнологические методы,

требующие высокой чувствительности и точного позиционирования сенсоров на плоском участке поверхности тела, реализовать которые на базе имеющихся средств измерения и контроля не представлялось возможным.

В этой связи наши исследования были сосредоточены на методе динамической одномерной томографии – восстановления глубинного профиля вариаций относительного содержания воздуха (воздухонаполнения) и крови (кровенаполнения) в легких в процессе дыхания и сердечной деятельности. Преимуществом одномерного приближения является возможность решения обратной задачи в нелинейной постановке без использования приближений теории возмущений, в частности, восстанавливать вариации профиля воздухонаполнения, которые приводят к сильным неоднородностям профилей диэлектрических параметров легких.

Будем рассматривать задачу восстановления вариаций глубинных профилей относительного воздухонаполнения и кровесодержания тканей легких, связанных с дыханием и сердечной деятельностью по данным измерений рассеянных сигналов системой на основе двух идентичных плоских bow-tie антенн [3-6]. Частотное распределение комплексных амплитуд рассеянного в одномерно неоднородной среде гармонического сигнала согласно [6] имеет вид:

$$s[\varepsilon(z, \omega)](\omega) = \frac{const(\omega)}{s_g(\omega)} \iint e^{-ik_x \delta x - ik_y \delta y + \sqrt{k^2 - k_x^2 - k_y^2} (z_r + z_t)} \times [j_x^2(k_x, k_y, \omega) f_x(k_x, k_y, \omega) + j_y^2(k_x, k_y, \omega) f_y(k_x, k_y, \omega)] dk_x dk_y, \quad (22)$$

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

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

где $s_g(\omega)$ частотное распределение зондирующих, $R^{\square, \perp}[\varepsilon(z, \omega)](k_x, k_y, \omega)$ – компоненты коэффициентов отражения от зондируемой среды на двух поляризациях в k -пространстве, которые могут быть вычислены для произвольной одномерно неоднородной среды, $const(\omega)$ – калибровочная константа, которая для используемой системы была определена

экспериментально.

Спектр принимаемого рассеянного импульсного сигнала (действительного) определяется аналогично (3) комплексными амплитудами гармонических сигналов (22) с частотным распределением $V(\omega)$, совпадающим со спектром импульса генератора:

$$s_p(\omega) = \frac{1}{2}[s(\omega) + s(-\omega)^*]. \quad (23)$$

На основе (22), (23) можно сформулировать постановки задач динамического профилирования (определения $\varepsilon(z)$) одномерно неоднородных сред по данным многочастотных измерений (24) и по спектру импульсного рассеянного сигнала (25):

$$s[\varepsilon(z, \omega)](\omega, T) = s[\varepsilon_{0i}(z, \omega) + \varepsilon_1(z, \omega, T)](\omega, T) = s_0(\omega, T), \quad (24)$$

$$s_p[\varepsilon(z, \omega)](\omega, T) = s[\varepsilon_{0i}(z, \omega) + \varepsilon_1(z, \omega, T)](\omega, T) = s_{p0}(\omega, T), \quad (25)$$

где $s_0(\omega, T), s_{p0}(\omega, T)$ – динамика комплексных амплитуд рассеянного многочастотного гармонического сигнала и частотного спектра импульсного сигнала. Поскольку, многочастотный метод оказалось невозможным реализовать в эксперименте из-за недостаточной скорости коммутации частот, будем далее рассматривать решение данной задачи (25) для импульсного метода. Из результатов измерений следует, что вклад вариаций $\varepsilon_1(z, \omega, T)$ в величину рассеянного сигнала мал относительно рассеяния на постоянной составляющей (первое слагаемое в (24), (25)). При этом важно отметить, что разделить эти вклады невозможно из-за нелинейности этих соотношений.

Однако задачи определения постоянной и переменной составляющих можно решать последовательно. Постоянная составляющая определяется по измерениям на полном выдохе, когда отсутствует переменная составляющая, связанная с дыханием и пульсом (сигнал от пульсовой волны на выдохе также затухает). Диэлектрические параметры легких на выдохе известны – как и для тканей всех слоев, покрывающих легкие, что позволяет решать эту задачу относительно небольшого числа неизвестных – глубинного положения

плоскостей раздела между слоями z_i . При этом обычно неплохо известны оценочные значения толщин слоев, которые можно использовать в качестве первого приближения.

Задачи определения вариаций профилей воздухосодержания $\rho_{air}(z)$ и кровенаполнения $\rho_{blood}(z)$ в легких также разделяются: 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 10 с) имеется возможность остановить дыхание.

Аналогично рассмотренной выше трехмерной задаче, комплекснозначная искомая функция $\varepsilon_1(z, \omega, T)$ в (24) (25) может быть выражена через действительные $\rho_{air}(z, \omega, T)$, $\rho_{blood}(z, \omega, T)$ из (19); при этом в данном случае нет необходимости линеаризовывать эти выражения – одномерная задача будет решаться как нелинейная и без использования приближений теории возмущения.

Первая из задач – определение слоистой структуры покрывающих легкие тканей в принципе может быть решена на основе независимых измерений; однако, чтобы избежать сопутствующих ошибок, лучше использовать эти измерения или другую имеющуюся априорную информацию в решении соответствующей обратной задачи по данным измерений в фазе полного выдоха ($\rho_{air}(z) = 0$, $\rho_{blood}(z) = 0$). 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 (22) – для многочастотного сигнала или (23) – для импульсного. В данной работе мы использовали алгоритма, основанный на переборе значений искомых параметров вокруг первого приближения с небольшим шагом. Для импульсного сигнала имеем:

$$\int_{\Delta\omega_0} |s_p[\varepsilon(z_{1i}, z_{2j}, z_{3k}, z_{4l}), \rho_{air}(z) = 0, \rho_{blood}(z) = 0](\omega) - s_{p0}(\omega)|^2 d\omega \rightarrow \min_D, \\ D \equiv \{z_{1i} = \Delta z i, i = 1, \dots, i_{\max}; z_{2j} = \Delta z j, j = i_{\max}, j_{\max}; z_{3k} = \Delta z k, k = j_{\max}, k_{\max}; \\ z_{4l} = \Delta z l, l = k_{\max}, \dots, l_{\max}\}, \quad (26)$$

где Δz – 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.

Используя результаты определения структуры покрывающих легкие тканей из решения (26), можно восстановить и вариации профилей воздухонаполнения и кровесодержания легких по спектру импульса зондирующего сигнала на основе уравнения (25). Исследования этого метода в постановке задачи с известной структурой покрывающих тканей в [17] продемонстрировали эффективность алгоритма для восстановления профилей в отдельные фазы дыхания или пульса, но его медленная сходимость существенно затрудняла анализ динамики профилей, где его необходимо было использовать многократно. В данной работе эту трудность удалось в значительной степени преодолеть на основе постановки обратной задачи непосредственно по форме рассеянного импульса. Важно отметить, что в рассматриваемой задаче импульс формируется на распределенной неоднородности, и информация о запаздывании сигнала, рассеянного на ее элементах на различных глубинах, влияет на форму импульса, а не на его задержку – как это наблюдается для локализованных объектов. Такая постановка задачи является принципиально новой и описывается уравнением:

$$s_p[\varepsilon(z, \omega)](t, T) = s[\varepsilon_{0i}(z, \omega) + \varepsilon_1(z, \omega, T)](t, T) = s_{p0}(t, T), \quad (27)$$

где t – параметр времени, описывающий импульс; параметр времени T , описывающий динамические процессы в легких, считается неизменным на длительности импульса. Данный новый метод решения ближнепольной нелинейной некорректной обратной задачи по форме рассеянного импульса может быть использован также в различных приложениях и различных

частотных диапазонах.

Чтобы уменьшить влияние погрешностей измерений на точность решения, мы использовали в алгоритме решения не непосредственно измеренную форму импульса, а модифицированный импульс $\tilde{s}_p(t)$, определяемый обратным преобразованием редуцированного спектра измеренного импульса в оптимизированной полосе частот $\Delta\omega_o$ – вне более высокочастотной области спектра ошибок измерения:

$$\tilde{s}_p(t) = \text{Re} \int_{\Delta\omega_o} s(\omega) \exp(i\omega t) d\omega. \quad (28)$$

Измерения показали, что вариации сигнала, связанные с дыханием относительно среднего невелики, и наблюдаются на имеющемся оборудовании не на всей поверхности грудной клетки; вариации, связанные с пульсом, еще слабее, и наблюдаются в основном в фазе полного вдоха. Они затухают в фазе полного выдоха, когда затухает пульсовая волна в капиллярах легких (заметим, что пульсовая волна вообще распространяется только в капиллярах легких). Достаточно очевидно, что чувствительность измерений зависит также от конкретной структуры тканей, покрывающей легкие.

Таким образом, мы будем решать задачи восстановления вариаций профилей воздухонаполнения и кровесодержания со структурой покрывающих тканей ε_{oi} , полученной из решения (26). При этом в первой задаче $\varepsilon_1(\omega, z) = \varepsilon_1[\rho_{air}(z)](\omega, z)$, а во второй $\varepsilon_1(\omega, z) = \varepsilon_1[\rho_{blood}(z), \rho_{air}(z) = \rho_{insp}](\omega, z)$, где ρ_{insp} соответствует известному значению ε для легких на полном вдохе [17]. 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:

$$\tilde{s}_p[\rho(z, T)](t, T) = \tilde{s}_{p0}(t, T). \quad (29)$$

Для решения этого уравнения мы применили новый в теории нелинейных некорректных задач метод двойственной регуляризации [5]. В предыдущих работах [5, 6, 9] этот метод применялся для решения задачи по

комплекснозначному спектру сигнала, поэтому алгоритм включал двумерные коэффициенты (функции) Лагранжа. Как отмечалось выше, этот алгоритм оказался слишком медленно сходящимся, поэтому в данной работе мы использовали в анализе форму действительного импульса, где коэффициент Лагранжа – одномерная функция.

Решение задачи получается путем минимизации модифицированного функционала Лагранжа по искомому функциональному параметру $\rho(z)$ при одновременной максимизации соответствующего регуляризованного функционала по коэффициенту Лагранжа. Модифицированный функционал Лагранжа имеет вид:

$$L_{\mu}[\rho](\lambda) = \|\rho\|^2 + \int_{\Delta t} \langle \lambda(t), (\tilde{s}[\rho](t) - \tilde{s}_0(t)) \rangle dt + \mu \left\{ \left(\int_{\Delta t} |\tilde{s}[\rho](t) - \tilde{s}_0(\rho)|^2 dt \right)^{1/2} + \left(\int_{\Delta t} |\tilde{s}[\rho](t) - \tilde{s}_0(z_s)|^2 dt \right) \right\}, \quad (30)$$

где $\|\rho\|_{L_2}^2 = \frac{1}{\Delta z} \int \rho(z)^2 dz$, Δz – область анализа, $\langle \cdot \rangle$ – скалярное произведение, λ

– коэффициент Лагранжа, $\mu > 0$ – параметр, который должен быть достаточно большим, чтобы обеспечить минимум модифицированного функционала Лагранжа $L_{\mu}[\rho](\lambda)$ по $\rho(z)$ для любого λ . Регуляризованная двойственная задача является задачей максимизации выпуклого функционала в гильбертовом пространстве:

$$V_{\mu}(\lambda) = \min_{\sigma \in D} L_{\mu}[\rho](\lambda) - \alpha \|\lambda\|^2 \rightarrow \max_{\|\lambda\| \leq \mu}, \quad (31)$$

где максимум по λ ищется из множества $\Lambda_{\mu} \equiv \{\lambda \in L_2 : \|\lambda\| \leq \mu\}$,

$D = \{\rho \in L_2(z_n, 0) : 0 \leq \rho(z) \leq \rho_{\max}\}$. Седловая точка этого процесса минимизации (3) по ρ при одновременной максимизации по (31) по двойственной переменной λ дает искомое решение $\rho(z)$.

2. Численное моделирование.

Разработка алгоритма решения любой некорректной обратной задачи должна обязательно включать численное моделирование и оптимизацию

применительно к условиям конкретного приложения и имеющегося измерительного оборудования. На рис. 1 представлены форма импульса генератора и его частотный спектр.

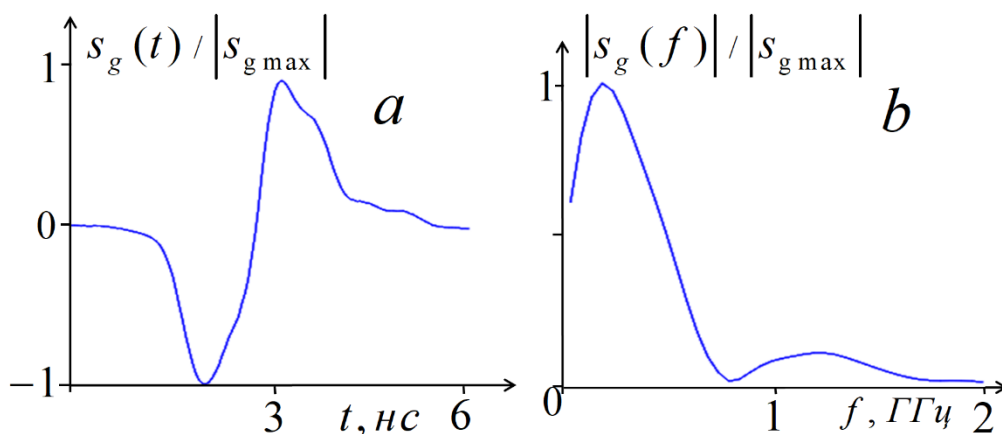


Рис. 1. а) Форма импульса генератора; б) частотный спектр импульса.

На рис. 2 можно видеть частотное распределение оптической толщины $\tau(z, f) = \int_{-z}^0 \gamma(z', f) dz'$, где γ – коэффициент поглощения, для пятислойной структуры используемой модели легких с покрывающими тканями в частотной области зондирующего сигнала.

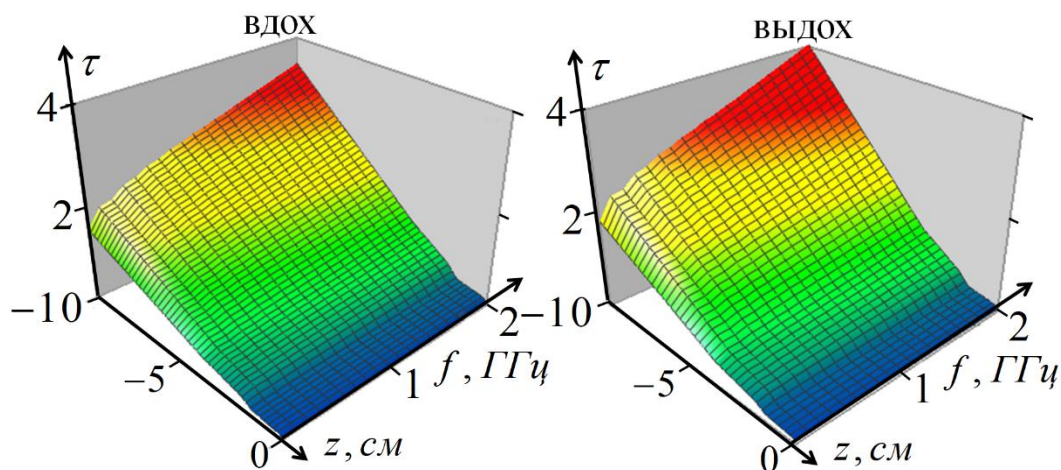


Рис. 2. Спектральная зависимость оптической толщины поглощения в тканях грудной клетки в диапазоне 0,05 – 2 ГГц.

Видно, что распределение спектральных компонент в импульсе чувствительно к содержанию воздуха в легких при глубине их проникновения до 10 см, что обеспечивает информативность предлагаемого метода.

Схема численного моделирования включает:

1) Исследование алгоритма восстановления структуры покрывающих легкие тканей:

a) вычисление спектра принимаемого импульсного сигнала $s[\varepsilon(z_1, z_2, z_3, z_4), \rho_{air} = 0, \rho_{blood} = 0,](\omega)$ для моделируемой пятислойной структуры в фазе полного выдоха для используемой измерительной системы (импульса генератора и передаточных параметров приемно-передающей системы);

б) вычисление соответствующего рассеянного импульса $s(t)$;

в) добавление моделируемой случайной некоррелированной нормально распределенной погрешности;

г) пересчет спектра для импульса с погрешностью («данных измерения»);

д) определение информативной полосы частот анализа $\Delta\omega_o$ вне более высокочастотной спектральной области случайных ошибок;

е) решение обратной задачи (26) и сравнение результатов с исходной структурой z_1, z_2, z_3, z_4 .

2) Моделирование восстановления профилей $\rho_{air}(z)$ алгоритмом обратной задачи (29)-(31) согласно пунктам описанной выше схемы *a) – e)* с использованием восстановленной из (26) структуры покрывающих слоев: вычисление спектра импульса и его формы $s_p[\rho(z)](t)$, добавление случайной ошибки, перевычисление спектра с ошибками, оптимальной полосы анализа $\Delta\omega_o$, вычисление модифицированного импульса $\tilde{s}[\rho(z)](t)$ из (28), решение обратной задачи алгоритмом (29)-(31) и сравнение результатов с моделируемыми профилями.

На рис. 3 показаны вычисленные принимаемые импульсы и их частотный спектр в фазах полного вдоха и полного выдоха.

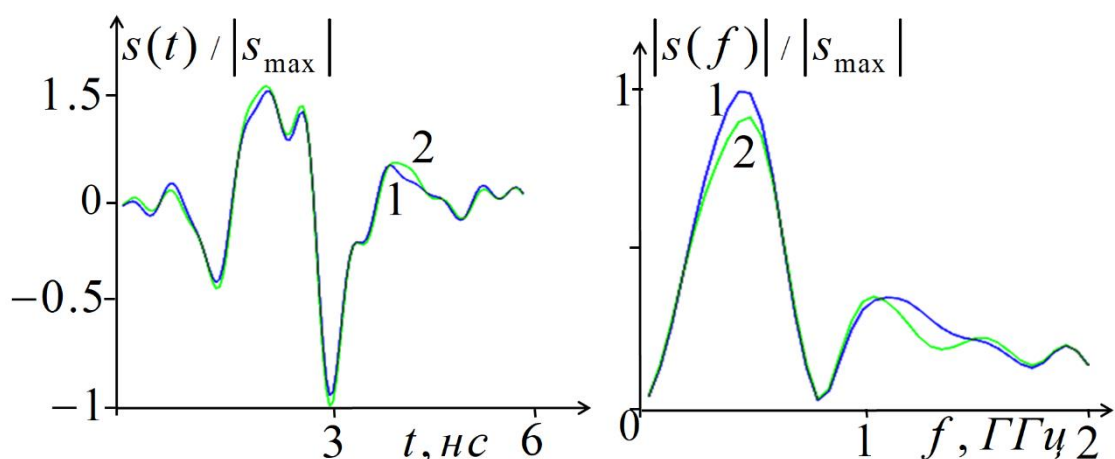


Рис. 3. Численное моделирование. Слева вычисленные принимаемые импульсы; справа – соответствующие частотные спектры. 1 – полный вдох; 2 – полный выдох.

Как можно видеть из рис. 3, вариации принимаемого импульса, связанные с дыханием, относительно малы, а информативная часть спектра находится при $f < 1.5$ МГц. Спектральные компоненты моделируемых случайных ошибок со стандартным отклонением 1% оказывают существенное влияние на решение при на частотах $f > 1$ МГц, так что информативная область анализа несколько уменьшается. Можно подавить вклад шума в измеряемом импульсном сигнале, перевычисляя его из информативной части частотного спектра, и использовать полученный модифицированный импульс $\tilde{s}_p[\rho_{air}(z)](t)$ для последующего анализа.

На рис. 4 представлены результаты численного моделирования восстановления профилей воздухонаполнения с реконструкцией пятислойной структуры покрывающих тканей при среднеквадратичном уровне погрешности $\delta_s = 1\%$ (по отношению к амплитуде импульса). На рис. 4с, d показаны моделируемые профили воздухонаполнения легких $\rho_{air}(z)$ (гауссовый и экспоненциальный) вместе с результатами их восстановления из «данных измерения» (вычисленных модифицированных импульсов) которые показаны на рис. 4а. На рис. 4е, f продемонстрированы восстановленные профили диэлектрической проницаемости $\varepsilon(z) = \varepsilon_{oi}(z) + \varepsilon_1[\rho_{air}(z)]$ на частоте $f = 250$ МГц, где структура покрывающих тканей $\varepsilon_{oi}(z, f = 250$ МГц), полученная из (26)

скомбинирована с профилями $\varepsilon_1[\rho_{air}(z)]$ легких, вычисленными из восстановленных профилей $\rho_{air}(z)$ (линии 2 на рис. 4с, d).

Результаты демонстрируют хорошее качество восстановления моделируемых профилей воздухонаполнения и параметров структуры покрывающих тканей. Погрешности определения положения межслойных границ z_1, z_2, z_3, z_4 , определенных из (26) при шаге $\Delta z = 0,5$ мм составила от 0,5 мм для z_1 до 1,5 мм для z_4 .

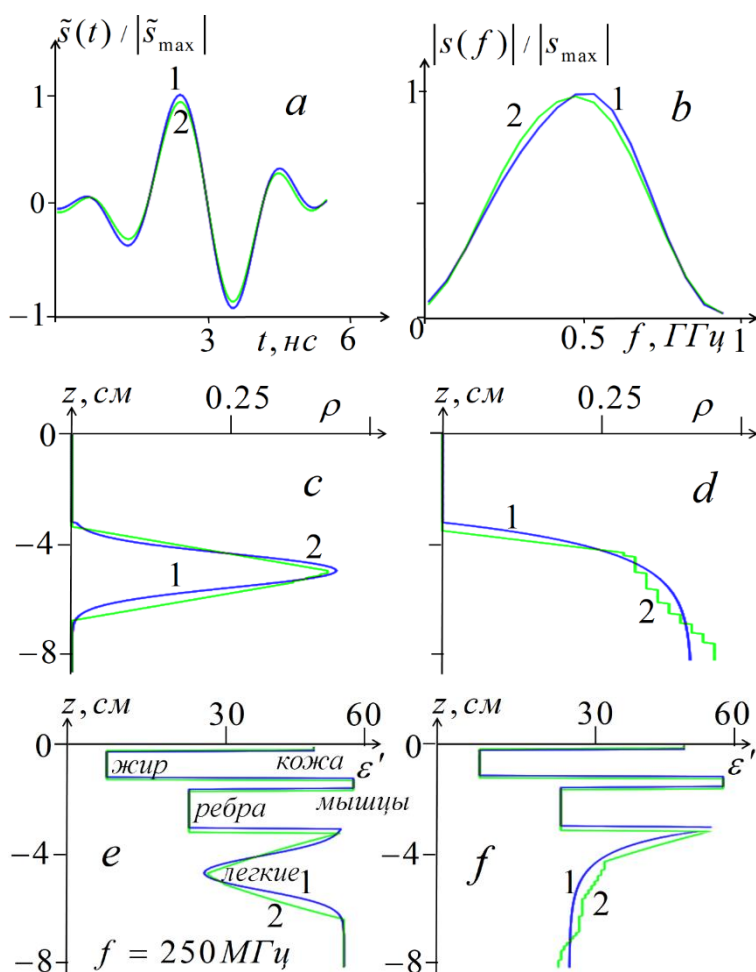


Рис. 4. Численное моделирование. Верхний ряд: модифицированный импульс (a) и его частотный спектр (b) для моделируемых профилей $\rho_{air}(z)$ на рис. 4с, d; средний ряд: 1 – моделируемые профили $\rho_{air}(z)$, 2 – профили, восстановленные из (29)-(31); нижний ряд: 1 – профили реальной части комплексной диэлектрической проницаемости на частоте $f = 250$ МГц, соответствующие моделируемой структуре покрывающих тканей и моделируемым профилям $\rho_{air}(z)$; 2 – восстановленные профили, соответствующие восстановленной структуре покрывающих тканей и восстановленным профилям $\rho_{air}(z)$ на рис. 4с, d.

Нужно отметить, что среднеквадратичный вклад вариаций содержания воздуха в рассеянный сигнал (информативная часть сигнала) составляет около 5% для профилей на рис. 4, так что моделируемые измерения при уровне ошибок 1% являются информативным, а примененный здесь метод спектральной очистки сигнала подавил этот вклад ошибок измерения в сигнал.

3. Эксперимент.

3.1. Импульсные измерения.

Эксперименты были выполнены при помощи измерительного стенда, включающего в себя осциллоскопа GZ10E, СВЧ-генератор GZ1120ME-03 широкополосного (0,05-5 ГГц) импульсного сигнала с частотой максимума спектра 300 МГц, длительностью импульса 50 нс с дискретизацией около 0,05 нс (1024 точки съема) и частотой повторения 10 мс, время съема составляло 10 с (500 импульсов) импульсов. Управление измерениями осуществлялось компьютером из программы MATLAB на основе комплектного программного комплекса Marcha2015. Приемно-передающая система включала две идентичные bow-tie антенны с длиной плеч 3,8 см и шириной 5,4 см, которая была использована нами ранее в в работах [3-6,9]. На рис. 5 показана схема измерительной системы.

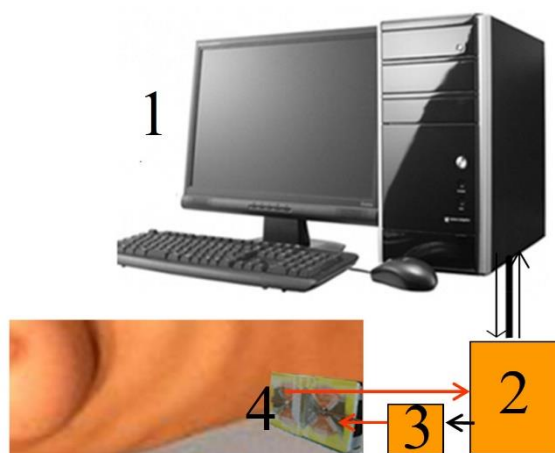


Рис. 5. Схема измерительной системы. 1 – компьютер, 2 – осциллоскоп, 3 – генератор, 4 – антенны приемно-передающей системы.

На рис. 5, демонстрируются результаты экспериментальных исследований. На рис. 5а, б показаны вариации принимаемых сигналов, связанные с дыханием и сердечной деятельностью. которые схожи с вариациями в численном моделировании на рис. 4. Восстановленная динамика профилей воздухонаполнения и кровесодержания (рис. 5е, ф) демонстрирует процессы заполнения воздухом и наполнение кровью легких при дыхании и сердечной деятельности.

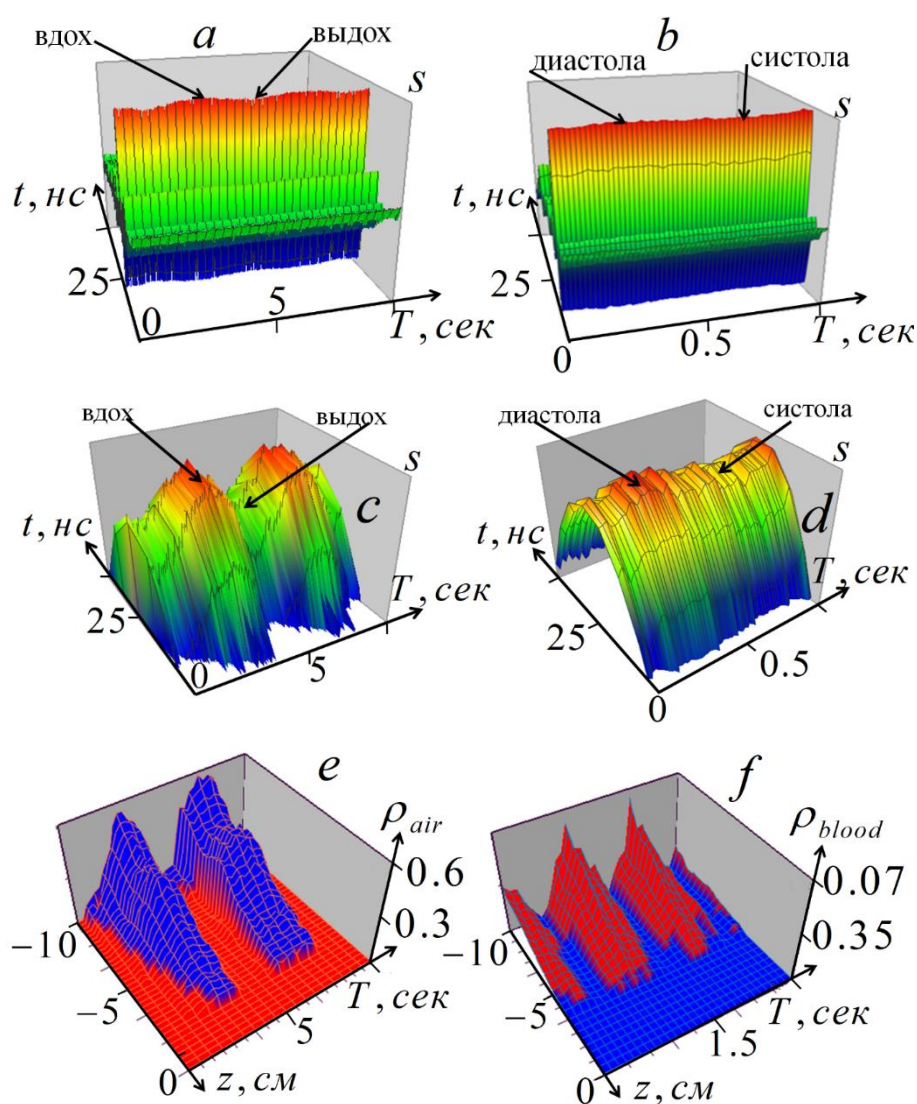


Рис. 5. Результаты эксперимента. Верхний ряд: а – вариации принимаемого сигнала $s(t,T)$ в процессе дыхания; б – вариации сигнала, связанные с пульсовой волной (в фазе полного вдоха); средний ряд: верхняя часть импульсов, показанных на рис. 5а, б; нижний ряд: е – восстановленная динамика профилей воздухонаполнения $\rho_{air}(z,T)$ в процессе дыхания; ф – восстановленная динамика профилей кровенаполнения $\rho_{blood}(z,T)$ в процессе сердечной деятельности.

Сравним методы представленной в данной работе СВЧ динамической томографии и последние результаты динамической МРТ [20] на рис. 6, где показаны скриншоты визуализации динамики состояния легких для этих методов. Как можно видеть на рис. 6*a, b*, единственными видимыми объектами в легких на скриншотах МРТ являются сечения наиболее крупных сосудов около сердца – несколько белых точек, появляющихся в фазе систолы и исчезающих в фазе диастолы, где можно также видеть смещение диафрагмы в процессе дыхания. Этот вид динамической томографии не чувствителен к параметрам, определяемым в СВЧ томографии, показанным на рис. 6*c, d* – так же, как и методы рентгеновской КТ и УЗИ диагностики.

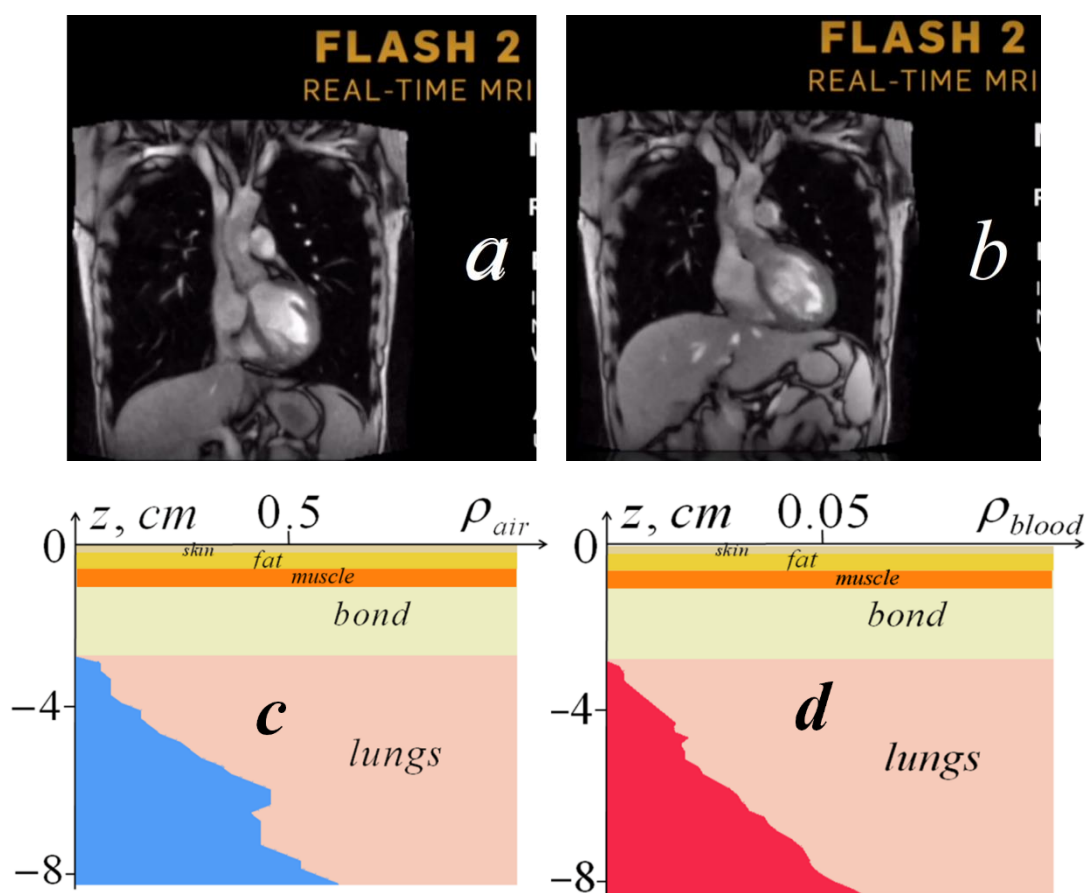


Рис. 6. *a, b* – скриншоты двух моментов анимации динамической магниторезонансной томографии (вертикальное сечение грудной клетки): *a* – фаза систолы, *b* – фаза диастолы; *c, d* – скриншоты анимации СВЧ ближнепольной томографии: *c* – профиль воздухонаполнения, *d* – профиль кровесодержания.

Важным преимуществом СВЧ томографии является определение количественных физических параметров легких – в отличие от упомянутых альтернативных методов, основанных на визуализации принимаемого сигнала.

Таким образом, представленные результаты демонстрируют принципиальную новизну предложенного метода и перспективы его применения динамической СВЧ томографии легких в биомедицинской диагностике.

Выполнены также исследования вариаций принимаемого сигнала при сдвиге приемно-передающей системы вдоль и поперек направления ребер. На рис. 7 представлен пример измерений динамики сигнала со сдвигом поперек ребер на 2 см.

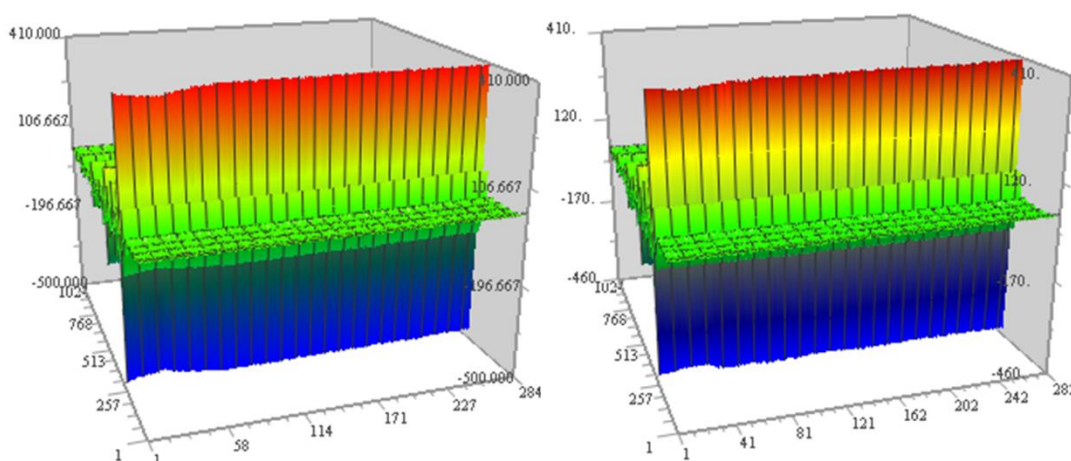


Рис. 7. Слева – динамика сигнала в процессе выдоха и задержки дыхания. Справа – этот же процесс при сдвиге приемно-передающей системы на 2 см поперек направления ребер.

Видно, что после задержки дыхания амплитуда сигналов остается постоянной и не меняется что при сдвиге поперек направления ребер. Измерения показали, что при обеспечении неизменности условий контакта антенной системы горизонтальные неоднородности слоя ребер при небольших смещениях антенной системы не изменяют сигнал от постоянной составляющей слоистой структуры грудной клетки, что позволяет использовать модель слоистой структуры покрывающих тканей при анализе измерений.

Дальнейшее развитие метода предполагает исследования двумерного распределения рассеянного сигнала и его интерпретации на относительно

плоском участке грудной клетки через плоскую диэлектрическую прокладку и с использованием модифицированной приемно-передающей системы на базе bow-tie антенн уменьшенного до 3 см размера.

3.2. Многочастотные измерения.

Выполнены многочастотные измерения (на частотах 2, 3, 4, 5 ГГц) грудной клетки. С этой целью была реализована быстрая коммутация частот перестраиваемого генератора. Данные (рассеянный гармонический сигнал) снимались в течение 10 с со скоростью 100000 выборок (чисел)/с; установка очередной частоты происходила с интервалом 0,01 с, так, что цикл занимает 0,04 с, а данные содержат 1 млн. выборок. На рис. 8 представлены результаты 4-частотных измерений вариаций амплитуды принимаемого сигнала процессе дыхания.

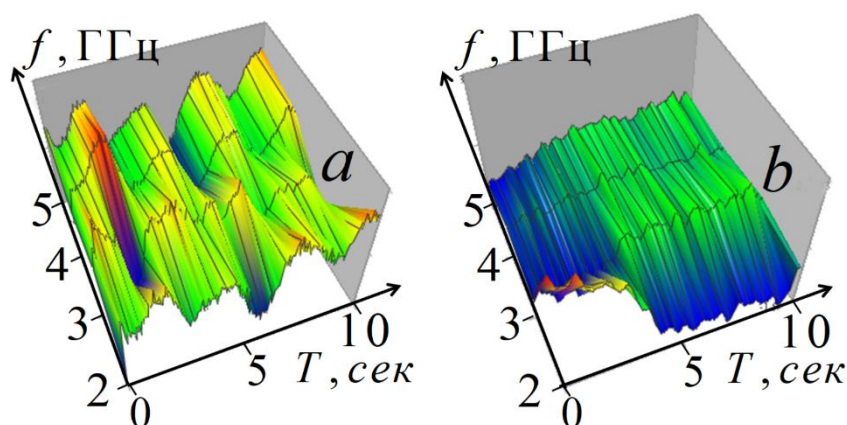


Рис. 8. Четырехчастотные измерения вариаций принимаемого рассеянного сигнала в процессе дыхания: *a*) свободное дыхание; *b*) в процессе выдоха и задержки дыхания.

Результаты демонстрируют, что измерения чувствительны трансформации легких в процессе дыхания; при этом видно, что эта трансформация проявляется в принимаемом сигнале существенно различным образом на разных частотах. Это указывает на принципиальную возможность разработки метода диагностики легких, основанного на многочастотных измерениях рассеянного гармонического сигнала. Такой метод может быть более информативным, чем описанный выше импульсный, поскольку в гармоническом сигнале сохраняется

фазовая информация. К сожалению, оказалось невозможным осуществить этот метод из-за нехватки низкочастотных каналов и недостаточной скорости их коммутации на базе имеющегося оборудования.

4. Возможности применения метода СВЧ томографии легких.

На основе разработанного метода СВЧ томографии легких возможна развитие их новой неинвазивной медицинской диагностики, включая диагностику патологических состояний легких, включая отек, гидроторакс, пневмоторакс, ателектаз, диагностика патологий и осложнений COVID-19. Существующие в настоящее время методы диагностики вышеуказанных патологических состояний включают ультразвуковое исследование (УЗИ), рентген, рентгеновскую компьютерную томографию (КТ) и магнитно-резонансную томографию (МРТ). Эти методы неинвазивной подповерхностной диагностики основаны на использовании волн различной природы, которые проходя через тело человека, трансформируются неоднородностями структуры и состава тканей, и измеряемое распределение параметров проходящих или рассеянных волн несет интегральную информацию об этих неоднородностях. Все эти методы основаны на визуализации принятого распределения параметров сигнала или результатов из компьютерной обработки и дают качественную информацию, нуждающуюся в квалифицированной интерпретации. Преимуществом предложенной данной работе диагностики является определение количественных распределений физических параметров среды тканей легких и вовлекает в анализ измерение вариации их структуры в динамических процессах дыхания и сердечной деятельности.

Рассмотрим ряд патологий, для которых возможно применение развитых в статье методов. Одной из них является пневмоторакс (скопление воздуха или газов в плевральной полости – см. рис. 9). Может возникнуть спонтанно у людей без хронических заболеваний легких («первичный»), а также у лиц с заболеваниями легких («вторичный»). Многие пневмотораксы возникают после травмы грудной клетки или как осложнение лечения.

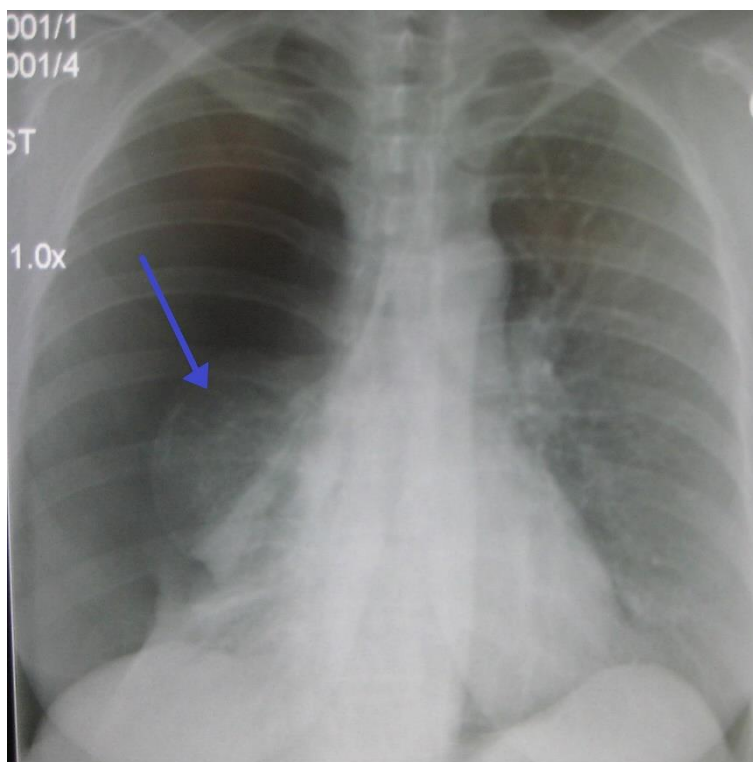


Рис. 9. Рентгеновский снимок правостороннего спонтанного пневмоторакса (слева на изображении). Стрелкой указан край спавшегося легкого.

Предложенная СВЧ диагностика может быть использована для обнаружения и контроля развития данной патологии, а также контроля в процессе операции искусственного пневмоторакса – введения воздуха в плевральную полость для создания коллапса пораженного легкого.

Ряд патологий связан со скоплением в легких жидкости. Это может быть отек (выход трансудата из капилляров в легочную ткань, что приводит к инфильтрации альвеол и резкому нарушению газообмена в легких). Причиной отека может быть ряд сердечно-сосудистых и легочных заболеваний или факторов внешнего воздействия. Различные виды отека показаны на рентгеновском снимке (рис. 10) и изображения одного из сечений рентгеновской компьютерной томографии (КТ) (рис. 11).



Рис. 10. Рентгеновский снимок грудной клетки пациента с интерстициальным отеком вследствие венозного застоя и легочной гипертензии.

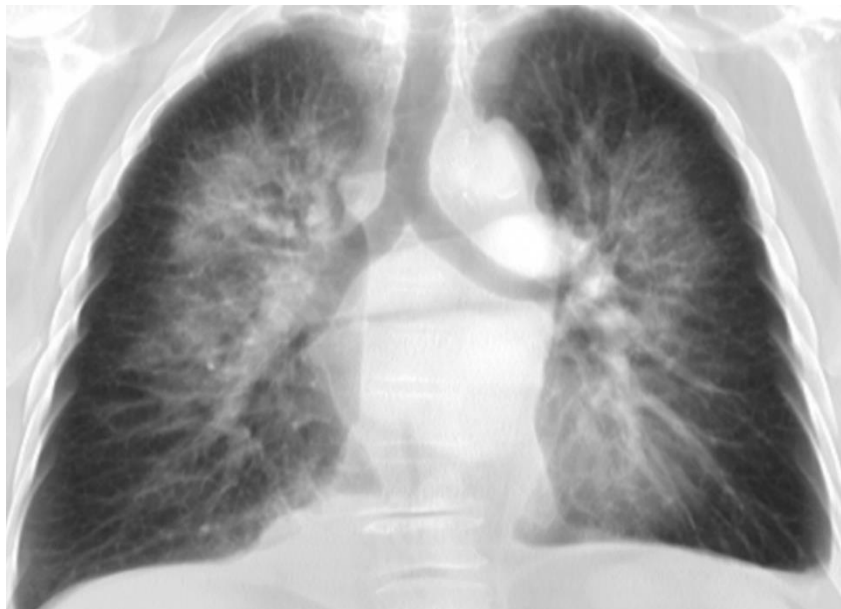


Рис. 11. КТ-сечение кардиогенного отека легких

Близкой по проявлениям патологией является гидроторакс (скопление жидкости невоспалительного происхождения (транссудата) в плевральной полости, который может возникать при сердечной недостаточности. Плевральный выпот может быть обусловлен и гемотораксом (скоплением крови). Такие плевральные выпоты возникают и после кардиохирургических операций в связи с ателектазом (спадением ткани) легких, травмой плевры в процессе выделения внутренней грудной артерии, скоплением крови во вскрытой плевральной полости, идиопатическим воспалением как части

системно-воспалительного ответа [21]. Быстрое развитие таких состояний требует непрерывного мониторинга, который может обеспечить развиваемый метод СВЧ диагностики. На рис. 12, 13 представлены УЗИ и рентгеновское изображения плеврального выпота.



Рис. 12. УЗИ выпота в плевральной полости.

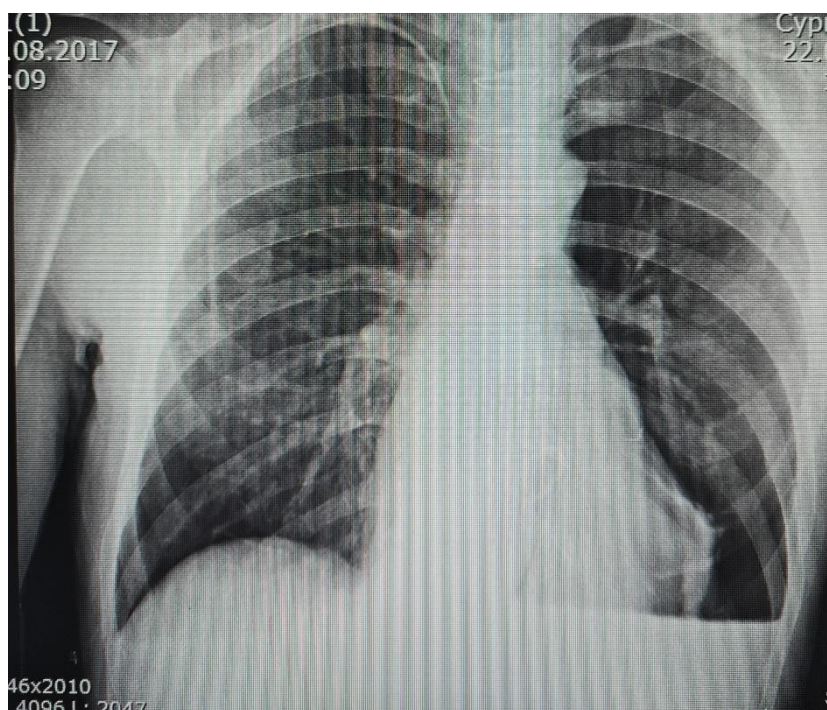


Рис. 13. Рентгеновское изображение грудной клетки с гидротароксом в плевральной области.

При гидротораксе (скоплении жидкости) при левосторонней локализации (рис. 13) потемнение распространяется на тень сердца, сливаясь с ней. Купол диафрагмы плохо дифференцирован или вообще не определен.

Названные выше и ряд других причин может приводить к частичному или полному спадению легких (ателектазу). При первичном ателектазе у новорожденного после родов легкие полностью или частично не расправляются, просветы альвеол остаются спавшимися и в них не поступает воздух. Это может быть обусловлено как закупоркой дыхательных путей слизью и аспирированными околоплодными водами, так и недостаточной выработкой поверхностно активного вещества, поддерживающего в норме альвеолы в расправленном состоянии (сурфактанта).

Вторичные ателектазы развиваются уже в расправленных ранее и дышавших легких и могут быть обусловлены различными их заболеваниями (пневмония, опухоли, инфаркт легкого, эмпиема плевры, гидроторакс), травмами (пневмоторакс, гемоторакс), аспирацией инородных тел и пищевых масс, а также другими патологическими состояниями. На рис. 13 представлен пример рентгеновской диагностики ателектаза.



Рис. 12. Рентгеновский снимок ателектаза верхней доли правого легкого.

Очевидно, что контроль развития (иногда очень быстрого) и течения описанных выше патологий требует применения методов объективного

непрерывного контроля динамики глубинной структуры воздухонаполнения и кровообращения пораженных легких, который в перспективе может быть реализован на основе развиваемой в статье методики.

Особый интерес вызывают перспективы ближнепольной СВЧ диагностики для контроля легких при из патологиях и осложнениях COVID-19. Во время пандемии COVID-19 компьютерная томография зарекомендовала себя как наиболее эффективный метод визуализации в диагностике коронавирусной инфекции. Поражение легких проявляется на КТ в виде расплывчатых белых пятен, названных эффектом «матового стекла» (см. на рис. 13). Однако, довольно частое применение данного метода увеличивает лучевую нагрузку и вызывает беспокойство у пациентов, которым требуется динамическое наблюдение.

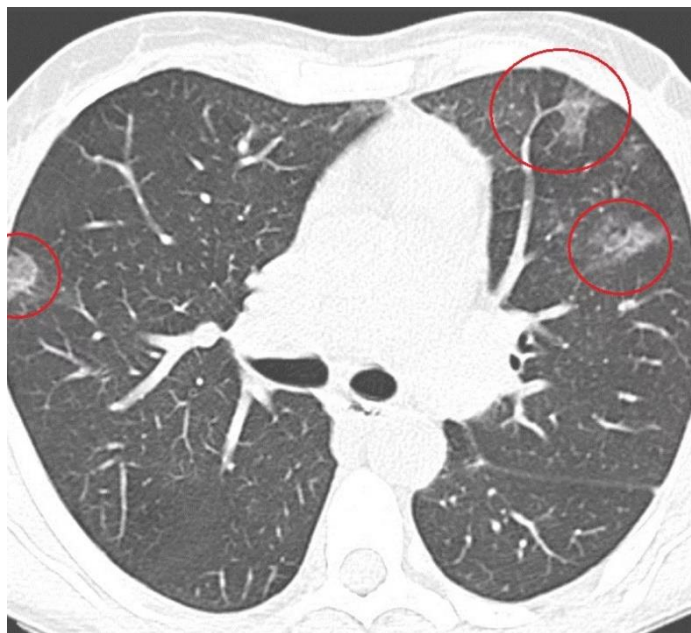


Рис. 13. Изображение КТ-сечения грудной клетки пациента с легкими, пораженными коронавирусом (в красных кружках – эффект матового стекла).

В связи с этим, в качестве дополнительной диагностики может применяться магнито-резонансная томография (МРТ). При прохождении МРТ исследования для динамического сравнения необходимо предоставить данные КТ, и полученные результаты сопоставляются с данными КТ. На МРТ-изображениях хорошо визуализируются внутриальвеолярный отек, фиброз, выпот, лимфатические узлы средостения, что является ценной информацией для клинициста и позволяет корректировать лечение. На рис. 14 представлены

результаты МРТ диагностики пациента с пораженными легкими, полученные с интервалом в одну неделю, где можно видеть некоторые изменения, которые, однако, весьма трудно интерпретировать без привлечения результатов КТ и других средств диагностики.

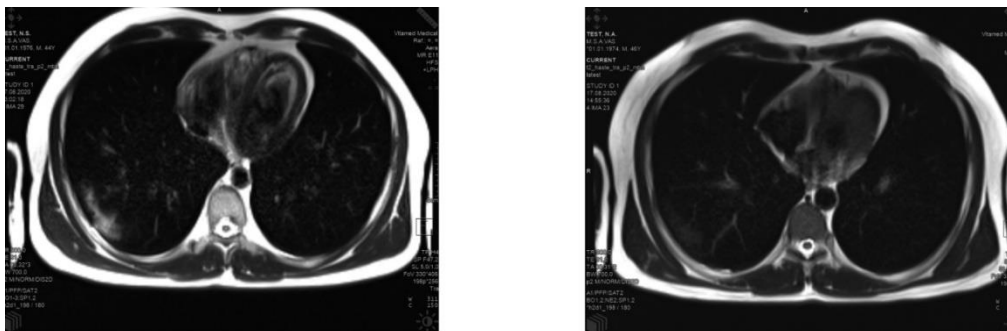


Рис. 14. Изображение МРТ-сечений грудной клетки пациента с легкими, пораженными коронавирусом через одну (слева) и две (справа) недели после начала заболевания.

Представленные выше результаты на рис. 9-14 демонстрируют как широкие возможности существующих методов неинвазивной диагностики, так и их фундаментальную ограниченность. Рентгеновские изображения визуализируют поперечное распределения ослабления рентгеновского излучения в теле (интеграл вдоль луча от коэффициента экстинкции). В этих изображениях вклад ослабления сигнала от неоднородностей вблизи поверхности накладывается на вклад более глубоких слоев, что сильно затрудняет интерпретацию. В КТ томографии измерения рентгеновского ослабления с большого числа различных траекторий луча математически обрабатывается и получается трехмерной распределения коэффициента затухания в ткани тела, который преимущественно определяется распределением из плотности. По этим данным оказывается возможным визуализировать структуру тканей в любом поперечном сечении тела. Хотя метод гораздо более информативен по сравнению с обычным рентгеном, он не дает информации о природе выявленных неоднородностей. Метод не свободен от артефактов, связанных с некорректностью решаемой задачи компьютерной обработки данных измерений.

Метод МРТ томографии, основанный на измерении радиоизлучения в спин-орбитальном переходе атомов водорода в магнитном поле, является существенно более сложным технически по сравнению с КТ и дают информацию о трехмерном распределении атомов водорода в теле (преимущественно о количестве воды в водосодержащих жидкостях – таких, как кровь и лимфа).

Метод ультразвукового исследования (УЗИ) использует отражение излучаемого ультразвукового сигнала от разделов слоев и его рассеяние от других (объемных) неоднородностей плотности в теле. Возможность селекции отраженного сигнала по глубине позволяет получить томографические изображения структуры тканей с разрешением, которое можно регулировать выбором частоты. Также, измерения доплеровского сдвига частоты позволяют визуализировать движение тканей или потоков крови в сосудах. Информацию, получаемая в этом методе, существенно сложнее интерпретировать в терминах физических параметров, чем в других методах томографии – она преимущественно качественная, требующая высокого уровня подготовки персонала.

Таким образом, все рассмотренные выше методы основаны на визуализации принимаемых сигналов и дают качественную информацию о структуре тканей тела, которая нуждается в квалифицированной интерпретации с использованием дополнительных данных (симптоматики, анализов крови и др.). Предлагаемая СВЧ диагностика позволяет получить количественную информацию о динамике физических параметров, недоступную для этих методов.

Заключение.

Представлены результаты теоретических и экспериментальных исследований методов ближнепольной СВЧ диагностики грудной клетки по измерениям рассеянного импульсного и многочастотного сигнала. В борновском приближении получены интегральные уравнения обратных задач томографии трехмерных неоднородностей кровесодержания и воздухонаполнения легких по

данным многосенсорных измерений на плоских участках поверхности грудной клетки. Предложен метод и исследованы в численном моделировании алгоритмы решения обратных задач профилирования (восстановления глубинных профилей) относительного воздухонаполнения и кровесодержания легких в процессах дыхания и работы сердца по форме измеренного рассеянного импульса, включая алгоритм определения слоистой структуры покрывающих легкие тканей по спектру этого импульса. Выполнены многочастотные и импульсные измерения динамики рассеянных сигналов в процессах дыхания и сердечной деятельности в бистатической конфигурации приемно-передающей системы. В многочастотных измерениях на частотах 2-5 ГГц были обнаружены вариации, связанные с дыханием, но реализовать метод профилирования легких оказалось невозможным на базе имеющегося оборудования. По данным измерений рассеянного от области грудной клетки моноимпульсного сигнала с частотой спектрального максимума 300 МГц был реализован метод динамической СВЧ томографии легких – восстановления динамики профилей воздухонаполнения и кровесодержания в процессах дыхания и сердечной деятельности по форме рассеянного импульса. Результаты могут служить основой для разработки методов динамической томографии глубинной структуры данных параметров и, на их основе, новых методов неинвазивной медицинской диагностики патологических состояний легких (отек, гидроторакс, пневмоторакс, ателектаз, диагностика патологий и осложнений COVID-19 и др).

Финансирование.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, грант № 20-52-00030 и соответствующего белорусского проекта T20P-244.

Литература

1. Gaikovich K.P. Subsurface near-field scanning tomography. *Physical Review Letters*. 2007. V.98. №18. P.183902.
<https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.98.183902>

2. 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.org/10.1088/0266-5611/26/12/125013>
3. Gaikovich K.P., Gaikovich P.K., Maksimovitch Ye.S., Badeev V.A. Pseudopulse near-field subsurface tomography. *Physical Review Letters*. 2012. V.108. №16. P.163902. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.108.163902>
4. 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.org/10.1109/JSTARS.2015.2443035>
5. 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.org/10.1080/17415977.2016.1160389>
6. 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. <https://doi.org/10.1080/17415977.2017.1417405>
7. Gaikovich K.P., Smirnov A.I. Inverse problems of low-frequency diagnostics of the Earth's crust. *Radiophysics and Quantum Electronics*. 2015. V.58. №6. P.428-442. <https://doi.org/10.1007/s11141-015-9617-y>
8. Gaikovich K.P. Left-handed lens tomography and holography. *Inverse Problems in Science and Engineering*. 2020. V.28. №3. P.296-313 <https://doi.org/10.1080/17415977.2018.1552953>
9. Greneker E.F. Radar Sensing of Heartbeat and Respiration at a Distance with Security Applications. *Proceedings of SPIE. Radar Sensor Technology II*. 1997. V.3066. P.22-27. <https://doi.org/10.1117/12.276106>

10. 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://doi.org/10.1080/17415977.2020.1800686>
11. Ivashov S.I., Razevig V.V., Sheyko A.P., Vasilyev I.A. Detection of Human Breathing and Heartbeat by Remote Radar. *Progress in Electromagnetic Research Symposium*. 2004. Pisa, Italy. March 28 - 31. P.663-666. http://www.rslab.ru/downloads/piers2004_68_03.pdf
12. 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.org/10.1029/RS014i06Sp00265>
13. 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.org/10.1109/LAWP.2011.2132690>
14. 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.org/10.1109/TBME.2013.2241763>
15. 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*. Springer, Cham, Ch.18. P.443-479.2018. https://doi.org/10.1007/978-3-319-58403-4_18
16. Bokeria L.A., Kakuchaya T.T., Badeev V.A., Maksimovitch Ye.S., Smirnov A.S., Gaikovich K.P. Achievements and Prospects in Near-Field Subsurface Diagnostics. *21st International Conference on Transparent Optical Networks (ICTON)*. 2019. P.1-4. <https://doi.org/10.1109/ICTON.2019.8840017>

17. 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.org/10.30898/1684-1719.2020.8.5>
18. Gabriel C. Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies. *Report N.AL/OE-TR- 1996-0037, Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas, USA.* 1996. <https://doi.org/10.21236/ada303903>
19. Sihvola A. Mixing Rules with Complex Dielectric Coefficient. *Subsurface Sensing. Technologies and Applications.* 2000. V.1. №4. P.393-415. <https://doi.org/10.1023/A:1026511515005>
20. Hirsch F.W., Frahm J., Sorge I., et al. Real-time magnetic resonance imaging in pediatric radiology - new approach to movement and moving children. *Pediatric Radiology.* 2021. V.51. №5. P.840-846. <https://doi.org/10.1007/s00247-020-04828-5>
21. Weissman C. Pulmonary complications after cardiac surgery. *Seminars in Cardiothoracic and Vascular Anesthesia.* 2004. V.8. №3. P.185-211. <https://doi.org/10.1177%2F108925320400800303>

Для цитирования:

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>