

БЛИЖНЕПОЛЬНОЕ ИМПУЛЬСНОЕ СВЧ ЗОНДИРОВАНИЕ ДИНАМИКИ ПОДПОВЕРХНОСТНОЙ СТРУКТУРЫ ТКАНЕЙ ТЕЛА ПРИ ДЫХАНИИ И СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

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

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

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

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

Статья поступила в редакцию 5 августа 2020 г.

Аннотация. Ближнеполюсные измерения рассеянного от области грудной клетки моноимпульсного сигнала показали наличие вариаций, связанных с трансформацией диэлектрической структуры тканей в процессах дыхания и сердечной деятельности. Разработан метод восстановления глубинного распределения комплексной диэлектрической проницаемости в многослойной среде с частотной дисперсией, основанный на решении соответствующей обратной задачи рассеяния, и получены первые результаты восстановления вариаций глубинных профилей диэлектрических параметров ткани легких, а также обуславливающих эти вариации параметров их относительного воздухонаполнения или содержания крови.

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

Abstract. Near-field measurements of the monosine signal scattered from the thorax detected variations related to the transformation of the dielectric structure of tissues in processes of pulmonary and cardiovascular activity. The method of retrieval of the depth distribution of the complex permittivity in the multilayer medium with the frequency dispersion based on solving the corresponding inverse scattering problem has been developed, and first results of its application have been obtained in the

retrieval of variations of depth profiles of dielectric parameters of lung tissues as well as of related parameters of their air- and blood relative content.

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

Введение

К настоящему времени были развиты и апробированы в экспериментах различные методы ближнепольной диагностики подповерхностных диэлектрических неоднородностей, основанные на решении обратных задач ближнепольного рассеяния [1-8]. 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 [9-10]. 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 [11]. 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 [12-13] 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 [14]. 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 рамках исследования 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 [6]. Эти результаты также показали наличие вариаций, связанных с дыханием и пульсом. Была поставлена и решена обратная задача восстановления профилей комплексной диэлектрической проницаемости в многослойной сильно поглощающей среде с частотной дисперсией, на основе которой разработан алгоритм мониторинга параметров, с которыми связаны вариации сигнала в процессах сердечной деятельности и дыхания – глубинного профиля относительного воздухонаполнения или содержания крови в их тканях.

1. Теория

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 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

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

Поскольку в принимаемом 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 $\rho(z)$. Комплексная диэлектрическая проницаемость для диэлектрической смеси «воздух – ткани легких» вычисляется на основе формулы Релея:

$$\frac{\varepsilon(z, \omega) - \varepsilon_0(z, \omega)}{\varepsilon(z, \omega) + 2\varepsilon_0(z, \omega)} = \rho_{air}(z) \frac{\varepsilon_{air}(z, \omega) - \varepsilon_0(z, \omega)}{\varepsilon_{air}(z, \omega) + 2\varepsilon_0(z, \omega)}. \quad (4)$$

Эта формула справедлива для сферических рассеивателей, поэтому особенно подходит в рассматриваемом случае, поскольку пузырьки альвеол имеют именно такую форму. Для смеси «кровь-воздух-ткани» легких диэлектрические параметры определялись рефракционной формулой:

$$\varepsilon(z, \omega) = [\rho_{blood}(z)(\varepsilon_{blood}^{1/2} - \varepsilon_0^{1/2}) + \rho_{air}(z)(1 - \rho_{air})\varepsilon_0^{1/2}]^2, \quad (5)$$

где $\varepsilon(z, \omega)$ диэлектрическая проницаемость смеси, $\varepsilon_0(z, \omega)$ – диэлектрическая проницаемость ткани легких, а $\varepsilon_{air}(z, \omega)$, $\varepsilon_{blood}(z, \omega)$ – примеси воздуха и крови.

Значения диэлектрических параметров для всех типов тканей тела на всех частотах в полосе анализа известны [15].

В решении данной обратной задачи рассеяния применялся итерационный алгоритм нового, основанного на лагранжевом подходе в теории нелинейных некорректных задач, метода двойственной регуляризации [5]. В этом методе обратная задача формулируется следующим образом: нужно найти профиль примеси $\rho(z) = \rho_{air}(z)$ или $\rho(z) = \rho_{blood}(z)$, который с заданной точностью удовлетворяет условиям равенства вычисленных по этому профилю и измеренных комплексных амплитуд сигнала:

$$s[\rho(z)](\omega) = s_0(\omega). \quad (6)$$

Алгоритм двойственной регуляризации решения этой нелинейной некорректной задачи основан на модифицированном функционале Лагранжа:

$$L_\mu[\rho](\lambda) = \|\rho\|^2 + \int_\omega \langle \lambda(\omega), (s[\rho](\omega) - s_0(\omega)) \rangle d\omega + \mu \left\{ \left(\int_\omega |s[\rho](\omega) - s_0(\rho)|^2 d\omega \right)^{1/2} + \left(\int_\omega |s[\rho](\omega) - s_0(z_s)|^2 d\omega \right) \right\}, \quad (7)$$

где $\langle \cdot \rangle$ – скалярное произведение, $\lambda = (\lambda_1, \lambda_2)$, $s = (\text{Re } s, \text{Im } s)$ – двумерный вектор, $\mu > 0$ – параметр, про который доказано, что при достаточно больших его значениях заведомо обеспечивается достижение минимума (7) при любом λ . Процесс решения состоит в минимизации (7) по переменной искомого решения ρ с одновременной максимизацией по переменной лагранжевых коэффициентов λ выпуклого функционала:

$$V_\mu^\alpha[\rho](\lambda) = \min_{\rho \in D} L_\mu[\rho](\lambda) - \alpha \|\lambda\|^2 \rightarrow \max_{\|\lambda\| \leq \mu}. \quad (8)$$

Седловая точка этого процесса дает искомое решение.

2. Численный эксперимент

Было выполнено численное моделирование по замкнутой схеме, как в предположении, что толщины слоев, покрывающих легкие тканей, известны, так и в более сложной постановке, где решалась задача определения этих параметров структуры. Глубина зондирования определяется глубиной

проникновения в тело зондирующего сигнала. На рис.1 приводятся распределения оптической толщины поглощения $\tau(z, f) = \int_{-z}^0 \gamma(z', f) dz'$, где γ - коэффициент поглощения, в зависимости от глубины и частоты спектральных компонент сигнала для структуры тканей кожа–жир–костная ткань–легкие при вдохе и выдохе, использованной в численном моделировании.

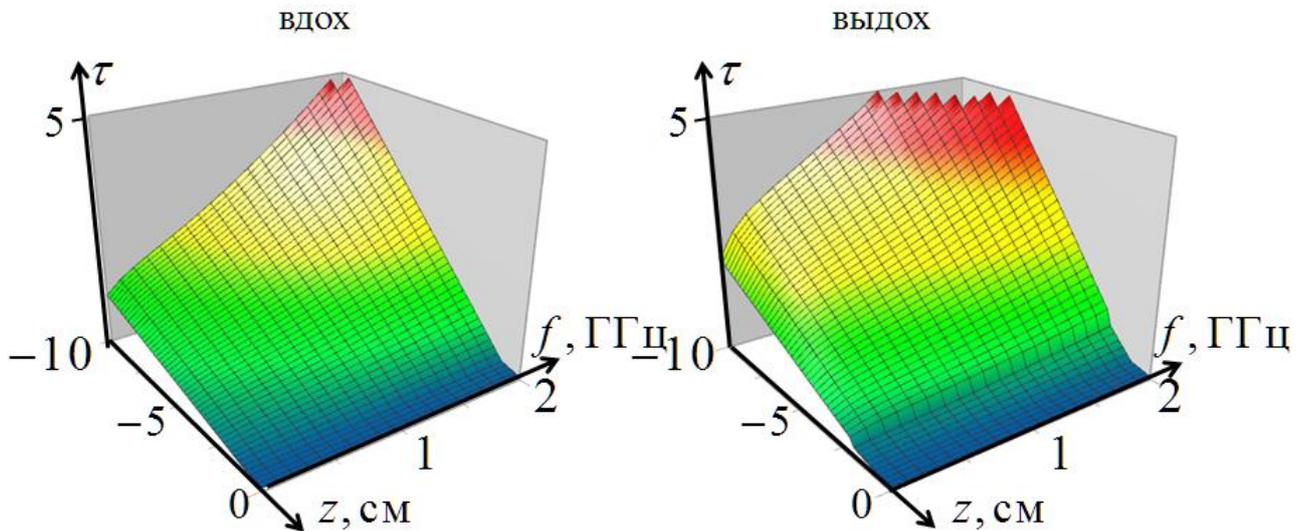


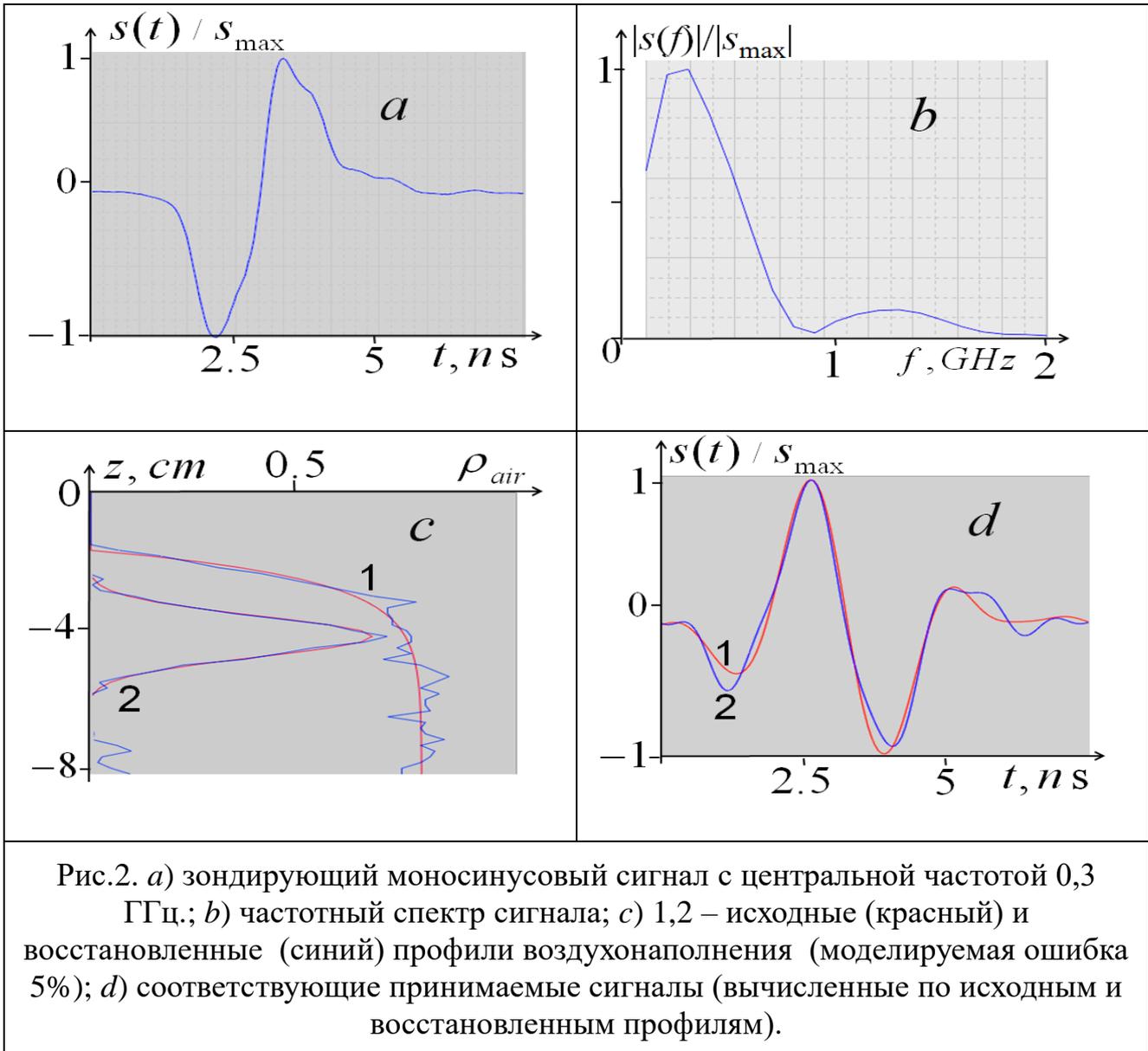
Рис.1. Спектральная зависимость оптической толщины поглощения в тканях грудной клетки в диапазоне 0,1 – 2 ГГц.

Можно видеть, что для частот $f < 1$ ГГц для зондирования доступен слой толщиной примерно 10 см. Видно также, что при вдохе поглощение в легких существенно уменьшается, а глубина проникновения излучения возрастает.

Для заданных профилей глубинных распределений вариаций примеси воздуха или крови в ткани легких рассчитывался принимаемый сигнал, набрасывалась случайная ошибка, решалась обратная задача, и заданный профиль неоднородности сравнивался с восстановленным. На рис.2 представлены результаты моделирования обратной задачи в постановке, где параметры покрывающих слоев (кожа–жир–костная ткань) считаются известными. В расчетах сигнала задавались параметры приемно-передающей системы [6], использованной в эксперименте.

Результаты на рис.2 демонстрируют хорошую точность восстановления монотонных профилей неоднородностей и профилей с максимумами.

Результаты обратной задачи восстановления вариаций профиля кровенаполнения аналогичны при аналогичных значениях относительной погрешности данных. Соответствующие вариации вычисленных сигналов соответствовали по величине вариациям, наблюдаемым в экспериментах.



Малость вариаций сигнала, связанных с периодической трансформацией подповерхностной структуры тканей тела дыханием и пульсом, по сравнению с составляющей рассеяния на постоянной слоистой структуре грудной клетки, позволяет выделить эти вариации и разбить решение на две задачи: *a*) одномерная задача восстановления постоянной составляющей

диэлектрического профиля покрывающих легкие тканей (кожа, жир, мышцы, кости), решаемая по данным измерений на глубоком выдохе, когда диэлектрическая проницаемость легких известна; б) задача восстановления вариаций диэлектрической структуры легких (предполагается, что при дыхании эти вариации связаны с изменениями ее воздухонаполнения). При решении задачи восстановления параметров покрывающих тканей область сжатых при выдохе легких рассматривается в модели полупространства, поскольку граница раздела с более глубокими тканями находится за зоной проникновения зондирующего сигнала,

Вариации сигнала, связанные с вариациями глубинной структуры относительного содержания крови легких в процессе сердечной деятельности, существенно меньше вариаций при дыхании и отчетливо наблюдались только в фазе полного вдоха. Таким образом, решение обратной задачи динамики кровесодержания определяет соответствующие вариации профиля диэлектрической проницаемости легких относительно профиля, рассчитанного для фазы полного вдоха из решения обратной задачи динамики воздухонаполнения.

При решении задачи восстановления постоянной составляющей диэлектрического профиля использовался метод минимизации среднеквадратичного отклонения вычисленного спектра сигнала, измеренного в фазе полного выдоха, путем варьирования с шагом 0,5 мм толщин слоев в пределах ожидаемых значений, оцениваемых на основе данных осмотра кожи и жирового покрова. В дальнейшем предполагается также применить для этой цели альтернативные средства измерений (УЗИ и рентген) и интегрировать их в алгоритмы решения обратной задачи рассеяния.

Было выполнено численное моделирование последовательного решения задач определения толщин покрывающих легкие слоев при полном выдохе и заданного профиля воздухонаполнения легких при вдохе, восстанавливаемого с учетом погрешностей определения этой структуры.

3. Эксперимент

Эксперименты были выполнены при помощи измерительного стенда, включающего в себя СВЧ-генератор импульсного сигнала с частотой 300 МГц и 1 ГГц и осциллоскопа GZ10E. Управление измерениями осуществлялось из программы MATLAB на основе комплектного программного комплекса Marcha2015. В качестве добровольцев участие принимали сотрудники-экспериментаторы. Съем данных производился с экспериментаторов-добровольцев при различных схемах расположения антенн типа «бабочка» относительно тела (см. рис.3). В качестве дополнительного параметра определялся пульс.

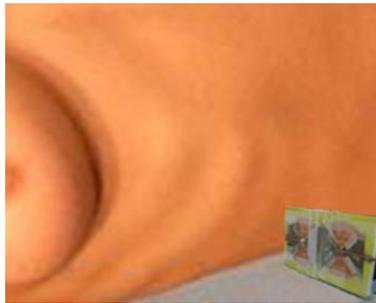


Рис. 3. Объект исследования и ближнепольная приемно-передающая система.

Для восстановления вариаций глубинного профиля диэлектрической проницаемости грудной клетки нужно разделить вклад, связанный с трансформацией тканей легких, и вклада вариаций слоистой структуры покрывающих легкие тканей. При этом необходимо исключить влияние механических колебаний тканей, покрывающих легкие. Именно эти колебания регистрируются при измерениях в дальней зоне, но при ближнепольных контактных измерениях они приводят к нежелательным искажениям сигнала, связанного с динамикой структуры легких. Для исключения колебаний поверхности тела и лучшего согласования антенн со средой измерения выполнялись через тонкую, прозрачную для радиоизлучения, диэлектрическую прокладку.

Кроме того, необходимо учесть возможные колебания слоистой структуры покрывающих тканей, которые предположительно связаны главным

образом с упругой деформацией жирового слоя. Были выполнены расчеты влияния вариаций толщины этого слоя на принимаемый сигнал, и было установлено, что эти вариации проявляются преимущественно в высокочастотной части спектра сигнала (выше частоты 1 ГГц). Это связано с тем, что трансформация толщины слоя жира является мелкомасштабной, тогда как вариации структуры легких имеют большие характерные размеры. Более того, из-за возрастания поглощения сигнал выше указанной частоты формируется только в слое покрывающих легкие тканей. Это позволяет выделить информативную низкочастотную часть спектра, которая и была использована в анализе вариаций параметров легких при дыхании. Более высокочастотная часть спектра может использоваться для обнаружения и анализа вариаций структуры покрывающих легкие тканей.

Вариации, связанные с сердечной деятельностью, не влияют значимым образом на слоистую структуру покрывающих легкие тканей под согласующей диэлектрической пластиной – на что указывает отсутствие вариаций сигнала при полном выдохе. Как известно, при выдохе капилляры и артериолы легких сжимаются, и через них практически не проходит пульсовая волна. При вдохе происходит их расширение, и пульсовая волна проходит не только через артериолы, но (в отличие от других тканей тела) и через капилляры. По этой причине вариации сигнала, связанные с пульсом, отчетливо наблюдались только в фазе полного вдоха, и, как мы полагаем, они связаны с вариациями глубинной структуры относительного содержания крови легких.

На рис.4 представлены примеры измерения вариаций принимаемого сигнала в процессах дыхания и сердечной деятельности (в состоянии полного вдоха, чтобы слабые вариации, связанные с пульсом, не накладывались на более сильные вариации от дыхания).

Можно видеть, что дыхание значительно отчетливее проявляется в рассеянном сигнале, чем пульс.

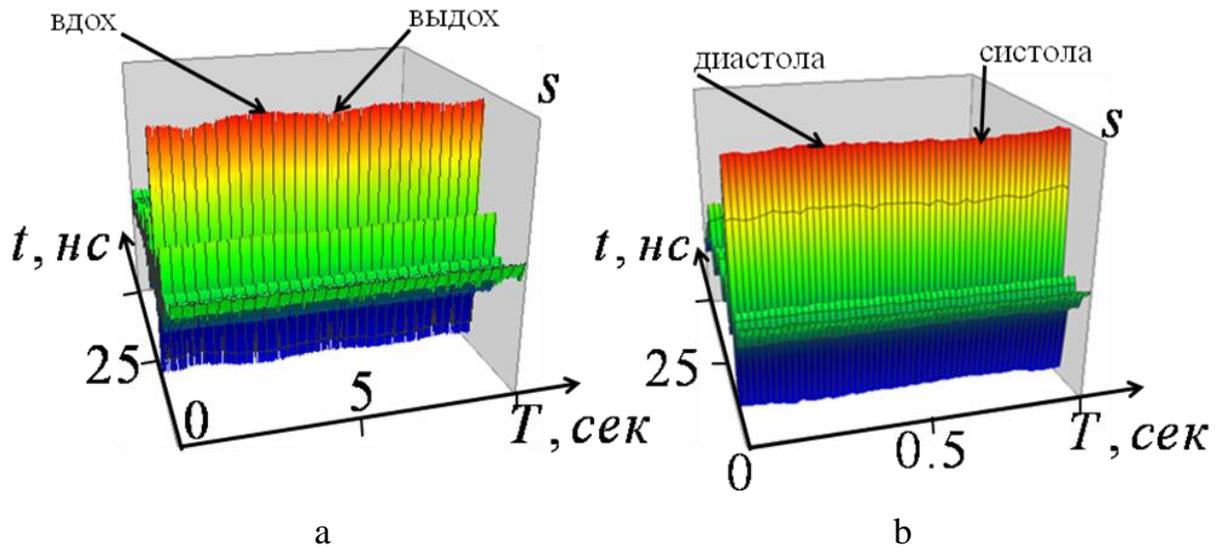


Рис. 4. а – вариации принимаемого сигнала, связанные с процессом дыхания; б – вариации сигнала, связанные с сердечной деятельностью (в фазе полного вдоха).

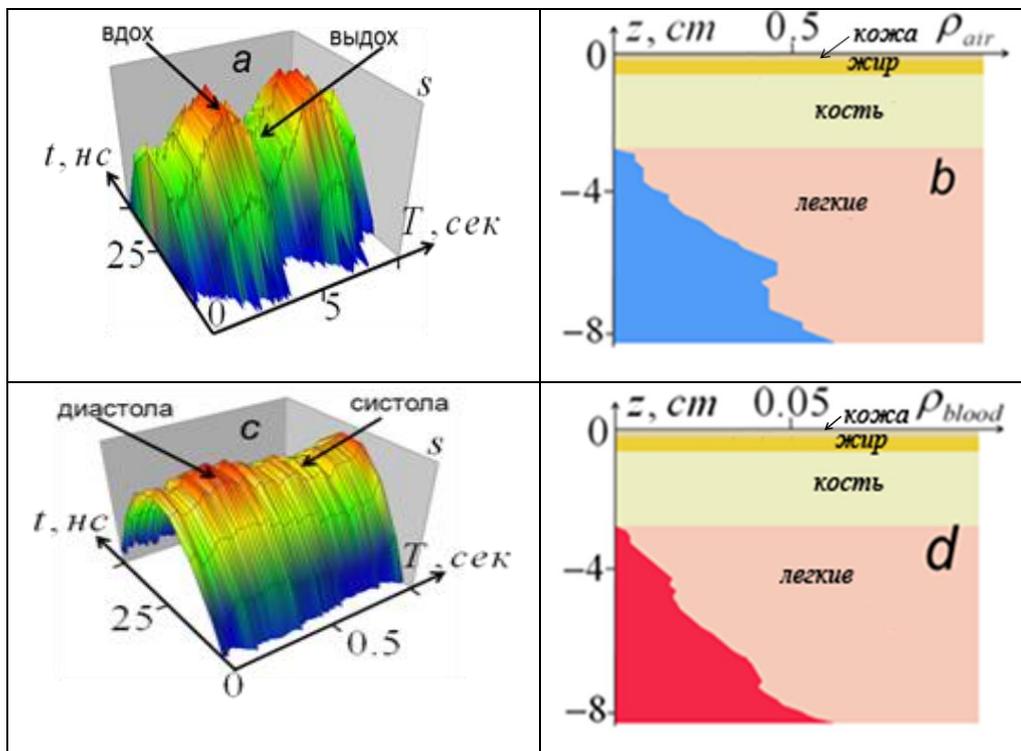


Рис. 5. а) измеренная динамика рассеянного импульса в процессе дыхания (верхняя часть импульсов, представленных на рис.4а); б) восстановленный профиль относительного содержания воздуха в тканях легких в фазе полного вдоха, по данным рис. 4а; с) динамика связанных с пульсом вариаций рассеянного импульса, измеренная при задержке дыхания на вдохе (верхняя часть импульсов, представленных на рис.4б); д) восстановленный профиль содержания крови в легких в систоле по данным рис. 4б.

На рис. 5 показаны результаты измерений (верхние части импульсов, показанных на [рис.4](#)) и восстановления вариаций глубинных профилей относительного содержания воздуха и крови в легких алгоритмом решения обратной задачи (6) Процесс дыхания значительно оказывает значительно большее влияние на рассеянный сигнал, чем сердечная деятельность, и соответствующие восстановленные вариации содержания воздуха в тканях легких при дыхании оказываются значительно больше, чем вариации содержания крови, связанные с пульсом. Можно также отметить корреляцию между формой профилей воздухонаполнения при полном вдохе и профилей кровесодержания в фазе систолы.

На рис.6 можно видеть профили глубинной структуры параметров комплексной диэлектрической проницаемости тканей грудной клетки, включающих ткани покрывающей слоистой структуры и ткани легких в фазе полного вдоха по данным, представленным на [рис.4b](#), [5c](#)) для частоты 400 МГц.

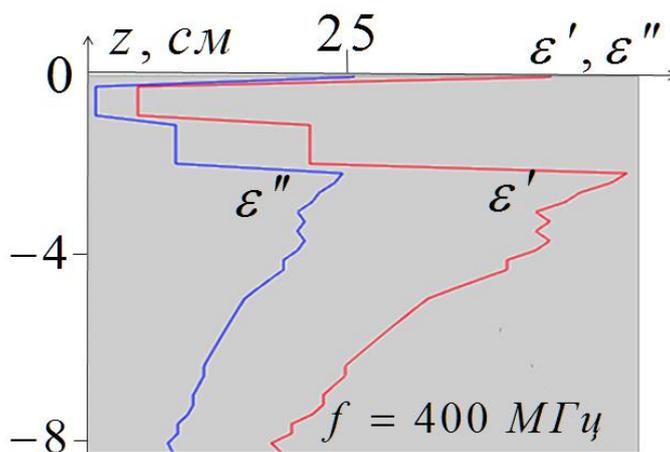


Рис. 6. Восстановленные профили параметров комплексной диэлектрической проницаемости грудной клетки на частоте 400 МГц для фазы полного вдоха на [рис. 3b](#).

Профили на рис. 6 отображают уменьшение диэлектрических параметров тканей легких по мере возрастания их воздухонаполнения с глубиной от значений этих параметров у границы легких с покрывающими их тканями, которые соответствуют известным из [\[15\]](#) параметрам легких при полном выдохе.

Заключение

В ближнепольных контактных измерениях области грудной клетки человека обнаружены вариации рассеянного моноимпульсного сигнала, связанные с процессами дыхания и сердечной деятельности. Решена обратная задача восстановления профилей комплексной диэлектрической проницаемости в многослойной сильно поглощающей среде с частотной дисперсией. На ее основе разработаны и протестированы в численном моделировании и по данным эксперимента методы восстановления динамики подповерхностного профиля содержания воздуха в тканях легких при дыхании и их наполнения кровью пульсовой волной. Результаты могут служить основой для разработки методов динамической томографии глубинной структуры данных параметров и, на их основе, новых методов неинвазивной медицинской диагностики, включая диагностику патологических состояний легких (отек, гидроторакс, пневмоторакс, ателектаз, осложнения пневмонии, вызванной COVID-19 и др).

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

Литература

1. Gaikovich K.P. Subsurface near-field scanning tomography // Phys. Rev. Letters. 2007. Vol.98. No.18. P.183902.
2. Gaikovich K.P., Gaikovich P.K. Inverse problem of near-field scattering in multilayer media // Inverse Problems. 2010. Vol.26. No.12. P.125013.
3. Gaikovich K.P., Gaikovich P.K., Maksimovitch Ye.S., Badeev V.A. Pseudopulse near-field subsurface tomography // Physical Review Letters. 2012. Vol.108. No.16. P.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. Vol.9. No.1. P.74-82.

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. Vol. 24. No.7. P.1215–1239.
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. Vol.26. No.11. P.1590-1611.
7. Gaikovich K.P., Smirnov A.I. Inverse problems of low-frequency diagnostics of the Earth's crust // Radiophysics and Quantum Electronics. 2015. Vol. 58. No.6. P.428-442
8. Gaikovich K.P. Left-handed lens tomography and holography // Inverse Problems in Science and Engineering. 2018.
<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. Vol.3066. P.22-27.
- 10.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. March 28 – 31, 2004. Piza, Italy. P.663-666.
- 11.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. Vol.14. No.6S. P.265-269.
- 12.Celik N., Gagarin R., Youn H.S., 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. Vol.10. P. 286-289.
- 13.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. Vol.61. No.8. P.2341–2349.
- 14.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., editors. The World of Applied Electromagnetics. Springer, Cham. 2018. Ch.18. P.443-479.

15. 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.

Для цитирования:

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>