

ПОСТРОЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДИЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ МЕТОДОМ МИКРОВОЛНОВОЙ ТОМОГРАФИИ

Статья посвящена разработке физического метода построения томографических изображений диэлектрических объектов в микроволновом диапазоне длин волн, в частности верхнем *X*- и нижнем *Ku*-диапазонах. Для апробации метода была собрана экспериментальная установка, работающая на 32 частотах микроволнового диапазона. Тестируемыми диэлектрическими материалами были образцы из воска и поливинилхлорида с известными размерами и значениями диэлектрической проницаемости. Проведенные эксперименты показали как принципиальную возможность построения томографических изображений и определения диэлектрической проницаемости, так и некоторые недостатки, связанные с несовершенством экспериментальной установки. Предложены пути решения выявленных недостатков.

ДИЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ ОБЪЕКТ, ТОМОГРАФИЧЕСКОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ, МИКРОВОЛНОВЫЙ ДИАПАЗОН, ЧАСТОТА, ДИЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ ПРОНИЦАЕМОСТЬ.

Введение

Первые работы по построению томографических изображений были посвящены решению ряда медицинских проблем и появились в 60-е годы двадцатого века. Тогда главным источником информации для анализа служили данные, получаемые при измерении уровня излучения, поглощенного объектом, в рентгеновском диапазоне длин волн [2]. В экспериментах измерялось одномерное или двумерное распределение поглощенного рентгеновского излучения для различных ориентаций исследуемого объекта относительно направления распространения излучения. Измеренные распределения для каждой ориентации образовывали множество проекций (томографических проекций), по которым методом обратного преобразования Радона вычислялось пространственное распределение показателя поглощения (оптической плотности) вещества. Полученное

распределение анализировалось с помощью вычислительной техники и средств визуализации. По результатам анализа определялось состояние здоровья пациента.

Достижения, связанные с успешным развитием методов ядерного магнитного резонанса (ЯМР), создали предпосылки для создания нового способа получения множества томографических проекций. В отличие от рентгеновской томографии, измеряющей оптическую плотность вещества, новый способ – метод ЯМР-томографии – измеряет плотность атомов водорода, входящих в состав большинства биологических тканей. Главным преимуществом нового способа стало отсутствие ионизирующего излучения, ограничивающего использование метода рентгеновской томографии из-за негативного влияния на здоровье человека.

В дальнейшем успехи методов рентгеновской томографии, методов ЯМР-томографии, а также прорыв в деле соз-

дания мощных вычислительных систем и систем визуализации послужили мощным толчком развитию томографии, использующей другие спектральные диапазоны. Наибольший интерес представлял микроволновый диапазон. При этом основным направлением исследования оставалось решение прикладных медицинских задач [4, 5], связанных с необходимостью определять пространственное распределение диэлектрической проницаемости в тканях, обладающих достаточной прозрачностью для излучения выбранного участка микроволнового диапазона. В первую очередь это костная и жировая ткани.

Цель данного исследования – разработать физический метод построения томографических изображений диэлектрических объектов в микроволновом диапазоне длин волн, в частности верхнем *X*- и нижнем *Ku*-диапазонах.

Разработка метода микроволновой томографии

Предлагаемый метод состоит в измерении и последующем вычислении распределения плотности оптического удлинения в пространстве. С помощью полученного распределения затем можно найти распределение диэлектрической проницаемости. Для разработки предлагаемого метода была

собрана экспериментальная установка, схема которой представлена на рис. 1.

Ключевыми элементами экспериментальной установки являются шесть приемных антенн 3 и два массива передатчиков 4, включающих 256 передающих элементов, которые работают на 32 частотах, лежащих в микроволновом диапазоне 8 – 18 ГГц (см. рис. 1). Установка выполнена в виде портала, расположение элементов которого имеет зеркальную симметрию относительно плоскости, проходящей через центр и направленной параллельно плоскости *yz*. Исследуемый диэлектрический объект 1 располагается в пространстве между сторонами установки – в исследуемой зоне 2.

В проведенных экспериментах на отрезках, соединяющих пары приемник-передатчик, измерялось удлинение оптического пути, вызванное присутствием диэлектрического объекта в исследуемой зоне. Удлинение оптического пути вычислялось по смещению главного максимума обратного Фурье-преобразования [1] измеряемого поля для каждой пары приемник-передатчик:

$$A_F^{r,t}(l) = \left| \sum_{k=1}^{N_f} \frac{A_k^{r,t}}{A_{k,0}^{r,t}} e^{-i\left(\phi_k^{r,t} + f_k \frac{l2\pi}{c}\right)} \right|, \quad (1)$$

где *l* – удлинение оптического пути; $A_F^{r,t}(l)$ – амплитуда поля обратного Фурье-

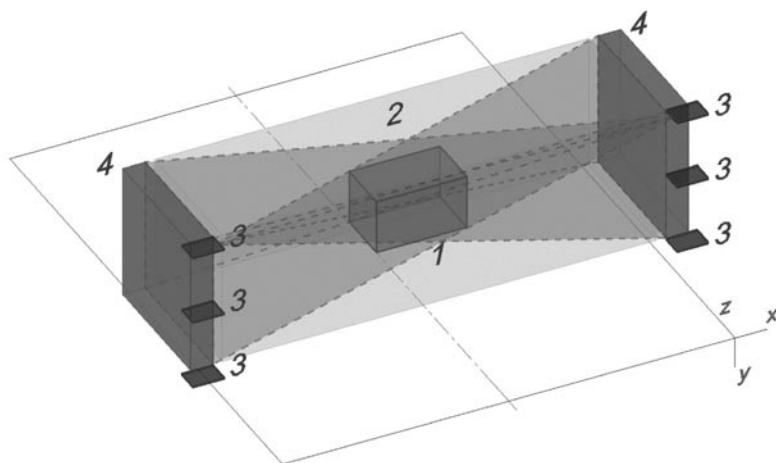


Рис. 1. Схема экспериментальной установки:

1 – исследуемый объект; 2 – исследуемая зона; 3 – шесть приемных антенн; 4 – два массива передающих антенн.

Расположение основных рабочих элементов показано в избранной системе координат. Пунктиром выделены две томографические проекции

преобразования для r -го приемника и t -го передатчика; $A_{k,r}^{r,t}$, $A_{k,0}^{r,t}$ — комплексные амплитуды измеренных полей на r -м приемнике от t -го передатчика на k -й частоте, соответственно в присутствии и в отсутствие объекта в исследуемой зоне; $\varphi_{k,0}^{r,t}$ — фаза измеренного поля на r -м приемнике от t -го передатчика на k -й частоте; f_k — k -я частота набора; c — скорость света.

Массив передающих элементов и приемная антенна, находящиеся по разные стороны от исследуемой области, образуют томографическую проекцию. Геометрически такая проекция представляет собой пирамиду, в вершине которой расположена приемная антенна, а в основании — массив передающих элементов (на рис. 1 отмечены пунктиром две томографические проекции). В каждую томографическую проекцию записывается удлинение оптического пути, вычисляемого для соответствующей пары приемник-передатчик в пределах одного массива передающих антенн. В конфигурации, реализованной на экспериментальной установке, комплексные амплитуды электромагнитного поля измерялись на шести приемных антеннах, что соответствовало шести томографическим проекциям.

Математическая идея томографического метода заключается в восстановлении $f(x, y)$ — функции распределения плотности (или распределения любой другой величины) в плоскости [3]. Начальными данными являются наборы радоновских образов $\{R\varphi(s)\}$ — проекций функции $f(x, y)$ на набор соответствующих прямых $\{s\}$ в плоскости x, y , образующих углы φ_i с осью x (i — номер проекции). По множеству радоновских образов вычисляется множество функций — обратных проекций $\{R\varphi(x, y)\}$. Данная проекция $R\varphi(x, y)$ — это функция двух переменных (x, y) , повторяющая соответствующий радоновский образ $R\varphi(s)$ в любом сечении плоскостью, параллельной прямой s . По набору обратных проекций определяется суммарная проекция:

$$S(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi R_\varphi(x, y) d\varphi = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi R_\varphi(x \cos \varphi + y \sin \varphi, \varphi) d\varphi. \quad (2)$$

Функция $S(x, y)$ представляет собой восстановленную по радоновским образам функцию $f(x, y)$. Формула (2) справедлива лишь при бесконечном количестве радоновских образов, что на практике реализовать невозможно. Решает эту проблему процедура дискретизации выражения (2), в результате которой интегрирование обратных проекций по углу φ (угол с осью x) переходит в суммирование:

$$S(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R_i(x \cos \varphi_i + y \sin \varphi_i, \varphi), \quad (3)$$

где N — число радоновских образов.

При конечном числе проекций функция $S(x, y)$ только с некоторой точностью повторяет исходную функцию $f(x, y)$. Аналогичные рассуждения справедливы и для общего случая, когда $f(x_1, x_2, \dots, x_n)$ является функцией распределения плотности (или распределения любой другой величины) в n -мерном пространстве. В этом случае n -мерное пространство проецируется на $(n - 1)$ -мерное.

В нашей задаче создаваемое исследуемым объектом трехмерное распределение диэлектрической проницаемости в пространстве проецируется на набор плоскостей (в каждой из них записывается двумерное распределение удлинения оптического пути), соответствующих каждой паре приемник-передатчик. Тогда суммарная проекция $S(x, y, z)$ и обратная проекция $R\varphi(x, y, z)$ становятся функциями трех переменных, и радоновский образ $\{R\varphi(s)\}$ представляет собой проекцию трехмерного распределения на набор плоскостей $\{s\}$, образующих углы φ_i с плоскостью x, y (i — номер проекции). А искомое распределение диэлектрической проницаемости в пространстве описывается функцией $f(x, y, z)$.

Для удобства расчетов исследуемая зона, как и в работе [6], была равномерно разделена на элементарные ячейки заранее известных размеров, поскольку процедура вычисления точного геометрического пересечения прямых, содержащих точки приемник-передатчик от всевозможных направлений, была слишком трудоемкой. Заранее рассчитывалось количество прямых, которые пересекают каждую элементарную

ячейку. В каждую элементарную ячейку записывалась сумма удлинений оптических путей, измеряемых для каждой прямой, которая пересекает данную элементарную ячейку.

Измерения, результаты и их обсуждение

В проведенных экспериментах в качестве объектов использовались два образца: один из пчелиного воска, а другой из поливинилхлорида (ПВХ). Заранее измеренные диэлектрические проницаемости для них равны соответственно $2,6 \pm 0,2$ и $3,8 \pm 0,2$. Размеры образцов составляли $17 \times 14 \times 8$ см и $17 \times 15 \times 8$ см соответственно. Каждый образец помещался в исследуемую зону экспериментальной установки в различных положениях относительно приемопередающих элементов. На всех приемных антеннах измерялась на всех частотах комплексная амплитуда электромагнитного поля, прошедшего через образец. Измеренные амплитуды поля подвергались обратному Фурье-преобразованию (1); затем по смещению главного максимума последнего определялось удлинение оптического пути для каждого направления приемник-передатчик. В каждую томографическую проекцию записывались значения удлинения оптического пути, вычисленные для каждой пары приемник-передатчик. После этого по набору томографических проекций вычислялось с помощью трехмерного случая (3) распределение плотности оптического удлинения в исследуемой зоне. И наконец, по данному распределению вычислялось распределение диэлектрической проницаемости. На рис. 2 представлены томограммы (сечения плоскостью xz распределений плотности удлинения оптического пути в исследуемой зоне) для воска и ПВХ, полученные с применением алгоритма связанных областей. Указанный алгоритм выделял в сечении томограммы области пространства, соответствующие положению образца. Размер исследуемой зоны составлял $140 \times 50 \times 60$ см, а координаты границ зоны в пространстве (в см) — от -70 до $+70$, от -25 до $+25$, от -40 до $+20$ по x -, y -, z - направлениям соответственно.

На рис. 2, *a* приведена томограмма, полученная в условиях, когда исследуемый образец воска располагался следующим образом: боковые стороны 17×8 см и 14×8 см находились соответственно в плоскостях xz и yz , а передняя сторона 17×15 см — в плоскости xy . Согласно измерениям по томограмме, размеры образца равнялись $(18 \pm 2) \times (13 \pm 2) \times (6 \pm 2)$ см, что совпало

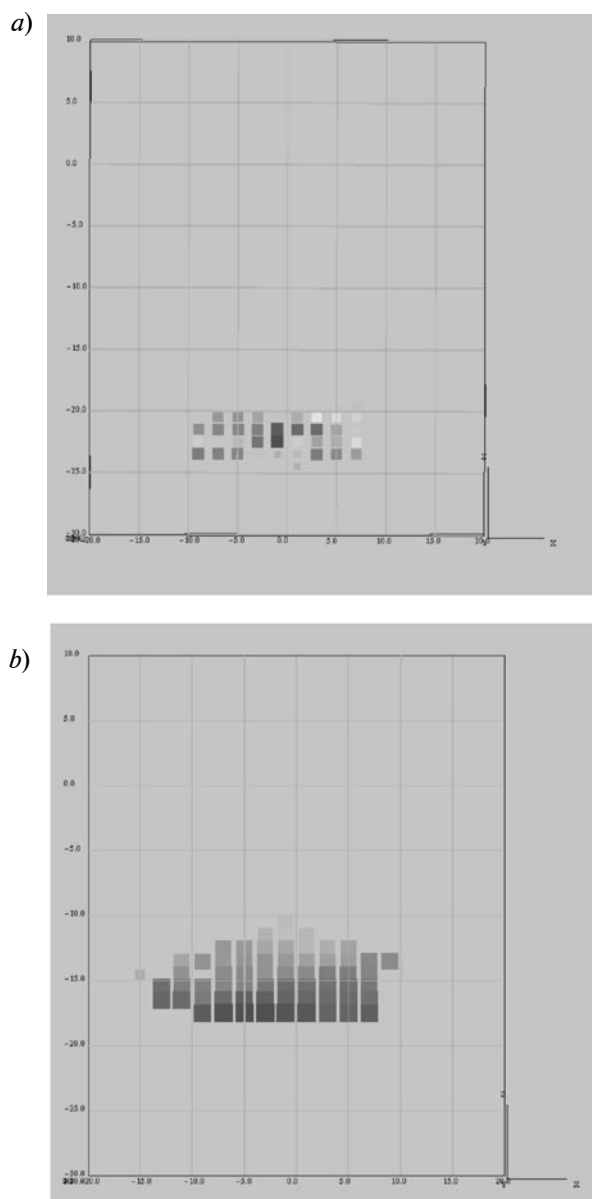


Рис. 2. Сечения плоскостью xz ($y = 0$) распределений плотности удлинения оптического пути в части исследуемой зоны для образцов воска (*a*) и ПВХ (*b*)

в пределах погрешности с размерами, полученными предварительно на самих образцах. Измеренное по томограмме значение диэлектрической проницаемости образца составило $2,6 \pm 0,5$.

Томограмма на рис. 2, *b* представляет результат исследования образца ПВХ при аналогичном расположении объекта. Размеры образца, согласно данным томограммы, оказались равными $(18 \pm 2) \times (15 \pm 2) \times (8 \pm 2)$ см, что также совпадало в пределах погрешности с найденными заранее размерами. Измеренное по томограмме значение диэлектрической проницаемости образца составило $3,6 \pm 0,5$.

При расположении объектов в области, находящейся внутри исследуемой зоны, с координатами границ (в см) от -30 до $+30$, от -15 до $+15$, от -25 до 0 , соответственно по x -, y -, z - направлениям, формы объектов соответствовали истинным, а именно – прямоугольным параллелепипедам, и их размеры совпадали с заранее полученными (в пределах погрешности). Однако при расположении вне указанной области, например в периферийной части исследуемой зоны, форма объектов переставала соответствовать истинной. Позиции образцов (точнее, геометрические центры областей, выделяемых соответствующим алгоритмом) совпадали с истинными. При определении значений диэлектрической проницаемости данные воспроизводились, но возрастала ошибка измерения.

Искажение на томограмме формы исследуемых объектов, помещенных в пери-

ферийную часть исследуемой зоны, может быть вызвано двумя основными причинами. Во-первых, в этом случае имеется малое число (одно-два) пересечений линий, содержащих точки с координатами пар приемник-передатчик и пересекающих элементарную ячейку. Во-вторых, это наличие большей части (более 60 %) от общего числа элементарных ячеек, которых вообще не пересекают какие-либо линии, соответствующие паре приемник-передатчик.

Заключение

В результате проделанной работы был разработан физический метод построения томографических изображений диэлектрических объектов в микроволновом диапазоне длин волн. Для апробации метода была собрана экспериментальная установка, на которой проводилось тестирование объектов. Объектами служили материалы из воска и поливинилхлорида с заранее известными размерами и значениями диэлектрической проницаемости. Проведенные эксперименты показали принципиальную возможность построения томографических изображений и определения диэлектрической проницаемости. Однако они выявили определенные недостатки, связанные с отсутствием необходимого количества приемопередающих элементов и их расположением. В дальнейшем планируется усовершенствовать созданную экспериментальную установку путем введения дополнительных приемных антенн и оптимизации расположения ее основных элементов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Зверев В.А. Физические основы формирования изображений волновыми полями. Нижний Новгород: Издание ИПФ РАН, 1998. 252 с.
- [2] Deans S.R. The Radon transform and some of its application. New-York: Wiley-Interscience Publication, 1983. 289 p.
- [3] Троицкий И.Н. Статистическая теория томографии. М.: Радио и связь, 1989. 239 с.
- [4] Saha S., Pal G., Pyne S., Mandal S. Tomography of human body using exact simultaneous iterative reconstruction algorithm // Computer Science and Information Technology. 2013. Vol. 3. Pp. 437–443.
- [5] Attardo E.A., Borsic A., Meaney P.M., Vecchi G. Finite element modeling for microwave tomography. Antennas and Propagation (APSURSI)// 2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation. July 3–8, 2011, Spokane, Washington, USA.
- [6] Семенов С.Н., Воробьев С.И., Дудкин В.И. Построение томографических изображений диэлектрических объектов в микроволновом диапазоне в приближении геометрической оптики // Научный форум с международным участием «XLIII Неделя науки СПбПУ». 1–6 декабря 2014. С. 125–127.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРЕ

СЕМЕНОВ Семен Николаевич — аспирант кафедры квантовой электроники Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29.
ussrcom@mail.ru

Semenov S.N. IMAGING THE DIELECTRIC OBJECTS BY MICROWAVE TOMOGRAPHY METHOD.

The paper deals with the development of a physical method for tomographic imaging the dielectric objects in the microwave region, specifically, in upper X and lower Ku ranges. To test the proposed method an experimental setup has been made. The principal elements of the setup are 6 receive antennas and 2 masses of transmitters including 256 transmitting elements which operate at 32 frequencies of the microwave range between 8 and 18 GHz. Tested dielectric samples were made of wax and polyvinylchloride with known dimensions and permittivity values. The performed experiments demonstrated both the possibility of tomographic imaging and of permittivity determination in principle, and some disadvantages related to imperfections in the experimental setup. To improve the experimental setup we plan to rig some additional receive antennas and to optimize the arrangement of the principal elements.

DIELECTRIC OBJECT, TOMOGRAPHIC IMAGE, MICROWAVE REGION, RECEIVE ANTENNA, PERMITTIVITY.

REFERENCES

- [1] **V.A. Zverev**, *Fizicheskiye osnovy formirovaniya izobrazheniy volnovymi polyami* [The physical foundations of imaging by wave fields], Nizhniy Novgorod, IPF RAN, 1998.
- [2] **S.R. Deans**, *The Radon Transform and some of its application*, A Wiley-Interscience Publication, 1983.
- [3] **I.N. Troitskiy**, *Statisticheskaya teoriya tomografii* [The statistical tomography theory], Moscow, Radiosvyaz, 1989.
- [4] **Sayantika Saha¹, Gargi Pal, Subarna Pyne, Sudip Mandal**, *Tomography of human body using exact simultaneous iterative reconstruction algorithm*, ACER 2013, 437–443.
- [5] **E.A. Attardo, A. Borsic, P.M. Meaney, et al.**, *Finite Element Modeling for Microwave Tomography, Antennas and Propagation (APSURSI), 2011 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation*, July 3–8, 2011, Spokane, Washington, USA.
- [6] **S.N. Semenov, S.I. Vorobyev, V.I. Dudkin**, *Postroyeniye tomograficheskikh izobrazheniy dielektricheskikh obyektov v mikrovolnovom diapazone v priblizhenii geometricheskoy optiki* [Tomography imaging the dielectric objects in the microwave region as ray approximation], XLIII nedelya nauki SPbGPU, December, 1 – 6, St. Petersburg, 2014.

THE AUTHOR

SEMENOV Semen N.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politekhnikeskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation.
ussrcom@mail.ru