

**МОНОХРОМНАЯ СВЧ-ТОМОГРАФИЯ
С СИНТЕЗОМ АПЕРТУРЫ АНТЕННЫ
МЕТОДОМ ВЗАИМНЫХ КОРРЕЛЯЦИЙ****В. П. Ющенко, С. А. Литвиненко, В. Б. Ромодин, Л. В. Щебалкова***Новосибирский государственный технический университет, г. Новосибирск**E-mail: jwp@aport2000.ru*

Предлагается метод реализации СВЧ-томографии с синтезом апертуры антенны и использованием монохроматического зондирующего сигнала. Дается математическое описание синтеза апертуры антенны с учетом распространения волны в двух средах. Предполагается при этом, что скорость распространения волны внутри объекта в 6 раз меньше, чем в открытом пространстве. Приводятся результаты практической СВЧ-томографии объекта с синтезом апертуры антенны по предложенной методике.

Введение. Известно, что отраженная или прошедшая сквозь объект СВЧ-волна несет полезную для диагностики информацию. Так, например, в исследованиях, проведенных в 1992–2000 гг. совместно сотрудниками РНЦ «Курчатовский институт», ГНЦ РФ «Троицкий институт инновационных и термоядерных исследований» и Каролинского медицинского центра (г. Шарлота, США), выявлено, что диэлектрическая проницаемость ткани сердца с симптомами развивающегося инфаркта отличается от здоровой ткани на 20 %, что должно отражаться в параметрах принятой СВЧ-волны [1, 2].

До настоящего времени реально действующих на практике радиотомографов не создано [3].

Предлагается использовать для зондирования монохроматический сигнал. Главной причиной отказа от импульсной модуляции электромагнитной волны является невозможность осуществить реконструкцию изображения внутренней структуры объекта, основываясь на учете запаздывания отраженного импульсного сигнала. Учесть такое запаздывание нереально из-за неодинаковой скорости распространения волны в неоднородных средах. Биологические ткани имеют резко отличающуюся относительную диэлектрическую проницаемость по сравнению с воздушной средой. Для мышечной ткани относительная диэлектрическая проницаемость равна $\xi' \approx 50$, для жировой ткани – $\xi' \approx 7$. Это означает, что скорость распространения электромагнитных волн $v = 1/\sqrt{\xi' \xi_0 \mu' \mu_0}$ будет неодинаковой в разных тканях. В мышечной ткани она в $\sqrt{50}$ раз меньше, чем в воздухе, а в жировой ткани составит $v = c/\sqrt{7}$. При этом можно полагать, что относительная магнитная про-

ницаемость $\mu' = \text{const}$, т. е. одинакова как в воздушной среде, так и в тканях пациента. При таком разбросе скоростей распространения электромагнитных волн в тканях невозможно реконструировать изображение внутренней структуры объекта по запаздыванию сигнала. Известные способы реконструкции предполагают постоянную скорость распространения зондирующего сигнала.

Еще одним препятствием на пути к практической СВЧ-томографии является сильное отражение зондирующего сигнала на границе раздела сред воздух–тело пациента. Сигнал, отраженный от границы раздела двух сред, на входе приемника значительно преобладает над сигналом, пришедшим от внутренних тканей пациента. Чтобы уменьшить отражение на границе раздела двух сред, применяют СВЧ-локацию пациента в водной среде [2]. Поскольку вода и ткани пациента имеют близкие относительные диэлектрические проницаемости, то СВЧ-сигнал меньше будет претерпевать отражений на границе раздела двух сред. Из-за малых отражений практически большая его часть проникнет к внутренним тканям и вернется назад к приемному устройству с полезной информацией. Но при этом приходится мириться с неудобствами, вызванными помещением пациента в водную среду.

Возможно, перспективным является метод томографии, основанный на реконструкции изображения по проекциям с применением монохроматических радиоволн СВЧ-диапазона [3–5]. В этих работах исследуемый объект не помещался в водную среду. К сожалению, в качестве исследуемого выбран не биологический объект. В связи с тем что относительная диэлектрическая проницаемость испытуемого объекта сильно отличается от относительной диэлектрической проницаемости биологической ткани, невозможно отнести хорошие результаты реконструкции внутренней структуры в работах [3–5] к биологическому объекту.

В данной работе предпринята попытка оценить возможность томографирования биологических объектов, применяя электромагнитные волны на частоте 8–10 ГГц, апертурный синтез и не помещая пациента в водную среду.

Синтезирование апертуры с учетом границы раздела двух сред можно описать исходя из геометрии перемещения локатора относительно объекта (рис. 1).

Сигнал от i -й точки объекта с координатами (x_i, y_i) , принимаемый локатором при движении мимо этой точки по прямолинейной траектории с постоянной скоростью v и промахом y_i , можно записать следующим образом:

$$f_i(t) = \frac{a(x_i, y_i) \left[\frac{y1_i}{y_i} + \frac{k(y2_i)y2_i}{y_i} \right]^{-1}}{(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2} \times \exp \left(-j4\pi \left(\frac{y1_i}{\lambda y_i} + \frac{y2_i}{\lambda_1 y_i} \right) \sqrt{(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2} \right). \quad (1)$$

Здесь $a(x_i, y_i)$ – комплексная амплитуда рассеяния в i -й точке; C_a – длина синтезированной апертуры; t – время; v – постоянная скорость перемещения приемника с излучателем относительно томографируемого объекта; λ и λ_1 – длины волн зондирующего сигнала в воздухе и в среде объекта соответственно; $k(y2_i)$ – множитель, учитывающий дополнительное поглощение сигнала

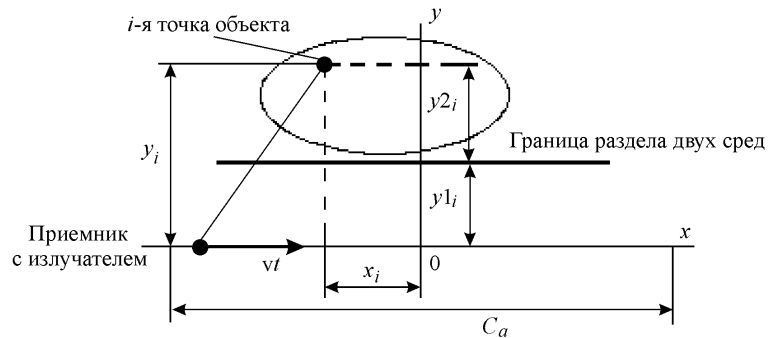


Рис. 1

в объекте; y_i – полный промах (кратчайшее расстояние от точки объекта до траектории движения локатора по перпендикуляру); y_1 и y_2 – составляющие промаха, равные расстоянию от траектории и i -й точки до границы раздела двух сред соответственно. Причем $y_i = y_2 + y_1$. Затухание в тканях нарастает по закону $k(y_2) = [y_2/\Delta l]e$, где $e = 2,718$; Δl – глубина проникновения излучения в ткань. Например, для мышечной ткани на частоте 10 ГГц глубина проникновения излучения составляет 3 мм, т. е. через каждые 3 мм волна затухает в e раз [6].

Из выражения (1) видно, что каждая точка дает сигнал, который состоит из двух компонент или двух составляющих. На это указывает показатель экспоненты, который содержит сумму двух фазовых путей с разными длинами волн. По выражению (1) можно построить траекторный сигнал $s(n)$ (n – номера отсчетов времени и частоты) от отдельной точки объекта с учетом распространения волны в двух средах (рис. 2, а), а если взять преобразование Фурье от траекторного сигнала, то получим его спектральный состав (рис. 2, б). Из этого рисунка видно, что в спектре $S(n)$ присутствуют две компоненты. Первая, низкочастотная, компонента обусловлена распространением сигнала от точки объекта в воздушной среде, а вторая, высокочастотная, компонента с меньшей спектральной плотностью – распространением волн

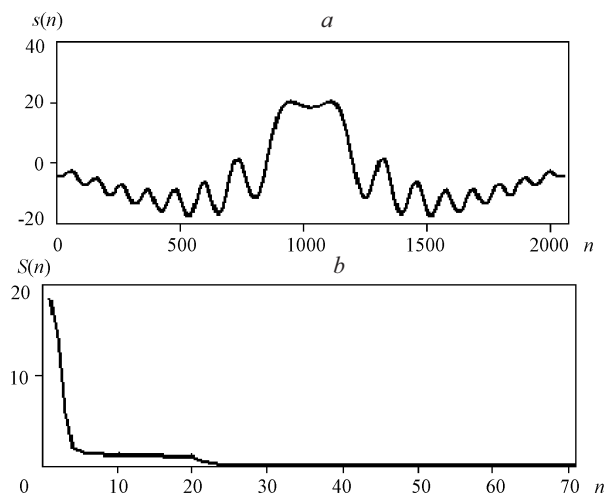


Рис. 2

ны в тканях. Математическая модель (1) сигнала, отраженного от одной точки, объективно описывает реальный физический процесс распространения волны в двух средах, разделенных границей.

Сигнал $f(t)$, отраженный от всего объекта, состоящего из I точек, можно представить в виде суммы сигналов, отраженных от всех точек:

$$f(t) = \sum_{i=1}^I f_i(t). \quad (2)$$

Опорный сигнал, отраженный от точечного объекта, можно записать как

$$f_o(t) = \frac{1}{(vt - C_a/2)^2 + y^2} \exp\left(j \frac{4\pi}{\lambda} \sqrt{(vt - C_a/2)^2 + y^2}\right). \quad (3)$$

Если цель томографирования – получить конфигурацию границы раздела двух сред без анализа сигнала, проникающего внутрь объекта, то берется длина волны в воздушной среде λ . Если же требуется получить картину внутренней структуры объекта, то берем λ_1 .

Тогда взаимно корреляционная функция между опорным сигналом $f_o(t)$ и сигналом $f(t)$ может быть представлена в виде

$$B(\tau, y) = \int_{y_b}^{y_a} \int_{t_1}^{t_2} \sum_{i=1}^I \frac{a(x_i, y_i) \left[\frac{y1_i}{y} + \frac{k(y2_i)y2_i}{y} \right]^{-1}}{[(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2][(v(t + \tau) - C_a/2)^2 + y^2]} \times \\ \times \exp\left[-j4\pi \left(\left(\frac{y1_i}{\lambda y_i} + \frac{y2_i}{\lambda_1 y_i} \right) \sqrt{(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2} - \right. \right. \\ \left. \left. - \frac{1}{\lambda_1} \sqrt{(v(t + \tau) - C_a/2)^2 + y^2} \right) \right] dy dt, \quad (4)$$

где y – промах конкретной опорной точки из всего диапазона опорных точек; y_a и y_b – границы интегрирования по координате промаха. Используя соотношение $\Delta x = \tau v$, можно перейти от временного сдвига к пространственному. Однако в дальнейшем будем пользоваться не двумерной взаимно корреляционной функцией, а набором одномерных корреляционных функций. Набор функций, как и выражение (4), позволяет построить двумерную поверхность, которая будет передаточной функцией объекта. Если рассечь такую функцию горизонтальными плоскостями, расположенными на разной высоте, то получим линии сечения одинакового уровня, которые после раскраски в разные тона дадут томограмму объекта:

$$B(\tau, y) = \int_0^T \sum_{i=1}^I \frac{a(x_i, y_i) \left[\frac{y1_i}{y} + \frac{k(y2_i)y2_i}{y} \right]^{-1}}{[(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2][(v(t + \tau) - C_a/2)^2 + y^2]} \times$$

$$\times \exp \left[-j 4\pi \left(\left(\frac{y_1^i}{\lambda y_i} + \frac{y_2^i}{\lambda_1 y_i} \right) \sqrt{(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2} - \right. \right. \\ \left. \left. - \frac{1}{\lambda_1} \sqrt{(v(t+\tau) - C_a/2)^2 + y^2} \right) \right] dt, \quad (5)$$

где $T = C_a/v$ – время синтезирования апертуры. Выражения (4) и (5) дают практически одинаковые результаты. Соотношение $\Delta x = \tau v$ позволяет перейти от временного сдвига к пространственному и построить взаимно корреляционную функцию в координатах промаха y и дальности по траектории x .

Длину волны при генерации опорных траекторных сигналов следует выбирать такой, какой она образуется в объектной среде, а не в воздушной прослойке. Необходимо всеми возможными способами сокращать фазовый путь волны в воздушной среде. Все это дает возможность получить приемлемое разрешение в объектной среде.

Разрешение в тканях человека при использовании синтеза апертуры может достигать 1 мм при частоте зондирующего сигнала 10 ГГц. При этом надо исходить из того, что синтезированная апертура дает разрешение $\lambda/5$ [7]. Если в воздушной среде $\lambda = 3$ см, то после проникновения излучения в ткани длина волны сократится до 4 мм [6]. Учитывая разрешающую способность апертуры, в итоге получаем разрешение $\delta = \lambda/5 = 4/5 = 0,8$ мм.

Экспериментальное томографирование осуществлялось на частоте 8,175 ГГц. Излучаемая мощность составила 10 мВт. Излучающий и принимающий рупоры были совмещены. Доплеровский приемник выполнен с двумя квадратурными каналами. Два траекторных сигнала, находящихся в квадратуре, давали возможность сформировать комплексный сигнал.

Траекторный доплеровский сигнал от пальца на выходе одного из квадратурных каналов представлен на рис. 3.

Передаточная функция пальца, восстановленная по двум сигналам, снятым при движении по двум взаимно перпендикулярным траекториям, представлена на рис. 4, *a*, томограмма пальца – на рис. 4, *b*. Она получена из передаточной функции пальца в результате ее сечения горизонтальными плоскостями, расположенными на разной высоте.

Из рисунка следует, что двухракурсный синтез апертуры под прямым углом пригоден для томографии. В данном случае мы имеем дело только с сигналом, отраженным от границы раздела двух сред. Одной средой является воздух, а другой – ткань пальца. Сигнал от границы раздела двух сред зна-

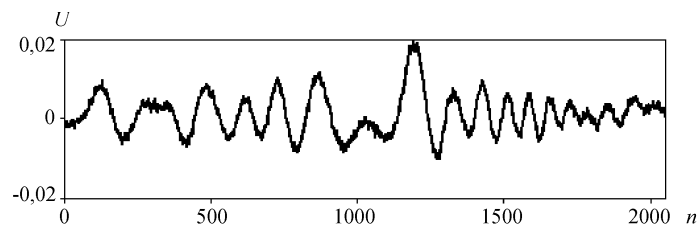


Рис. 3

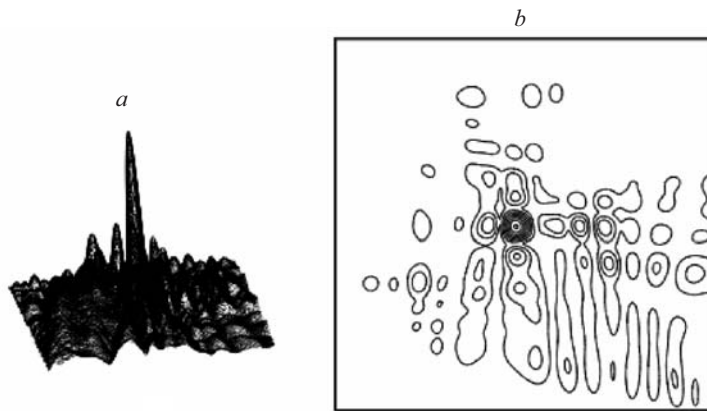


Рис. 4

чительно преобладает над сигналом от внутренних тканей. Поэтому палец представлен на рис. 4, *b* как непрозрачный предмет. Следует отметить большой уровень артефактов, т. е. помех на изображении пальца, которые обусловлены несколькими причинами. Одной из них может быть ближняя зона антенны. Траектория прямолинейного перемещения пальца проходила в 6 см от рупора, а расстояние от раскрыва рупора до дальней зоны равнялось 12 см. Расположение пальца в ближней зоне могло деформировать диаграмму направленности антенны и привести к дополнительным флуктуациям траекторного доплеровского сигнала. Другой причиной артефактов послужило отсутствие квадратуры в каналах, что вызывает, как показали исследования, резкое возрастание боковых лепестков на передаточных функциях объектов.

Результаты эксперимента (см. рис. 4) свидетельствуют о том, что обработка сигнала, отраженного от границы раздела двух сред, и реконструкция по нему изображения объекта при $\lambda = 3$ см мало интересны для практики. Учитывая разрешающую способность метода томографии с синтезом апертуры $\delta = \lambda/5 = 3 \text{ см}/5 = 0,6 \text{ см}$, можно видеть, что полученного разрешения 0,6 см недостаточно, чтобы наблюдать детали объекта. На томограмме палец представляется практически в виде точки.

Более интересные результаты следует ожидать при обработке сигналов, которые получены приемником от внутренних тканей. Но для этого нужно сначала подавить сигнал от границы раздела двух сред и усилить сигнал от внутренних тканей, который необходимо подвергнуть корреляции с опорными траекторными сигналами, сформированными при длине волны $\lambda_1 = \lambda/6 = 3 \text{ см}/6 = 0,5 \text{ см}$ (число 6 – коэффициент уменьшения длины волны в тканях).

Чтобы оценить возможности выделения сигнала (рис. 5, *a*) от внутренних тканей и подавления сигнала от границы раздела двух сред (воздух–ткань), рассмотрим спектр экспериментально полученного траекторного сигнала от запястья руки (рис. 5, *b*). Видно, что он состоит из двух компонент. Первая компонента заканчивается примерно на 70-ом отсчете, что соответствует частоте $f = \frac{1}{TN} \cdot 70 = \frac{1}{0,001 \cdot 2048} \cdot 70 = 37 \text{ Гц}$, где T – временной интервал между отсчетами; N – общее количество отсчетов.

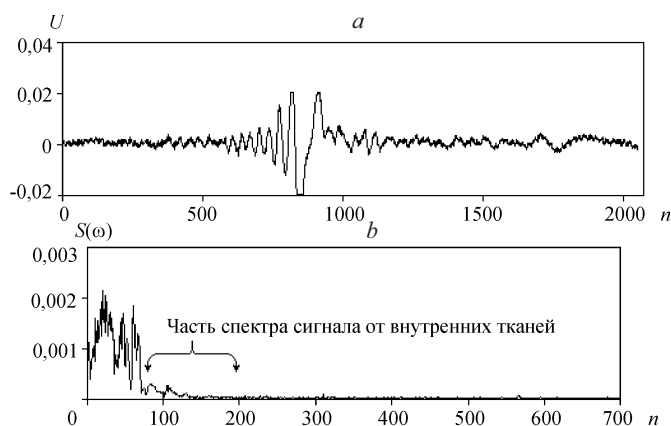


Рис. 5

Найдем граничную частоту второй компоненты спектра, обусловленной сигналом от внутренних тканей. Доплеровская частота сигнала от внутренних тканей λ_1 на входе приемника локатора определяется по известной формуле

$$f_d = [2v_{\text{отн}}/\lambda_1] \cos\varphi = (2 \cdot 0,9/0,005) \cos 30^\circ = 155 \text{ Гц},$$

где $v_{\text{отн}}$ – относительная скорость движения объекта мимо локатора; φ – угол между траекторией движения локатора и направлением на объект, меньше которого сигнал не принимается приемником локатора (ограничение связано с диаграммой направленности антенны локатора). Найденная частота соответствует 319-му отсчету по оси частот (см. рис. 5, b).

Из вышеизложенного следует, что вторая компонента спектра (сигнал от внутренних тканей) лишь немного превышает шумы в диапазоне 70–130 отсчетов (см. рис. 5, b). Такое неблагоприятное отношение сигнал/шум не дает возможности получить приемлемую картину реконструкции сечения объекта. Подавление мощного сигнала от границы раздела двух сред и усиление второй компоненты траекторного сигнала до уровня, обеспечивающего преобладание сигнала над шумом квантования, – задача чисто техническая. Цифровая фильтрация здесь не поможет, так как вторая полезная компонента спектра соизмерима с шумами квантования. К положительным результатам приведет только аналоговая фильтрация перед преобразованием сигнала из аналогового в цифровой вид. Для этого был применен активный аналоговый фильтр, подавляющий частоты от 0 до 24 Гц. Крутизна спада частотной характеристики составляла 24 дБ/октава. Коэффициент усиления активного фильтра равнялся единице. После подавления низкочастотной части спектра, обусловленной отражением волны $\lambda = 3$ см от границы раздела двух сред, несколько проявилась оставшаяся его часть на фоне шумов квантования, вызванная отражением волны $\lambda = 6$ мм от внутренних тканей.

Была предпринята попытка обработать сигнал, отраженный от внутренних тканей. В этом случае опорные сигналы формировались для волны длиной 6 мм, которая распространялась в тканях. Здесь не ставилась задача получения качественной картины внутренней структуры объекта. Изучалась возможность реконструкции внутренней структуры объекта по полученно-

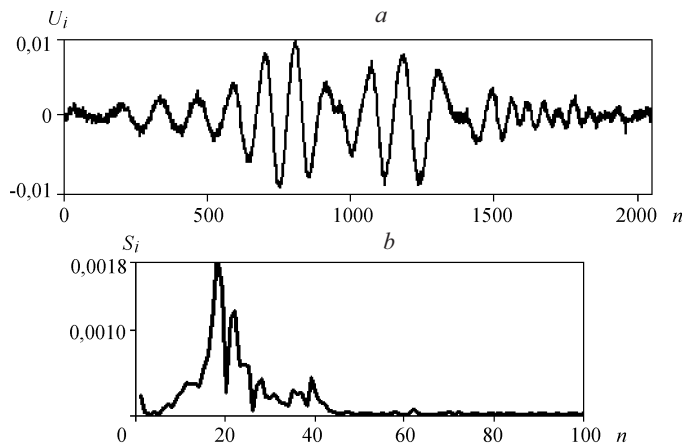


Рис. 6

му сигналу, в котором подавлена низкочастотная компонента спектра (рис. 6, *a*). Теперь мы имеем сигнал, в котором преобладают отражения от внутренних тканей.

На графике спектральной плотности (рис. 6, *b*) хорошо виден диапазон частот, подавленный активным фильтром. Подавление заканчивается на 15-ом отсчете. Полоса подавленных частот простирается от 0 до 36 Гц. Верхняя частота подавляемых частот на рис. 6, *b* определяется следующим образом. Полный график состоит из 2048 отсчетов с интервалом 2,44 Гц. Интервал между отсчетами спектра $\Delta f = 1/(2048T)$, где T – интервал между отсчетами времени на графике рис. 6, *a*. График на рис. 6, *b* получен в результате быстрого преобразования Фурье от функции графика на рис. 6, *a*. Зная интервал между отсчетами частоты, нетрудно найти наивысшую частоту подавления активным фильтром. Частота, ограничивающая спектр в области верхних частот, $f_{гр} = 15\Delta f = 36,6$ Гц (число 15 – номер отсчета частоты, на котором кончается подавление частот активным фильтром).

Оценим, насколько подавлен спектр сигнала, отраженного от границы раздела двух сред при длине волны 3,67 см. Воспользуемся еще раз известной формулой для определения доплеровской частоты. Ее максимальное значение $f_d = 2v_{отн}/\lambda = 2 \cdot 30/3,67 = 16,3$ Гц. Так как $f_d < 36,6$ Гц, то спектр сигнала от границы раздела двух сред надежно подавлен активным фильтром. В результате эксперимента получилась большая полоса подавления активным фильтром, чем требуется. Это отрицательно сказалось на качестве восстановленного изображения внутренней структуры томографируемого объекта.

Определим, до каких пределов должна простирается часть спектра, соответствующая сигналу от внутренних тканей: $f_d = 2v_{отн}/\lambda = 2 \cdot 30/0,61 = 98,1$ Гц. Полученное значение частоты примерно совпадает с верхней границей спектра на графике рис. 6, *b*, которая равна $40 \cdot 2,44 = 97,6$ Гц. Отрицательным является тот факт, что в результате режекции спектра сигнала от границы раздела двух сред потеряна третья часть полезного спектра сигнала от внутренних тканей, расположенного в области нижних частот, что, несомненно, сказалось на качестве восстановленного изображения. Улучшить результат можно, увеличив скорость перемещения пальца в 2 раза и более.

Это могло бы привести к равенству максимальной частоты спектра от границы раздела двух сред и верхней частоты подавления в активном фильтре и потере значительно меньшей части полезного спектра. Тем не менее сформируем опорные траекторные сигналы от точечных объектов на длине волны 0,61 см и с их помощью получим набор корреляционных функций. Далее двумерную матрицу из набора корреляционных функций с использованием программы MathCad преобразуем в отображение поверхности в виде линий равного уровня, полученных в результате сечения поверхности горизонтальными плоскостями, расположенными на разной высоте. Томограмма пальца в сечении показана на рис. 7. Она представляет собой ячеистую структуру, которая вызвана отсутствием квадратуры в каналах.

Оценим размеры поля изображения и томографируемого объекта. Все поле изображения построено по матрице размером 256×256 элементов. Расстояние между элементами матрицы определяется по формуле $\Delta l = v_{\text{отн}} 4T = 30 \cdot 0,0002 \cdot 4 = 0,024$ (число 4 – коэффициент прореживания матрицы). Умножая элементный размер матрицы на расстояние между элементами, получаем размер поля томографической картины (см. рис. 7). Размер поля изображения $6,14 \times 6,14$ см. В этом случае диаметр центрального пятна, т. е. диаметр пальца, согласно рис. 7 составит 1,8 см, что вполне реально.

Обсуждение результатов эксперимента. При обсуждении результатов следует иметь в виду, что это первая попытка применить синтез апертуры антенны для томографии на электромагнитных волнах в диапазоне волн приблизительно 3 см по предложенной методике. Четкой картины с деталями внутренней структуры объекта получить не удалось, однако представленные результаты свидетельствуют о том, что предлагаемый метод томографии можно применять, хотя он нуждается в совершенствовании. Сформулируем причины, которые не дали возможности получить четкой картины изображения, и предложения по преодолению возникших проблем.

Первая причина – наличие ближней зоны рупорной антенны. В данном случае ее размер 12 см. Из-за малой мощности зондирующего сигнала и слабой чувствительности приемника приходилось работать в ближней зоне, чтобы не потерять полезный сигнал от внутренних тканей. Если бы диаграммы направленности рупорных антенн сохраняли свою стабильность при попадании предметов в ближнюю зону, то результат был бы лучше. Движущиеся предметы в ближней зоне вызывают динамическое рассогласование

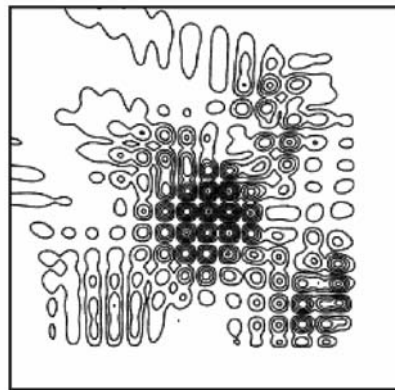


Рис. 7

антенн, т. е. изменение их входного сопротивления в ходе эксперимента. Кроме того, диаграммы направленности приемной и передающей антенн подвергаются динамической деформации перемещающимися предметами в ближней зоне. В связи с этим траекторный сигнал обогащается флуктуациями, не учитываемыми при формировании опорных сигналов. Чтобы избежать ненужных флуктуаций траекторного сигнала, можно идти по пути проектирования антенн, которые сохраняют стабильность своих параметров при внедрении в ближнюю зону движущихся предметов. Возможно, такими свойствами об-

ладают антенны с фокусирующими линзами или коммутируемые антенные решетки.

Коммутируемые антенные решетки позволяют синтезировать апертуру без относительного перемещения. При этом каждый элемент антенной решетки имеет мизерную апертуру, а, следовательно, его дальняя зона стремится к нулю. Таким образом, коммутируемые антенные решетки, возможно, снимут проблемы дальней зоны и необходимость относительного перемещения антенны и пациента.

Вторая причина, не позволившая достичь четкой картины реконструкции – наличие неподходящих диаграмм направленности антенн. В идеальном случае хотелось бы иметь диаграмму в виде бесконечно тонкого диска, которым можно рассеять предмет и получить его сечение. При работе в ближней зоне использовался диск, толщина которого равна апертуре антенны. В данном случае апертура рупора составляла 5 см, т. е. мы пытались «рассечь» палец, длина которого 7 см, диском, толщиной 5 см. Это также отрицательно сказалось на результатах томографии.

Третья причина ухудшения качества изображения – это потеря низкочастотной части спектра в результате подавления спектра сигнала от границы раздела сред воздух–ткань пациента. В связи с этим не следует отказываться от томографирования пациента в дисциллированной воде. Преимущество такого томографирования в том, что нет резкого отличия между диэлектрической проницаемостью воды и тканей пациента. Поэтому не будет значительных отражений сигналов от границы раздела двух сред. Кроме того, из-за уменьшения длины волны в водной среде в 8 раз можно значительно увеличить направленность излучения и приема антенн при уменьшении их апертуры и размера дальней зоны. Это также позволит повысить качество изображения.

Вышеизложенное не означает, что нужно совсем отказаться от «сухого» томографирования. Для этого необходимо решить некоторые технические задачи.

Заключение. СВЧ-томография является более щадящим видом диагностики, чем рентгеновская томография, а потому полезна и перспективна.

Возможно «сухое» томографирование, т. е. без помещения пациента в водную среду. Значительное изменение длины электромагнитной волны при проникновении ее в ткани пациента позволяет подавить сигнал от границы раздела двух сред и выделить сигнал от внутренних тканей, потеряв незначительную часть полезной информации. Оставшаяся часть сигнала позволяет реконструировать изображение внутренней структуры объекта.

От монохромной СВЧ-томографии можно ожидать дополнительных диагностических преимуществ по сравнению с немонахромными методами СВЧ-томографии, например использование резонансного отклика патологических тканей на монохроматическое зондирование повысит эффективность диагностики.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что метод СВЧ-томографии с применением двухракурсного синтеза апертуры работоспособен, но требует более качественной разработки СВЧ-блока с такими необходимыми параметрами, как соблюдение квадратуры в каналах и дисковые диаграммы антенн.

Хорошие результаты легче получить при СВЧ-томографии в водной среде. Это связано с тем, что в воде в 8 раз длина волны короче, чем в воздухе. Поэтому можно уменьшить размеры антенн во столько же раз и получить

дисковые диаграммы с малой толщиной диска, что улучшит качество реконструированного изображения объекта в сечении.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Львова Л. В.** Объект внимания // Провизор. 2004. № 20.
2. **Получение** изображений внутренних органов человека с помощью СВЧ-томографии // <http://www.tpki.ru/Project/Medic/md-2.html>
3. **Якубов В. П., Славгородский С. А., Лосев Д. В.** Информационные перспективы радиоволновой томографии // <http://www.ict.nsc.ru/ws/Lyap2001/2364/>
4. **Yakubov V. P., Masharuev M. L.** Method of double focusing for microwave tomography // Microwave and Opt. Tech. Lett. 1996. **13**, N 4. P. 187.
5. **Якубов В. П., Машаруев М. Л.** Метод двойной фокусировки для когерентной томографии неоднородных сред // Изв. вузов. Сер. Физика. 1997. № 4. С. 87.
6. **Пресман А. С.** Действие микроволн на живые организмы и биологические структуры // УФН. 1965. **86**, вып. 2.
7. **Менса Д. Л., Халеви Ш., Уэйд Г.** Применение методов когерентной доплеровской томографии для получения изображения на СВЧ // ТИИЭР. 1983. **71**, № 2. С. 76.

Поступила в редакцию 16 августа 2006 г.