УДК 53.082, 537.86

А.С. Запасной, В.П. Беличенко, А.С. Мироньчев

Пространственный интерференционный масштаб и его роль в ближнепольной диагностике биологических тканей и сред

Показано, что наряду с квазистатическим и волновым пространственными масштабами при ближнепольной диагностике биологических тканей и сред следует учитывать «интерференционный» пространственный масштаб, проявляющийся в условиях диагностики перекрывающимися эванесцентными полями систем активных зондов. Проведено электродинамическое моделирование структуры поля двух конических коаксиальных зондов ближнепольного интерференционного микроскопа в области перекрытия возбуждаемых ими эванесцентных полей. Ключевые слова: ближнепольная диагностика, интерференционный масштаб, биологические ткани и среды, интерференционный поток энергии, эванесцентные поля, микроволновый микроскоп. doi: 10.21293/1818-0442-2016-19-2-14-17

Сочетание хорошей проникающей способности СВЧ-излучения и возможности получения очень высокого разрешения в эванесцентных полях, значительно превосходящего известные фундаментальные пределы Аббе и Релея, уже достаточно давно привлекает внимание исследователей из самых разных областей знания. В настоящее время коммерческие версии ближнепольных микроволновых микроскопов разработаны и выпускаются фирмами различных стран. Они находят широкое применение в радиоэлектронике, материаловедении, дефектоскопии. В то же время, по мере развития технологии ближнепольного зондирования, явственно ощущается желание найти для нее возможно более широкую нишу в медицине. Однако биологические ткани и среды представляют собой очень сложные объекты исследования, чем и объясняется не слишком большой прогресс в данной области.

Наиболее важными параметрами являются диэлектрические свойства биологических тканей. Еще в первой половине 90-х годов был проведен обширный круг исследований, результаты которых представлены в [1-4]. Позднее другая группа исследователей [5, 6] проделала чрезвычайно большой объем работы, имеющей конечной целью разработку способов высокоточной и достоверной неинвазивной диагностики онкологических заболеваний. При этом были предложены важные критерии, относящиеся к выбору размера образца ткани молочной железы для которого была бы обеспечена необходимая точность измерений зондами в виде открытого конца коаксиальной линии, имеющими отличающиеся размеры (диаметром 2,2 и 3,58 мм). Подчеркнуто, что полученные данные актуальны не только для определения характеристик тканей молочной железы, но и в случае иных биологических тканей как с низким, так и высоким содержанием воды. Проведенный в [6] анализ диэлектрических свойств 354 образцов нормальных тканей молочной железы показал довольно большой разброс, вследствие существенной неоднородности ткани.

Правда, некоторые исследователи [7] утверждают, что в ближайшие годы возможен все же прорыв в животрепещущей проблеме ранней диагностики карциномы (злокачественной опухоли молочной железы). Весьма перспективными представляются способ измерения электродинамических параметров биологических тканей и реализующее этот способ устройство [8]. Основываясь на комплексе проведенных исследований, авторы разработки предлагают использовать её для:

 – определения наличия опухолевого очага в ткани исследуемого органа и оценки границы его роста;

 – оценки степени и характера кровотока в паренхиматозных органах (печень, почки) в норме и паталогии;

 – оценки проводимости при реперфузии (восстановлении кровотока) органа;

– диагностики дерматологических заболеваний кожи без нарушения ее целостности.

Предпринимаются также попытки осуществления ближнепольной СВЧ-диагностики и в других областях медицины. В частности, в [9] предлагается использовать ее для диагностики функциональной активности ростковых зон костей детей и подростков.

Проведенные в последнее время независимые исследования нескольких групп показывают, что для увеличения разрешающей способности и чувствительности ближнепольной СВЧ-диагностики наряду с традиционным «квазистатическим» пространственным масштабом большое значение имеет так называемый «волновой» масштаб (см., например, [10]). Однако этот вывод был сделан при подробном теоретическом и экспериментальном изучении технологии «одностороннего» ближнепольного зондирования. Результаты нашей работы [11] указывают на то, что в условиях осуществления зондирования перекрывающимися эванесцентными полями нескольких активных зондов наблюдается проявление существенно иного пространственного масштаба, который мы называем интерференционным.

Пространственный интерференционный масштаб в перекрывающихся эванесцентных полях системы активных зондов

Наиболее естественным образом наличие пространственного интерференционного масштаба можно продемонстрировать на примере теоретического анализа модельной задачи о зондировании биологической среды с привлечением теоремы Пойнтинга [12]. Эта задача формулируется следующим образом.

Слой биологической среды толщиной L с неоднородным по координате z профилем комплексной диэлектрической проницаемости $\varepsilon(z)=\varepsilon'(z)-i\varepsilon''(z)$ и $\mu=\mu_0$, размещен в свободном пространстве с действительными материальными параметрами ε_0, μ_0 и находится в эванесцентных полях двух резонансных зондов (рис. 1).



Рис. 1. Схема зондирования слоя биологической среды: *А* – антенна, *CR* – согласующий резонатор, *R* – рефлектометр, *RZ* – резонансный зонд, *F* – фазовращатель

Зонд 1 содержит электрически малую антенну А, апертура которой примыкает к верхней границе слоя. Зонд 2 аналогичен по структуре зонду 1; апертура его антенны примыкает к нижней границе слоя. Предполагается, что толщина слоя и поглощение в нем таковы, что эванесцентное поле отдельного зонда, проникая в слой через ближайшую к зонду границу слоя, не выходит из него через другую границу. Однако при этом внутри слоя имеется область перекрытия эванесцентных полей зондов (см. рис. 1). В результате в этой области будет иметь место формирование интерференционного потока энергии [11], который, во-первых, окажет влияние на величину входного импеданса $Z_{1,2} = R_{1,2} + jX_{1,2}$ каждого из зондов даже в случае однородной среды. Во-вторых, скажется влияние на импеданс и неоднородности биологической среды по координате z. Это приведет к тому, что изменится, например, спектр коэффициента отражения $R_1(f)$ излучения от входа первого зонда (*f* – частота излучения). В эксперименте указанный спектр может быть измерен с помощью панорамного рефлектометра. Задача в конечном итоге заключается в установлении факторов, влияющих на структуру отклика $R_1(f)$, на произвольное возмущение профиля диэлектрической проницаемости $\varepsilon(z)$.

Решение задачи

Вообще для расчета коэффициента отражения по мощности $R_1(f)$ от входа зонда 1 можно воспользоваться методикой, изложенной в [13]. Наиболее трудоёмким оказывается расчёт импеданса $Z_1 = R_1 + jX_1$ антенны зонда 1. Он определяется характером распределения в пространстве полей $\{\mathbf{E}_1, \mathbf{H}_1\}$ и $\{\mathbf{E}_2, \mathbf{H}_2\}$ зондов 1 и 2 с учетом их взаимодействия с неоднородным слоем среды.

Наша задача более простая: необходимо качественно оценить влияние на импеданс факторов, связанных с перекрытием (наложением) эванесцентных полей зондов внутри слоя. В силу сделанных при постановке задачи предположений, а также линейности поставленной задачи расчётные соотношения [12], основывающиеся на теореме Пойнтинга, приобретают следующий вид:

$$R_{1} = R_{1d} + R_{1r} =$$

$$= \frac{\omega}{|I|^{2}} \int_{V} \operatorname{Im} \varepsilon |\mathbf{E}_{1} + \mathbf{E}_{2}|^{2} dV + \frac{1}{|I|^{2}} \int_{S} \operatorname{Re} \left[\mathbf{E}_{1}, \mathbf{H}_{1}^{*}\right] d\mathbf{s}, \quad (1)$$

$$X_{1} = X_{1L} - X_{1C} =$$

$$= \frac{\omega \mu_{0}}{|I|^{2}} \int_{V} |\mathbf{H}_{1} + \mathbf{H}_{2}|^{2} dV - \frac{\omega}{|I|^{2}} \int_{V} \operatorname{Re} \varepsilon |\mathbf{E}_{1} + \mathbf{E}_{2}|^{2} dV, \quad (2)$$

где *I* – электрический ток, протекающий через определенное сечение антенны.

Из (1) следует, что активная часть импеданса определяется, во-первых, поглощением (R_{1d}) в слое и, во-вторых, излучением (R_{1r}) в область над слоем. При вычислении первого интеграла в (1) интегрирование проводится только в пределах области, занимаемой слоем, поскольку только в этой области Ітє $\neq 0$. В подынтегральную функцию второго интеграла в (1) входят только электрическое и магнитное поля, обусловленные излучением антенной зонда 1. Это объясняется тем, что по условиям задачи поле антенны зонда 2 не проникает через слой в область, примыкающую к его верхней границе. В качестве поверхности интегрирования *S* может быть выбрана произвольная плоскость, размещенная над зондом 1.

Если представить электрические поля, создаваемые зондами в слое, в виде

$$\mathbf{E}_1 = |\mathbf{E}_1| \exp(j\varphi_{1e})$$
 и $\mathbf{E}_2 = |\mathbf{E}_2| \exp(j\varphi_{2e})$,

то для квадрата модуля суммы этих полей получается следующее выражение:

$$|\mathbf{E}_{1} + \mathbf{E}_{2}|^{2} = [\mathbf{E}_{1} + \mathbf{E}_{2}][\mathbf{E}_{1} + \mathbf{E}_{2}]^{*} =$$

= $|\mathbf{E}_{1}|^{2} + |\mathbf{E}_{2}|^{2} + 2|\mathbf{E}_{1}||\mathbf{E}_{2}|\cos j(\phi_{1e} - \phi_{2e}).$ (3)

Из (1) и (3) видно, что составляющая R_{1d} активной части импеданса зонда 1 определяется не только полями первого и второго зондов, но и (при $\varphi_{1e} - \varphi_{2e} \neq \pi/2$) интерференцией этих полей. Отсюда следует вывод о том, что разность начальных фаз полей зондов 1 и 2 сказывается на действительной части входного импеданса. Причем степень влияния этого фактора зависит и от значения Ime.

Реактанс X_1 , как это следует из формулы (2), определяется полями во всем пространстве. Причем его индуктивная составляющая зависит от энергии, запасенной магнитным полем, а ёмкостная – от энергии, запасенной электрическим полем. Если принять во внимание, что для квадрата модуля суммы магнитных полей в слое имеет место выражение

$$|\mathbf{H}_{1} + \mathbf{H}_{2}|^{2} = [\mathbf{H}_{1} + \mathbf{H}_{2}][\mathbf{H}_{1} + \mathbf{H}_{2}]^{*} =$$

= $|\mathbf{H}_{1}|^{2} + |\mathbf{H}_{2}|^{2} + 2|\mathbf{H}_{1}||\mathbf{H}_{2}|\cos j(\varphi_{1m} - \varphi_{2m}),$ (4)

где ϕ_{1m} и ϕ_{2m} – начальные фазы полей \mathbf{H}_1 и \mathbf{H}_2 , то можно заключить, что ближнепольная интерференция полей зондов в слое более существенно сказывается на реактивной части X_1 входного сопротивления.

Электродинамическое моделирование ближнепольного зондирования перекрывающимися эванесцентными полями двух активных зондов

Электродинамическое моделирование проводилось с использованием пакета программ CST Місгоwave Studio. Модель зондирующей системы включала два идентичных, обращенных апертурами навстречу друг другу конических коаксиальных рупора длиной по 36 см; диаметры центрального и внешнего проводников в раскрыве рупора составляли 3 и 7 см соответственно, а промежуток между апертурами был равен 5 см. Возбуждение рупоров производилось посредством волноводных портов с одинаковыми характеристиками, но для сигнала второго порта задавался сдвиг фазы относительно сигнала на первом порте. В результате расчета были получены распределения электрического и магнитного полей в полосе частот от 0,2 до 10 ГГц.

Картины распределения поля в системе на частоте 3 ГГц представлены далее. Рисунок 2 демонстрирует динамику формирования перекрывающихся эванесцентных полей в ближней зоне зондов и зависимость их поведения от разности начальных фаз $(\Delta \varphi)$ полей в зондах: $a - \Delta \varphi = 0^{\circ}$, $\delta - \Delta \varphi = 15^{\circ}$, $e - \Delta \varphi = 15^{\circ}$ $\Delta \phi = 30^{\circ}$, $c - \Delta \phi = 45^{\circ}$, $\partial - \Delta \phi = 90^{\circ}$. Можно видеть, что в каждом из зондов распространяется ТЕМволна. Между апертурами зондов отмечается начало процесса формирования поля излучения. Непосредственно вблизи концов центральных проводников зондов имеет место локализация ближнего поля. При этом примерно посредине от концов зондов имеется область малого поля, размеры которой заметно меньше диаметра центрального проводника. С увеличением Дф происходит смещение и деформация этой области. Уже при $\Delta \phi = 45$ начинает отчетливо проявляться преимущественная локализация ближнего поля в окрестности конца центрального проводника левого зонда. Причем в наибольшей степени отмеченная локализация наблюдается при $\Delta \phi = 90$. Представленные результаты моделирования вполне согласуются с выводами работы [11]. В этой работе при теоретическом исследовании структуры ближнего поля нескольких систем простейших излучателей была выявлена возможность эффективного управления параметрами интерференционных потоков энергии, формируемых в ближних перекрывающихся полях излучателей.

Эта возможность подтверждена и в данной работе на основе строго электродинамического моделирования реальной зондирующей системы. Важно подчеркнуть, что параметрами интерференционного потока энергии, формируемого в промежутке между апертурами зондов, можно управлять, причем электрическим путем, а именно изменяя разность фаз полей зондов. Это управление выражается в «подчеркивании» одной из компонент интерференционной составляющей вектора Пойнтинга. Указанное обстоятельство означает, что выделенный достаточно малый объем исследуемой биологической ткани или среды может быть диагностируем в условиях гибкого изменения режима его облучения эванесцентными полями системы зондов (причем неподвижной).



Рис. 2. Структура ближнего поля двух коаксиальных конических зондов

Выводы

Представленные результаты приводят к выводу о том, что чувствительность интерференционного микроволнового микроскопа, использующего перекрывающиеся встречные эванесцентные поля двух коаксиальных конических зондов, должна быть более высокой по сравнению с микроскопом, построенным по традиционной схеме. Действительно, выполненные нами тестовые экспериментальные исследования даже максимально упрощенного по конструкции макета интерференционного микроволнового микроскопа подтвердили этот вывод. В ряде таких экспериментов микроскоп с одним зондом достоверно не обеспечивал фиксацию изменения диэлектрической проницаемости фантома, моделирующего биологическую среду, в отличие от микроскопа с двумя зондами. Это обстоятельство объясняется отсутствием дополнительного интерференционного потока энергии, формируемого во встречных эванесцентных полях двух зондов и обеспечивающего более глубокое проникновение поля в исследуемую биологическую среду, а также улучшением чувствительности по сравнению с традиционными технологиями измерений.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ и администрации Томской области в рамках научного проекта № 16-42-700942 регионального конкурса (р_сибирь_а) и гранта Российского научного фонда № 16-19-10272.

Литература

1. Foster K.R. Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review / K.R. Foster, H.P. Schwan // Crit. Rev. Biomed. Eng. – 1989. – Vol. 17, No. 1. – P. 25–104.

2. Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey / C. Gabriel, S. Gabriel, E. Corthout // Phys. Med. Biol. – 1996. – Vol. 41, No. 11. – P. 2231–2249.

3. Gabriel S. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz / S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel // Phys. Med. Biol. – 1996. – Vol. 41, No. 11. – P. 2251–2269.

4. Gabriel S. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues / S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel // Phys. Med. Biol. – 1996. – Vol. 41, No. 11. – P. 2271–2293.

5. Hagl D.M. Sensing volume of open-ended coaxial probes for dielectric characterization of breast tissue at microwave frequencies / D.M. Hagl, D. Popovic, S.C. Hagness, J.H. Booske, M. Okoniewski // IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. – 2003. – Vol. 51, No. 4. – P. 1194–1206.

6. Lazebnik M.A. large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries / M. Lazebnik, L. McCartney, D. Popovic, C.B. Watkins, M.J. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, A. Magliocco, J.H. Booske, M. Okoniewski, S.C. Hagness // Phys. Med. Biol. – 2007. – Vol. 52, No. 10. – P. 2637–2656.

7. Fear E.C. Enhancing breast tumor detection with nearfield imaging / E.C. Fear, S.C. Hagness, P.M. Meaney, M. Okoniewski, M.A. Stuchly // IEEE Microwave Magazine. - 2002. - Vol. 3, No. 1. - P. 48-56.

8. Пат. 2381008 РФ, МПК А61В5/04, А61В5/05. Способ измерения электродинамических параметров биологических тканей и устройство для его осуществления / В.Е. Загайнов, А.В. Костров, А.В. Стриковский, Д.В. Янин, Г.Г. Горохов, С.А. Васенин, Г.А. Пантелеева, И.Н. Дружкова (РФ). – № 2 008 122 815 / 14; заявл. 05.06.2008; опубл. 10.02.2010. Бюл. № 4. – 2 с.

9. Пат. 2460455 РФ, МПК А61В5/05, А61В5/053. Способ диагностики функциональной активности ростковых зон костей детей и подростков / М.Г. Дудин, А.В. Арсеньев, А.А. Сорокин, Ю.А. Балошин, В.М. Михайлов (РФ). – № 2 010 118 899 / 14; заявл. 11.05.2010; опубл. 10.09.2012. Бюл. № 25. – 3 с.

10. Reznik A.N. Quasistatics and electrodynamics of near-field microwave microscope // Journal Applied Physics. – 2014. – Vol. 115, No. 8. – P. 084501–8.

11. Беличенко В.П. Управление величиной и пространственным распределением интерференционных потоков энергии в ближних полях систем идентичных излучателей / В.П. Беличенко, А.С. Запасной, П.В. Шестаков // Оптика и спектроскопия. – 2015. – Т. 118. № 4. – С. 633–636.

Оптика и спектроскопия. – 2015. – Т. 118, № 4. – С. 633–636. 12. Harrington R.F. Time-harmonic electromagnetic fields. – New York: Wiley, 2001. – 480 p.

13. Резник А.Н. Обнаружение контрастных образований внутри биологических сред при помощи ближнепольной СВЧ-диагностики / А.Н. Резник, Н.В. Юрасова // Журнал технической физики. – 2006. – Т. 76, № 1. – С. 90–104.

Запасной Андрей Сергеевич

Канд. физ.-мат. наук, доцент каф. сверхвысокочастотной и квантовой радиотехники (СВЧиКР) ТУСУРа, доцент каф. радиофизики (РФ) Национального исследовательского Томского государственного университета (НИ ТГУ) Тел.: +7-961-095-96-97 Эл. почта: zas rff@live.com

Беличенко Виктор Петрович

Д-р физ.-мат. наук, профессор каф. РФ Тел.: +7 (382-2) 41-34-63 Эл. почта: bvp@mail.tsu.ru

Мироньчев Александр Сергеевич

Аспирант каф. РФ Тел.: +7 (382-2) 41-34-63 Эл. почта: mironchev42@mail.ru

Zapasnoy A.S., Belichenko V.P., Mironchev A.S. Interferential spatial scale and its role in the near-field diagnostics of biological tissues and media

Sensing volume of two open-ended coaxial probes for characterization of biological tissues and media at microwave frequencies is studied. This volume is formed in the overlapping evanescent fields of the probes. It is shown that there are quasistatic, wave and "interferential" spatial scales. The role of the latter is studied on full-wave modeling basis.

Keywords: near-field diagnostics, interferential spatial scale, biological tissue and media, interference energy flux, evanescent field, microwave microscope.