

УДК 53.083.2

## НЕИНВАЗИВНАЯ ДИАГНОСТИКА МЕЛАНОМЫ И ДРУГИХ НОВООБРАЗОВАНИЙ КОЖИ МЕТОДОМ РЕЗОНАНСНОГО БЛИЖНЕПОЛЬНОГО СВЧ-ЗОНДИРОВАНИЯ

Д. В. Янин<sup>1</sup>, А. Г. Галка<sup>1</sup>, А. И. Смирнов<sup>1,2</sup>, А. В. Костров<sup>1</sup>, А. В. Стриковский<sup>1</sup>,  
Н. Ю. Орлинская<sup>3</sup>, А. А. Епишкина<sup>3</sup>, Е. В. Гребенкин<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Институт прикладной физики РАН

<sup>2</sup>Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского

<sup>3</sup>Нижегородская государственная медицинская академия

Статья получена 20 декабря 2014 г.

**Аннотация.** Работа посвящена развитию метода резонансного ближнепольного СВЧ-зондирования применительно к задачам ранней диагностики меланомы и других новообразования кожи. Разрабатываемая методика позволяет получать информацию о свойствах изучаемого объекта без нарушения его целостности (неинвазивно). В ее основе лежит физиологический факт изменения диэлектрической проницаемости и проводимости биологических тканей в области патологии.

**Ключевые слова:** квазистатическое электрическое поле, резонанс, диагностика, диэлектрическая проницаемость, проводимость, неоднородные среды, биологические ткани, меланома.

**Abstract:** The article is devoted to development of a method of resonant near-field microwave sounding with regard to early diagnostics of black cancer and others skin neoplasms. The developed method is allows to obtain the information of properties of studied object without disturbance of its integrity. The physiological fact of changes of dielectric permittivity and conductivity of biological tissues in pathological area is lie at the root of its method.

**Key words:** quasi-static electric field, resonance, diagnostics, dielectric permittivity, conductivity, inhomogeneous medium, biological tissues, black cancer.

## 1. Введение

Меланоцитарные образования на коже встречаются у 90% населения. Меланома кожи (МК) еще 30–40 лет назад была сравнительно редким заболеванием в большинстве стран мира. Однако за истекшее время частота возникновения этой болезни значительно увеличилась и продолжает неуклонно возрастать. Среднегодовой темп прироста заболеваемости этой опухолью в мире составляет около 5% (в США – 4%, в России – 3,9%) и может считаться одним из самых высоких среди всех злокачественных опухолей, кроме рака легкого. Из числа пациентов с впервые в жизни установленным диагнозом 33,5% имели позднюю (III–IV) стадию меланомы, и половина из них не пережили одного года. МК относится к категории наиболее агрессивных опухолей с лимфогенным и гематогенным метастазированием и неблагоприятным прогнозом при позднем выявлении и составляет примерно 10% от всех форм злокачественных опухолей кожи. Летальность при меланоме составляет 80%, приходящихся на всю группу злокачественных опухолей кожи. Прирост заболевания неуклонно увеличивается и за последние 10 лет достиг уровня 44%. Необходимо также учесть возможность развития меланомы на фоне предшествующего невуса (вероятность трансформации при разных типах невуса составила 15%) и значительное клиническое сходство между меланомой и невусом, что является еще одной причиной многочисленных диагностических ошибок и несвоевременности гистологического исследования.

В дерматологии и онкологии для постановки диагноза опухоли используются гистоморфологические (инвазивные) методики. Однако в случае меланомы взятие биопсии недопустимо, так как она может спровоцировать диссеминацию опухолевого процесса. Наиболее распространенным неинвазивным способом диагностики меланомы является дерматоскопия – визуальный метод диагностики, при котором с помощью простой лупы или специального люминесцентного микроскопа с увеличением в 10 раз исследуется поверхность кожи. В последнее время в литературе подробно описаны различные дополнительные диагностические методики для выявления

и стадирования МК: цитологическое исследование мазков-отпечатков с поверхности опухоли, радиофосфорная индикация, термометрия, рентгенологическое исследование зоны опухоли, и другие [1-5].

В рамках настоящей работы исследуются возможности метода резонансного ближнепольного СВЧ-зондирования для неинвазивной диагностики меланомы и других новообразований кожи. Данный метод позволяет визуализировать распределения диэлектрической проницаемости и проводимости биологических тканей.

Поясним основные принципы, на которых базируется резонансная ближнепольная СВЧ-диагностика. Область среды, находящейся в ближнем поле зондирующей электрически малой антенны (измерительной емкости), оказывает влияние на ее импеданс. Если антенна включена в качестве нагрузки в резонансную систему, то по смещению резонансной частоты и изменению добротности можно судить об электродинамических характеристиках среды вблизи антенного устройства. Для целей подповерхностного зондирования (ближнепольной томографии) неоднородностей система должна быть модифицирована таким образом, чтобы можно было изменять эффективную глубину зондирования или характерный масштаб локализации квазистатического электрического поля в среде. Для томографии трёхмерно неоднородной среды, основанной на методах одномерной подповерхностной диагностики, измерения должны быть дополнены двумерным сканированием вдоль поверхности. Исходными данными при решении обратной задачи резонансной ближнепольной СВЧ-томографии являются результаты измерения резонансных характеристик датчика при двумерном сканировании над поверхностью среды его измерительной части, представляющей собой систему электрически малых антенн с разными глубинами зондирования. Ближнепольная СВЧ-томография, в отличие от волновых методов, позволяет восстанавливать субволновые детали неоднородностей параметров среды.

## 2. Измерительная емкость. Эффект «прижима»

При разработке диагностических датчиков для изучения биологических тканей методом ближнепольного СВЧ-зондирования необходимо учитывать их специфику и, в частности, эффект «прижима», обусловленный механическим контактом измерительной емкости с поверхностью биообъекта.

Эффект «прижима» можно охарактеризовать как зависимость показаний измерительного датчика от силы давления его на поверхность изучаемого объекта. Данный факт имеет место при ближнепольных измерениях и оказывает негативное влияние на точность и повторяемость измерений, которая крайне важна при глубинном сканировании объекта, по результатам которого определяется его внутренняя структура.

Эффект «прижима», в принципе, можно связывать с контактной емкостью, определяемой зазором между измерительным конденсатором и поверхностью исследуемого объекта. Контактная емкость входит в состав нагрузки на конце резонатора. При независимых измерениях и субъективном контроле «прижима» вариации силы давления датчика на объект приводят к вариации величины зазора и, как следствие, к изменению показаний диагностической системы. Однако оценки показывают, что контактный зазор и соответствующий ему емкостной импеданс при исследовании биологических тканей крайне мал и не может вызвать заметной ошибки в измерениях. Контактная емкость играет роль для твердых сред, имеющих неровную либо шероховатую поверхность, вследствие чего при измерениях возникает воздушный зазор между объектом и измерительной частью датчика. Таким образом, эффект «прижима» в случае биологических сред определяется причинами, не связанными с контактной емкостью.

Кожа человека представлена тремя слоями. Самым верхним (внешним) слоем является эпидермис, толщина которого на разных участках тела отличается. В зависимости от этого кожу классифицируют на толстую (на подошвах, ладонях) и тонкую (на остальных частях тела). Эпидермис, состоит в свою очередь еще из пяти слоев и не содержит кровеносных сосудов.

Следующий слой дерма, она представлена двухслойной соединительной тканью. Самый глубокий слой - гиподерма или подкожно-жировая клетчатка. В подлежащих коже тканях могут располагаться мышцы или кости. Мягкие и упругие ткани легко деформируются, при этом меняется их толщина, плотность и влагосодержание. В частности, если под исследуемой областью присутствует костная ткань, изменение силы «прижима» приведет к изменению расстояния до поверхности кости. Таким образом, механическое воздействие датчика на биологическую ткань вызывает изменение ее внутренней структуры.

Пути решения данной проблемы зависят от постановки конкретной задачи. В общем случае при сканировании неоднородной структуры мягких тканей системой резонансных датчиков с разными глубинами зондирования необходимо, чтобы измерительные системы имели одинаковую площадь соприкосновения с объектом и одинаковую силу «прижима» (к примеру, под собственным весом). Контроль давления датчика можно осуществлять при помощи пружинного динамометрического устройства

При исследовании однородных биологических тканей или тонких приповерхностных слоев (кожа), для которых деформация незначительна, необходимо, чтобы глубины зондирования датчиков не превышали толщину исследуемой области. В этом случае деформация нижележащих слоев не будет сказываться на результатах измерений.

Эффект «прижима» также связан с конструктивными особенностями измерительной емкости датчика и структурой ее электрического поля. Для измерений комплексной диэлектрической проницаемости биологических тканей обычно применяется импедансный подход. В качестве измерительного зонда, как правило, используется открытый конец коаксиального кабеля. Измеряя модуль и фазу коэффициента отражения от датчика на разных частотах при контакте с поверхностью изучаемого объекта, можно определить его диэлектрическую проницаемость и проводимость [6-8]. Как показали эксперименты, диагностика электродинамических характеристик биологических тканей с помощью открытого конца коаксиально кабеля, крайне

нежелательна. В такой конфигурации часть силовых линий электрического поля, берущих начало на торце центрального проводника, замыкаются на внешнюю поверхность оплетки коаксиала. Поэтому измерительная емкость не ограничивается торцом коаксиальной линии. При исследовании мягких тканей происходит неизбежная деформация поверхности (датчик как бы погружается вглубь среды), величина которой меняется в зависимости от силы давления датчика. При разной деформации меняется область заполнения электрического поля средой  $a$ , следовательно, и импеданс измерительной емкости, рис.1. Поэтому необходимо, чтобы электрическое поле открытого конца коаксиала было сосредоточено исключительно на торце. Данное требование можно выполнить путем увеличения толщины оплетки коаксиала или в конфигурации, где внешний проводник коаксиальной линии на торце оканчивается металлическим фланцем.

На рис. 2 представлена структура поля открытого конца коаксиальной линии при разной толщине внешнего проводника, рассчитанная с помощью метода FDTD [10]. Численный анализ коэффициента отражения показывает, что толщину оплетки или размеры фланца необходимо делать не менее двух радиусов центральной жилы коаксиального кабеля.

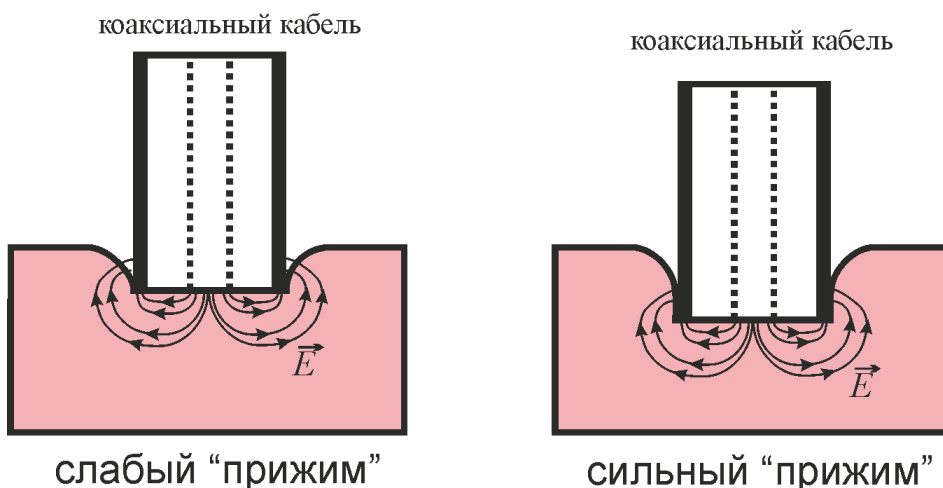


Рис. 1. Иллюстрация эффекта «прижима» для открытого конца коаксиального кабеля без металлического фланца при исследовании биологических тканей.

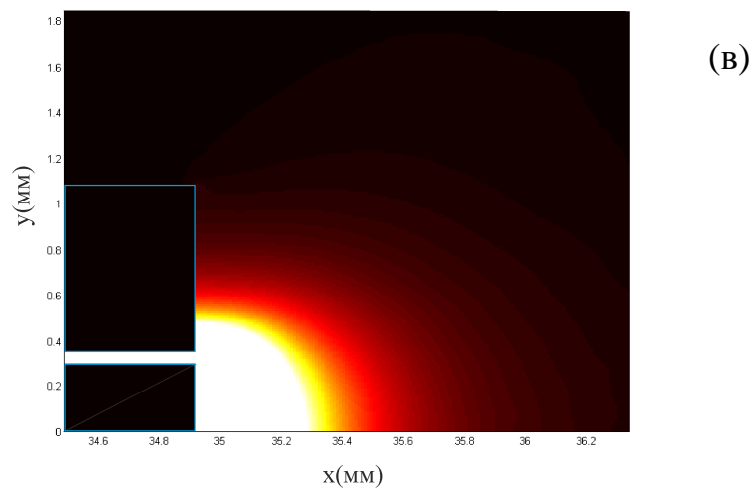
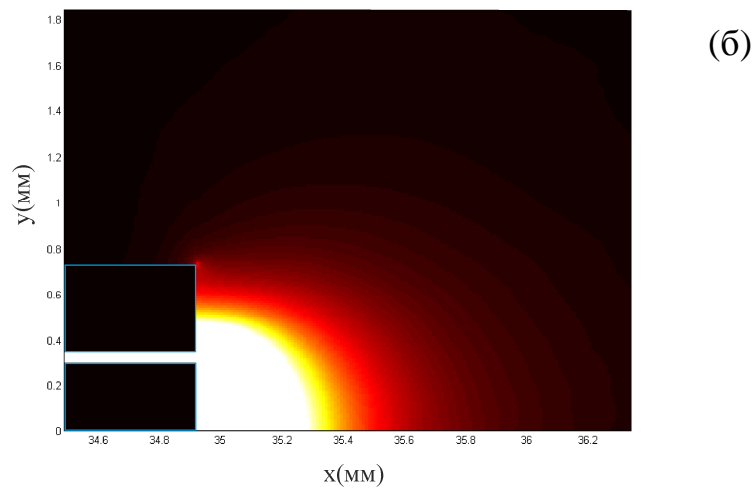
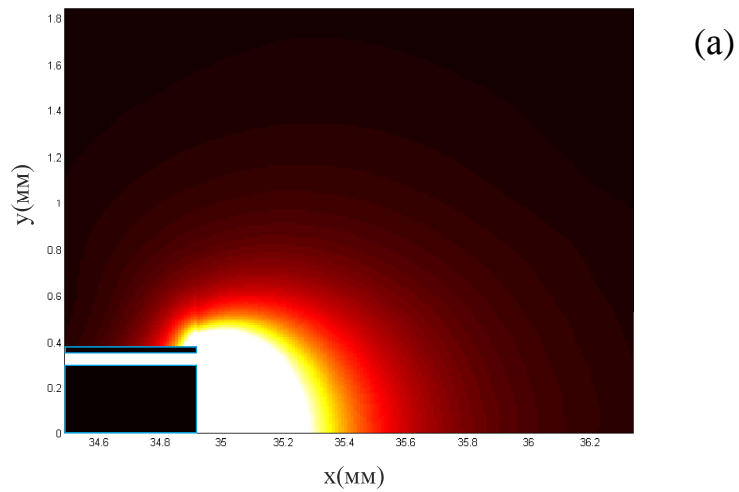


Рис. 2. Структура поля открытого конца коаксиального кабеля при разной толщине  $d_z$  внешнего проводника: (а)  $d_z=0.25$ мм; (б)  $d_z=2$ мм; (в)  $d_z=7.5$ мм. Радиусы внутреннего и внешнего проводников соответственно 6мм и 6.5мм.

С точки зрения электродинамики, емкость открытого конца коаксиального кабеля эквивалентна краевой емкости цилиндрического конденсатора при условии, что его длина существенно превосходит расстояние между обкладками. Использование такой измерительной емкости наиболее предпочтительно для резонансной ближнепольной диагностики биологических тканей в силу простоты включения данного элемента в резонатор и возможности реализации глубин зондирования в доли миллиметра, что необходимо, в частности, для диагностики кожи.

Поэтому в качестве зондирующего элемента в разрабатываемых для диагностики меланомы кожи датчиках целесообразно выбрать краевую емкость цилиндрического конденсатора, внешняя обкладка которого оканчивается металлическим фланцем. Характерный масштаб локализации его электрического поля зависит от расстояния между внешним и центральным проводниками. Применительно к ближнепольной томографии кожи глубины зондирования датчиков не должны превышать толщину кожного покрова, площадь торца измерительного конденсатора должна быть одинакова. Реализация данных требований позволяет практически исключить негативное влияние эффекта «прижима».

### **3. Описание измерительных датчиков**

Измерительная система для исследования меланомы кожи представляет собой СВЧ-резонатор в виде отрезка коаксиальной линии с фторопластовым заполнением, на одном конце которого расположена магнитная рамка диаметром 0,5 см (для этого центральный проводник коаксиальной линии замыкается на экран, образуя индуктивную нагрузку). К противоположному концу резонатора, посредством выносного коаксиального кабеля длиной 1 м подключается аппликатор, содержащий на конце цилиндрический конденсатор длиной 1 см. Зондирование биологических тканей осуществляется краевой емкостью цилиндрического конденсатора аппликатора (измерительная ёмкость). Для уменьшения вносимых в резонатор потерь при контакте с



поверхностью исследуемого объекта в точке подключения выносного кабеля к резонатору параллельно впаяна индуктивность порядка 5нГн. Возбуждение резонатора и прием его отклика осуществляется при помощи петель магнитной связи, расположенных вблизи магнитной рамки резонатора.

Торец измерительной емкости прикладывается к поверхности исследуемой среды. Наличие вещества в области краевого квазистатического поля измерительной емкости приводит к изменению резонансной частоты и добротности системы. Для глубинного зондирования тканей кожи изготовлено три аппликатора: радиус внешней обкладки цилиндрических емкостей (аппликатора) составлял 2мм, внутренней – соответственно 1.5мм, 0.75мм и 0.35мм. Собственные частоты датчиков 600-700 МГц, добротность резонансных системы ~ 150. Датчики снабжены динамометрическим устройством, позволяющим контролировать силу прижима аппликатора на биологическую ткань.



Рис.3. Фотография аппликатора

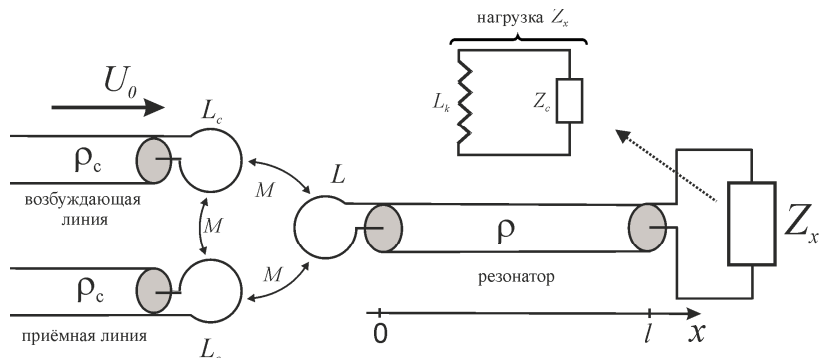


Рис. 4. Схема резонансного датчика.

Основной характеристикой описанных выше датчиков при диагностике неоднородных по глубине сред является их максимальная глубина зондирования  $h_{zond}$ . Величина  $h_{zond}$  определяется геометрическими размерами измерительной емкости (радиусом  $r_1$  центрального и радиусом  $r_2$  внешнего проводника цилиндрического конденсатора), параметрами резонансной системы ближнепольного датчика и электродинамическими характеристиками тестируемой среды. Очевидно, что характерный масштаб локализации

электрического поля измерительной емкости определяется расстоянием  $d$  между ее проводами. Поэтому чем больше расстояние  $d$ , тем больше максимальная глубина зондирования датчика. Кроме того  $h_{zond}$  зависит от индуктивности  $L_k$ , подключенной параллельно выносному коаксиальному кабелю. Чем больше  $L_k$ , тем выше чувствительность резонансной системы и как следствие больше глубина зондирования. При заданной геометрии измерительной емкости и параметрах резонансной системы  $h_{zond}$  увеличивается в случае более контрастных неоднородностей изучаемого объекта.

Для оценки максимальной глубины зондирования датчиков применительно к исследованию кожного покрова оценивалось поведение резонансной кривой датчика в зависимости от расстояния  $h$  между измерительной емкостью и поверхностью жидкости, находящейся в кювете. В качестве жидкости использовался спирт, измерительная емкость располагалась в воздухе. Объем, занимаемый спиртом, можно было рассматривать как инородное включение, находящееся в воздушном полупространстве с  $\varepsilon=1$ , а расстояние  $h$  – как глубину его залегания. Контрастность действительной и мнимой части комплексной диэлектрической проницаемости была соответственно 1:24 и 1:10. В эксперименте частотный сдвиг резонансных систем был максимален при непосредственном контакте со спиртом и уменьшался при увеличении расстояния  $h$ . После некоторого  $h$  частотный сдвиг становится равным нулю, и датчик не замечает присутствие инородного объекта. Данное расстояние соответствует максимальной глубиной зондирования  $h_{zond}$ . Результаты измерений  $h_{zond}$  для используемых датчиков приведены в таблице 1. Поскольку поверхностные слои кожи характеризуются низким влагосодержанием (малой проводимостью) и диэлектрической проницаемостью порядка единицы, значения  $h_{zond}$ , приведенные в таблице 1, можно использовать для оценки глубины зондирования измерительных систем при исследовании кожи.

Таблица 1. Глубины зондирования датчиков.

Номер датчика	1	2	3
Параметры измерительной емкости	$r_1=1.5\text{мм}$ $r_2=2\text{мм}$	$r_1=0.75\text{мм}$ $r_2=2\text{мм}$	$r_1=0.35\text{мм}$ $r_2=2\text{мм}$
$h_{\text{zond}}(\text{мм})$	0.2	0.8	1.1

#### 4. Теория резонансных датчиков

Математическое описание работы датчика, согласно [10], сводится к решению системы телеграфных уравнений для комплексных амплитуд тока  $I$  и напряжения  $U$  в резонаторе:

$$\begin{cases} \frac{dU}{dx} = -i\omega L_0 I + E\delta(x+l), \\ \frac{dI}{dx} = -i\omega C_0 U \end{cases} \quad (1)$$

с граничными условиями

$$U|_{x=0} = Z_L I|_{x=0}, U|_{x=l} = Z_x I|_{x=l}, Z_L = i\omega L \quad (2)$$

В выражениях (1) – (2) введены следующие обозначения:  $L_0$  и  $C_0$  – погонная индуктивность и емкость передающей линии, образующей резонатор;  $1/\sqrt{L_0 C_0} = c$ ,  $c$  – скорость распространения электромагнитной волны в передающей линии,  $\sqrt{L_0 / C_0} = \rho$ ,  $\rho$  – волновое сопротивление линии резонатора;  $E = -i\omega M(I_2 + I_3)$  – ЭДС взаимной индукции в резонаторе;  $M$  – коэффициент взаимной индукции между петлями связи и резонатором;  $I_2$  и  $I_3$  – комплексные амплитуды токов соответственно в передающей и приемной петлях связи;  $L$  и  $Z_L$  – соответственно индуктивность и импеданс магнитной рамки резонатора.

$$I_2 = 2I_0 - i\frac{\omega M}{\rho_c} I|_{x=0}, I_3 = -i\frac{\omega M}{\rho_c} I|_{x=0}, I_0 = i\frac{U_0}{\rho_c}, \quad (3)$$

где  $I_0$  и  $U_0$  – амплитуды тока и напряжения зондирующей волны в возбуждающей линии.

Нагрузка  $Z_x$  представляет собой параллельное соединение индуктивности  $L_k$ , при помощи которой осуществляется коррекция резонансной характеристики системы, и нагрузки  $Z_k$ , представляющей собой импеданс  $Z_c$  измерительной емкости  $C_k$ , пересчитанной по длине выносного пятидесятиомного коаксиального кабеля с фторопластовым заполнением длиной  $l_k$  в точку подключения к резонатору:  $Z_x = (1/i\omega L_k + 1/Z_k)^{-1}$

$$Z_k = 50 \left( Z_c + i50 \operatorname{tg} \left( \frac{\omega}{c} \sqrt{2} l_k \right) \right) \left( 50 + iZ_c \operatorname{tg} \left( \frac{\omega}{c} \sqrt{2} l_k \right) \right)^{-1} \text{ (Ом)}$$

Импеданс  $Z_c$  определяется эффективной диэлектрической проницаемостью  $\epsilon_{eff}$  среды на глубине зондирования измерительной системы:  $Z_c(\epsilon_{eff}) = 1/(i\omega C_k \epsilon_{eff})$ . При контакте измерительной емкости с биологической тканью нагрузка  $Z_x$  изменяется на величину  $Z_x^{(1)} = Z_x(\epsilon_{eff}) - Z_x(1)$ .

Решение задачи (1) – (3) на частотах  $\omega$ , близких к вакуумной резонансной частоте  $\omega_0$ , ( $\omega = \omega_0 + \Delta\omega$ ,  $|\Delta\omega| \ll \omega_0$ ), будем искать в виде асимптотического ряда по малому параметру  $\gamma$ :

$$I = I^{(0)} + I^{(1)} + \dots, \quad U = U^{(0)} + U^{(1)} + \dots,$$

$$\gamma \sim \max \left\{ \frac{\Delta\omega}{\omega_0}, \left( \frac{Z_x^{(1)}}{\rho} \right), \left( \frac{\omega M}{\rho} \right)^2, \left( \frac{\omega M}{\rho_c} \right)^2, \left| \frac{I_1}{I_0} \right| \right\} \ll 1$$

В первом порядке теории возмущений можно получить следующее выражение для напряжения  $U_3$  в приёмной петле связи.

$$U_3 = \frac{U_0}{\sqrt{Q_0^2 (\delta\omega + \operatorname{Im} q)^2 + (1 + Q_0 \operatorname{Re} q)^2}} \quad (4)$$

где  $Q_0$  - собственная добротность резонансной системы,

$$q = \frac{1}{\beta} \frac{Z_x^{(1)}}{\rho} \cos^2 \left( \frac{\omega_0}{c} l + \operatorname{arctg} \left( \frac{\omega_0 L}{\rho} \right) \right) \quad (5)$$

Выражение (4) представляет собой уравнение резонансной кривой датчика. Параметр  $q$  определяется поправкой  $Z_x^{(1)}(\epsilon_{eff})$  к импедансу нагрузки на конце резонатора. В зависимости от электродинамических свойств среды действительная и мнимая часть параметра  $q$ , согласно (4), определяет относительный сдвиг резонансной частоты  $\delta\omega$  и величину сигнала  $\max U_3$  при резонансе:

$$\begin{aligned} \delta\omega &= -\operatorname{Im}q \\ \max U_3 &= (1 + Q_0 \operatorname{Re}q)^{-2} \end{aligned} \quad (6)$$

При известных экспериментальных значениях  $\delta\omega$  и  $\max U_3$  выражения (6) позволяют найти комплексную величину эффективной диэлектрической проницаемости  $\epsilon_{eff}$  среды.

## 5. Экспериментальные результаты

Для демонстрации возможностей измерительных систем проведено изучение глубинной структуры здоровой кожи. Исследование осуществлялось следующим образом. Сначала измерения проводятся датчиком с наименьшей глубиной зондирования  $h_1$ , результаты измерений отражают интегральные свойства среды ( $\epsilon_{eff}$ ) в приповерхностном слое толщиной  $h_1$ . Для датчика с глубиной зондирования  $h_2 > h_1$  - интегральные свойства среды ( $\epsilon_{eff}$ ) в приповерхностном слое уже большей толщиной  $h_2$  и т.д. Зная отклики измерительных систем с разными  $h_{zond}$ , можно восстановить изменение эффективной комплексной диэлектрической проницаемости среды при увеличении глубины зондирования датчиков.

Кожа является сложной средой с ярко выраженной неоднородностью своих физических характеристик. В ней выделены три основных слоя: эпидермис, дерма и подкожная жировая клетчатка (гиподерма). Электродинамические характеристики структурных слоев кожи зависят, в первую очередь, от их клеточной структуры и содержания в них влаги

(жидкости). На рис. 5 представлена  $\epsilon_{eff}$  кожи кисти и мозолистого участка ладони для трёх датчиков. Из рисунков видно, что эффективная диэлектрическая проницаемость растёт с увеличением глубины зондирования. Это свидетельствует об увеличении диэлектрической проницаемости тканей кожи по мере удаления от ее поверхности.

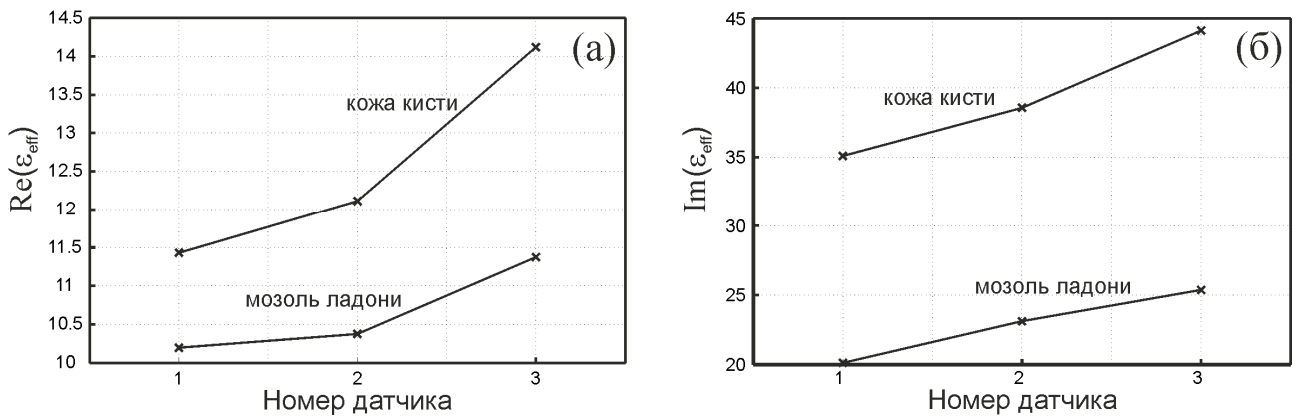


Рис. 5. Действительная (а) и мнимая (б) части эффективной диэлектрической проницаемости  $\epsilon_{eff}$  кожи кисти и мозолистого участка ладони для трёх датчиков.

Представленные на рис. 5 значения  $\epsilon_{eff}$  для разных глубин зондирования являются данными для решения обратной задачи по восстановлению пространственного распределения комплексной диэлектрической проницаемости кожи.

Применительно к диагностике меланомы кожи нами была проведена отработка метода резонансного ближнепольного СВЧ-зондирования. Измерения проводились на группе добровольцев, имевших на поверхности кожи невус либо меланому. По клиническим показаниям новообразования были удалены и подвергнуты гистологическому исследованию, при котором диагноз был подтвержден морфологически. По данным гистологического исследования пять человек составила группа с диагнозом: внутридермальный пигментный невус кожи, пятерым поставлен диагноз меланома кожи. На рис. 6 представлены результаты измерений действительной части  $\epsilon_{eff}$  тканей кожи

датчиком с глубиной зондирования 1.1мм. Из экспериментальных данных следует, что электродинамические свойства пигментного невуса и здоровой кожи практически не отличаются. У тканей меланомы  $\epsilon_{eff}$  меньше чем у здоровой кожи примерно в 2 раза.

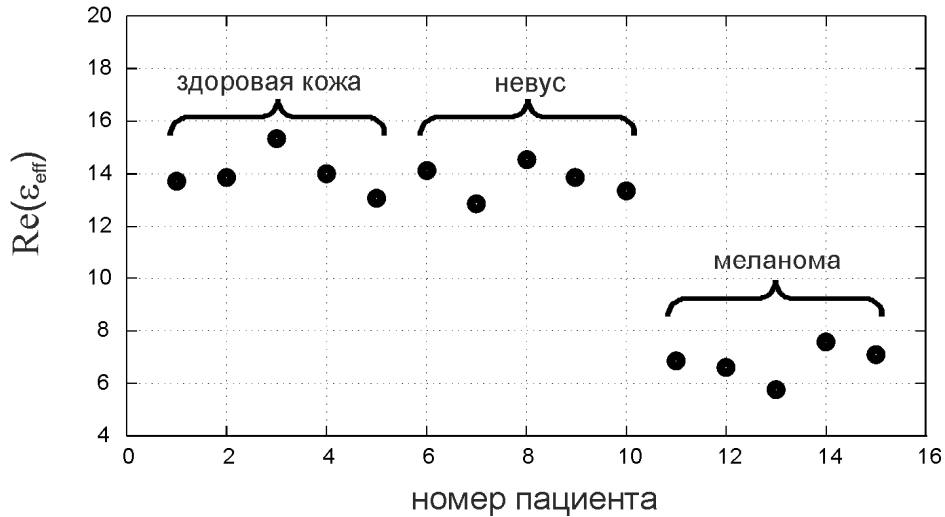


Рис. 6. Действительная часть эффективной диэлектрической проницаемости  $\epsilon_{eff}$  кожи для датчика с глубиной зондирования 1.1мм кожи в области пигментных новообразований.

## 6. Заключение

Таким образом, в работе продемонстрирована возможность использования резонансного ближнеполюсного СВЧ-зондирования для исследования глубинной структуры кожи. Применительно к диагностике пигментных новообразований кожи показаны различия интегральной диэлектрической проницаемости тканей кожи в области пигментного невуса и меланомы кожи.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ №13-02-97069 р\_поволжье\_а.

## Литература

1. Демидов Л.В., Соколов Д.В., Булычева И.В. и др. Совершенствование методов диагностики меланомы кожи // Вестник РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН. 2007. Т. 18, № 1. С. 36–41.

2. Фрадкин С.З., Залуцкий И.В. Меланома кожи. - Минск: Беларусь, 2000. – 221
3. Чиссов В.И.; Давыдов М.И. Онкология: национальное руководство.- Издательство: М.: ГЭОТАР- Медиа, 2008. – 1072.
4. Демидов Л.В., Харкувич Г.Ю, Маркина И.Г. Меланома и другие злокачественные новообразования кожи (глава в книге: Энциклопедия клинической онкологии. Под ред. М.И.Давыдова). М. 2004. – С. 341-364.
5. Blum A., Luedtke H., Ellwanger U. et al. Digital image analysis for diagnosis of cutaneous melanoma. Development of a highly effective computer algorithm based on analysis of 837 melanocytic lesions // Br. J. Dermatol. 2004. Vol. 151, № 5. P. 1029–1038.
6. Valerica Raicu, Nobuko Kitagawa and Akihiko Irimajiri. A quantitative approach to the dielectric properties of the skin // Physics in Medicine and Biology. 2000. V.45. N.2. P. L1-L4.
7. T Sunaga, H Ikehira, S Furukawa, H Shinkai, H Kobayashi, Y Matsumoto, E Yoshitome, T Obata, S Tanada, H Murata and Y Sasaki. Measurement of the electrical properties of human skin and the variation among subjects with certain skin conditions // Physics in Medicine and Biology. 2002. V.47. N.1. P. N11-N15.
8. Yoshihito Hayashi, Nobuhiro Miura, Naoki Shinyashiki and Shin Yagihara. Free water content and monitoring of healing processes of skin burns studied by microwave dielectric spectroscopy in vivo// Physics in Medicine and Biology. 2005. V. 50. N.4. P. N8-N14.
9. Taflove A. Computational electrodynamics: The finite-difference time-domain method. – Boston-London: Artech House, 1995.
10. Кондратьев И.Г., Костров А.В., Смирнов А.И., Стриковский А.В., Шашурин А.В. Резонансный СВЧ-зонд на отрезке двухпроводной линии // Физика плазмы. 2002. Т. 28. №11. С. 977-983.