

ПРИМЕНЕНИЕ РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ  
В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

УДК 53.083.2

РЕЗОНАНСНОЕ БЛИЖНЕПОЛЬНОЕ СВЧ-ЗОНДИРОВАНИЕ  
ОЖОГОВЫХ РАН

© 2020 г. А. Г. Галка<sup>a, b, \*</sup>, А. К. Мартусевич<sup>b</sup>, Д. В. Янин<sup>a, b</sup>, А. В. Костров<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Институт прикладной физики РАН,

ул. Ульянова, 46, Нижний Новгород, 603950 Российская Федерация

<sup>b</sup>Приволжский исследовательский медицинский университет,

пл. Минина и Пожарского, 10, корп. 1, Нижний Новгород, 603005 Российская Федерация

\*E-mail: galasnn@appl.sci-nnov.ru

Поступила в редакцию 11.12.2019 г.

После доработки 18.02.2020 г.

Принята к публикации 11.03.2020 г.

Рассмотрено развитие метода резонансного ближнепольного СВЧ-зондирования применительно к диагностике ожоговых ран. Разработаны резонансные датчики и развита импедансная модель измерительных систем. Экспериментально установлено, что действительная часть диэлектрической проницаемости ожоговой раны меньше, чем в области интактного участка. Также установлена зависимость электродинамических показателей тканей раны от глубины проникновения ожога, что может быть использовано для экспресс-анализа степени термического поражения.

DOI: 10.31857/S0033849420080033

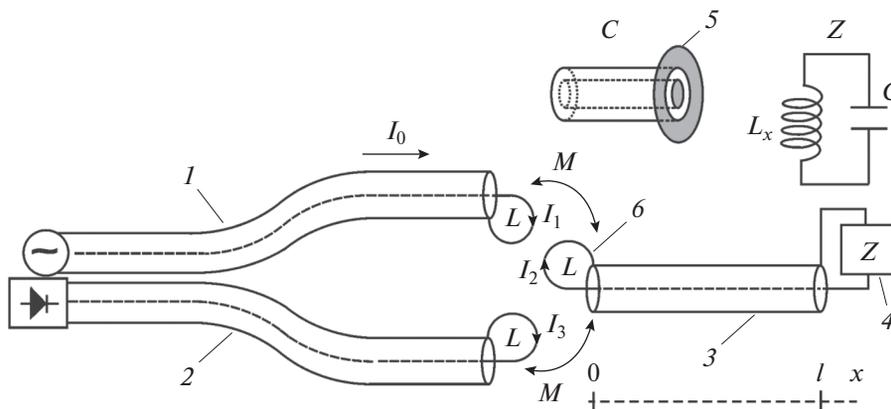
ВВЕДЕНИЕ

На протяжении многих десятилетий ожоги остаются одним из наиболее распространенных видов травм, и тенденции к снижению их частоты до сих пор не наблюдаются. В России ежегодно регистрируется около 500 тысяч случаев термических поражений, в общей структуре травматизма они составляют 6...8% и занимают 3-е место в стране. В настоящее время практически отсутствуют достаточно информативные, неинвазивные и доступные в повседневной практике методы оценки состояния тканей в области ожоговой раны и в околораневой зоне.

Как правило, для нахождения глубины повреждения тканей проводят визуальный осмотр и клинические пробы, при этом результаты зависят от опыта и квалификации врача. Ультразвуковое исследование, компьютерная рентгеновская и магнитно-резонансная томографии практически не используются для диагностики верхних слоев кожи. Применение тепловизионного ИК-исследования позволяет получать информацию о верхних слоях кожи по регистрации инфракрасного излучения, испускаемого поверхностью кожной ткани [1–4]. При этом нижние слои кожи данным методом не лоцируются. С помощью лазерной доплеровской флоуметрии лишь косвенным образом (по показателю микроциркуляции крови) можно оценить глубину проникновения ожога

[5, 6], что недостаточно для полноценного описания состояния раны и окружающих ее тканей.

Следует отметить, что перечисленные высокотехнологичные методы не применимы для повседневного контроля процессов в тканях кожи в силу следующих причин: большая лучевая нагрузка, сложность и дороговизна оборудования, длительность процедур, их высокая стоимость. Известна методика оценки ожогового поражения по измерению проводимости тканей [7], однако она до сих пор не нашла широкого применения на практике. Основной ее недостаток связан с большой площадью электродов, необходимой для снижения переходного сопротивления “электрод–кожа”, и, как следствие, низкая разрешающая способность. В такой системе электрический ток проходит по пути наименьшего сопротивления, а не строго между электродами, отсюда невозможность оценки поражения в ограниченной области. Одним из высокоинформативных методов, позволяющих получать наиболее ценную и полную диагностическую информацию о термической травме, является гистологическое изучение биоптатов пораженных тканей с применением световой микроскопии, а также гистохимических и иммуногистохимических исследований [8, 9]. Однако биопсия инвазивна и применяется в исключительных случаях. Таким образом, имеющиеся данные свидетельствуют о целесообразности и актуальности разработки новых достоверных не-



**Рис. 1.** Схема резонансной ближнепольной измерительной системы: 1 – возбуждающая линия, 2 – приемная линия, 3 – резонатор на отрезке коаксиальной линии, 4 – нагрузка на конце резонатора, 5 – цилиндрический конденсатор, 6 – магнитная рамка резонатора; зондирование среды осуществляется краевым электрическим полем цилиндрического конденсатора.

инвазивных методов для диагностики состояния кожи и подкожных структур при термическом поражении.

В настоящее время одним из перспективных и развивающихся методов диагностики биологических тканей является резонансное ближнепольное СВЧ-зондирование [10]. Данная методика позволяет восстанавливать электродинамические свойства среды без непосредственного физического воздействия. Ее преимущество по сравнению с методами оптического и ИК-диапазонов излучения заключается в возможности исследовать биологические объекты на глубинах до нескольких сантиметров. В работах [11–13] была показана эффективность метода резонансного ближнепольного СВЧ-зондирования для неинвазивной диагностики хронических кожных дерматозов [11], для экспресс-диагностики жизнеспособности органов трансплантатов [12], для неинвазивной диагностики меланомы кожи [13]. Развитие резонансной ближнепольной СВЧ-диагностики в медицинских приложениях обусловлено физиологическим фактом изменения диэлектрической проницаемости и проводимости биологических тканей в области патологии. Электродинамические характеристики среды определяются по измерению импеданса электрически малой антенны (измерительной емкости). Высокая чувствительность метода к малым вариациям комплексной диэлектрической проницаемости исследуемого объекта достигается за счет резонансного способа измерения импеданса зондирующего элемента. Информацию о внутренней структуре среды можно получить посредством глубинного сканирования тканей квазистатическим электрическим полем системы датчиков с разной глубиной зондирования.

Цель данной работы – дальнейшее развитие метода резонансного ближнепольного СВЧ-зон-

дирования применительно к диагностике тканей при термическом поражении.

## 1. ОПИСАНИЕ ДАТЧИКОВ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ОЖОГОВЫХ РАН

Измерительная система для диагностики ожоговых ран представляет собой высокочастотный СВЧ-резонатор, выполненный на отрезке коаксиальной линии с фторопластовым заполнением (рис. 1). На одном конце резонатора 3 находится магнитная рамка 6 диаметром 0.5 см, к другому подключена нагрузка 4, в состав которой входит зондирующая ближнепольная антенна в виде сменного измерительного аппликатора. Для возбуждения резонатора и приема его отклика использовались две петли магнитной связи диаметром 0.5 см, расположенные вблизи рамки резонатора. Измерительная антенна представляет собой краевую емкость цилиндрического конденсатора длиной 15 мм. Зондирование среды осуществляется краевым полем конденсатора, торец которого прикладывается к поверхности исследуемого объекта. Глубина зондирования такого аппликатора определяется геометрическими параметрами цилиндрической емкости. Использование данной системы позволяет реализовать глубины зондирования от долей миллиметра до нескольких миллиметров, необходимые для изучения ожоговой травмы. Для уменьшения потерь, вносимых средой в резонансную систему, используется так называемое “неполное подключение” нагрузки в резонатор, реализуемое путем параллельного подключения индуктивности  $L_x$  к цилиндрическому конденсатору.

Применительно к диагностике ожоговых ран были разработаны и изготовлены два аппликатора с максимальными глубинами зондирования 3 и

5 мм. Диаметры внутренних проводников цилиндрических конденсаторов были равны соответственно 3,5 и 6 мм, диаметры внешних – 10 и 13 мм. Резонансную частоту датчика порядка 700 МГц выбирали из условия, чтобы масштаб локализации зондирующего электрического поля был меньше глубины скин-слоя (характерной длины затухания зондирующей волны в среде). Добротность датчика составляла 270 и определялась магнитной связью резонатора с приемной 2 и возбуждающей 1 линиями. Наличие исследуемого объекта в области зондирующего поля приводило к сдвигу и уширению резонансной кривой измерительной системы.

Для исключения влияния внешних объектов на показания датчика резонансную измерительную систему помещали в металлический цилиндрический корпус диаметром 4 см. На одном торце металлического цилиндра устанавливали два высокочастотных разъема для подключения возбуждающей и приемной линий к соответствующим петлям связи. С другой стороны с помощью резьбового соединения подключали измерительную емкость с необходимой глубиной зондирования. В качестве источника СВЧ-колебаний в резонаторе использовался высокостабильный (стабильность частоты на уровне  $10^{-6}$ ) свип-генератор в виде быстродействующего синтезатора частот на основе однопетлевой системы фазовой автоподстройки частоты (ФАПЧ). Управление генератором осуществлялось программным образом от компьютера. Шаг перестройки частоты 10 кГц. Для регистрации резонансного отклика использовался высокочастотный детектор с входным сопротивлением 50 Ом. За время свипирования 5 мс в частотном диапазоне  $f = 680...710$  МГц регистрировался резонансный отклик датчика. Сигнал с детектора поступал на вход аналого-цифрового преобразователя (АЦП) USB3000 с частотой оцифровки 3 МГц. Данные с АЦП передавались в ПК для дальнейшей обработки. По сдвигу резонансной частоты и уменьшению амплитуды сигнала при резонансе восстанавливались электродинамические параметры исследуемой среды в области ближнеполюсной антенны.

## 2. ИМПЕДАНСНАЯ МОДЕЛЬ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

Для изучения тканей ожоговой раны необходимо построение импедансной модели резонансного датчика. Цель данного теоретического анализа – получить выражение для тока в приемной петле связи, имеющей резонансный характер, которое позволит определить связь резонансной частоты датчика и амплитуды тока при резонансе с комплексной диэлектрической проницаемостью среды.

Теоретическое описание датчика основано на сведении исходной распределенной резонансной системы к эквивалентному ей контуру с сосредоточенными параметрами. Представим исходную измерительную систему в виде трех контуров 1–3, объединенных между собой магнитными связями.

Контур 1, соответствующий передающей линии, состоит из источника колебаний (генератора) и передающей петли связи  $j\omega L$ , соединенных коаксиальным кабелем с волновым сопротивлением  $\rho$ .

Контур 2 соответствует резонатору датчика. Нагрузка  $Z$  на конце резонатора состоит из цилиндрической емкости и индуктивности  $L_x$ , параллельно с ней соединенной:

$$Z = \left( \frac{1}{j\omega L_x} + j\omega C_{\text{кон}} + j\omega C_{\text{изм}}\epsilon \right)^{-1}. \quad (1)$$

Здесь введены обозначения:  $C_{\text{кон}}$  – емкость цилиндрического конденсатора без учета краевой емкости, а  $C_{\text{изм}}$  – измерительная краевая емкость,  $\epsilon$  – диэлектрическая проницаемость исследуемой среды.

Контур 3, соответствующий приемной линии, состоит из детектирующего устройства с входным сопротивлением  $R$ , равным волновому сопротивлению соединительного кабеля  $\rho$ , и приемной петли связи  $L$ . Импеданс взаимной индукции между контурами 1–2 и 2–3 обозначим  $Z_M = j\omega M$ . Магнитной связью между контурами 1 и 3 будем пренебрегать.

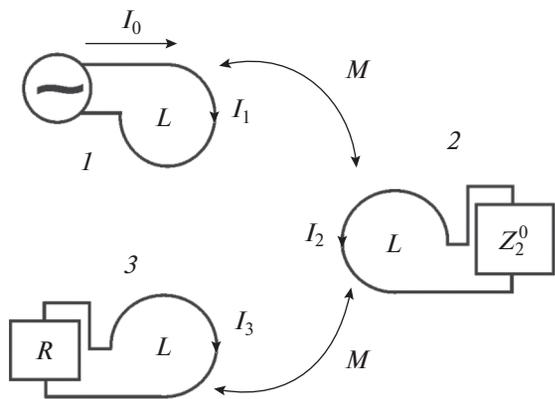
При условии равенства внутреннего сопротивления генератора волновому сопротивлению  $\rho$  соединительного коаксиального кабеля эквивалентная схема с сосредоточенными параметрами для контура 1 состоит из генератора и магнитной петли связи с импедансом  $j\omega M$ .

Контур с сосредоточенными параметрами, эквивалентный контуру 2, получается пересчетом импеданса  $Z$  по отрезку длиной линии, образующей резонатор, к магнитной рамке резонатора по следующей формуле:

$$Z_2^0 = \rho_0 \frac{Z + j\rho_0 \operatorname{tg}(kl)}{\rho_0 + jZ \operatorname{tg}(kl)}, \quad (2)$$

где  $\rho_0$  – волновое сопротивление линии, образующей резонатор,  $l$  – длина резонатора,  $k = \omega\sqrt{L_n C_n}$  – волновое число ( $\omega = 2\pi f$  – круговая частота генератора,  $L_n, C_n$  – погонная индуктивность и емкость резонатора соответственно). Таким образом, контур 2 представлен импедансом  $Z_2^0$  и индуктивным сопротивлением магнитной рамки резонатора  $j\omega L$ .

Эквивалентная схема приемной линии (контур 3) в соответствии с выражением (2) при  $R = \rho$



**Рис. 2.** Эквивалентная схема измерительной системы:  $L$  – индуктивность магнитных рамок,  $M$  – взаимная индуктивность,  $1-3$  – контуры; магнитная связь между контурами  $1$  и  $3$  не учитывается.

состоит из последовательно соединенных индуктивного сопротивления приемной петли связи  $j\omega L$  и сопротивления  $R$ . Общая эквивалентная схема трех сосредоточенных контуров с магнитными связями изображена на рис. 2.

Для определения тока в приемной петле связи найдем эквивалентное сопротивление  $Z_{вх}$  измерительной системы. Для этого воспользуемся формулой пересчета импеданса через магнитную связь [14]. В общем случае импеданс  $Z_n$  из контура  $b$  в контур  $a$  (рис. 3) пересчитывается следующим образом:

$$Z'_n = -\frac{Z_M^2}{j\omega L_b + Z_n}, \quad (3)$$

где  $Z_M = j\omega M$  – импеданс взаимоиндукции между рамками  $L_a$  и  $L_b$ .

Пересчитаем по формуле (3) сопротивление  $R$  из контура  $3$  в контур  $2$ , учитывая, что  $L_a = L_b = L$ :

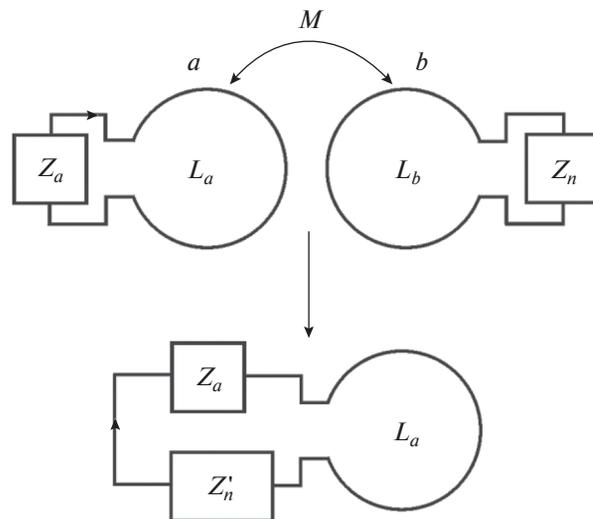
$$R' = -Z_M^2 / (j\omega L + R). \quad (4)$$

Затем последовательно соединенные сопротивления  $R'$  и  $Z_2 = Z_2^0 + j\omega L$  из контура  $2$  пересчитаем в контур  $1$ . После соответствующих подстановок получим выражение для импеданса  $Z_{вх}$  резонансной измерительной системы:

$$Z_{вх} = j\omega L - Z_M^2 / (Z_2 - Z_M^2 / (j\omega L + R')). \quad (5)$$

В соответствии с [15] амплитуда тока в возбуждающей петле  $I_1$  равна:

$$I_1 = I_0(1 - G), \quad (6)$$



**Рис. 3.** Схема пересчета импеданса  $Z_b$  из контура  $b$  в контур  $a$  через магнитную связь  $M$ .

где  $I_0$  – амплитуда падающей волны,  $G$  – коэффициент отражения, причем

$$G = \frac{Z_{вх} - \rho}{Z_{вх} + \rho}. \quad (7)$$

Подставляя (7) в (6), с учетом (5) получим ток в возбуждающей петле связи:

$$I_1 = 2I_0 \left( 1 + \frac{j\omega L}{\rho} - \frac{Z_M^2}{\rho Z_2 - \rho Z_M^2 / Z_3} \right)^{-1}, \quad (8)$$

где  $Z_3 = j\omega L + R'$ . Для нахождения комплексных амплитуд токов  $I_2, I_3$  запишем уравнения Кирхгофа для контуров  $2$  и  $3$  (рис. 2):

$$\begin{aligned} I_1 Z_M + I_2 Z_2 + I_3 Z_M &= 0, \\ I_2 Z_M + I_3 Z_3 &= 0, \end{aligned} \quad (9)$$

где  $I_1 Z_M, I_3 Z_M$  – электродвижущие силы (ЭДС) взаимной индукции, наводимые в резонаторе токами  $I_1$  и  $I_3$  соответственно, а  $I_2 Z_M$  – ЭДС взаимной индукции, наводимая током  $I_2$  в приемной петле связи. Выражая из (9)  $I_2, I_3$ , получим

$$I_2 = -\frac{Z_M}{Z_2 - Z_M^2 / Z_3} I_1, \quad I_3 = \frac{Z_M^2}{Z_2 Z_3 - Z_M^2} I_1. \quad (10)$$

Используя (8), преобразуем (10) к следующему виду:

$$I_3 = \frac{I_0}{(1 + j\omega L / \rho) (0.5 Z_2 Z_M^2 (\rho + j\omega L) - 1)}, \quad (11)$$

где  $Z_2$  зависит от импеданса измерительной емкости  $Z$ .

Выражения (8) и (11) справедливы как при сильной связи резонатора с линиями возбуждения и приема сигнала ( $M \sim L$ ), так и при слабой ( $M \ll L$ ).

Наличие исследуемой среды с комплексной диэлектрической проницаемостью  $\epsilon$  в области зондирующего поля измерительной емкости приводит к изменению нагрузки на конце резонатора:

$$Z(\epsilon) = Z_0 + Z_1, \quad (12)$$

где  $Z_0$  – импеданс нагрузки, когда датчик не приведен в контакт с исследуемой средой, а  $Z_1$  – малая добавка к импедансу, появляющаяся при наличии среды, причем  $|Z_1|/\rho \ll 1$ . На частотах  $\omega = \omega_0(1 + \delta)$ , близких к собственной резонансной частоте  $\omega_0$ , когда  $|\delta| \ll 1$ , представим ток  $I_3$  в виде асимптотического ряда по малому параметру  $\alpha = \max(|\delta|, |Z_1|/\rho, j\omega L/\rho)$ :  $I_3 = I_3^0 + I_3^1 + \dots$ , где  $I_3^i$  – члены асимптотического ряда. В нулевом порядке малости по параметру  $\alpha$  получим уравнение для тока в приемной петле в отсутствие контакта датчика со средой:

$$I_3 = -I_0 \left( 1 + j \frac{\rho \omega_0 L}{2(M\omega_0)^2} + \frac{\rho \rho_0}{2(M\omega_0)^2} \frac{Z_0 + \rho_0 \operatorname{tg}(k_0 l)}{\rho_0 + jZ_0 \operatorname{tg}(k_0 l)} \right)^{-1}, \quad (13)$$

где  $k_0$  – волновое число для распространяющейся вдоль отрезка длинной линии, образующей резонатор, электромагнитной волны на частоте  $\omega_0$ . Для коаксиального резонатора с диэлектрическим заполнением  $\epsilon_{\text{фрт}}$  величина  $k_0 = \frac{\omega_0}{c} \sqrt{\epsilon_{\text{фрт}}}$ , где  $c$  – скорость света в вакууме. Резонансную частоту ненагруженного датчика  $\omega_0$  найдем из условия максимальной амплитуды выходного сигнала  $\max |I_3|$ , которое выполняется при равенстве нулю суммы второго и третьего слагаемых в знаменателе выражения (13):

$$\omega_0 \frac{L}{\rho_0} + \frac{\operatorname{Im}(Z_0) + \rho_0 \operatorname{tg}(k_0 l)}{\rho_0 - \operatorname{Im}(Z_0) \operatorname{tg}(k_0 l)} = 0. \quad (14)$$

В первом порядке малости по параметру  $\alpha$  получим

$$I_3 = -I_0 \left( 1 + j \frac{\rho \omega_0 L}{2(M\omega_0)^2} \delta + \frac{\rho \rho_0}{2(M\omega_0)^2} \times \left[ jk_0 l \delta \left( (\omega_0 L/\rho_0)^2 + 1 \right) + \frac{Z_1 (\omega_0 L \operatorname{tg}(k_0 l) + \rho_0)}{\rho_0 + jZ_0 \operatorname{tg}(k_0 l)} \right] \right)^{-1}. \quad (15)$$

Выражение для квадрата модуля  $I_3$ , пропорционального мощности принимаемого сигнала

на детектирующем устройстве, имеет следующий вид:

$$|I_3|^2 = \frac{I_0^2}{(1 + B \operatorname{Re} Z_1)^2 + A^2 (V\delta + \rho_0 B \operatorname{Im} Z_1)^2}, \quad (16)$$

где

$$A = \frac{\rho}{2(M\omega_0)^2}, \quad B = \frac{\omega_0 L \operatorname{tg}(k_0 l) + \rho_0}{\rho_0 + \operatorname{Im} Z_0 \operatorname{tg}(k_0 l)}, \\ V = \omega_0 L + \rho_0 k_0 l.$$

Выражение (16) описывает резонансную характеристику измерительной системы. Относительный сдвиг резонансной частоты датчика  $\delta$  и амплитуда тока выходного сигнала  $\max |I_3|$  на резонансной частоте зависят от поправки к импедансу  $Z_1$  зондирующей антенны и в соответствии с (16) определяются выражениями

$$\delta = -\frac{\rho_0 B \operatorname{Im} Z_1}{\omega_0 L + \rho_0 k_0 l}, \quad (17)$$

$$\max |I_3| = \frac{I_0}{1 + B \operatorname{Re} Z_1}. \quad (18)$$

Собственная добротность измерительной системы ( $Z_1 = 0$ ) определяется шириной резонансной кривой по уровню 1/2:

$$Q = \frac{A^2}{4} (\omega_0 L + \rho_0 k_0 l)^2. \quad (19)$$

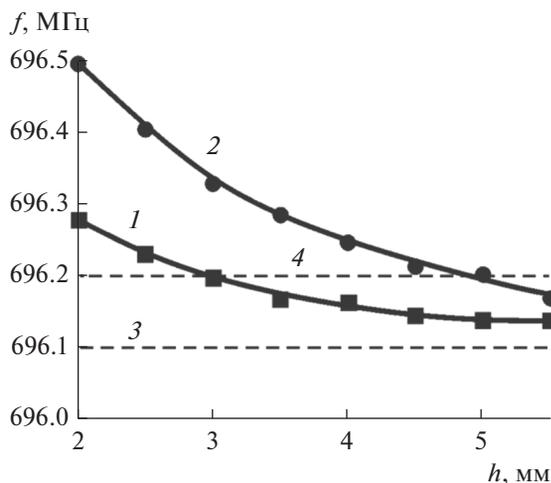
Для получения выражений, связывающих относительный сдвиг резонансной частоты  $\delta$  и амплитуду сигнала при резонансе  $\max |I_3|$  с комплексной диэлектрической проницаемостью среды  $\epsilon = \epsilon' - j\epsilon''$ , в соответствии с (1) и (12), запишем выражение для  $Z_1(\epsilon, \omega)$  в виде:

$$Z_1(\epsilon, \omega) = Z(\epsilon, \omega_0(1 + \delta)) - Z_0 = \\ = \left( \frac{1}{(1 + \delta)Z_x} + \frac{(1 + \delta)}{Z_{\text{кон}}} + \frac{(1 + \delta)\epsilon}{Z_{\text{изм}}} \right)^{-1} - \\ - \left( \frac{1}{Z_x} + \frac{1}{Z_{\text{кон}}} + \frac{1}{Z_{\text{изм}}} \right)^{-1}, \quad (20)$$

где введены обозначения:  $Z_x = j\omega_0 L_x$ ,  $Z_{\text{кон}} = 1/(j\omega_0 C_{\text{кон}})$ ,  $Z_{\text{изм}} = 1/(j\omega_0 C_{\text{изм}})$ . Считая  $\delta \ll 1$ , разложим  $Z_1$  по параметру  $\delta$  до первого порядка малости:

$$Z_1 = (1 - \delta)Z_0 \left( 1 - \frac{2\delta Z_0}{Z_x} + \frac{Z_0(\epsilon - 1)}{Z_{\text{изм}}} \right)^{-1} - Z_0. \quad (21)$$

При дополнительном ограничении на измеряемые значения диэлектрической проницаемости



**Рис. 4.** Резонансная частота датчика в зависимости от глубины залегания тefлонового параллелепипеда в спирту: 1 – для аппликатора с глубиной зондирования 3 мм; 2 – для аппликатора с глубиной зондирования 5 мм; 3 – резонансная частота  $f = f_s$  аппликаторов при бесконечном удалении тefлонового параллелепипеда, 4 – линия, сдвинутая на 100 кГц вверх по частоте относительно  $f_s$ ; точки – экспериментальные данные, сплошная кривая – аппроксимация.

$|Z_0(\epsilon - 1)/Z_{\text{изм}}| \ll 1$  после соответствующих преобразований, получим

$$Z_1 = j(\epsilon' - j\epsilon'' - 1) \frac{(\text{Im } Z_0)^2}{\text{Im } Z_{\text{изм}}} - j \text{Im } Z_0 \delta \left( 1 - 2 \frac{\text{Im } Z_0}{\text{Im } Z_x} \right). \quad (22)$$

Выделим действительную и мнимую части  $Z_1$ :

$$\begin{aligned} \text{Re } Z_1 &= \epsilon'' \frac{(\text{Im } Z_0)^2}{\text{Im } Z_{\text{изм}}}, \\ \text{Im } Z_1 &= (\epsilon' - 1) \frac{(\text{Im } Z_0)^2}{\text{Im } Z_{\text{изм}}} - \text{Im } Z_0 \delta \left( 1 - 2 \frac{\text{Im } Z_0}{\text{Im } Z_x} \right). \end{aligned} \quad (23)$$

Сопоставляя эти выражения с (17) и (18), окончательно получим

$$\epsilon' = 1 + a_1 \delta, \quad \epsilon'' = a_2 (I_0 / \max |I_3| - 1). \quad (24)$$

В выражениях (24) неизвестные коэффициенты  $a_1, a_2$  находятся путем калибровки, суть которой состоит в измерении  $\delta$  и  $\max |I_3|$  при контакте датчика со средой с известной комплексной диэлектрической проницаемостью (например, спирт).

### 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ СВЧ-ЗОНДИРОВАНИЯ ОЖОГОВЫХ РАН

Основным параметром резонансного датчика является глубина зондирования. Глубина зондирования в среде  $h_{\text{зонд}}$  определяется размером об-

ласти локализации зондирующего электростатического поля ближнепольной антенны. Электродинамические свойства среды этой области оказывают влияние на ее импеданс, а все элементы вне этого пространства вносят пренебрежимо малый вклад, т.е. находятся за пределами чувствительности датчика. Глубину зондирования можно измерить путем изменения расстояния от датчика до некоторого инородного включения, расположенного в однородной среде. Очевидно, что при фиксированной геометрии зондирующего элемента глубина зондирования  $h_{\text{зонд}}$  будет зависеть от контрастности диэлектрической проницаемости неоднородности. В экспериментах по определению глубины зондирования в качестве однородной среды использовался спирт, по своим диэлектрическим свойствам близкий к биологической ткани. В качестве инородного включения был выбран прямоугольный параллелепипед из тefлона с поперечными размерами, превосходящими размеры измерительного аппликатора примерно в три раза. Поскольку значения диэлектрической проницаемости спирта и кожи близки, а тefлоновая неоднородность в спирту имеет высокий контраст, результаты измерений позволяют найти максимальную глубину зондирования в биологической ткани.

При удалении измерительного аппликатора, находящегося в спирту, от тefлонового параллелепипеда фиксировалась резонансная частота датчика  $f$  в зависимости от его расстояния до верхней плоскости диэлектрика  $h$ . При большом удалении кривая  $f(h)$  переставала изменяться, приближаясь к постоянному значению  $f_s$ , соответствующему однородному полупространству, заполненному спиртом. Ошибка измерения частоты в эксперименте составляла порядка  $\Delta f_{\text{error}} = 10$  кГц. Введем понятие глубины зондирования  $h_{\text{зонд}}$  как расстояние  $h$ , начиная с которого собственная частота  $f$  отличается от  $f_s$  не более чем на  $10\Delta f_{\text{error}} = 100$  кГц. На рис. 4 приведены зависимости  $f$  от  $h$  для двух сменных аппликаторов. Экспериментально измеренные глубины зондирования  $h_{\text{зонд}}$  составляли 3 и 5 мм.

Для экспериментальной апробации метода резонансного ближнепольного СВЧ-зондирования ожоговых тканей был обследован 31 пациент с различными ожогами, в том числе мужчин – 21, женщин – 10. Все пациенты подписали Информированное согласие на участие в исследованиях. Программа эксперимента была одобрена и утверждена Локальным этическим комитетом ФГБОУ ВО «ПИМУ» Минздрава России. Среди всей группы обследуемых больных 8 пациентов имели первую степень ожога с поверхностным поражением кожи, у 16 человек наблюдалась вторая степень с глубоким ожогом без повреждения росткового слоя кожи, и 7 пациентов имели тре-

**Таблица 1.** Действительная и мнимая части усредненной диэлектрической проницаемости  $\epsilon = \epsilon' - j\epsilon''$  ткани ожоговой раны I степени нижней конечности на глубинах зондирования датчиков 3 и 5 мм в различных участках раневой поверхности

Область сканирования раневой поверхности	Комплексная диэлектрическая проницаемость $\epsilon$	
	$h_{\text{зонд}} = 3 \text{ мм}$	$h_{\text{зонд}} = 5 \text{ мм}$
Интактный участок	$33 - j3.8$	$49 - j6.1$
Граница ожога	$24 - j4.1$	$38 - j8.2$
Центр ожога	$18 - j5.3$	$30 - j10.7$

тью степень ожога с повреждением росткового слоя кожи.

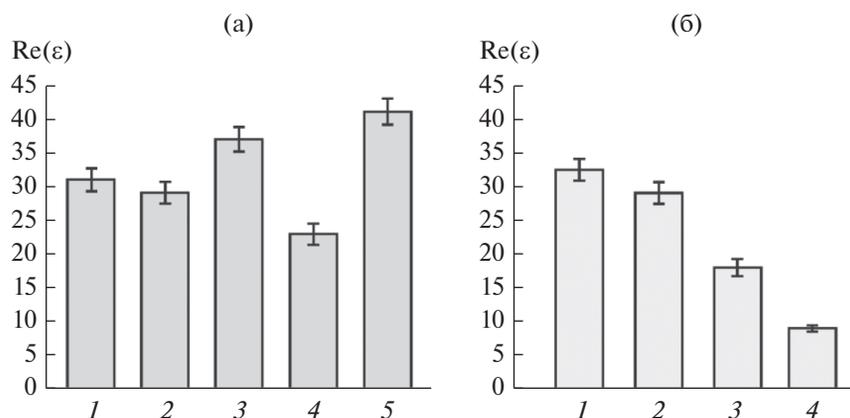
Большинство пациентов (71%) имели термические поражения конечностей. По глубине поражения наблюдалось превалирование ожогов II степени (51.6%), характеризующихся достаточно глубоким нарушением целостности и структуры покровных тканей в месте ожога, но с возможностью его самостоятельного восстановления.

Диэлектрические свойства ожоговой раны изучались в трех точках путем перемещения датчика вдоль поверхности кожи: интактный участок (непораженный участок тела); участок на границе здоровой кожи и ожоговой раны; центр ожога. Проведенные исследования позволили установить, что действительная часть эффективной диэлектрической проницаемости ткани ожоговой раны  $\epsilon'$  на глубинах зондирования датчиков значительно меньше, нежели в области интактного участка (табл. 1), причем снижение менее выражено в краевой зоне и максимально – в центральной части области поражения. Диэлектрические параметры биологических тканей, измеренные двумя датчиками с максимальными глубинами зондирования 3 и 5 мм, различаются, что может быть объяснено тем, что структура кожи меняется в зависимости от глубины.

Напротив, по соотношению мнимой части диэлектрической проницаемости  $\epsilon''$  интактного и обожженного участков покровных тканей выявлена обратная динамика: значение  $\epsilon''$  прогрессивно нарастает от непораженного участка к краевой и центральной зонам раны (см. табл. 1). Подобное распределение диэлектрических свойств ожоговой раны обусловлено как изменением структуры биологической ткани, так и изменением степени их гидратации [16].

Кроме того, датчиком с максимальной глубиной зондирования 5 мм была измерена действительная часть комплексной диэлектрической проницаемости покровных тканей при локализации ожога в различных участках тела. Обнаружено, что наиболее высокое значение этого параметра имеет место при локализации ожога в области туловища и промежности, что обусловлено более высоким содержанием в них жидкостных структур, а наиболее низкое – в области головы и шеи, промежуточное положение между ними занимают ожоговые раны, полученные на конечностях.

Также была установлена зависимость между  $\epsilon'$  и глубиной полученного термического поражения (рис. 5). Установлено, что с углублением ожога данный параметр прогрессивно снижается, достигая минимальных значений при наиболее тяжелых



**Рис. 5.** Действительная часть усредненной диэлектрической проницаемости, измеренной датчиком с максимальной глубиной зондирования 3 мм при ожоге I степени (а): 1 – верхняя конечность, 2 – нижняя конечность, 3 – туловище, 4 – область головы и шеи, 5 – промежность; при ожогах I–III степени нижней конечности (б): 1 – интактный участок, 2 – ожог I степени, 3 – ожог II степени, 4 – ожог III степени.

поражениях (III степень – ожог с поражением костно-мышечных элементов опорно-двигательного аппарата). Это связано с соответствующим снижением количества водного компонента в тканях при утяжелении травмы.

Результаты показывают перспективы применения метода резонансного ближнепольного СВЧ-зондирования в биомедицинской диагностике кожи и ее нарушений, возникающих в условиях ожога. Однако реализовать его диагностический потенциал в полной мере можно только посредством восстановления глубинного профиля комплексной диэлектрической проницаемости тканей кожи. Это наиболее актуально для определения глубины и объема термической травмы, что принципиально необходимо для выбора тактики лечения. В рамках дальнейшей работы предполагается разработать математический аппарат ближнепольной СВЧ-томографии, численные алгоритмы его реализации и провести экспериментальную апробацию на биологических тканях.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе продемонстрированы перспективы развития метода ближнепольной резонансной СВЧ-диагностики применительно к зондированию ожоговых ран. При такой диагностике основным источником информации о поверхностной структуре исследуемого объекта служит импеданс ближнепольных антенн, включенных в качестве нагрузки в резонансную систему. В рамках данного исследования разработаны и изготовлены резонансные СВЧ-датчики с максимальными глубинами зондирования 3 и 5 мм. Зондирование среды осуществлялось краевой емкостью цилиндрического конденсатора. Для восстановления диэлектрической проницаемости и проводимости исследуемой среды по резонансному отклику датчика развита импедансная модель измерительной системы. С помощью сконструированных датчиков измерена комплексная диэлектрическая проницаемость тканей кожи в области термической травмы различных участков тела. Экспериментально установлено, что действительная часть диэлектрической проницаемости на указанных глубинах зондирования ожоговой раны значительно меньше, нежели в области интактного участка. Также установлена зависимость электродинамических показателей раны от глубины проникновения ожога, что может быть использовано для экспресс-анализа степени термического поражения. Важно отметить, СВЧ-зондирование может быть реализовано без снятия раневых покрытий. Данному направлению будут посвящены дальнейшие исследования.

## СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ НОРМ

Все процедуры, выполненные в исследованиях с участием человека, соответствовали этическим стандартам учреждения, в котором проводились исследования, и утвержденным правовым актам Российской Федерации и международных организаций.

## ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена в рамках государственного задания НИР Министерства здравоохранения Российской Федерации (2018–2020 гг.), а также при финансовой поддержке Совета по грантам Президента Российской Федерации (стипендии Президента РФ молодым ученым и аспирантам (Галка А.Г.), СП-471.2019.4) и Российского фонда фундаментальных исследований (проект № 18-42-520053 p\_a).

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А., Усанов Д.А. Тепловизионная биомедицинская диагностика: Учеб. пособие Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2009.
2. Колесов С.Н., Воловик М.Г. // Оптик. журн. 2013. Т. 80. № 6. С. 59.
3. Мартусевич А.К., Ларионова К.Д., Перетягин С.П. и др. // Фундаментальные исслед. 2013. № 3. С. 332.
4. Турчин И.В. // Успехи физ. наук. 2016. Т. 186. № 5. С. 550.
5. Крылов К.М., Юрова Ю.В., Крылов П.К., Орлова О.В. // Скорая мед. помощь. 2017. № 1. С. 29.
6. Ida T., Iwazaki H., Kawaguchi Y. et al. // Wound Repair Regen. 2016. V. 24. № 2. P. 349.
7. Лаврешин П.М., Владимирова О.В., Гобеджишвили В.К. Термические и химические повреждения. Электротравма: Учеб. пособие. Ставрополь: Изд-во СтГМУ, 2017.
8. Петров С.В., Райхлин Н.Т. Руководство по иммуногистохимической диагностике опухолей человека. Казань: Титул, 2004.
9. Gogly B., Godeau G., Gilbert S. // Clinical Oral Investigation. 1997. V. 1. № 3. P. 147.
10. Янин Д.В., Галка А.Г., Костров А.В. и др. // Изв. вузов. Радиофизика. 2014. Т. 57. № 1. С. 35.
11. Yanin D.V., Galka A.G., Kostrov A.V. et al. // EPJ Web Conf. 2018. V. 195. № 8. P. 08007.
12. Янин Д.В., Галка А.Г., Смирнов А.И. и др. // Успехи прикл. физики. 2014. Т. 2. № 6. С. 555.
13. Янин Д.В., Галка А.Г., Смирнов А.И. и др. // Журн. радиоэлектроники. 2015. № 1. <http://jre.cplire.ru/jre/jan15/3/text.pdf>.
14. Кугушев А.М., Голубева Н.С. Основы радиоэлектроники (Линейные электромагнитные процессы). М.: Энергия, 1969.
15. Баскаков С.В. Радиотехнические цепи с распределенными параметрами. М.: Высш. шк.; 1980.
16. Седунов Б.И., Франк-Каменецкий Д.А. // Успехи физ. наук. 1963. Т. 79. № 4. С. 617.