

ИССЛЕДОВАНИЕ СВЧ-ГЕНЕРАТОРА И АНТЕНН-ИЗЛУЧАТЕЛЕЙ ДЛЯ ГИПЕРТЕРМИИ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

Цель. В настоящее время (2022 год) существующие установки для гипертермии имеют большие размеры. В результате лечение гипертермией проводится только там, где расположено данное оборудование. В данной работе проведено исследование, направленное на создание компактного устройства гипертермии как средства для дополнительной терапии онкологических заболеваний. Разработаны и исследованы плоские антенны в виде спирали для нагрева локальной области. Проведены расчеты и имитационное моделирование для разработанных антенн.

Материалы и методы. В исследовании использовались материалы и методы вычислительной математики, технологии сверхвысокочастотной техники и теории автоматического регулирования. Использовалось специализированное программное обеспечение для разработки высокочастотных систем.

Результаты. Разработана и протестирована схема генератора гармонических колебаний. Получены диаграммы направленности электрического поля разработанных антенн. С помощью имитационного моделирования построены распределения напряженности магнитного поля для разработанных антенн. Установлена нелинейная зависимость напряжения питания от мощности излучения. В ходе экспериментов проводился локальный нагрев задней области левого предплечья с использованием разработанных антенн и генератора. Максимальная температура нагрева составляла 41,5 °С.

Заключение. Технология нагрева с использованием спиральной антенны и генератора позволила нагревать локальные участки до температур терапевтического диапазона. Разработанная схема генератора оказалась очень простой в эксплуатации. Максимальная потребляемая мощность генератора составляла 3,2436 ватта. Напряжение питания составляло 6,36 вольта. Создание антенн на биоразлагаемой пленке с помощью струйного принтера позволит создавать как контактный, так и бесконтактный нагрев. В работе теория проверялась практикой. Работа включает расчетно-теоретическое и экспериментальное исследование.

Ключевые слова: гипертермия, высокочастотный генератор, фрактальная модуляция, плоские антенны, спиральные антенны.

Введение. Гипертермия (нагревание ткани до 41–44 °С) в онкологии становится популярна и обсуждается в большом количестве научных публикаций и книг [1]. Раковые опухоли несут угрозу человечеству с древних времен и, несмотря на предпринятые усилия по излечению рака, в настоящее время это все еще не стало реальностью. С древних времен гипертермия имела большую популярность в человеческой культуре, а передача тепла от источника к телу была на вершине лечебных возможностей. Конечно, древние методы были малоэффективны по сравнению с современными методами, так как современные методы используют электронные технологии для реализации электромагнитного нагрева.

Нагрев локальных участков или всего тела с помощью высокочастотной электромагнитной энергии начал стремительно развиваться в современной онкотерапевтической практике. В случае нагрева

локальной области, превышающего температуру 41 °С, окружающая здоровая ткань остается в диапазоне температур 39–41 °С, то есть в диапазоне температур лихорадки [2]. Такое селективное поглощение высокочастотной энергии способствует разрушению клеток раковой опухоли [3].

Приборы и устройства для лечения имеют большие размеры. Следовательно, лечение с помощью данного метода проводится только там, где расположено соответствующее оборудование, что ограничивает доступ пациентов, поэтому создание компактных, мобильных и дешёвых устройств дополнительной терапии онкологических заболеваний является актуальной задачей. Проведем обзор и рассмотрим основные параметры современного стационарного оборудования для гипертермии.

Существуют устройства электромагнитной гипертермии серии «Яхта», производимые в Российской Федерации, позволяющие проводить лечение



a)



b)

Рис. 1. Пациентка: 38 лет, женщина, IV стадия (a); лечение: химиотерапия (Бендамустин) + онкотермия. Результат: полная ремиссия (b)

злокачественных заболеваний рака кожи, гортани, шеи, молочной железы и т.д. Рабочая частота таких устройств составляет 13,56; 433,92; 915 МГц. Передача высокочастотных колебаний от генератора производится через специальные аппликаторы на нагреваемый участок тела. В зоне нагрева устанавливаются датчики температуры. Выходная мощность такой установки находится в диапазоне от 5 до 800 Вт, точность измерения температуры °С. Габаритные размеры установки 600×500×1500 мм [4].

Немецкая установка емкостной гипертермии «ЕНУ-2000» имеет рабочую частоту 13,56 МГц. Лечение контролируется модулированным электрическим полем, которое проходит через пациента. Максимальная полезная мощность модуля усилителя составляет 150 Вт, с возможностью модуляции выходного сигнала от 0 до 5 кГц. Установка имеет автоматическую регулировку изменения импеданса в зависимости от движения пациента для поддержания оптимальной мощности. Габаритные размеры установки 585×2062×920 мм [5].

Сравнительный анализ онко- и гипертермии представлен в работе [6]. В экспериментах использовались лабораторные мыши. Облучение опухолей производилось с помощью классической гипертермии и емкостной гипертермии, модулированным электрическим полем. Процент мертвых клеток сравнивали с соответствующими контрольными опухолями. Полученные результаты показывают четкие различия между классической и электромагнитной гипертермией. Об этом свидетельствует гистоморфологический анализ соответствующих областей опухоли. Работа [7] посвящена обзору различных методов лечения рака и последних достижений в области гипертермии. Рассмотрены клинические исследования гипертермии в сочетании с другими методами.

По результатам обзора [8] показано, что гипертермия широко используется в клинической практике и достигла эффективности в клинических испытаниях при изучении разных злокачественных опухолей. Присутствуют работы, направленные на разработку специальных радиочастотных систем и аппликаторов.

Например, в работах [9–10] показана разработка, предназначенная для нагрева полузаглубленных опухолей в груди, ногах и верхней части грудной клетки. Проведенные эксперименты показывают, что с помощью таких систем возможен нагрев до температур терапевтического диапазона. В настоящее время онкологические заболевания невозможно вылечить в домашних усло-

виях. Следовательно, гипертермия найдет свое применение в качестве дополнительной терапии.

На рис. 1 представлен случай неоперабельной прогрессирующей неходжкинской лимфомы. Исследователь профессор Херцог, клиника доктора Херцога, Нидда (Бад-Зальцхаузен), Германия.

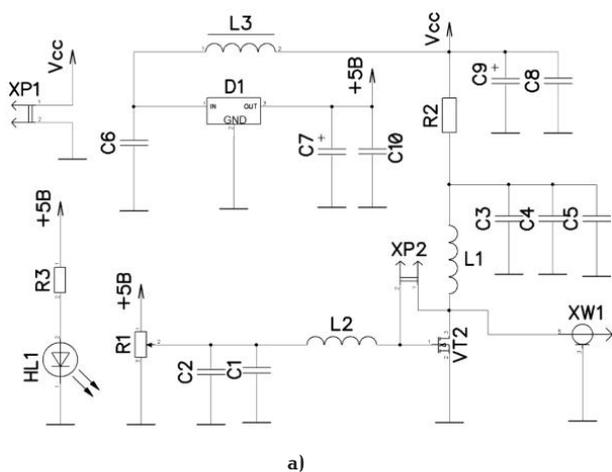
В ряде научных исследований сказано, что к гипертермии люди приходят на последних стадиях заболевания. Приходят тогда, когда все имеющиеся и доступные средства исчерпаны. Даже в таких случаях терапия дает положительный результат.

Таким образом, на основании вышеизложенного, работа посвящена разработке и исследованию малогабаритного высокочастотного (ВЧ), сверхвысокочастотного (СВЧ) генератора и планарных антенн-излучателей как основы для гипертермии злокачественных опухолей.

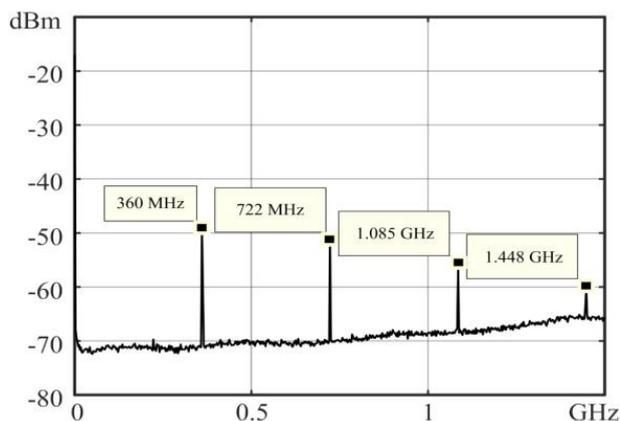
Разработка ВЧ, СВЧ генератора гармонических автоколебаний. Одной из главных задач являлась разработка схемы недорогого и надежного ВЧ, СВЧ генератора. Для проектирования была взята за основу схема Пирса [11]. Принципиальная схема и частотный спектр генератора показаны на рис. 2. Вместо кварцевого резонатора к разъему ХР2 подключался резонатор в виде отрезка коаксиального кабеля. С помощью увеличения или уменьшения длины проводника устанавливалась требуемая частота автоколебаний. Генератор стабильно работает в диапазоне частот от 175 до 520 МГц с использованием транзистора марки RD15HVF1. При использовании транзистора марки MRF284L диапазон частот можно расширить до 2 ГГц.

Напряжение смещения затвора транзистора устанавливалось резистором R1 для генерации автоколебаний. Разъем ХР1 служит для подачи напряжения питания генератора. Стабилизатор D1 формирует напряжение смещения затвора полевого транзистора. Индуктивность L1 обеспечивает стабилизацию входного тока в процессе генерирования автоколебаний.

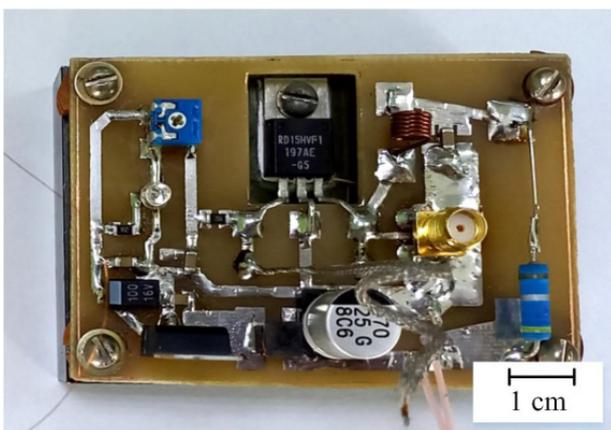
Частотный спектр, показанный на рисунке, получен в режиме холостого хода генератора. Спектр состоит из дискретных частот, сгруппированных относительно основной частоты. Основная частота составила $f = 360$ МГц. Поиск основной частоты колебаний производился с помощью анализатора спектра Rigol DSA815. Начало генерации автоколебаний происходило при питающем напряжении 4,6 вольт. В ходе экспериментов установлено максимальное напряжение питания 15 вольт. Выходной сигнал автогенератора поступал на разъем ХW1, предназначенный для подключения антенн.



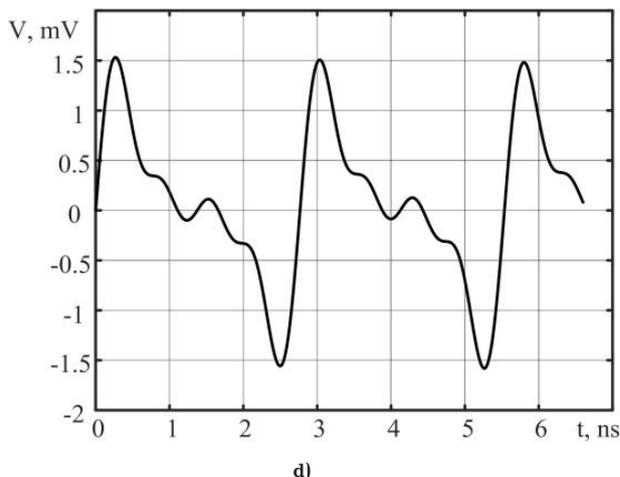
a)



b)



c)



d)

Рис. 2. Схема генератора (a); частотный спектр (b); фотография генератора (c) и диаграмма сигнала, восстановленного из спектра (d)

Восстановленный сигнал (рис. 2d) имеет несинусоидальную форму. Это объясняется присутствием амплитуд гармоник с частотой 722 МГц, 1,085 ГГц, 1,448 ГГц. Основная амплитуда колебаний соответствует частоте $f = 360$ МГц. В процессе эксперимента приемная антенна анализатора спектра находилась на расстоянии 15 см от генератора без антенны, поэтому анализатор спектра зафиксировал низкую амплитуду, показанную на рис. 2d. Все же на данном этапе не столь важна амплитуда, сколько частотная область, в которой работает автогенератор.

Стоит отметить, что при работе с данным генератором требуется использовать источник питания с функцией ограничения тока. Эта необходимость обусловлена возможностью перегрева кристалла транзистора и выхода его из строя.

Разработка и моделирование антенн-излучателей. Проведен анализ работы [12], в которой авторы разработали гибкий нагреватель на основе биоразлагаемой полимерной пленки толщиной 5 мкм. На пленку были нанесены проводящие чернила с помощью струйного принтера толщиной 1,5 мкм. На рис. 3 представлены оригинальные изображения полученного авторами результата.

Из рис. 3 видно, что нагревательный элемент имеет структуру «квадрат в квадрате». Причем проводники, из которых выполнены квадраты, не соединяются между собой. Нагрев производится бесконтактно, путем индукционного нагрева частотой 30 МГц. В процессе экспериментов авторам

удалось достичь требуемой температуры. Однако стоит отметить, что каждый проводящий квадрат в представленном нагревателе — это своего рода антенна, имеющая свою резонансную частоту. Из-за этой особенности температура в центральной части нагревателя ниже, чем на его периферии. Таким образом, образуется неравномерный нагрев. Это проблема требует решения с целью увеличения эффективности нагревательного элемента.

Для решения указанной проблемы подвод высокочастотной энергии должен обеспечиваться с помощью планарных антенн-излучателей, выполненных в форме квадратной или круглой спирали. Работа антенн должна осуществляться строго на резонансной частоте. Это позволит более равномерно и эффективно распределить энергию на выбранном участке. Разработаем такие антенны и проведем имитационное моделирование. Основная частота ВЧ, СВЧ генератора автоколебаний составляет $f = 360$ МГц, об этом свидетельствуют результаты эксперимента, представленного на рис. 2. Следовательно, максимальная излучаемая мощностью разрабатываемых антенн должна соответствовать этой частоте. Для этого выберем длину проводника антенны, кратную частоте автогенератора. На рис. 4 представлены образцы разработанных планарных антенн.

Антенны выполнены с помощью медного проводника диаметром 0,01 мм. Длина проводника каждой антенны составляет $l = 0,645$ м. Подвод энергии от генератора осуществляется контактным способом через проводник в центральной части.

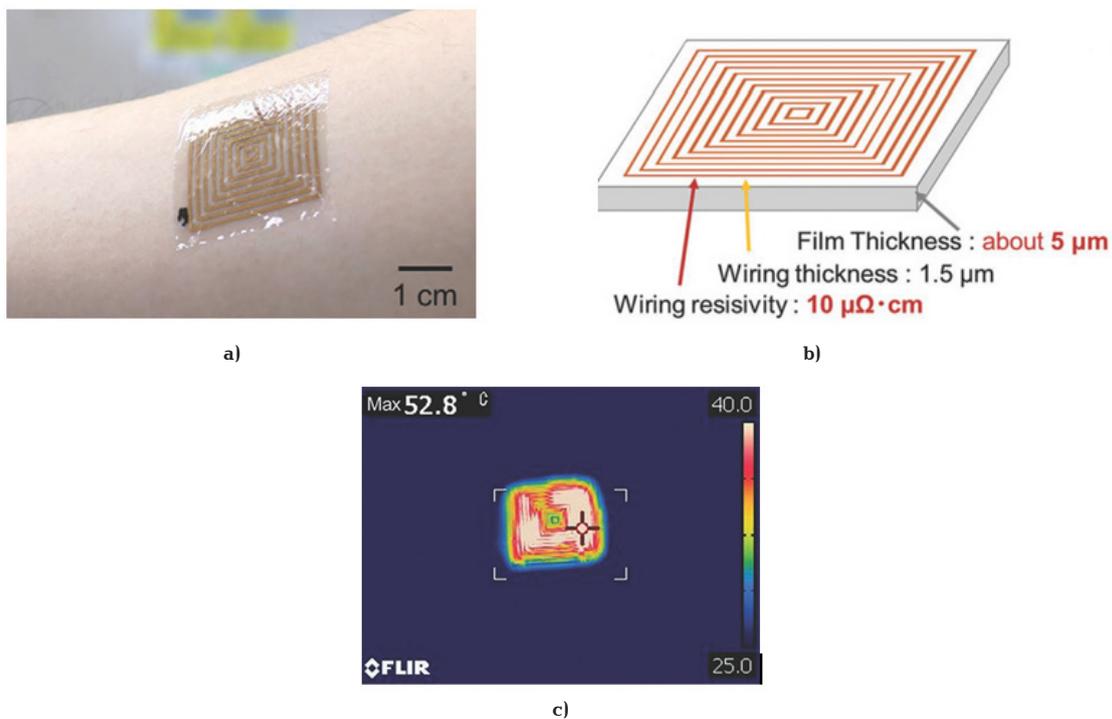


Рис. 3. Прикрепленный нагреватель на коже человека (a); структура тонкопленочного устройства и термограмма (b), полученная при беспроводном нагреве (c) [12]



Рис. 4. Планарные антенны-излучатели круглой (a) и прямоугольной формы (b)

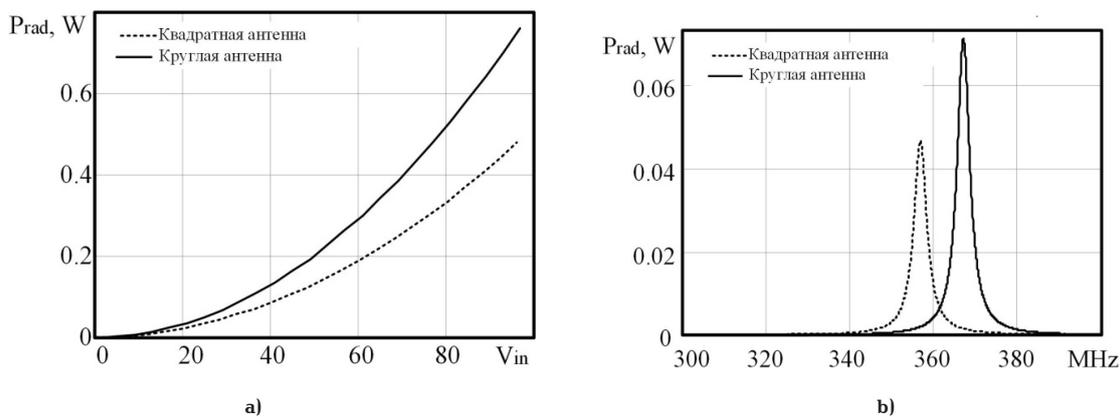


Рис. 5. Энергетические характеристики антенн:
 a) зависимость излучаемой мощности от дискретного увеличения напряжения возбуждения антенны;
 b) зависимость излучаемой мощности от частоты возбуждения

Определим диаграмму направленности антенн, которая покажет относительную напряженность E в зависимости от угла θ и φ (в дальнем поле) на фиксированном расстоянии [13].

Величина этого фазового электрического поля будет равна

$$\begin{aligned} E_{\theta} &= E_0 |G(\theta)| \cdot \cos(\theta) \\ E_{\varphi} &= E_0 |F(\theta)| \cdot \sin(\theta) \end{aligned} \quad (1)$$

Величина E_0 определяется по выражению

$$E_0 = \left(\frac{-j\omega\mu_0}{4\pi r} \right) \cdot e^{-j\beta_0 \cdot r} \quad (2)$$

здесь β_0 — волновое число, r — вектор задающий положение в пространстве, ω — радианная частота колебаний, μ_0 — магнитная постоянная. Функции $G(\theta)$ и $F(\theta)$ для заданной частоты каждой антенны определялись соответственно по выражениям

$$G(\theta) = \frac{\cos\left(\frac{\beta_0 \cdot L \cdot N(\theta) \cdot h}{2} \cdot \sin(\theta)\right) - \cos\left(\frac{\beta_0 \cdot L \cdot N(\theta) \cdot h}{2}\right)}{4 \cos(\theta)}, \quad (3)$$

$$F(\theta) = \frac{2 \cos\left(\frac{\beta_0 \cdot L \cdot N(\theta) \cdot h}{2} \cdot \cos(\theta)\right) - \cos\left(\frac{\beta_0 \cdot L \cdot N(\theta) \cdot h}{2}\right)}{\sin(\theta)}. \quad (4)$$

В приведенных функциях величина h — это расстояние до подложки, $N(\theta)$ — функция потерь, l — длина проводника антенны.

Функция потерь определялась по выражению

$$N(\theta) = \sqrt{\varepsilon_r - \sin^2(\theta)}, \quad (5)$$

где ε_r — величина диэлектрических потерь.

Используя вектор Пойнтинга, определим общую излучаемую мощность представленных антенн путем интегрирования плотности мощности по замкнутой сферической поверхности.

$$P_{rad} = \oint_S \vec{S}_{av} \cdot d\vec{S} = \frac{\beta_0 \cdot \eta}{32\pi^2} \cdot |I_0|^2 \cdot L^2 \cdot \int_0^{2\pi} \int_0^\pi \sin^3(\theta) d\theta d\varphi, \quad (6)$$

где $\vec{S}_{av} = \frac{[E \times H]}{2}$ — это вектор, усредненный за период плотности потока энергии, S — площадь поверхности.

Полученные в результате расчета зависимости излучаемой мощности от частоты и от напряжения, подаваемого на антенну дискретно в процессе расчета, показаны на рис. 5.

Дискретно увеличивающаяся величина напряжения возбуждения антенны (рис. 5b) является теоретически значением, которое задавалось в диапазоне от 1 до 100 вольт. Из рис. 5b видно, что график излучаемой мощности от частоты имеет один максимум. Максимальная излучаемая мощность соответствует резонансной частоте антенн. Так, для

Таблица 1

Параметры разработанных антенн

Форма антенны	Индуктивность L , мкГн	Емкость C , пФ	Длина проводника l , м
Круглая спираль	1,79	0,105	0,645
Квадратная спираль	2,14	0,093	0,645

антенны квадратной формы частота соответствует 357 МГц, для антенны круглой формы — 367 МГц. Индуктивность и распределенная емкость антенн сведена в табл. 1. Антенна представляет собой резонансную систему, образованную индуктивностью с распределенной емкостью.

График зависимости излучаемой мощности от величины приложенного напряжения представлен на рис. 5a. Зависимость соответствует нелинейной степенной функции и схожа по своей форме с прямой ветвью вольтамперной характеристики полупроводникового диода. Видно, что при одинаковом значении напряжения излучаемая мощность антенны в форме квадратной спирали ниже, чем для антенны круглой спирали. Эта разница в излучаемых мощностях заключается в различных величинах индуктивности, емкости и плотности намотки антенн.

На следующем этапе было проведено имитационное моделирование в программе «Advanced Design System» и построено трехмерное распре-

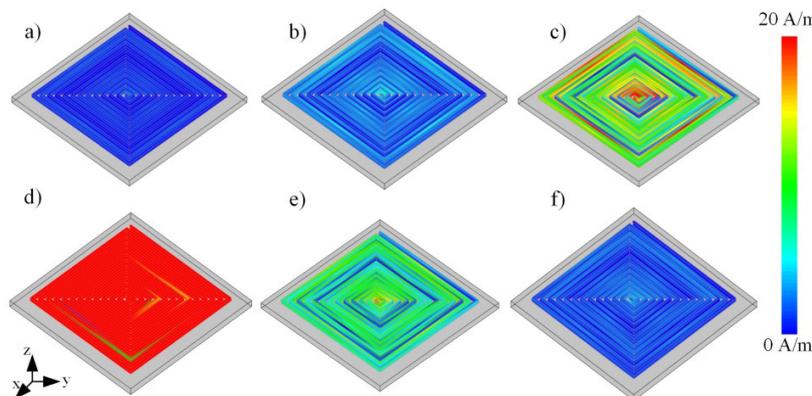


Рис. 6. Распределение напряженности магнитного поля для квадратной планарной антенны: а) при частоте возбуждения 315 МГц; б) при частоте возбуждения 330 МГц; в) при частоте возбуждения 345 МГц; д) при собственной (резонансной) частоте возбуждения 357 МГц; е) при частоте возбуждения 375 МГц; ф) при частоте возбуждения 390 МГц

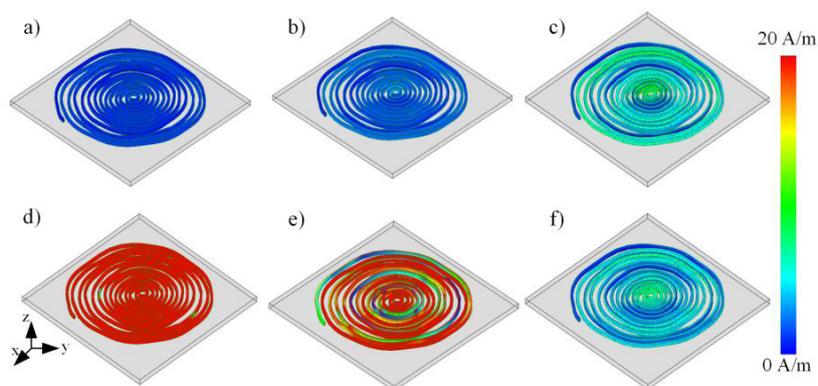


Рис. 7. Распределение напряженности магнитного поля для круглой планарной антенны: а) при частоте возбуждения 315 МГц; б) при частоте возбуждения 330 МГц; в) при частоте возбуждения 345 МГц; д) при собственной (резонансной) частоте возбуждения 367 МГц; е) при частоте возбуждения 375 МГц; ф) при частоте возбуждения 390 МГц

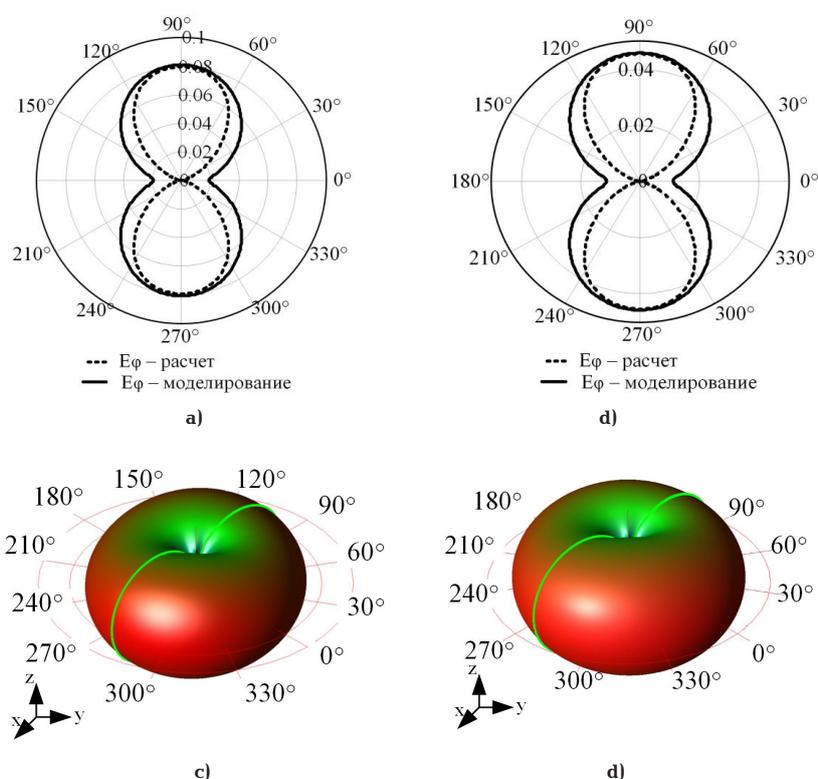


Рис. 8. Электрическое дальнее поле. Диаграммы направленности, полученные с помощью расчета и имитационного моделирования: а) сравнение моделирования и расчета для круглой планарной антенны; б) результаты расчета и моделирования для квадратной планарной антенны-излучателя; в) трехмерная диаграмма направленности для круглой антенны; д) трехмерная диаграмма направленности для квадратной антенны

ление напряженности магнитного поля для исследуемых антенн-излучателей. Моделирование проводилось при напряжении источника возбуждения 30 В, начальной фазе 0 град, с последовательным сопротивлением 50 Ом. Источник возбуждения подключался на Port 1 в центральную область антенн. При моделировании выбирался линейный шаг расчета решателя. Моделирование проводилось для диапазона от 300 до 400 МГц. Результаты моделирования представлены на рис. 6 и рис. 7.

Проанализировав рис. 6, можно сделать вывод о том, что максимальная напряженность магнитного поля возникает при частоте $f = 357$ МГц. Это

соответствует собственной частоте антенны и совпадает с расчётным значением, результаты которого представлены на рис. 5. Также стоит отметить, что если частота колебаний выше или ниже резонансной частоты антенны, то мощность излучения уменьшается нелинейно.

Подвод энергии для круглой спиральной антенны также осуществлялся в центральную область. Полученные результаты визуально схожи с результатами для антенны квадратной формы. Аналогично наблюдается резкое уменьшение величины излучения при частоте выше резонансной или ниже резонансной. Наибольшее значение напряженности

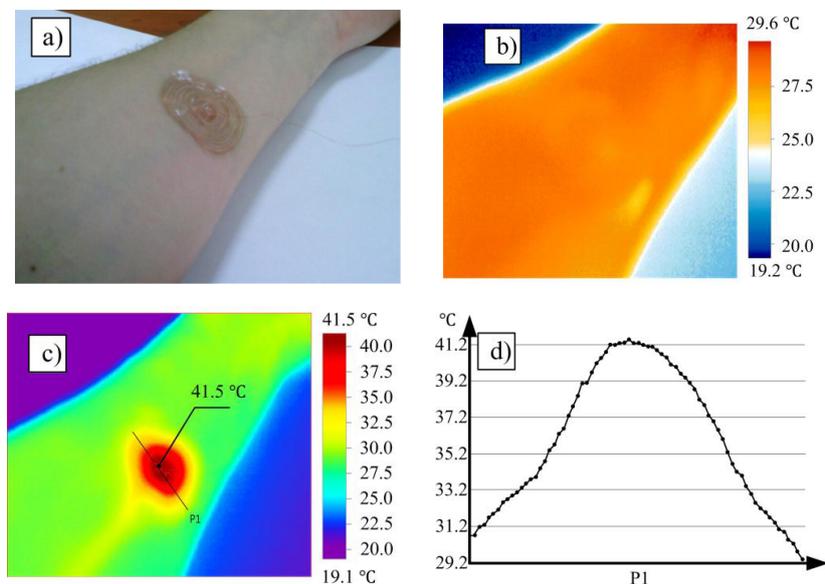


Рис. 9. Результаты, полученные в ходе эксперимента для круглой планарной антенны: а) место прикрепления антенны; б) термограмма с прикрепленной антенной до включения ВЧ, СВЧ-генератора; в) термограмма после включения генератора; д) температурный профиль

магнитного поля видны на собственной резонансной частоте антенны.

Диаграммы направленности электрического поля, полученные при помощи моделирования и расчетным путем с помощью выражений (1–5), представлены на рис. 8. Антенны и расположение их в пространстве приведены на рис. 6 и рис. 7, соответствуют положению в пространстве (рис. 8с) и (рис. 8д).

Подводя итог в этом разделе, стоит отметить, что диаграммы направленности имеют ровный контур и симметричны относительно начала координат. Указанные выражения достаточно точно описывают амплитуду и форму в сравнении с результатами, полученными с помощью имитационного моделирования. Диаграммы были построены для резонансных частот антенн $f = 357$ МГц и $f = 367$ МГц соответственно. Амплитуда возбуждения принималась равной $A_m = 1$. Моделирование производилось в воздушной среде. Следовательно, над и под антенной была воздушная среда.

Проведение экспериментальных исследований.

Эксперимент проводился следующим образом. Антенна-излучатель прикреплялась к тыльной стороне предплечья левой руки автора настоящей работы с помощью медицинского клея «БФ-6». Центральный проводящий контакт антенны подключался обмоточным проводом с эмалевой изоляцией к выходному разъему генератора.

Питание ВЧ, СВЧ-генератора обеспечивалось лабораторным источником марки «APS 3320». Лабораторный источник питания работал в режиме ограничения тока. Величина ограничения тока составляла $I = 1$ А. Процесс нагрева контролировался телевизором марки «Testo 872» с коэффициентом изучения $\epsilon = 0,95$.

Эксперимент № 1. «Исследование круглой антенны-излучателя». Эксперимент проводился в помещении при температуре окружающей среды $25,3$ °С. Подача напряжения на ВЧ, СВЧ-генератор осуществлялась дискретно от величины $U_n = 0$ В. Генерация высокочастотных колебаний начиналась при напряжении $U_n = 4,6$ В. После запуска

генератора, напряжение питания увеличивалось до $U_n = 5,77$ вольт. Ток потребления при этом составил $I_n = 0,39$ А. Нагрев до температуры $41,5$ °С занял 4 мин. 34 сек. Общая потребляемая генератором и антенной-излучателем мощность была неизменной и составляла $P_n = 2,2503$ Вт. Полученные в процессе эксперимента результаты приведены на рис. 9.

Из рис. 9б видно, что до начала нагрева температура антенны и температура тела были одинаковыми. После нагрева видны концентрические окружности нагреваемого участка, образованные температурой (рис. 9с). Максимальное значение температуры наблюдалось в центре спиральной антенны. Отчетливо виден нагрев потока крови срединной вены предплечья. В процессе эксперимента ощущалось небольшое жжение в области нагреваемого участка. После отключения генератора в месте нагрева оставалось розовое пятно, сопоставимое диаметру антенны. Через 30–40 мин. пятно исчезло и кожный покров принял естественный вид.

Эксперимент № 2. «Исследование квадратной антенны-излучателя». Условия эксперимента аналогичны предыдущим. Антенна прикреплялась выше срединной вены предплечья. Эксперимент проводился при температуре окружающей среды $25,3$ °С. Подача напряжения на ВЧ, СВЧ-генератор осуществлялась дискретно от величины $U_n = 0$ В. После включения генератора напряжение увеличивалось до $U_n = 6,36$ В. Ток потребления составлял $I_n = 0,51$ А. Нагрев до температуры $41,2$ °С занял 3 мин. 28 сек. Результаты эксперимента показаны на рис. 10. Потребляемая генератором и антенной-излучателем мощность составила $P = 3,2436$ Вт.

На фотографии (рис. 10а) видно розовое пятно, образовавшееся в предыдущем эксперименте. Площадь равномерного нагрева по отношению к общей площади антенны оказалась больше, чем для круглой спиральной антенны. Это видно на диаграмме температурного профиля, приведенного на (рис. 10д). Предположительно, это связано с плотностью намотки антенны. В местах, где располагались более плотно намотанные витки, температура оказы-

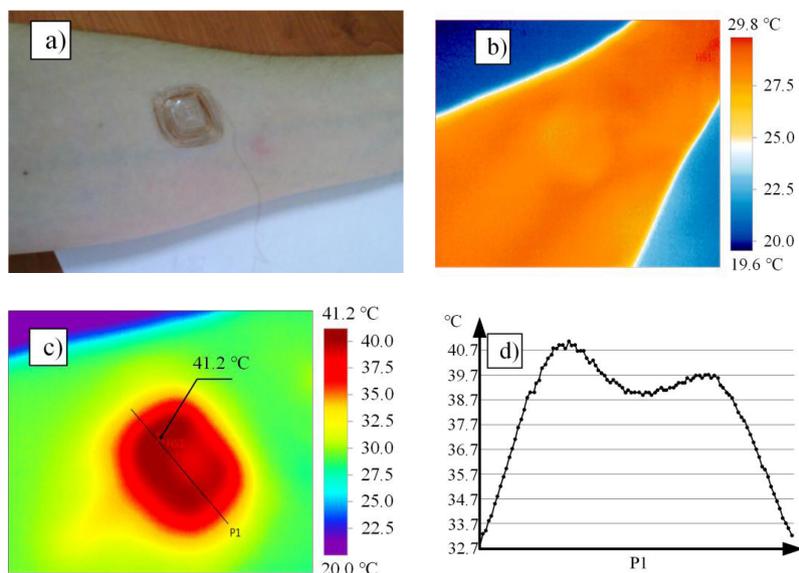


Рис. 10. Результаты, полученные в ходе эксперимента для круглой планарной антенны: а) место прикрепления антенны; б) термограмма с прикрепленной антенной до включения ВЧ, СВЧ-генератора; в) термограмма после включения генератора; д) температурный профиль

валась выше, чем на внешних участках антенны. Можно видеть, что площадь температурного профиля оказалась больше чем для круглой антенны.

Заключение. В настоящей работе показан способ локального нагрева с помощью ВЧ, СВЧ излучения. Были разработаны спиральные антенны и генератор. Технология нагрева спиральными антеннами показала оптимальные результаты. Спиральные антенны могут быть напечатаны на струйном принтере на биоразлагаемой пленке, что позволит осуществить как контактный, так и бесконтактный нагрев. Стоит отметить, что следует рассмотреть вопрос подвода энергии с помощью тонких проводников к антеннам-излучателям. Устанавливать такую антенну с проводником *in vivo* возможно специально разработанным зондом. Конечно, это требует дополнительных исследований, но там, где будет неэффективен бесконтактный нагрев, возможно, подойдет способ подвода энергии с помощью тонкого проводника. В экспериментах использовался проводник малого диаметра.

В процессе исследования появилась теория и расчет, который проверялся с помощью моделирования. Результаты моделирования помогли в создании физической модели. Последовательность: теория – расчет – имитационное моделирование позволяет быстро создавать прототипы устройств. В противном случае работать придется «вслепую», что увеличит время разработки.

Из недостатков стоит отметить, что в процессе проведения экспериментов возникала сложность установки требуемой температуры нагрева. Это происходило из-за нелинейной зависимости излучаемой мощности и разомкнутой системы управления. Следовательно, улучшением разработанного устройства станет добавление контуров обратной связи для контроля и стабилизации температуры на заданном уровне. Это могут быть установленные датчики непосредственно в область нагрева и передающие сигнал по беспроводной связи. А могут быть и датчики, которые будут встроены в антенну-излучатель. Стоит также рассмотреть косвенные способы измерения температуры, например,

по излучаемой мощности. Все же прямые измерения более точные по сравнению с косвенными измерениями. Вопрос точного измерения температуры нагрева на сегодняшний день является актуальной задачей.

Подводя итог, стоит сказать, что до сих пор не было разработано ни одного устройства для лечения рака, которое «всегда нагревает достаточно» и уничтожает злокачественные опухоли. Считается редкостью, что рак можно полностью вылечить только с помощью гипертермии. Как правило, это обычно сочетается с лучевой терапией или лечением противоопухолевыми препаратами.

Таким образом, разработкой устройства, способного достаточно нагревать и уничтожать раковые опухоли, должны заниматься не только ученые в области медицины, но и ученые в области радиоэлектроники и радиотехники, а также талантливые инженеры. Необходимо объединить усилия и начать поиск самого лучшего и эффективного способа лечения рака.

Библиографический список

1. Field S. B., Hand J. W. An introduction to the practical aspects of clinical hyperthermia. Taylor & Francis Group, 1990. 572 p.
2. Kubeš J. [et al.]. Immunological response in the mouse melanoma model after local hyperthermia // *Physiological research*. 2008. Vol. 57 (3). P. 459–465. DOI: 10.33549/physiolres.93121.
3. Ademaj A. [et al.]. Clinical Evidence for Thermometric Parameters to Guide Hyperthermia Treatment // *Cancers*. 2022. Vol. 14 (3). 625. DOI: 10.3390/cancers14030625.
4. Мазохин В. Н., Оверин А. Е. Установки «Яхта» электромагнитной гипертермии в лечении больных со злокачественными новообразованиями // *Электроника и микроэлектроника СВЧ*. 2017. Т. 1. С. 117–121.
5. Volovat C. [et al.]. Second-line chemotherapy with gemcitabine and oxaliplatin in combination with loco-regional hyperthermia (EHY-2000) in patients with refractory metastatic pancreatic cancer-preliminary results of a prospective trial // *Romanian Reports in Physics*. Vol. 66 (1). P. 166–174.

6. Akutsu Y., Tamura Y., Murakami K. [et al.]. Can modulated electro-hyperthermia (mEHT) elicit immune reaction — From basic and clinical research // 6th Asian Congress of Hyperthermic Oncology (ACHO) & 31st Japanese Congress of Thermal Medicine (JCTM). 2014. Vol. 5 (6). WS1-1-3.

7. Каскулова М. Х., Крейнина Ю. М., Солодкий В. А. [и др.]. Модулированная электрогипертермия (онкотермия) в лечении опухолей различных локализаций (краткий обзор литературы) // Вестник Российского научного центра рентгенорадиологии Минздрава России. 2021. Т. 21, № 3. С. 1–20.

8. Andocs G., Renner H., Balogh L. [et al.]. Strong synergy of heat and modulated electromagnetic field in tumor cell killing // Strahlentherapie und Onkologie. 2009. Vol. 185 (2). 2. P. 120–126. DOI: 10.1007/s00066-009-1903-1.

9. Cheng Y., Weng S., Yu L. [et al.]. The role of hyperthermia in the multidisciplinary treatment of malignant tumors // Integrative cancer therapies. 2019. Vol. 18. DOI: 10.1177/1534735419876345.

10. Crezee J., Zweije R., Sijbrands J. [et al.]. Dedicated 70 MHz RF systems for hyperthermia of challenging tumor locations // International Journal of Microwave and Wireless Technologies. 2020. Vol. 12 (9). P. 839–847. DOI: 10.1017/s1759078720000318.

11. Grebennikov A. RF and microwave transistor oscillator design. John Wiley & Sons, 2007. DOI: 10.1002/9780470512098.

12. Saito M., Kanai E., Fujita H. [et al.]. Flexible induction heater based on the polymeric thin film for local thermotherapy //

Advanced Functional Materials. 2021. Vol. 31 (32). DOI: 10.1002/adfm.202102444.

13. Fang D. G. Antenna theory and microstrip antennas. CRC Press, 2017. 311 p. DOI: 10.1201/b10302.

ФЕДЯНИН Виктор Викторович, кандидат технических наук, доцент кафедры «Электрическая техника» Омского государственного технического университета, г. Омск.

SPIN-код: 1728-1697

AuthorID (SCOPUS): 57194235343

ORCID: 0000-0003-3126-9865

ResearcherID: O-9899-2015

Адрес для переписки: k13201@rambler.ru

Для цитирования

Федянин В. В. Исследование СВЧ-генератора и антенн-излучателей для гипертермии онкологических заболеваний // Омский научный вестник. 2022. № 4 (184). С. 82–90. DOI: 10.25206/1813-8225-2022-184-82-90.

Статья поступила в редакцию 15.06.2022 г.

© В. В. Федянин