

ISSN 1810-200X

Ассоциация
Медицинских
Физиков
России



МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

техника ✦ биология ✦ клиника

№ 4
(56)
2012



МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

ТЕХНИКА + БИОЛОГИЯ + КЛИНИКА

№4 (56), 2012

Периодическое научно-техническое издание
выпускается с 1995 года

Журнал включен в перечень ВАК ведущих рецензируемых научных журналов,
рекомендованных для опубликования результатов диссертационных исследований.
Свидетельство о регистрации средства массовой информации ПИ № ФС77-52933
выдано Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий
и массовых коммуникаций

Редакционная коллегия:

Главный редактор **В.А. КОСТЫЛЕВ (д.ф.-м.н.)**

Зам. главного редактора,
выпускающий редактор **Б.Я. НАРКЕВИЧ (д.т.н.)**

Ответственный секретарь **Н.А. АНТИПИНА**

Члены редакционной коллегии: **С.В. Акулиничев (д.ф.-м.н.), Н.А. Белова (д.б.н.),
Н.Н. Блинов (д.т.н.), Ю.И. Брегадзе (д.т.н.),
С.М. Варзарь (к.ф.-м.н.), Г.Е. Горпачев (к.ф.-м.н.),
А.В. Иванов (д.ф.-м.н.), П.Я. Клеппер (д.т.н.),
В.А. Климанов (д.ф.-м.н.), О.Н. Компанец (д.ф.-м.н.),
Н.А. Константинова (д.б.н.), И.В. Назаров (к.т.н.),
Ю.А. Пирогов (д.ф.-м.н.), Т.Г. Ратнер (к.т.н.),
Д.А. Рогаткин (д.т.н.), Ю.Л. Рыбаков (к.ф.-м.н.),
С.А. Терешенко (д.ф.-м.н.), А.В. Хмелев (д.ф.-м.н.),
В.С. Хорошков (д.т.н.), Д.Ю. Чувиллин (д.ф.-м.н.)**

РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ:

**С.М. Ватницкий, А.В. Важенин, Б.С. Ишханов, Ю.С. Мардынский,
В.Я. Панченко, С. Табаков, И.Г. Тарутин,
А.Ф. Цыб, А.П. Черняев, Ю.П. Шербак**

Учредитель и издатель журнала – Общероссийский союз общественных объединений "Ассоциация медицинских физиков России" (адрес: 115304, Москва, ул. Ереванская, д. 10, к. 2, кв. 23).

Журнал основан в 1995 году как официальный орган Ассоциации медицинских физиков России (АМФР) для опубликования широкого спектра новейшей информации о медико-физических технологиях и аппаратуре в областях лучевой диагностики, лучевой терапии, ядерной медицины, лазерной медицины, радиационной безопасности, медицинской биофизики, гипертермии, магнитотерапии и других областях взаимодействия физики и медицины. В журнале также публикуются материалы по организационно-экономическим и образовательным проблемам медицинской физики.

Редакционная коллегия принимает для рассмотрения материалы, оформленные в соответствии с опубликованными правилами.

Все представленные для опубликования материалы проходят независимое научное рецензирование. Редакционная коллегия оставляет за собой право редакторской правки материалов.

Полное или частичное воспроизведение или размножение каким бы то ни было способом материалов, опубликованных в настоящем издании, допускается только с письменного разрешения редакции журнала "Медицинская физика".

Адрес 115478 Москва, Каширское ш., д. 23, РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН,
редакции журнала зона Б-2, АМФР

Телефон/факс (499) 324-60-93

Web www.medphys.amphr.ru

E-mail publisher@amphr.ru

Издательская группа И.В. Назаров, А.В. Зверева

ПРАВИЛА ДЛЯ АВТОРОВ

Редакция принимает к печати статьи, обзоры, сообщения, рецензии, рефераты зарубежных статей, удовлетворяющие следующим правилам:

- ✓ В начале статьи должна содержаться следующая информация на русском и английском языках: название статьи; фамилии и инициалы авторов; названия учреждений для каждого из авторов, ключевые слова, аннотация.
- ✓ Статья имеет следующие разделы: введение, материал и методы, результаты и обсуждение, выводы (заключение), список литературы.
- ✓ Рисунки и таблицы озаглавлены и пронумерованы. Все подписи на рисунках выполнены на русском языке.
- ✓ Тоновые рисунки, фотографии четкие, контрастные, только черно-белые и сохранены в формате TIFF или JPEG с разрешением не менее 300 пикс/дюйм.
- ✓ В списке литературы все источники указаны с полными выходными данными.
- ✓ Указан адрес для отправки журнала, телефон, факс, адрес электронной почты авторов.

Статьи принимаются в формате MS Word.

С более подробными правилами оформления статей можно ознакомиться на сайте журнала "Медицинская физика".

Подписано в печать 1.03.2013 г.

Дата выхода 15.03.2013 г. Цена свободная.

Формат 60 × 90 1/8. Усл. печ. л. 16,5. Тираж 500 экз. Заказ № 1423

Отпечатано в типографии

ООО "Полиграфический комплекс "Курчатовский"
115409, Москва, Каширское ш., 31

СОДЕРЖАНИЕ

ПРОБЛЕМЫ ОРГАНИЗАЦИИ И ЭКОНОМИКИ	“Дорожная карта” подготовки медицинских радиационных физиков <i>В.А. Костылев</i>5
ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ	Неоднородное облучение опухоли и расчет адекватной дозы ее однородного облучения <i>Л.Я. Клеттер, Т.В. Юрьева</i> 14
	Крио-лучевой метод лечения больных с местно-распространенными формами базальноклеточного рака кожи головы и лица <i>И.Н. Пустынский, С.И. Ткачев, А.И. Пачес, М.А. Кропотов, С.Б. Алиева, А.С. Ягубов, Г.А. Бажутова, С.В. Сланца</i>24
	Радиобиологический анализ различных режимов облучения при предоперационной лучевой терапии в лечении рака толстой кишки <i>Ж.М. Глазырина, Ю.С. Мардынский, Б.А. Бердов, Л.В. Евдокимов, Л.Н. Типова</i>30
	Расчет и анализ суммарного распределения дозы электронов и гамма-излучения при сочетании интраоперационной лучевой терапии с дистанционной гамма-терапией <i>В. А. Лисин</i>36
	Развитие методов планирования протонного облучения внутриглазных новообразований <i>М.Ф. Ломанов, И.Н. Ерохин, И.Н. Канчели, Д.Г. Орлов, И.В. Рудской</i>43
	Брахитерапия рака предстательной железы под контролем компьютерного томографа: снижение эффективной дозы рентгеновского излучения <i>Д.Б. Санин, С.А. Виноградов, В.А. Бирюков, С.С. Русецкий, Д.В. Неледов, Д.А. Турта</i>52
	Развитие средств и методов протонной лучевой терапии меланомы глаза <i>Д.Г. Орлов Д.Г., А.Н. Черных</i>57
	Изучение возможностей системы учета движения органа при дыхании RPM (VARIAN) В и ее использование в планировании лучевой терапии <i>Ю.Б. Быкова, П.В. Казанцев</i>63
ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА	Применение наночастиц серебра для создания рентгеноконтрастной адгезивной системы <i>Н.О. Бессуднова, Д.И. Биленко, С.Б. Вениг, В.С. Аткин, А.М. Захаревич</i> 71
НЕИОНИЗИРУЮЩИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ	Исследование продуктов, генерируемых медицинским аппаратом для получения NO-содержащей холодной плазмы <i>А.К. Мартусевич, С.П. Перетягин, А.Ф. Ванин</i>80

	Воздействие микроволнового излучения на многослойные биологические ткани <i>А.В. Мамонтов, И.В. Назаров, В.Н. Нефедов, Т.А. Потанова</i>87	87
МЕДИЦИНСКАЯ БИОФИЗИКА	Измерение неоднородности жесткости мембран эритроцитов методом атомно-силовой спектроскопии <i>А.М. Черныш, Е.К. Козлова, В.В. Мороз, В.А. Сергунова, О.Е. Гудкова, М.С. Фёдорова, А.П. Козлов</i>94	94
НОРМАТИВНЫЕ МАТЕРИАЛЫ	Учет дозы, получаемой пациентом во время проведения лучевой терапии с применением контрольных изображений. Доклад рабочей группы № 75 Комитета по лучевой терапии Американской ассоциации медицинских физиков <i>Перевод П.В. Казацева под редакцией Т.Г. Ратнер</i> 100	100
	Протокол контроля качества работы дозиметрического оборудования для лучевой терапии <i>И.Г. Тарутин, Г.В. Гацкевич, Д.С. Кандыбович</i> 118	118
ПАМЯТИ ТОВАРИЩЕЙ	Белов С.А. 130	130
КАЛЕНДАРЬ НАУЧНЫХ ФОРУМОВ 132	132

ВОЗДЕЙСТВИЕ МИКРОВОЛНОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА МНОГОСЛОЙНЫЕ БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ

А.В. Мамонтов, И.В. Назаров, В.Н. Нефедов, Т.А. Потапова

Национальный исследовательский университет "Высшая школа экономики",
Московский институт электроники и математики ИИУ ВШЭ, Москва

Приведены результаты воздействия микроволнового излучения на многослойные биологические ткани с целью повышения температуры в заданной локальной области. Представлены результаты экспериментальных исследований распределения температуры в многослойных биологических тканях на частоте колебаний электромагнитного поля 2450 МГц.

Представлены модель и аналитический метод расчета распределения температуры внутри объема биологических тканей. Приведены результаты расчета распределения температуры в многослойных биологических тканях.

Ключевые слова: источник микроволновой энергии, распределение температурного поля, волновод, резонатор, микроволновое излучение, биологическая ткань

В последние тридцать лет наблюдается повышенный интерес к использованию гипертермии для лечения раковых заболеваний. Известно, что раковые клетки более чувствительны к тепловому воздействию по сравнению с нормальными клетками.

В работе [1] показано, что для уничтожения раковых клеток при повышении температуры на каждый градус свыше 42,5°C их количество уменьшается примерно в два раза, а при температуре выше 46°C раковые клетки полностью уничтожаются, при этом время воздействия температуры составляет несколько минут. Если быстро нагреть опухоль до температуры 50°C и точно локализовать эту температуру непосредственно в опухоли, то раковые клетки быстро погибают, а здоровые ткани, окружающие опухоль, практически не повреждаются.

В настоящее время разработаны аналитические методы расчета распределения температуры в биологических тканях, которые показывают, что именно микроволновое излучение способно уничтожить злокачественные клетки, не повреждая окружающие здоровые

ткани организма. Это связано с тем, что в отличие от других видов воздействия, микроволновое излучение можно сфокусировать в заданной области организма, например в опухоли.

Величина мощности удельных тепловых потерь в биологических тканях определяется выражением [2]:

$$P_{\text{уд}} = 0,278 \cdot 10^{-12} \cdot f \cdot \varepsilon'' \cdot E^2, \quad (1)$$

где: f – частота колебаний электромагнитного поля [Гц]; E – напряженность электромагнитного поля [В/см]; $P_{\text{уд}}$ – удельная мощность тепловых потерь [Вт/см³]; ε'' – мнимая часть относительной диэлектрической проницаемости биологической ткани (фактор потерь).

Мнимая часть относительной диэлектрической проницаемости определяется с учетом проводимости биологической ткани [2]:

$$\varepsilon'' = \frac{\varepsilon_c''}{\varepsilon_0} + \frac{\sigma}{\omega \cdot \varepsilon_0}, \quad (2)$$

где: ε_c'' – мнимая части абсолютной диэлектрической проницаемости среды; ε_0 – абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума; σ –

Таблица 1

**Усредненные параметры биологических тканей животных (свиньи) при 36°C
на частоте колебаний электромагнитного поля 2450 МГц**

Биологическая ткань	ϵ'	ϵ''	Плотность, $\rho \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$	Теплопроводность, Вт/(м·К)	Теплоемкость, кДж/(кг·К)
Кожа	38	6	0,3	0,15	3,2
Жир внутренний	5	1,5	0,93	0,2	2,3
Мышечная ткань	50	9	1,03	0,48	3,36
Вода	78	10	1,0	0,6	4,18

проводимость среды; ω – круговая частота колебаний электромагнитного поля.

В работе [3] на стр. 5 приведены ссылки на результаты исследований зарубежных специалистов, а также научных публикаций, в которых утверждается, что "...многие виды опухолевых тканей содержат значительно больше воды, чем нормальные виды биологических тканей того же типа".

Таким образом, доброкачественные и злокачественные опухоли имеют диэлектрические параметры близкие к обычной воде. Вода обладает более высоким значением мнимой части относительной диэлектрической проницаемости (фактора потерь) по сравнению с окружающими их здоровыми биологическими тканями того же типа. Следовательно, клетки опухоли поглощают значительно больше энергии микроволнового излучения, чем здоровые ткани, и значение температуры в опухолях значительно выше, чем в окружающих здоровых биологических тканях. Это свойство в научных публикациях получило название "избирательности микроволнового нагрева" [4].

В настоящей работе приведены результаты экспериментальных исследований распределения температуры в многослойных биологических мягких тканях с различными электрофизическими параметрами. Температура мягких биологических тканей изменяется в результате воздействия на эти ткани микроволнового излучения из раскрыва прямоугольного волновода на основном типе волны H_{10} , на частоте колебаний электромагнитного поля 2450 МГц.

В качестве модели, имитирующей тело человека, использована многослойная структура биологических тканей животных (кожа – жировая ткань, мышечная ткань, между слоями которой имеется слой воды, параметры которой характеризуют опухоль). Между слоями ткани расположен радиопрозрачный материал

– полиэтилен, для того, чтобы не учитывать теплопроводность между различными слоями биологических тканей.

Энергия микроволнового излучения подводится к многослойной структуре биологических тканей с помощью антенны в виде раскрыва волноводного излучателя, расположенного на определенном расстоянии от ее поверхности. Мощность электромагнитного поля, излучаемая из раскрыва прямоугольного волновода, работающего на основном типе волны H_{10} , неравномерно распределена в пространстве и рассчитывается методом Пойнтинга-Кирхгофа [5].

На рис. 1 показано схематическое изображение излучения из раскрыва прямоугольного волновода и многослойная структура, состоящая из различных слоев биологической ткани.

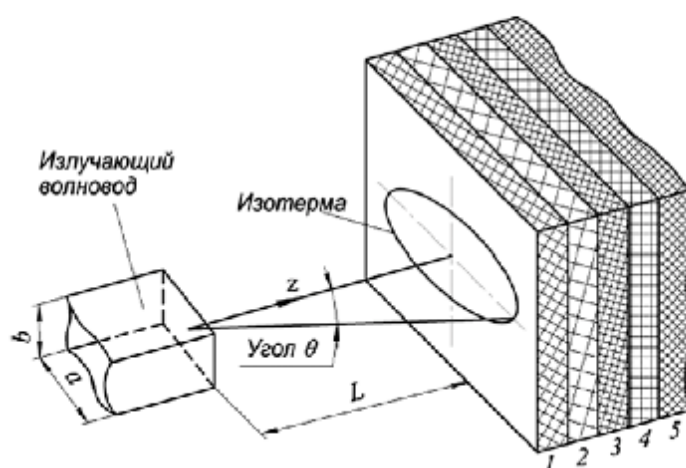


Рис. 1. Схематическое изображение микроволнового излучения из раскрыва прямоугольного волновода и многослойная структура, состоящая из различных слоев биологических мягких тканей; L – расстояние от излучающего волновода до поверхности облучаемой биологической ткани

Усредненные параметры биологических тканей при температуре 36°C и частоте электромагнитного поля 2450 МГц представлены в табл. 1.

Измерение температуры различных слоев биологических тканей проводилось по центральной линии излучающего волновода, вдоль оси "z", соответствующей максимальному значению выходной мощности источника микроволнового излучения ($P = 550\text{ Вт}$), удовлетворяющему условию $\theta = 0$, времени облучения $\tau = 150\text{ с}$ и расстоянию излучающей антенны от поверхности многослойной биологической ткани $L = 250\text{ мм}$.

Экспериментальные исследования распределения температуры в многослойных биологических тканях были проведены в металлической камере, размерами $600 \times 600 \times 600\text{ мм}$. Источник СВЧ энергии располагался в центре верхней стенки камеры, как это показано на рис. 2. Для чистоты эксперимента на стенках камеры располагался поглощающий материал. Это было сделано, чтобы не учитывать отражения СВЧ энергии от стенок камеры.

На рис. 3 показана фотография СВЧ установки лучевого типа.

После облучения многослойного материала из биологических тканей, источник СВЧ энергии отключался, и в центре каждого слоя измерялось значение температуры с использованием термометра (термопара) с точностью $\pm 1^{\circ}\text{C}$.

Результаты экспериментальных исследований распределения температуры в различных слоях биологических тканей представлены в табл. 2 и 3. В таблицах отражена последовательность расположения слоев биологических тканей, а также значения их толщин. Помещая слой воды, имитирующий злокачественную опухоль, на различные расстояния от поверхности многослойной биологической структуры видно, что работает принцип избирательности нагрева и значение температуры слоя воды выше, чем значение температуры окружающих тканей. В первом эксперименте, слой воды располагался на расстоянии 27 мм от поверхности облучаемой биологической ткани и температура слоя имела значение 48°C , а во втором эксперименте слой воды располагался на расстоянии 17 мм от поверхности облучаемой биологической ткани и значение температуры слоя составляло 52°C .

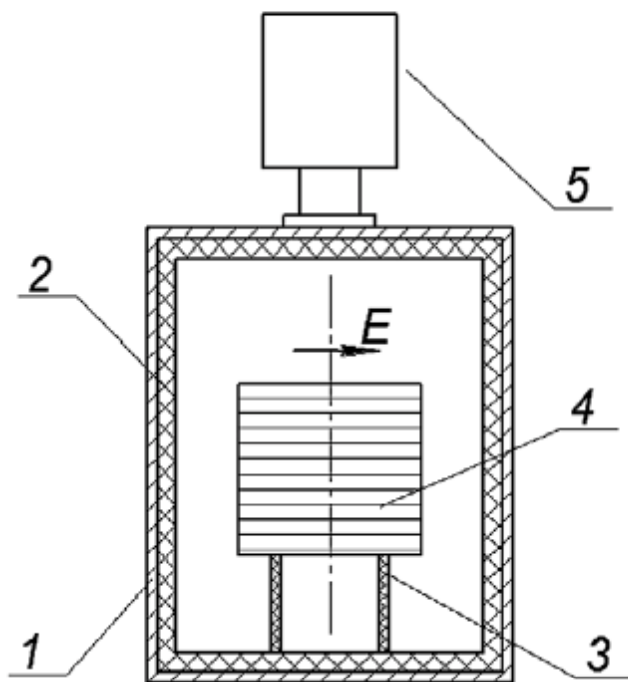


Рис. 2. Конструкция СВЧ камеры для проведения экспериментальных исследований распределения температуры по объему обрабатываемого материала: 1 – металлическая камера; 2 – поглощающий материал; 3 – подставка из радиопрозрачного материала; 4 – многослойная биологическая ткань; 5 – источник СВЧ энергии



Рис. 3. СВЧ установка для проведения экспериментальных исследований распределения температуры по объему материала

Из этих экспериментов видно, что значение температуры слоя воды выше, чем окружающих тканей. Такой метод облучения может

Таблица 2

**Экспериментальное распределение температурного поля
в многослойной биологической ткани**

№ слоя биологической ткани	Название биологической ткани	Толщина слоя биологической ткани, мм	Начальная температура биологической ткани, °С	Конечная температура биологической ткани, °С
1	Кожа	2	20	31
2	Жировая ткань	5	20	27
3	Мышечная ткань	10	20	46
4	Мышечная ткань	10	20	43
5	Вода	10	20	48
6	Мышечная ткань	10	20	36

Таблица 3

**Экспериментальное распределение температурного поля
в многослойной биологической ткани**

№ слоя биологической ткани	Название биологической ткани	Толщина слоя биологической ткани, мм	Начальная температура биологической ткани, °С	Конечная температура биологической ткани, °С
1	Кожа	2	20	32
2	Жировая ткань	5	20	27
3	Мышечная ткань	10	20	47
4	Вода	10	20	52
5	Мышечная ткань	10	20	40
6	Мышечная ткань	10	20	34

быть использован для высокоэффективного нагрева именно опухолевых тканей. Такие эксперименты в отечественных и зарубежных научных публикациях не приводятся.

Результаты экспериментальных исследований показали, что значение температуры в слое воды, независимо от положения этого слоя в многослойной модели биологических тканей, существенно выше, чем значение температуры в окружающих тканях.

Расчет температуры внутри обрабатываемой биологической ткани наиболее важен с точки зрения терапии.

Нагреваемая многослойная биологическая ткань представляется в виде полупространства в электромагнитном поле бегущей волны. Каждый слой биологической ткани, толщиной l , с учетом коэффициента отражения представляется в виде нагруженной длинной линии.

На рис. 4 показана эквивалентная схема нагреваемого слоя биологической ткани с диэлектрическими потерями в режиме бегущей волны.

Каждый слой биологической ткани, как показано в работе [2] можно представить в виде

двух однородных слоев, а именно: слоя абсолютно сухого вещества и слоя воды, а затем воспользоваться принципом суперпозиции или эквивалентными параметрами слоя ткани, которые могут быть определены различными методами.

При определении зависимости диэлектрических параметров однородного слоя ткани с диэлектрическими потерями от температуры

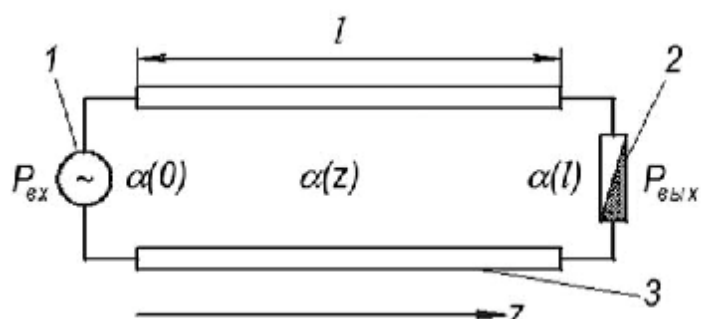


Рис. 4. Эквивалентная схема источника СВЧ энергии с раскрытым прямоугольным волноводом в качестве излучающей антенны и однородного слоя биологической ткани с диэлектрическими потерями: 1 – источник СВЧ энергии, 2 – согласованная нагрузка, 3 – однородный слой биологической ткани, толщиной l

можно воспользоваться зависимостью фактора потерь сухого вещества ткани от температуры, а также зависимостью фактора потерь чистой воды, содержащейся в слое ткани от изменения температуры. В работе [6] представлена экспериментальная зависимость фактора потерь ε'' воды от температуры на частоте электромагнитного поля 2450 МГц, которая имеет линейный характер и падает с ростом температуры.

На рис. 5 представлена экспериментальная зависимость фактора потерь ε'' воды от изменения температуры на частоте электромагнитного поля 2450 МГц [6].

В работе [6] представлены экспериментальные зависимости фактора потерь ε'' различных сухих веществ от изменения температуры на частоте колебаний электромагнитного поля 2450 МГц, которые имеют также линейный характер и возрастают с ростом температуры.

Величина мощности поглощается биологическим материалом с диэлектрическими потерями по экспоненциальному закону. В первом приближении закон изменения мощности в материале определяется величиной постоянной затухания амплитуды напряженности электрического поля в материале $\alpha(z)$:

$$P(z) = P_{\text{вх}} \cdot e^{-2 \cdot \alpha(z) \cdot z}, \quad (3)$$

Связь между постоянными распространения в различных направлениях с волновым числом свободного пространства и диэлектри-

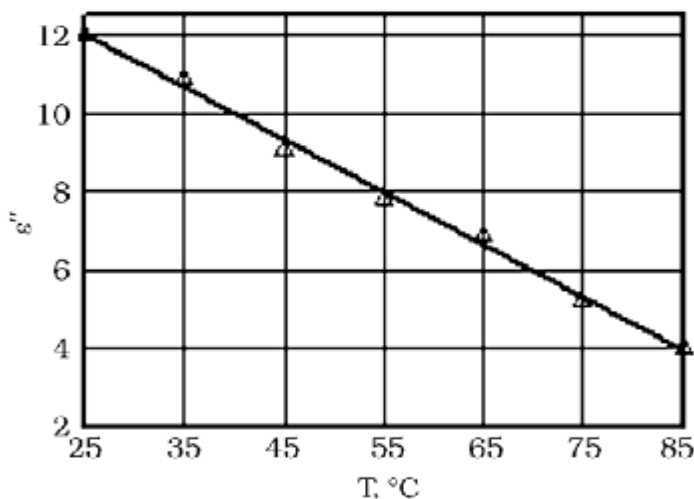


Рис. 5. Экспериментальная зависимость мнимой части относительной диэлектрической проницаемости ε'' от изменения температуры для воды на частоте колебаний электромагнитного поля 2450 МГц

ческими параметрами среды можно определить характеристическим уравнением [7]:

$$\Gamma_x^2 + \Gamma_y^2 + \Gamma_z^2 = -k^2 \cdot (\varepsilon' - j\varepsilon'') \quad (4)$$

или

$$(\alpha_x + j\beta_x)^2 + (\alpha_y + j\beta_y)^2 + (\alpha_z + j\beta_z)^2 = -k^2 \cdot (\varepsilon' - j\varepsilon''). \quad (5)$$

Здесь: $\Gamma_x, \Gamma_y, \Gamma_z$ – постоянные распространения в различных направлениях; $\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z$ – постоянные затухания в различных направлениях; $\beta_x, \beta_y, \beta_z$ – фазовые постоянные в различных направлениях; ε' – действительная часть относительной диэлектрической проницаемости среды [2]:

$$\varepsilon' = \frac{\varepsilon'_c}{\varepsilon_0} \quad (6)$$

ε'_c – действительная часть абсолютной диэлектрической проницаемости среды; k – волновое число свободного пространства:

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (7)$$

λ – длина волны источника микроволновой энергии.

Характеристическое уравнение (5) можно записать в общем случае в виде двух уравнений, приравнивая действительную и мнимую части:

$$\alpha_x^2 + \alpha_y^2 + \alpha_z^2 - \beta_x^2 - \beta_y^2 - \beta_z^2 = -k^2 \cdot \varepsilon', \quad (8)$$

$$2 \cdot (\alpha_x \cdot \beta_x + \alpha_y \cdot \beta_y + \alpha_z \cdot \beta_z) = k^2 \cdot \varepsilon''. \quad (9)$$

Уравнения (8) и (9) связывают фазовые постоянные и постоянные затухания с диэлектрическими параметрами обрабатываемого материала и длиной волны источника микроволновой энергии.

Эти уравнения можно использовать для определения постоянной затухания и фазовой постоянной пространства, заполненного диэлектриком с потерями.

Согласно (8) и (9):

$$\alpha_x^2 - \beta_x^2 = -k^2 \cdot \varepsilon', \quad (10)$$

$$2 \cdot \alpha_x \cdot \beta_x = k^2 \cdot \varepsilon''. \quad (11)$$

Из решения системы уравнений (10) и (11) следует:

$$\alpha_x = \frac{k \cdot \sqrt{\varepsilon''}}{\sqrt{2}} \cdot \sqrt{\left(\sqrt{1 + \left(\frac{\varepsilon''}{\varepsilon'} \right)^2} - 1 \right)}. \quad (12)$$

Распределения мощности в каждом однородном слое биологической ткани в направлении оси "z" можно представить в виде [7]:

$$P(z) = f(z, T) \cdot P_{\text{вх}} \cdot e^{-2\alpha_n z}, \quad (13)$$

где $f(z, T)$ – функция, учитывающая зависимость диэлектрических параметров биологической ткани от температуры и координаты.

Экспериментальная зависимость величины поглощенной мощности материалом вдоль оси "z" от величины постоянной затухания амплитуды напряженности электрического поля имеет прямолинейный характер на частоте колебаний электромагнитного поля 2450 МГц.

Основное положение при выводе выражения для функции $f(z, T)$ можно записать в виде:

$$\alpha(z) = A - B \cdot \frac{P_{\text{вх}} - P(z)}{P_{\text{вх}}}, \quad (14)$$

где A и B – коэффициенты.

Из эквивалентной схемы модели СВЧ устройства с облучаемым материалом можно записать следующие граничные условия:

$$\left. \begin{aligned} P(z)|_{z=0} &= P_{\text{вх}} \\ \alpha(z)|_{z=0} &= \alpha_k \end{aligned} \right\}, \quad (15)$$

$$\left. \begin{aligned} P(z)|_{z=l} &= 0 \\ \alpha(z)|_{z=l} &= \alpha_n \end{aligned} \right\}, \quad (16)$$

где α_n – значение постоянной затухания амплитуды напряженности электрического поля при начальной температуре T_n слоя биологической ткани; α_k – значение постоянной затухания амплитуды напряженности электрического поля при конечной температуре T_k слоя биологической ткани.

Из граничных условий (15) и (16) и уравнения (14) определяются коэффициенты A и B :

$$\alpha(z) = \alpha_k - (\alpha_k - \alpha_n) \cdot \frac{P_{\text{вх}} - P(z)}{P_{\text{вх}}}. \quad (17)$$

Из теории длинных линий известно соотношение [2]:

$$-\frac{dP(z)}{dz} = 2 \cdot \alpha(z) \cdot P(z). \quad (18)$$

Подставляя (17) в (18), получаем уравнение:

$$\frac{dP(z)}{\left[\alpha_k - (\alpha_k - \alpha_n) \cdot \frac{P_{\text{вх}} - P(z)}{P_{\text{вх}}} \right] \cdot P(z)} = -2 \cdot dz. \quad (19)$$

Решение уравнения (19) имеет вид:

$$P(z) = P_{\text{вх}} \cdot e^{-2\alpha_k z} \cdot \frac{\alpha_n}{\alpha_k - (\alpha_k - \alpha_n) \cdot e^{-2\alpha_k z}}. \quad (20)$$

Следовательно:

$$f(z, T) = \frac{\alpha_n}{\alpha_k - (\alpha_k - \alpha_n) \cdot e^{-2\alpha_k z}}. \quad (21)$$

Если исходный слой биологической ткани имел начальную температуру $T_n(z)$, тогда после облучения энергией микроволнового излучения слой биологической ткани приобретает следующее распределение температуры вдоль оси "z":

$$T(z) = T_n(z) + \frac{2 \cdot \alpha_k \cdot f^2(z, T) \cdot \tau \cdot P_{\text{вх}} \cdot e^{-2\alpha_k z}}{S \cdot c_0 \cdot \rho_0}, \quad (22)$$

где: c_0 – теплоемкость слоя биологической ткани; ρ_0 – плотность слоя биологической ткани; τ – время облучения биологической ткани энергией микроволнового излучения; S – площадь поверхности биологической ткани, которая равномерно нагревается с использованием микроволнового излучения.

Если облучается полупространство, то значение постоянной затухания амплитуды напряженности электрического поля можно записать в виде [7]:

$$\alpha_n = \frac{k \cdot \sqrt{\epsilon_n'}}{\sqrt{2}} \cdot \sqrt{\sqrt{1 + \left(\frac{\epsilon_n''}{\epsilon_n'}\right)^2} - 1}, \quad (23)$$

$$\alpha_k = \frac{k \cdot \sqrt{\epsilon_k'}}{\sqrt{2}} \cdot \sqrt{\sqrt{1 + \left(\frac{\epsilon_k''}{\epsilon_k'}\right)^2} - 1}. \quad (24)$$

Излучение микроволновой мощности из раскрыва прямоугольного волновода рассчитывалось по формулам Пойнсенга–Кирхгофа [5]. Постоянное значение распределения микроволновой мощности по площади облучаемой поверхности биологических тканей в расчетах принималась на площади $S = 1$ см.

Расчет проведен для слоев биологических тканей, представленных в табл. 2 и электрофизических параметров, представленных в табл. 1.

Результаты расчета приведены в табл. 4.

Результаты экспериментальных исследований подтверждают возможность локального нагрева области, где расположена опухоль, не повреждая окружающие биологические ткани. Предложенный микроволновый метод воздействия на злокачественные обра-

Таблица 4

Рассчитанное распределение температурного поля в многослойной биологической ткани

№ слой биологической ткани	Название биологической ткани	Толщина слоя биологической ткани, мм	Начальная температура биологической ткани, °С	Конечная температура биологической ткани, °С
1	Кожа	2	20	29
2	Жировая ткань	5	20	25
3	Мышечная ткань	10	20	42
4	Мышечная ткань	10	20	38
5	Вода	10	20	47
6	Мышечная ткань	10	20	32

зования подтверждается и теоретическими исследованиями.

Расчет распределения температуры в многослойных биологических тканях, проведенный в соответствии с предложенной моделью, подтвердили полученные экспериментальные результаты. Слой воды располагался на расстоянии 27 мм от поверхности биологической ткани и температура слоя, как и в экспериментах, превышает значение температуры окружающих тканей. Если известны параметры различных слоев биологических тканей и где расположена опухоль, то можно расчетным путем получить необходимое значение температуры в интересующей области, близкое к экспериментальным результатам.

Полученные результаты можно использовать для создания микроволновой установки для лечения злокачественных опухолей, расположенных внутри биологических тканей.

Список литературы

1. Sapareto S.A., Hopwood L.E., Dewey W.C. Combined effects of X-irradiation and hyper-

thermia on CHO cells for various temperatures and orders of application. // *Radiat. Res.*, 1978, **73**, P. 221–233.

- Архангельский Ю.С., Девяткин И.И. СВЧ-высокочастотные нагревательные установки для интенсификации технологических процессов. – Саратов: Издательство Саратовского университета, 1983.
- Хитров Ю.А., Шестинеров В.А. "СВЧ в медицине". Министерство электронной промышленности СССР, Обзоры по электронной технике. Серия 1. Электроника СВЧ. Выпуск 16(998), ЦНИИ "Электроника", 1983, 75 с.
- Аршиков А.А., Остапенков А.М., Курбанов Ж.М., Саломов Х.Т. Электрофизические методы воздействия на пищевые продукты. – Ташкент: Издательство "Фан", 1992.
- Фрадин А.З. Антенно-фидерные устройства. – М.: Издательство "Связь", 1977.
- Окресс Э. СВЧ – энергетика. Т. 2. – М.: Мир, 1971.
- Мамонтов А.В., Назаров И.В., Неведов В.Н., Потанова Т.А. Микроволновые технологии. – М.: ГИУ "НИИ ПМТ", 2008, 308 с.

MICROWAVE RADIATION INFLUENCE UPON MULTILAYERED BIOLOGIC TISSUE

A.V. Mamontov, I.V. Nazarov, V.N. Nefedov, T.A. Potanova

National Research University Higher School of Economics, Moscow, Russia

The results of microwave radiation influence aimed at the temperature rise in local area in multilayered biological tissues are given. The experimental results of temperature distribution in multilayered biological tissue are presented at the electromagnetic field frequency of 2450 MHz.

The model and analytic calculations for the temperature distribution inside the biological tissue are presented. The calculation results for the temperature distribution in multilayered biological tissues are given.

Key words: microwave source, temperature field distribution, waveguide, resonator, microwave radiation, biological tissue

E-mail: a.mamontov@hse.ru