

*И.Л. Васильченко², В.М. Виноградов³, Д.А. Пастушенко², А.М. Осинцев¹,
А.Л. Майтаков¹, В.В. Рынк¹, Н.В. Васильченко¹*

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЛОКАЛЬНОГО ИНДУКЦИОННОГО НАГРЕВА В ЛЕЧЕНИИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ

Кемеровский технологический институт пищевой промышленности
Областной клинический онкологический диспансер, Кемерово
ФГБУ «Российский научный центр радиологии и хирургических технологий», Санкт-Петербург

В настоящее время локальная гипертермия рассматривается как один из перспективных способов повышения эффективности лучевой и комбинированной терапии онкологических больных. Это связано с тем, что при гипертермии в основном повреждаются опухолевые клетки, находящиеся в состоянии гипоксии и S-фазе митотического цикла, т.е. клетки, наиболее устойчивые к действию ионизирующего излучения. В то же время она подавляет способность клеток к репарации после воздействия ионизирующей радиацией или введения химиопрепаратов.

В экспериментальных исследованиях установлено, что нормальные и опухолевые ткани характеризуются сходными зависимостями степени теплового повреждения или тепловой радиосенсибилизации от уровня температуры, продолжительности нагревания, условий кровотока и ряда других факторов. Показано, что различие в реакции между этими двумя типами тканей на гипертермическое или термолучевое воздействие заключается, в основном, в количественном проявлении эффектов или пороговых уровнях проявления последних. Вместе с тем радиосенсибилизирующий эффект гипертермии при одинаковых температурно-экспозиционных режимах более продолжителен для опухолевых, чем для нормальных тканей. Это различие усиливается с повышением тепловой дозы и увеличением объема новообразования.

При низких уровнях гипертермического режима радиосенсибилизирующий эффект гипертермии не зависит от последовательности сочетания ее с облучением; при умеренных — эффект выше при нагревании до облучения, а при высоких — он повышается при нагревании после облучения для опухолей с низким кровотоком.

Однако существующие методы локальной гипертермии и современные аппараты, реализующие эти методы, далеко не во всех случаях позволяют избирательно нагревать опухоли внутренних органов до гипертермических температур.

В настоящее время наиболее широкое практическое применение в лучевой терапии нашел метод локальной сверхвысокочастотной гипертермии. В клинике для СВЧ нагрева опухолей используются, в основном, частоты 2450 МГц (длина волны 12 см), 915 МГц (33 см) и 433 МГц (65 см). Однако возможности сверхвысокочастотной гипертермии ограничены низкой проникающей способностью СВЧ излучения (электромагнитная СВЧ волна длиной 12 см проникает в мышечную ткань на глубину 1 см, а волна длиной 65 см — на глубину 2 см) [2].

Кроме того, СВЧ излучение относительно свободно проникает в ткани с высоким электрическим сопротивлением (хрящи, сухожилия, фасции, кости), и поскольку отвод генерируемого в них тепла затруднен из-за низкой объемной скорости кровотока, то эти ткани могут перегреваться и повреждаться еще до того, как в опухоли будет достигнута гипертермическая температура 41–45°С. Поэтому при локальной гипертермии, например, рака гортани, риск термического повреждения хрящей гортани существенно выше, чем для тканей с низким электрическим сопротивлением [3–5, 7].

В любом случае небольшая глубина проникновения СВЧ излучения в ткани и неопределенность комбинаций электрических параметров тканей в области нагрева не позволяют точно локализовать тепло в опухолях внутренних органов.

Существующий метод локальной высокочастотной гипертермии — нагрев тканей электрическим ВЧ полем (емкостный способ гипертермии). Основным недостатком метода высокочастотной гипертермии является перегрев подкожной жировой клетчатки (ПЖК), обладающей большим электрическим сопротивлением (на порядок большим, чем мышечная ткань), что обуславливает высокий риск термического повреждения поверхностных здоровых тканей у больных с выраженным слоем ПЖК, затрудняя, соответственно, избирательный нагрев опухолей внутренних органов и тканей до гипертермических температур [6, 8].

Метод локальной ультравысокочастотной гипертермии основан на воздействии на злокачественные опухоли электрическим полем УВЧ полем через слой жидкого диэлектрика. УВЧ поле и, соответственно, генерируемое им тепло, распределяются по глубине и объему тканей более равномерно, чем при СВЧ гипертермии и высокочастотной гипертермии [9, 10].

Метод индукционного нагрева широко известен. Он позволяет проводить эффективный бесконтактный нагрев образцов. Однако объектом для индукционного нагрева могут служить лишь электропроводные и, по возможности, ферромагнитные материалы. Биологические ткани характеризуются очень низкой электропроводностью и отсутствием сильных магнитных свойств, что исключает использование подобного метода для их непосредственного нагрева.

Целью данной работы является исследование на основе лабораторной установки возможности применения локального индукционного нагрева в лечении злокачественных новообразований.

Для контролируемого бесконтактного нагрева небольшой области внутри крупного массива органического вещества мы предлагаем размещать в нем тканезамещающий аппликатор полностью повторяющий ложе опухоли, содержащий электропроводные ферромагнитные частицы, инкорпорированные в полимерную матрицу. Аналогов предложенного способа нагрева смесей полимера с ферромагнитными материалами научно-технической литературе нами не обнаружено.

Данный метод индукционного нагрева может применяться, например, для локального бесконтактного разогрева заранее выбранных участков замороженных объектов органического происхождения. Таким способом может осуществляться отбор проб с целью исследования свойств образца при длительном хранении без его полного размораживания или разрушения.

Одним из перспективных направлений для использования данного метода в медицине может стать применение индукционного нагрева тканезквивалентного аппликатора для локальной интраоперационной гипертермии в сочетании с радиотерапией при лечении рака [1, 11].

Материал и методика

Задачей предлагаемого метода является нагрев полимерного аппликатора за счет поглощения энергии переменного электромагнитного поля ферромагнитными частицами, равномерно распределенными в объеме полимера.

Материал для изготовления аппликатора двухкомпонентный: пластичный полимер и отвердитель. Модификации, путем добавления мелкодисперсных ферромагнитных частиц и тщательного перемешивания, подвергается только пластичный полимер. С целью дальнейшего применения в

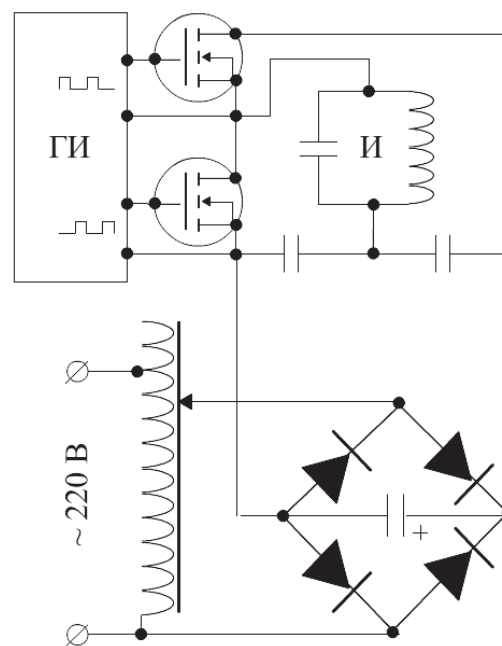


Рис. 1. Принципиальная схема лабораторной установки

биотехнологических и медицинских приложениях в качестве материала для аппликатора нами была выбрана силиконовая слепочная масса Speedex putty, широко используемая в стоматологической практике.

Получение тока высокой частоты для индукционного нагрева осуществлялось с помощью лабораторного инвертора, упрощенная принципиальная схема которого представлена на рис. 1. Принцип его работы заключается в следующем. Выпрямленное стабилизированное напряжение от мощного регулируемого сетевого источника, в качестве которого в нашем случае использовался лабораторный автотрансформатор, подается на два мощных полевых транзистора, включенных в качестве ключей в два плеча силового моста. Транзисторы открываются и закрываются попеременно сигналом, подаваемым на их затворы с драйвера. Частота переключений, а, следовательно, и частота тока, определяется генератором импульсов драйвера (ГИ). Индуктор, представляющий в нашем случае воздушную катушку длиной 60 мм, состоящую из 10 витков диаметром 45 мм, и параллельно подключенную компенсирующую емкость, подключен к мосту через согласующий трансформатор (на рис. 1 не показан). Резонансная частота индуктора устанавливается приблизительно равной частоте ГИ подбором емкости конденсатора.

Индукционный нагрев осуществлялся в частотном диапазоне 120 ± 60 кГц. С одной стороны, достаточно мощное электромагнитное поле такого диапазона легко получить на основе широко распространенных электронных приборов; с другой стороны, электромагнитные поля таких частот практически не поглощаются органическими веществами, что позволяет избежать заметного разогрева окружающих аппликатор тканей. Достаточно широкий диапазон выбранных частот обусловлен необходимостью подстройки резонансного индуктора. Мощность лабораторной установки оценивалась значениями напряжения и силы тока, потребляемого от сети. Установка стабильно работает без охлаждения катушки индуктора при мощности до 100 Вт. В принципе электронная часть установки позволяет коммутировать токи мощностью до 1 кВт, но при этом требуется дополнительное принудительное охлаждение катушки. Все описанные ниже эксперименты проводили при двух раз-

личных мощностях: 20 Вт и 40 Вт. Для исследования возможности индукционного нагрева изготавливали образцы примерно сферической формы одинакового размера. Диаметр образцов был выбран одинаковым и равным 20 мм. В центре образцов в процессе их изготовления образовывалось отверстие для введения термометра.

Таблица 1.

Состав образцов с различной массой долей ферромагнитного наполнителя

Массовая доля наполнителя, %	Масса наполнителя, г	Масса полимерной основы, г	Объем образца, см ³
10	0,59	5,34	4,19
20	1,31	5,22	4,19
30	2,18	5,08	4,19
40	3,27	4,90	4,19
50	4,67	4,67	4,19
60	6,53	4,35	4,19

В качестве ферромагнитных наполнителей использовали смесь ультрадисперсных порошков никеля (80 %) и алюминия (20 %) с размером частиц 10-100 нм, стальные шарики диаметром 0,5-1 мм, а также восстановленное железо в виде мелкой стружки размером примерно 0,1×1×3 мм. Массовая доля ферромагнитных наполнителей варьировала в диапазоне 10-60 %. Состав образцов с различной массовой долей ферромагнитного наполнителя представлен в табл. 1.

Следует отметить, что все образцы, содержащие более 50 % наполнителя, формовались с трудом. Многие из них имели изъяны в виде разломов. Наиболее плохие результаты по однородности смеси были получены при смешивании полимерной основы с железной стружкой. Это связано, прежде всего, с неодинаковостью формы и размеров кусочков восстановленного железа. При массовых долях выше 30 % многие образцы содержали выступающие фрагменты стружки, что неприемлемо для медицинского использования из-за возможности травмирования прилегающих тканей. Наполнители в виде мелких стальных шариков обеспечивают удовлетворительную однородность смешивания при отсутствии травмоопасных выступов на поверхности готовых образцов. Самая высокая однородность смешивания, как и ожидалось, достигнута при использовании ультрадисперсных наполнителей.

Результаты

Рассмотрим простейшую модель нагреваемого аппликатора. Пусть в результате индукционного нагрева за единицу времени внутри него выделяется тепло q_1 . Часть тепла q_2 излучается поверхностью образца. Приближенно можно считать, что

$$q_2 = \sigma(T - T_0) \quad (1)$$

где T — температура образца; T_0 — температура окружающей среды; σ — константа, пропорциональная одинаковой для всех образцов площади поверхности. Превышение тепловыделения над рассеянием ведет к увеличению температуры образца:

$$q_1 - q_2 = (c_1 m_1 + c_2 m_2) \frac{dT}{dt} \quad (2)$$

где $c_1 = 0,5 \frac{\text{Дж}}{\text{г} \cdot \text{К}}$ и m_1 — соответственно удельная теплоемкость и масса наполнителя, а $c_2 = 1,5 \frac{\text{Дж}}{\text{г} \cdot \text{К}}$ и m_2 — те же величины для полимерной основы.

Выражение (2) с учетом (1) превращается в дифференциальное уравнение вида:

$$\frac{dT}{dt} + \alpha T = \beta \quad (3)$$

$$\text{где } \alpha = \frac{\sigma}{c_1 m_1 + c_2 m_2}, \text{ и } \beta = \frac{q_1}{c_1 m_1 + c_2 m_2} + \alpha T_0.$$

Решение этого уравнения хорошо известно. С учетом начального условия $T(0) = T_0$ оно принимает вид:

$$T = T_0 + \frac{q_1}{\sigma} (1 - \exp(-\alpha t)) \quad (4)$$

Оценим зависимость эффективности индукционного тепловыделения q_1 от размера частиц наполнителя. Для этого рассмотрим индивидуальную сферическую частицу радиусом R , находящуюся в переменном однородном магнитном поле $B = B_m \cos \omega t$. Чтобы избежать сложностей с учетом нарушений однородности магнитного поля вблизи искривленной поверхности ферромагнетика и исключить работу на перемагничивание образца будем пока считать частицу немагнитным проводником.

Разобьем шар на диски переменного радиуса r_1 . Выделим один из таких дисков толщиной dh на расстоянии h от центра шара (рис. 2). Чтобы рассчитать количества тепла выделяющегося в объеме этого диска за единицу времени, выделим в нем кольцевой сегмент радиусом r и толщиной dr . ЭДС индукции, возникающей в этом

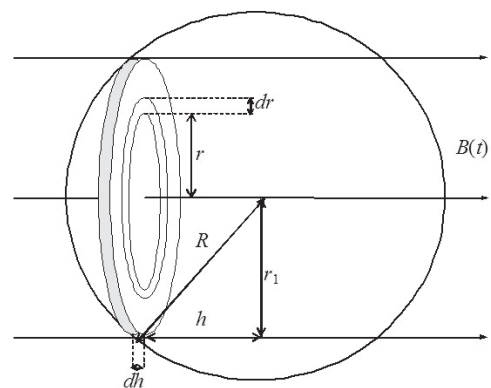


Рис. 2. Расчет тепловыделения в образце

сегменте, пропорциональна скорости изменения магнитного потока через него:

$$\varepsilon_i = -\frac{d\Phi}{dt} = \pi r^2 \omega B_m \sin \omega t. \quad (5)$$

Напряженность вихревого электрического поля в кольце:

$$E_i = \frac{\varepsilon_i}{2\pi r} = \frac{1}{2} r \omega B_m \sin \omega t. \quad (6)$$

Согласно закону Джоуля Ленца мощность тепла, выделяющегося в единице объема проводника $w = \frac{E^2}{\rho}$. Тогда для тепла, выделяющегося, в среднем, за единицу времени в выбранном кольце, получим:

$$dW = \langle w \rangle dV = \langle w \rangle \cdot 2\pi r \cdot dh \cdot dr = \frac{1}{4} \frac{\pi \omega^2 B_m^2}{\rho} dh \cdot r^3 dr. \quad (7)$$

В выражении (7) учтено среднее за период значение квадрата синуса $\langle \sin^2 \omega t \rangle = \frac{1}{2}$.

Тепло, выделяющееся за единицу времени во всем выбранном диске, найдем интегрированием:

$$dq = \int_0^{r_1} dW = \frac{1}{4} \frac{\pi \omega^2 B_m^2}{\rho} dh \int_0^{r_1} r^3 dr = \frac{1}{16} \frac{\pi \omega^2 B_m^2}{\rho} r_1^4 dh. \quad (8)$$

Учитывая очевидную связь между r_1 и h (см. рис. 2), определим количество тепла, выделяющегося в объеме одного шарика:

$$q_0 = \frac{1}{16} \frac{\pi \omega^2 B_m^2}{\rho} \int_{-R}^R (R^2 - h^2) dh = \frac{1}{15} \frac{\pi \omega^2 B_m^2}{\rho} R^5. \quad (9)$$

Таким образом, если считать, что все проводящие частицы находятся в одинаковых условиях, для образца с объемом ферромагнитных частиц V тепловыделение составит:

$$q_1 = Nq_0 = \frac{3V}{4\pi R^3} q_0 = \frac{V}{20} \frac{\omega^2 B_m^2}{\rho} R^2. \quad (10)$$

Как видно, с ростом размеров частиц индукционный нагрев становится более эффективным. Конечно, формулу (10) нужно рассматривать как крайне грубую оценку. Во-первых, мы рассматривали изолированные, не влияющие друг на друга частицы; во-вторых, считали частицы немагнитными; и, наконец, в-третьих, совершенно не учитывали скин-эффекта, возникающего при протекании переменного тока в проводнике. Тем не менее, общий вывод об увеличении эффективности индукционного нагрева с ростом размера частиц, как показывают приведенные ниже экспериментальные данные, остается справедливым.

Так, например, образцы с нанодисперсным наполнителем практически не нагревались при потребляемой мощности 20 Вт. Увеличение мощности до 40 Вт привело к заметному нагре-

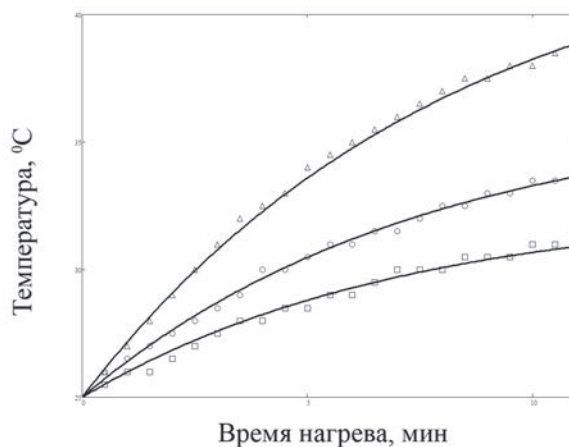


Рис. 3. Экспериментальные результаты и их модельная аппроксимация (сплошные линии). Мощность нагрева – 20 Вт. Наполнитель – шарики диаметром 0,5 мм; □ – массовая доля 20%; ○ – массовая доля 40%; Δ – массовая доля 60 %

ву лишь для образцов с массовой долей наполнителя 60 %. По-видимому, при высокой концентрации наночастицы образовывали конгломераты, и непосредственный контакт увеличивал их эффективный размер.

Результаты экспериментальных исследований для образцов с наполнителем из стальных шариков диаметром 0,5 мм, нагреваемых при потребляемой мощности 20 Вт, представлены на рис. 3. Как видно из рисунка при выбранной мощности нагрев до гипертермической температуры при комнатной температуре окружающей среды возможен лишь для образцов с массовой долей ферромагнитного материала превышающей 50 %.

Параметры моделирования по формуле (4): $s = 0,020$ Вт/К; $q_1 = 0,150$ Вт для массовой доли 20 %, $q_1 = 0,225$ Вт для массовой доли 40 % и $q_1 = 0,375$ Вт для массовой доли 60 %.

Отметим, что мощность выделяющегося тепла не увеличивается прямо пропорционально массе наполнителя, как должно следовать из формулы (10). Сравнение значений q_1 , полученных аппроксимацией экспериментальных данных со значениями, рассчитанными по формуле (10) показано в табл. 2.

Таблица 2.

Состав образцов и качество продуцируемого тепла (q_1).

Массовая доля наполнителя, %	Значения q_1	
	Оцененные по экспериментальным данным, Вт	Оцененные по формуле (10), Вт
20	0,150	0,150
40	0,225	0,374
60	0,375	0,748

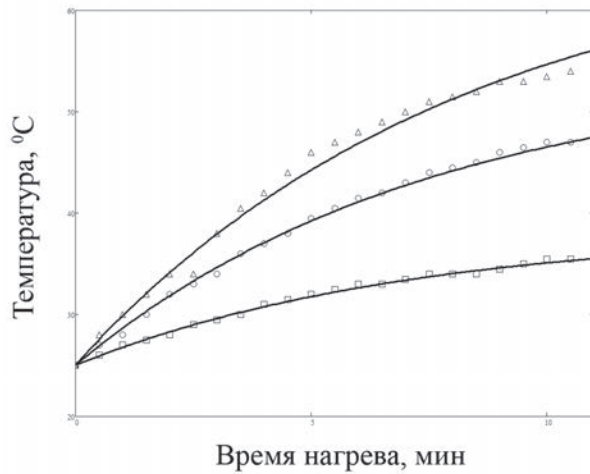


Рис. 4. Экспериментальные результаты и их модельная аппроксимация (сплошные линии). Мощность нагрева – 20 Вт. Наполнитель – шарики диаметром 1 мм:
□ – массовая доля 20%;
○ – массовая доля 40 %;
△ – массовая доля 60 %

По-видимому, более медленный рост тепловой мощности по сравнению с теоретическим предсказанием связан в основном с существенной неоднородностью магнитного поля в объеме образца.

Результаты для образцов с наполнителем из стальных шариков диаметром 1 мм представлены на рис. 4.

Отметим, что в случае использования в качестве наполнителя шариков диаметром 1 мм все образцы с массовой долей, превышающей 20 %, нагреваются до температуры выше 40 °C уже при мощности потребляемой установкой равной 20 Вт.

Параметр $s = 0,020$ Вт/К при моделировании выбран таким же, как и в предыдущем случае.

Сравнение значений q_1 , полученных для этого случая аппроксимацией экспериментальных данных со значениями, рассчитанными по формуле (10), показано в табл. 3.

Таблица 3.

Состав образцов и количество продуцируемого тепла, оцененного разными способами

Массовая доля наполнителя, %	Значения q_1	
	Оцененные по экспериментальным данным, Вт	Оцененные по формуле (10), Вт
20	0,267	0,267
40	0,585	0,667
60	0,841	1,332

В данном случае расхождение несколько меньше, чем в предыдущем, но, тем не менее, все еще далеко от предсказываемого формулой (10).

Интересно сравнить данные табл. 2 и табл. 3, определяемые по формуле (10) квадратичной зависимостью тепловой мощности от размеров частиц. Как видно, и в этом случае результаты не согласуются. Отношения соответствующих значений q_1 для шариков диаметром 1 мм и 0,5 мм для трех различных массовых долей составляют: 1,78; 2,6 и 2,24, т. е., в среднем, 2,2. Тогда как теоретическое значение предсказываемое формулой (10) составляет ровно 4.

Данные расхождения находятся в согласии с ранее высказанными соображениями по поводу крайне оценочного характера формулы (10), полученной при целом ряде существенных упрощений и допущений. Вместе с тем, качественно, характер экспериментально полученных зависимостей согласуется с выводами, следующими из формулы (10).

Достаточно большой разброс значений, на наш взгляд может быть обусловлен также особенностями, связанными с неточностью настройки колебательного контура индуктора в резонанс с задающим генератором. Ясно, что небольшая отстройка от резонанса при введении образцов с различным содержанием ферромагнитного материала может существенно изменить ток в катушке, а, следовательно, магнитное поле в образце.

На рис. 5 представлены данные, полученные при нагреве образцов, в которых в качестве наполнителя использована стружка из восстановленного железа. Как видно из рисунка, характер нагрева соответствует среднему эффективному размеру частиц несколько превышающих 1 мм. Хотя результаты, в целом, аналогичны предыдущему случаю.

Параметры моделирования кривых по формуле (4) для рис. 5: $s = 0,020$ Вт/К; $q_1 = 0,483$ Вт для массовой доли 20 %; $q_1 = 1,058$ Вт для массовой доли 40 % и $q_1 = 1,521$ Вт для массовой доли 60 %.

Для проверки зависимости тепловой мощности q_1 от величины магнитного поля были проведены эксперименты при вдвое большей мощности, потребляемой от сети. На рис.6 показаны зависимости температуры образцов с массовой долей наполнителя 40 % от времени при использовании в качестве наполнителя шариков диаметром 0,5 мм для двух потребляемых от сети мощностей.

Параметры моделирования кривых по формуле (4) для рис. 6: $s = 0,020$ Вт/К; $q_1 = 0,225$ Вт для мощности нагрева 20 Вт и $q_1 = 0,40$ Вт для мощности нагрева 40 Вт. Как видно, в данном случае экспериментальные значения отличаются почти в два раза, как и ожидалось в соответствии с формулой (10).

Выводы: полученные результаты вполне подтверждают возможность индукционного бескон-

тактного нагрева непроводящих материалов, в частности биологических тканей, до гипертермических температур.

Дальнейшие исследования в данной области планируется направить на разработку автоматизированной системы контроля температуры разогреваемых образцов и поддержания ее на заданном уровне в течение длительного времени. Планируется провести сравнение различных методик управления тепловой мощностью. Например, управление скважностью импульсов задающего генератора, смещение частоты вблизи резонансной, периодическое включение-выключение задающего генератора и др.

Отдельной задачей, на наш взгляд, является разработка методики контроля однородности температуры образца, особенно из-за сложности применения проводников в зоне индукционного нагрева.

Еще одной задачей является также разработка индукторов для различных приложений. В качестве наиболее вероятной модели может рассматриваться открытый внешний индуктор с ферритовым сердечником.

Авторы выражают благодарность профессору кафедры электротехники и электроники ФГБОУ ВПО КемТИПП В.И. Брагинскому за ценные советы и обсуждение материалов работы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Александров Н.Н., Вальштейн М.М. Влияние СВЧ-гипертермии на функциональное состояние сосудистого русла опухоли в эксперименте // Применения гипертермии и гипергликемии в комплексном лечении злокачественных новообразований — Минск. — 1981. — С. — 133-141.
2. Андреев В.Г., Мардынский Ю.С. Лучевое и комбинированное лечение рака гортани — М., 1998. — 114 с.
3. Васильченко И.Л., Виноградов В.М., Пастушенко Д.А. Применение интраоперационной контактной лучевой терапии при комбинированном лечении местнораспространенного рака гортани // Вопр. онкол. — 2011. — Т. 57. — С. 232-235.
4. Дмитренко Ю. О. Пространственная оптимизация лучевой терапии местно-распространенного рака гортани с использованием локальной УВЧ-гипертермии. Дисс. канд. мед. наук. — Обнинск. — 1994.
5. Ливенцев Н.М., Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. — М., 1974. — 524 с.
6. Мардынский Ю.С., Андреев В.Г., Лопатин В.Ф. Термолучевая терапия рака гортани // Вопр. онкол. — 2000. — Т. 46. — С. 708-712
7. Лопатин В.Ф. Локальная УВЧ-гипертермия и ее применение в сочетании с радио- и химиотерапией злокачественных новообразований. Дисс. канд. мед. наук. — Обнинск. — 1980.

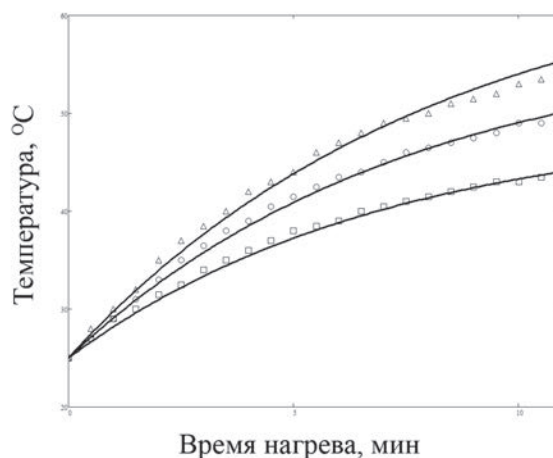


Рис. 4. Экспериментальные результаты и их модельная аппроксимация (сплошные линии). Мощность нагрева — 20 Вт. Наполнитель — стружка из восстановленного железа:
□ — массовая доля 20%;
○ — массовая доля 40 %;
△ — массовая доля 60 %

8. Петров И.Р., Влияние СВЧ-излучений на организм человека и животных — Л.- Медицина. — 1970. — С. 18-63.
9. Штемлер В. М., Колесников С. В. Особенности взаимодействия электромагнитных полей с биообъектами // Физиология человека и животных. — М.: Медицина. — 1978. — С. 9-67.
10. Sterser F., Mendecki J. et al. In Institute Of Electrical and Electronics Enginnering Spectrum. — New York. — 1980. — P. 32-37
11. Wust P., Hildebrandt B., Sreenivasa G. et al Hyperthermia in combined treatment of cancer // Lancet Oncol. — 2002. — Vol. 8. P. 487-97.

*I.L.Vasilchenko², V.M. Vinogradov³,
D.A. Pastushenko², A.M.Osintsev¹, A.L.Majakov¹,
V.V. Rink¹, N.V. Vasilchenko¹*

APPLICATION OF LOCAL INDUCTION HEATING IN TREATMENT OF MALIGNANT TUMORS

¹Technological Institute of the Food Industry, Kemerovo

²Regional Clinical Oncology Dispensary, Kemerovo

³Russian Research Center for Radiology and Surgical Technologies, St. Petersburg

The way of a local contactless hyperthermal induction heating for biological tissues is developed on the basis of implantation of substituting composite applicator made of a polymeric material with incorporated ferromagnetic particles. The simplified mathematical model of the physical processes proceeding at a sample heating is presented. Model results are used for approximation of the experimental data.