

СВЧ-ТЕРМОКОАГУЛЯТОР ДЛЯ ДОСТИЖЕНИЯ ГЕМОСТАЗА ПРИ ОПЕРАЦИЯХ НА ПАРЕНХИМАТОЗНЫХ ОРГАНАХ

DOI: 10.17691/stm2018.10.2.06

УДК 617–7–005.1–08–089

Поступила 15.01.2017 г.

Г.Г. Горохов, зав. отделением¹;Л.В. Шкалова, к.м.н., зав. отделом¹;А.В. Стриковский, к.т.н., научный сотрудник²;С.В. Коробков, младший научный сотрудник²;М.Е. Гущин, к.ф.-м.н., зав. лабораторией²;В.Е. Загайнов, д.м.н., главный специалист¹; зав. кафедрой хирургических болезней³¹Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России, Н. Новгород, 603001, Нижне-Волжская набережная, 2;²Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики Российской академии наук, Н. Новгород, 603950, ул. Ульянова, 46;³Приволжский исследовательский медицинский университет, Н. Новгород, 603005, пл. Минина и Пожарского, 10/1

Цель исследования — оценка возможностей использования разработанного СВЧ-коагулятора с рабочей частотой 2,45 ГГц для достижения гемостаза на поверхности parenchymatous органов.

Материалы и методы. Коагулятор представляет собой коаксиальную линию, нагруженную на антенну в форме однозаходной спирали Архимеда. Максимальный уровень подводимой мощности — 300 Вт. Параметры коагулятора определены по результатам численного моделирования и лабораторных испытаний при различных нагрузках. Работа коагулятора изучена на яичном белке и на parenchyma печени при различных экспозициях. Выполнено гистологическое исследование образцов биологической ткани из коагуляционных очагов.

Результаты. На parenchyma печени коагуляционный очаг с диаметром, равным диаметру аппликатора (20 мм), формируется за 10 с воздействия при максимальном уровне подводимой мощности. В зоне очага наблюдается коагуляция ткани, достаточно однородная по глубине.

Заключение. Характер воздействия СВЧ-поля на ткани не зависит от степени влажности поверхности. Зона воздействия совпадает с диаметром рабочей части инструмента, что позволяет запланировать область необходимого воздействия. Можно утверждать о возможности применения созданного комплекса для гемостаза при parenchymatous кровотечении.

Ключевые слова: гемостаз; parenchymatous органы; коагуляция; СВЧ-аппликатор; СВЧ-коагулятор.

Как цитировать: Gorokhov G.G., Shkalova L.V., Strikovskiy A.V., Korobkov S.V., Guschin M.E., Zagainov V.E. An UHF thermal coagulator for achieving hemostasis during operations on parenchymatous organs. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2018; 10(2): 59–65, <https://doi.org/10.17691/stm2018.10.2.06>

English

An UHF Thermal Coagulator for Achieving Hemostasis During Operations on Parenchymatous Organs

G.G. Gorokhov, Head of the Unit¹;L.V. Shkalova, MD, PhD, Head of the Department¹;A.V. Strikovskiy, PhD, Researcher²;S.V. Korobkov, Junior Researcher²;M.E. Guschin, PhD, Head of the Laboratory²;V.E. Zagainov, MD, DSc, Chief Specialist in Surgery¹; Head of the Department of Surgical Diseases³¹Privolzhsky District Medical Center of Federal Medico-Biological Agency of Russia,

2 Nizhne-Volzhskaia naberezhnaya St., Nizhny Novgorod, 603001, Russia;

Для контактов: Горохов Глеб Георгиевич, e-mail: gorchov@gmail.com

²Federal Research Center Institute of Applied Physics of the Russian Academy of Sciences, 46 Ulyanova St., Nizhny Novgorod, 603950, Russia;
³Privolzhsky Research Medical University, 10/1 Minin and Pozharsky Square, Nizhny Novgorod, 603005, Russia

The aim of the study is to assess the possibility of using an original UHF (ultra-high frequency) coagulator with an operating frequency of 2.45 GHz to achieve hemostasis on the surfaces of parenchymatous organs.

Materials and Methods. The coagulator represents a coaxial line loaded on the antenna in the form of a monofilar Archimedean spiral. A maximal input power was 300 W. Coagulator parameters were determined by the results of numerical simulation and laboratory tests at various loads. Coagulator work was studied on ovalbumin and liver parenchyma at various exposures. Biological tissue samples from the coagulation foci were histologically investigated.

Results. A coagulation focus with the diameter equal to the applicator diameter (20 mm) is formed during 10 s exposure at the maximum input power level. Tissue coagulation sufficiently uniform in depth is observed in the focus area.

Conclusion. The character of UHF field impact on the tissue does not depend on the degree of surface humidity. The impact area matches the diameter of the device working part allowing surgeons to plan the area of the appropriate exposure. The created complex is expected to find its application for hemostasis in parenchymatous hemorrhage.

Key words: hemostasis; parenchymatous organs; UHF applicator; UHF coagulator.

Введение

Методы достижения гемостаза можно условно разделить на механические, химические и физические. Механические методы применяются только при повреждениях сосудов среднего и крупного калибра, при этом используются клипсы, лигатуры, шовный материал и т.п. Химические методы предполагают использование сосудосуживающих препаратов, повышающих свертываемость крови [1]. Например, Геласпон, представляющий собой губку из вспененного желатина: при контакте с желатином освобождаются тромбocyты, что ускоряет гемостаз. При капиллярных и паренхиматозных кровотечениях применяется также карбазохром, снижающий проницаемость сосудов и нормализующий микроциркуляцию крови. В целом остановка кровотечения путем местного использования химических средств производится редко из-за их недостаточной эффективности.

Достаточно широкое распространение получили физические методы гемостаза, иначе называемые термическими, основанные на применении технологий низкой или высокой температуры. Однако ни один из данных физических методов не лишен недостатков. Криогенные методы, реализуемые при температурах от -20 до -180°C , требуют использования значительного числа различных по размеру и конфигурации зондов, при этом отсутствует возможность контроля величины и формы зоны коагуляции ткани [2]. Использование технологий высокой температуры посредством применения монополярных или биполярных электрокоагуляторов приводит к образованию коагуляционного струпа, который характеризуется высоким риском отторжения с последующим рецидивом кровотечения. Также при прохождении электрического тока через тело пациента возможен электролиз крови и биологических тканей, что может неблагоприятно

сказаться на динамике выздоровления. Поэтому в процессе остановки кровотечения приходится ограничивать полный ток разряда в ущерб объему и площади обрабатываемой поверхности. Кроме того, при работе коагуляторов достаточно часто возникают ожоговые поражения в области прилегания базового электрода, требующие дополнительного лечения [3].

Одним из наиболее перспективных методов остановки кровотечения на сегодняшний день является плазменная коагуляция. К достоинствам такого воздействия относится обеспечение «чистого операционного поля», достигаемого за счет удаления свободных тканевых фрагментов и сгустков крови направленным потоком аргоновой плазмы.

К недостаткам плазменного коагулятора относят неконтролируемый некроз обрабатываемой ткани и риск возникновения ожога с перфорацией полого органа. Другим недостатком является образование коагуляционного струпа, что является препятствием для дальнейшего гемостаза [4].

Достаточно эффективным методом остановки кровотечения, в том числе и из паренхиматозных органов, служит лазерная фотокоагуляция, обладающая рядом преимуществ перед электрокоагуляцией: отсутствие механического контакта и, следовательно, «пригорания» коагулируемых тканей к электроду; строгая дозировка и равномерное распределение энергии в пределах светового пятна; постоянный визуальный контроль, поскольку кровоточащий участок никогда не перекрывается электродом; отсутствие электрического тока по тканям и локализация некробиотических изменений в области термического воздействия.

Серьезный недостаток данного метода — малая площадь воздействия лазерного луча на обрабатываемую ткань, составляющая всего $1-2\text{ мм}^2$, в результате чего остановка кровотечения на обширной поверхности сопряжена с серьезными трудностями [5, 6].

Фульгурация — еще один физический метод, называемый также спрей-коагуляцией. В рамках данного метода высокочастотным напряжением большой амплитуды формируются искровые разряды, не имеющие прямого контакта с биологической тканью. Разряды вызывают экстремальное повышение температуры на поверхности ткани и разрушают ее, при этом наблюдаются поверхностная коагуляция, образование струпа и карбонизация тканей. Спрей-коагуляция используется для гемостаза больших поверхностей, например при сильных капиллярных кровотечениях (так называемые сочащиеся поверхности). В этом случае возникающий ожоговый струп нередко ухудшает заживление, что приводит к рецидиву кровотечения [7].

Таким образом, на данный момент не существует ни одного надежного метода остановки кровотечения на поверхности биологической ткани и потому актуален поиск новых научно-технических решений.

Данная работа посвящена изучению объемных и поверхностных явлений при локальном воздействии на паренхиматозные ткани СВЧ-поля высокой интенсивности с целью остановки кровотечений с поверхности паренхиматозных органов, таких как печень, почки, селезенка, при хирургических вмешательствах. Особенностью коагуляции тканей таких органов является постоянное образование пленки крови на поверхности, и все известные физические методы остановки кровотечения из паренхиматозных органов требуют предварительного их осушения.

Цель исследования — оценка возможностей использования разработанного СВЧ-коагулятора с рабочей частотой 2,45 ГГц для достижения гемостаза на поверхности паренхиматозных органов.

Материалы и методы

На основе разработанного в 2011 г. прототипа медицинского СВЧ-комплекса для термического воздействия на биологические ткани [8–11] создан макет СВЧ-коагулятора для работы с паренхиматозными органами (рис. 1). Данное устройство обеспечивает максимальную выходную мощность 300 Вт на рабочей частоте 2,45 ГГц, имеет улучшенную эргономику с интуитивно понятным меню управления, в нем реализованы программируемые режимы воздействия на биологические ткани по форме огибающей СВЧ-поля и среднему уровню мощности.

При воздействии электромагнитного поля на биологические ткани происходит распределенное по объему преобразование электромагнитной энергии в тепловую, обеспечивающее эффективный объемный нагрев. Структура температурного поля зависит прежде всего от структуры теплообразования, определяемой рабочей частотой, конструкцией антенны, биофизическими характеристиками самой ткани. Переход на более высокую частоту (в диапазон СВЧ) относительно ВЧ-диапазона традиционно используемых коагуля-



Рис. 1. Медицинский СВЧ-комплекс для термического воздействия на паренхиматозные ткани

торов позволяет увеличить поглощаемую веществом мощность. При той же подводимой мощности нагрев биологической ткани в СВЧ-диапазоне происходит эффективней, а значит, повышается скорость нагрева обрабатываемой области. В результате открываются возможности быстрого, локального воздействия на сосуды, которое сопровождается коагуляцией белка и его «завариванием». В частности, при тепловом воздействии СВЧ-поля на кровоточащую поверхность образуется коагуляционный слой толщиной 2–3 мм и более в зависимости от органа и его структуры. Надежный гемостаз поврежденного органа, в том числе в ходе оперативного вмешательства, достигается независимо от наличия биологической жидкости на его поверхности.

На рис. 2 показан аппликатор для доставки СВЧ-мощности к биологической ткани. Выбору конфигурации и параметров антенны (рис. 3) предшествовали оптимизационные экспериментальные исследования и физический анализ электродинамической ближнепольной системы в режиме воздействия СВЧ-



Рис. 2. Внешний вид аппликатора для СВЧ-термокоагуляции

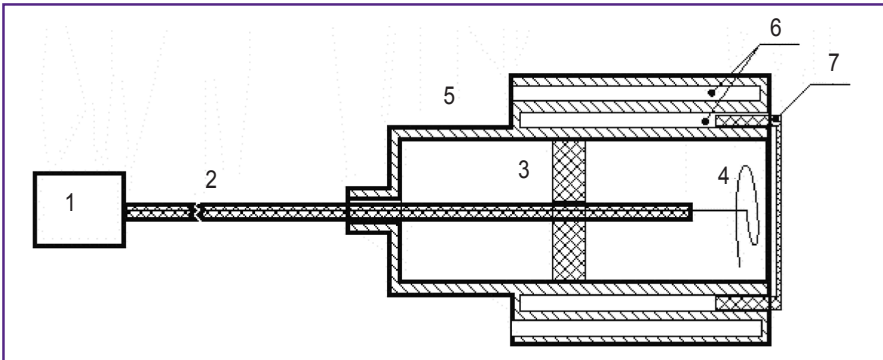


Рис. 3. Ближнеполюсная антенная система для СВЧ-термокоагуляции биологической ткани:

1 — СВЧ-генератор; 2 — радиочастотный кабель; 3 — центрирующая опора кабеля; 4 — однозаходная спираль Архимеда; 5 — корпус коагулятора; 6 — четвертьволновые резонаторы; 7 — диэлектрическая крышка

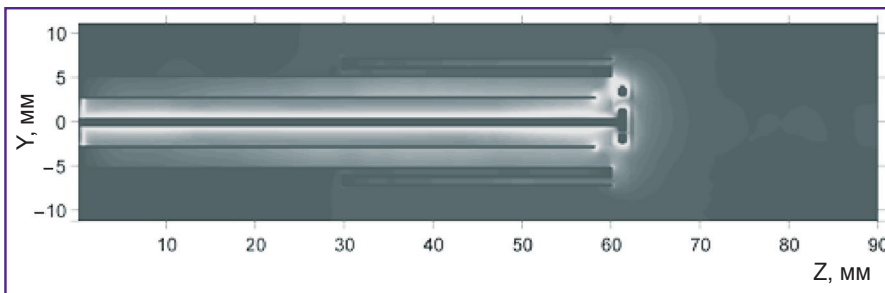


Рис. 4. Расчетное распределение модуля напряженности электрического СВЧ-поля в продольном сечении коаксиальной линии, нагруженной на аппликатор

мощности на биологическую ткань. Конструктивно антенна, используемая для коагуляции, выполнена в виде плоской однозаходной спирали Архимеда, что обеспечивает широкоапертурное воздействие СВЧ-поля на биологическую ткань. СВЧ-мощность подводится к антенне коаксиальным радиочастотным кабелем. Наибольшая интенсивность СВЧ-поля достигается напротив провода спирали. Выравниванию температуры биологической ткани по пятну воздействия способствует электромагнитное поле меньшей интенсивности между витками. Для подавления отраженной СВЧ-волны, распространяющейся по оплетке кабеля в сторону генератора, а также для ослабления паразитных СВЧ-колебаний на границе раздела сред «воздух–биологическая ткань» используются два коаксиальных четвертьволновых резонатора. На рабочей

части аппликатора установлена крышка из тефлона, защищающая антенну и резонаторы от проникновения жидкости и предупреждающая пригорание биологической ткани к аппликатору. Диаметр аппликатора — 20 мм.

Параметры аппликатора выбраны и обоснованы результатами численного моделирования электродинамической системы, включающей радиочастотный кабель, антенную систему и биологическую ткань с реалистичными параметрами проводимости и диэлектрической проницаемости. Согласно расчетам, представленным на рис. 4, максимальная амплитуда ближнего СВЧ-поля аппликатора достигается на расстоянии нескольких миллиметров от спирали, перед тефлоновой крышкой. На рис. 5 показан поперечный срез модуля напряженности электрического СВЧ-поля на расстоянии 2 мм от антенны. Распределение поля повторяет форму спирали, и, соответственно, основной энерговклад происходит в этой области, однако за счет теплопроводности биологической ткани температура достаточно быстро выравнивается по апертуре аппликатора.

Измерения коэффициента отражения СВЧ-мощности от аппликатора в свободном пространстве (без нагрузки) и приложенного к биологической ткани (с нагрузкой) приводятся на рис. 6. На рабочей частоте (2,45 ГГц) разница в коэффициентах отражения от нагруженного и ненагруженного аппликатора составляет 16 дБ, что указывает на оптимальный режим согласования коагулятора с биологической тканью.

Исследования возможностей использования аппликатора для коагуляции паренхиматозных тканей проводили на яичном белке и на удаленной правой доле печени больного с колоректальными метастазами. Воздействие на ткани печени выполняли в двух

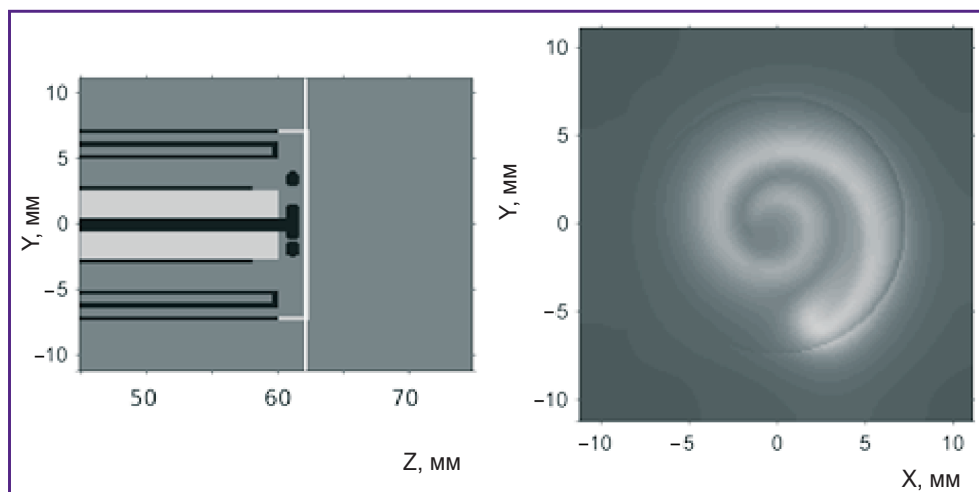


Рис. 5. Поперечная структура модуля электрического СВЧ-поля в рабочей зоне аппликатора (расчет)

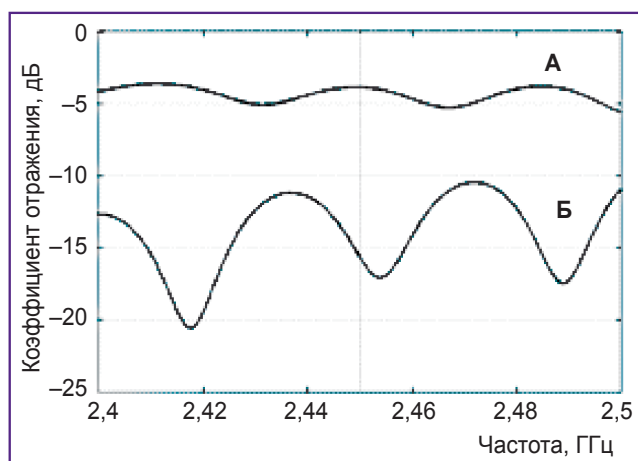


Рис. 6. Коэффициент отражения СВЧ-мощности от не-нагруженного (А) и нагруженного (Б) аппликатора (измерение)

режимах мощности СВЧ-генератора: 75% (225 Вт) и 100% (300 Вт) с экспозицией 2, 5, 10 и 15 с в каждом режиме. Удаленный из коагуляционных очагов печени материал был маркирован и направлен на гистологическое исследование.

Результаты и обсуждение

Показан результат действия аппликатора на яичный белок (рис. 7). Коагулированный белок однороден по толщине и апертуре, имеющей форму окружности с диаметром аппликатора.

Выполнена фотография печени с коагуляционными очагами, полученными при различных экспозициях (рис. 8). Взяты гистологические образцы (рис. 9). По данным гистологического исследования получены размерные параметры коагуляционных очагов на пе-

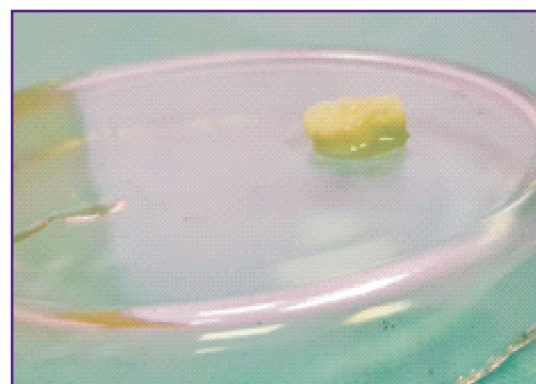


Рис. 7. Воздействие на яичный белок СВЧ-коагулятором

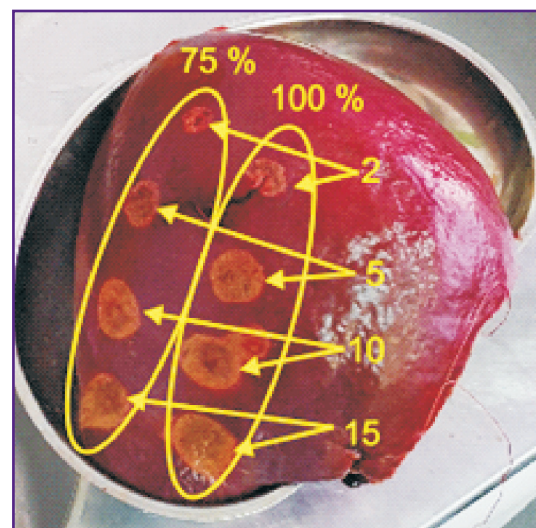


Рис. 8. Правая доля печени, подвергнутая обработке СВЧ-коагулятором: 2, 5, 10, 15 с — экспозиция воздействия, 75% и 100% — мощность СВЧ-генератора

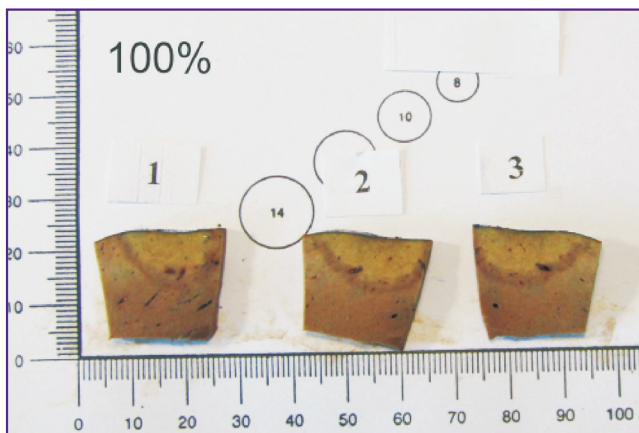


Рис. 9. Гистологические препараты печени (1–3), обработанной СВЧ-аппликатором в режиме 100% мощности генератора; время воздействия — 15 с

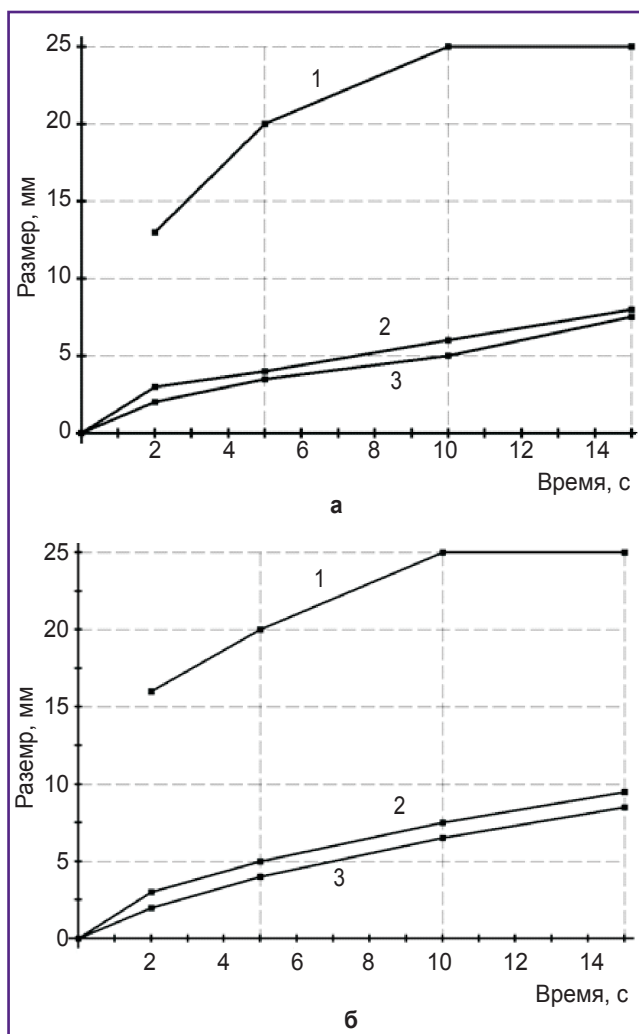


Рис. 10. Результаты воздействия на печень СВЧ-коагулятором в зависимости от времени экспозиции: а — в режиме 75% мощности; б — в режиме 100% мощности; 1 — диаметр очага; 2 — глубина очага в центре; 3 — глубина очага на периферии

чени в зависимости от времени экспозиции и мощности (рис. 10).

На рис. 8 видно, что форма коагуляционных очагов близка к расчетным распределениям электромагнитного поля (см. рис. 4 и 5). Визуально наибольшие изменения наблюдаются в центре пятна воздействия. Сравнение гистологических образцов демонстрирует четкую зависимость размеров области изменений от времени и мощности воздействия (см. рис. 10). Подробных данных об изменении поперечной структуры очага в первые 2 с воздействия нет, но, начиная с 3-й секунды диаметр очага монотонно увеличивается с выходом через 10 с на значение, близкое к диаметру аппликатора. Далее до 15-й секунды воздействия диаметр очага не изменяется. Такая динамика обусловлена конфигурацией электромагнитного поля антенны и изменением поглощающих свойств биологической ткани в процессе воздействия. В первые секунды нагрева тканей формируется очаг видимых коагуляционных изменений с очерченными границами. Хотя СВЧ-поле неоднородно по апертуре аппликатора, за счет высокой теплопроводности тканей поле нагрева достаточно однородно в пределах пятна. Приблизительно с 10-й секунды видимый размер области воздействия прекращает увеличиваться, становится равным диаметру рабочей части инструмента и определяется распределением электрического поля. Что касается глубины коагуляции, то для каждого фиксированного момента времени ее значение в центре пятна воздействия и на периферии различается, но не более чем на 20%. Начиная со 2-й секунды воздействия граница макроскопических изменений углубляется в биологическую ткань практически с постоянной скоростью, составляющей от 0,35 мм/с в режиме 75% мощности до 0,45 мм/с в режиме 100% мощности. В то же время при максимальном времени экспозиции (15 с) глубина коагуляции для двух режимов мощности отличается не более чем на 10–15%.

Заключение

Данные, полученные в ходе экспериментов по коагуляции яичного белка и паренхимы печени с использованием СВЧ-энергии, свидетельствуют, что структура температурного поля зависит прежде всего от структуры теплообразования в тканях, которая определяется частотой поля, конструкцией излучателя, биофизическими характеристиками самой ткани. Характер воздействия не зависит от степени влажности поверхности, при этом зона воздействия совпадает с диаметром рабочей части инструмента. Наличие четкой границы зоны коагуляционных изменений позволяет планировать область воздействия. Полученные результаты эксперимента дают возможность применения описанной системы для гемостаза при паренхиматозном кровотечении.

Финансирование исследования. Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, грант №15-42-02348-п_полжье_а.

Конфликт интересов. Авторы подтверждают отсутствие финансовых и других конфликтных интересов, способных оказать влияние на их работу.

Литература/References

1. Сафронова Е.Ю., Ньюшко К.М., Алексеев Б.Я., Калпинский А.С., Поляков В.А., Каприн А.Д. Способы осуществления гемостаза при выполнении резекции почки. Исследования и практика в медицине 2016; 3(1): 58–65. Safronova E.U., Nushko K.M., Alekseev B.Y., Kalpinskiy A.S., Polyakov V.A., Kaprin A.D. Methods of performing of hemostasis during kidney resection. *Research'n Practical Medicine Journal* 2016; 3(1): 58–65, <https://doi.org/10.17709/2409-2231-2016-3-1-8>.
2. Александров В.В., Маскин С.С., Иголкина Л.А., Ермолаева Н.К. Перспективы использования локального криогемостаза при травмах печени и селезенки. Кубанский научный медицинский вестник 2013; 7(142): 45–51. Aleksandrov V.V., Maskin S.S., Igoalkina L.A., Ermolaeva N.K. Prospects for the use of local cryohemostasis in cases of liver and splenic trauma. *Kubanskiy nauchnyy meditsinskiy vestnik* 2013; 7(142): 45–51.
3. Пахлеванян В.Г., Колесников С.А. Электрокоагуляционный гемостаз, преимущества и недостатки. Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: Медицина. Фармация 2016; 33(5): 5–9. Pakhlevanyan V.G., Kolesnikov S.A. Electrical coagulation hemostasis, advantages and disadvantages. *Nauchnye vedomosti Belgorodskogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Meditsina. Farmatsiya* 2016; 33(5): 5–9.
4. Nomura Y., Takamatsu T., Kawano H., Miyahara H., Okino A., Yoshida M., Azuma T. Investigation of blood coagulation effect of nonthermal multigas plasma jet in vitro and in vivo. *J Surg Res* 2017; 219: 302–309, <https://doi.org/10.1016/j.jss.2017.06.055>.
5. Kirschbaum A., Rexin P., Pehl A., Bartsch D., Quint K. Laser resection of lung tissue: heat accumulation from adjacent laser application and how to cool it down. *Thorac Cardiovasc Surg* 2014; 62(4): 363–368, <https://doi.org/10.1055/s-0033-1358780>.
6. Шапкин Ю.Г., Маслякова Г.Н., Капралов С.В., Урядов С.Е., Иванов Р.Ю., Гришаев В.А. Лазерная фотокоагуляция кровоточащей язвы желудка и двенадцатиперстной кишки. Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова 2006; 5: 23–25. Shapkin Yu.G., Maslyakova G.N., Kapralov S.V., Uryadov S.E., Ivanov R.Yu., Grishaev V.A. Laser photocoagulation of the bleeding gastric and duodenal ulcer. *Khirurgiya. Zhurnal im. N.I. Pirogova* 2006; 5: 23–25.
7. Hilal Z., Mavrommati G., Foerster C., Rezniczek G.A., Hefler L.A., Tempfer C.B. Spray versus forced coagulation in large loop excision of the transformation zone: a randomized trial. *J Low Genit Tract Dis* 2016; 20(2): 169–173, <https://doi.org/10.1097/Igt.0000000000000177>.
8. Стриковский А.В., Костров А.В., Загайнов В.Е., Судаков М.А., Одзерихо Д.А. Устройство для термокоагуляции биологических тканей сверхвысокими частотами. Патент РФ 2481080. 2011. Strikovskiy A.V., Kostrov A.V., Zagainov V.E., Sudakov M.A., Odzerikho D.A. *Device for thermocoagulation of biological tissues by super high frequencies*. Patent RU 2481080. 2011.
9. Загайнов В.Е., Костров А.В., Стриковский А.В., Горохов Г.Г., Васенин С.А., Шкалова Л.В., Рыхтик П.И., Шатохина И.В., Бугрова М.Л., Авдонин С.Н. Использование локального воздействия энергии СВЧ для термического разрушения опухолей печени (в клинике). Современные технологии в медицине 2011; 1: 29–34. Zagainov V.E., Kostrov A.V., Strikovskiy A.V., Gorokhov G.G., Vasenin S.A., Shkalova L.V., Rykhtick P.I., Shatokhina I.V., Bugrova M.L., Avdonin S.N. The use of a local effect of a superhigh frequency (SHF) energy for the liver tumor thermal destruction (in clinic). *Sovremennye tehnologii v medicine* 2011; 1: 29–33.
10. Загайнов В.Е., Костров А.В., Стриковский А.В., Горохов Г.Г., Янин Д.В., Васенин С.А., Шкалова Л.В., Бугрова М.Л., Снопина Л.Б., Атдурев В.А. Экспериментальное обоснование нового метода термического разрушения опухолей паренхиматозных органов местным воздействием энергии сверхвысоких частот. Медицинский альманах 2011; 18(5): 60–66. Zagainov V.E., Kostrov A.V., Strikovskiy A.V., Gorokhov G.G., Yanin D.V., Vasenin S.A., Shkalova L.V., Bugrova M.L., Snopina L.B., Atduev V.A. Experimental substantiation of the new method of thermal destruction of tumors of parenchymatous organs by the local action of the energy of superhigh frequency. *Medicinskij al'manah* 2011; 18(5): 60–66.
11. Загайнов В.Е., Горохов Г.Г., Заречнова Н.В., Рыхтик П.И., Васенин С.А., Судаков М.А., Костров А.В., Стриковский А.В. Результаты хирургического лечения метастатического поражения печени с применением СВЧ-термоабляции при колоректальном раке. Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова 2011; 8: 61–66. Zagainov V.E., Gorokhov G.G., Zarechnova N.V., Rykhtick P.I., Vasenin S.A., Sudakov M.A., Kostrov A.V., Strikovskiy A.V. Surgical treatment of colorectal cancer liver metastases with microwave thermoablation. *Khirurgiya. Zhurnal im. N.I. Pirogova* 2011; 8: 61–66.