

# КЛИНИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА

---

## CLINICAL MEDICINE

---

ОРИГИНАЛЬНАЯ СТАТЬЯ  
<https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2024.2.CLIN.4>

ORIGINAL ARTICLE  
УДК 615.832.74

### ТЕРМОКОАГУЛЯЦИЯ РЕЗЕКЦИОННЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ ПАРЕНХИМАТОЗНЫХ ОРГАНОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ НОВОГО ИСТОЧНИКА СВЕРХВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭНЕРГИИ (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

Г.Г. Горохов<sup>1,2</sup>, А.В. Стриковский<sup>3</sup>, Л.В. Шкалова<sup>4</sup>, В.Е. Загайнов<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Нижегородский областной клинический онкологический диспансер, ул. Деловая, д. 11/1, г. Нижний Новгород, 603093, Россия

<sup>2</sup>Приволжский исследовательский медицинский университет, пл. Минина и Пожарского, д. 10/1, г. Нижний Новгород, 603005, Россия

<sup>3</sup>Институт прикладной физики Российской академии наук, ул. Ульянова, д. 46, г. Нижний Новгород, 603950, Россия

<sup>4</sup>Приволжский окружной медицинский центр, Нижневолжская наб., д. 2, г. Нижний Новгород, 603001, Россия

**Резюме.** *Актуальность.* Современная хирургия характеризуется применением различных технических средств для выполнения классических оперативных приемов – разъединения и соединения тканей, гемостаза. Изучение применимости новых хирургических устройств и поиск технологических приемов представляются важной задачей. *Цель исследования:* оценить возможности разработанного устройства на основе сверхвысокочастотной энергии для гемостатической коагуляции резекционных поверхностей паренхиматозных органов. *Материалы и методы.* В основу метода положен принцип преобразования сверхвысокочастотной энергии в тепло при её поглощении в биологической ткани. Выбор сверхвысокочастотного диапазона обусловлен более высокой эффективностью подвода мощности к области нагрева. На основе разработанного в 2011 г. прототипа медицинского сверхвысокочастотного комплекса для термического воздействия на биологические ткани (Патент РФ 2481080. 2011 г.) создан макет сверхвысокочастотного коагулятора для работы с паренхиматозными органами. Испытания устройства проводились на паренхиматозных органах крупных лабораторных животных в условиях сохранённого и выключенного кровотока в различных режимах подведения энергии. Образцы тканей из коагулированных очагов изучены гистологически. *Результаты.* В месте экспозиции аппликатора-коагулятора на паренхиматозный орган возникает зона коагуляционных изменений. Отмечена чёткая зависимость размеров коагуляционных некрозов от времени и мощности воздействия. При выключенном кровотоке необходимый устойчивый гемостаз достигается меньшим времени экспозиции антенны-коагулятора на поверхности органа. *Выводы.* Наиболее эффективный и надёжный гемостаз достигается на паренхиме печени. Использование временной сосудистой изоляции, в особенности на почках и селезёнке, предполагает однократное использование сверхвысокочастотной энергии для остановки кровотечения. Меняя мощность и длительность воздействия, возможно с большой точностью дозировать термическую нагрузку на биологическую ткань. Такая регулировка позволяет подобрать режим для работы в каждом конкретном случае. Полученные результаты эксперимента описанной системы во время оперативного вмешательства с целью гемостаза при паренхиматозном кровотечении.

**Ключевые слова:** паренхиматозные органы, коагуляция, гемостаз, сверхвысокочастотная энергия.

**Конфликт интересов.** Авторы заявили об отсутствии потенциального конфликта интересов.

**Финансирование.** Исследование проводилось без спонсорской поддержки.

**Соответствие нормам этики.** Авторы подтверждают, что соблюдены правила обращения с животными при их использовании в биомедицинских исследованиях.

**Для цитирования:** Горохов Г.Г., Стриковский А.В., Шкалова Л.В., Загайнов В.Е. Термокоагуляция резекционных поверхностей паренхиматозных органов с использованием нового источника сверхвысокочастотной энергии (экспериментальное исследование). *Вестник медицинского института «РЕАВИЗ». Реабилитация, Врач и Здоровье.* 2024;14(2):26–34. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2024.2.CLIN.4>

## THERMOCOAGULATION OF RESECTION SURFACES OF PARENCHYMAL ORGANS USING A NEW SOURCE OF ULTRAHIGH FREQUENCY ENERGY (EXPERIMENTAL STUDY)

Gleb G. Gorokhov<sup>1, 2</sup>, Askol'd V. Strikovskiy<sup>3</sup>, Lyubov V. Shkalova<sup>4</sup>, Vladimir E. Zagaynov<sup>1, 2</sup>

<sup>1</sup>Nizhny Novgorod Regional Clinical Oncological Dispensary, Delovaya str., 11/1, Nizhny Novgorod, 603093, Russia

<sup>2</sup>Volga Region Research Medical University, 10/1 Minin and Pozharsky Square, Nizhny Novgorod, 603005, Russia

<sup>3</sup>Institute of Applied Physics of the Russian Academy of Sciences, Ulyanova str., 46, Nizhny Novgorod, 603950, Russia

<sup>4</sup>Privolzhsky District Medical Center, Nizhnevolzhskaya nab., 2, Nizhny Novgorod, 603001, Russia

**Abstract. Relevance.** Modern surgery is characterized by the use of various technical means to perform classical surgical techniques - separation and connection of tissues, hemostasis. The study of the applicability of new surgical devices and the search for technological techniques are an important task. *The aim of the study:* to evaluate the capabilities of the developed device based on microwave energy for hemostatic coagulation of resection surfaces of parenchymal organs. *Materials and methods.* The method is based on the principle of converting microwave energy into heat when it is absorbed in biological tissue. The choice of the microwave range is due to the higher efficiency of power supply to the heating area. Based on the prototype of a medical microwave complex developed in 2011 for thermal effects on biological tissues (RF Patent 2481080. 2011), a prototype of a microwave coagulator for working with parenchymal organs was created. The device was tested on the parenchymal organs of large laboratory animals under conditions of preserved and switched off blood flow in various energy supply modes. Tissue samples from coagulated lesions were studied histologically. *Results.* At the site of exposure of the applicator-coagulator to the parenchymal organ, a zone of coagulation changes appears. A clear dependence of the size of coagulation necrosis on the time and power of exposure was noted. When the blood flow is turned off, the necessary stable hemostasis is achieved by shorter exposure time of the coagulator antenna on the surface of the organ. *Conclusions.* The most effective and reliable hemostasis is achieved on the liver parenchyma. The use of temporary vascular isolation, especially on the kidneys and spleen, involves a single use of microwave energy to stop bleeding. By changing the power and duration of exposure, it is possible to dose the thermal load on biological tissue with great precision. This adjustment allows you to select the operating mode for each specific case. The obtained results of the experiment of the described system during surgery for the purpose of hemostasis in parenchymal bleeding.

**Key words:** parenchymal organs, coagulation, hemostasis, microwave energy.

**Competing interest.** The authors declare no conflict of interest.

**Funding.** This research received no external funding.

**Compliance with ethical principles.** The authors confirm that the rules for the treatment of animals are observed when they are used in biomedical research.

**Cite as:** Gorokhov G.G., Strikovskiy A.V., Shkalova L.V., Zagaynov V.E. Thermocoagulation of resection surfaces of parenchymal organs using a new source of ultrahigh frequency energy (experimental study). *Bulletin of the Medical Institute "REAVIZ". Rehabilitation, Doctor and Health.* 2024;14(2):26-34. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2024.2.CLIN.4>

### Актуальность

За последние годы число оперируемых пациентов с очаговыми заболеваниями или травмами паренхиматозных органов заметно увеличилось, что, в значительной степени, можно связать с использованием более современных методов диагностики и развитием хирургической техники. Однако послеоперационная летальность и частота осложнений остаются довольно высокими. Одной из главных причин столь серьёзных осложнений является отсутствие надёжного окончательного гемостаза. Существующие методы достижения гемостаза можно условно разделить на механические, химические и физические [1]. Механические методы применяются только при повреждениях сосудов среднего и крупного калибра, при этом используются клипсы, лигатуры, шовный материал и т.п. [2]. Химические методы предполагают использование препаратов, повышающих свёртываемость крови [3, 4]. В целом, остановка кровотечения путём 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 вы-

сокой температуры. Ни один из применяемых физических методов не лишён недостатков. Криогенные методы, реализуемые при температурах от -20 до -180 °C, требуют использования значительного числа различных по размеру и конфигурации зондов [5]. Использование технологий высокой температуры посредством применения монополярных или биполярных электрокоагуляторов приводит к образованию избыточного поверхностного коагуляционного струпа, который имеет высокий риск отторжения с последующим рецидивом кровотечения. При прохождении электрического тока через тело пациента при монополярной коагуляции возможен электролиз крови и биологических тканей, что может неблагоприятно сказаться на динамике выздоровления, также данный метод противопоказан при наличии кардиостимулятора. Поэтому в процессе остановки кровотечения приходится ограничивать полный ток разряда в ущерб его объёму и площади обрабатываемой поверхности. Кроме этого, при работе монополярных коагуляторов достаточно часто возникают ожоговые поражения в области прилегания базового электрода, требующие дополнительного лечения [6]. Одним из наиболее перспективных методов остановки кровотечения на

сегодняшний день является плазменная коагуляция. К достоинствам такого воздействия относится обеспечение «чистого операционного поля», достигаемого за счёт удаления свободных тканевых фрагментов и сгустков крови направленным потоком аргоновой плазмы. К недостаткам плазменного коагулятора относятся неконтролируемый некроз обрабатываемой ткани и образование коагуляционного струпа, являющиеся препятствием для дальнейшего гемостаза. Недостатком лазерной фотокоагуляции является малая площадь воздействия лазерного луча на обрабатываемую ткань, составляющая всего 1–2 мм<sup>2</sup>, в результате чего остановка кровотечения на обширной поверхности сопряжена с серьёзными трудностями. Фульгурация – ещё один физический метод, называемый также «спрей-коагуляцией» [7]. 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 её, при этом наблюдаются поверхностная коагуляция, образование струпа и карбонизация тканей. Спрей-коагуляция используется для гемостаза больших поверхностей, например при сильных капиллярных кровотечениях (т.н. «сочащиеся поверхности»). В этом случае возникающий ожоговый струп нередко ухудшает заживление, что приводит к рецидиву кровотечения. Поэтому современные возможности рассечения тканей с обеспечением адекватного гемостаза представляются чрезвычайно актуальными и побуждают к активному внедрению физических способов диссекции и коагуляции в повседневную практику [8]. Всё вышеизложенное и послужило основанием для проведения дальнейшего исследования.

**Цель исследования:** оценить возможности разработанного устройства на основе сверхвысокочастотной (СВЧ) энергии для гемостатической коагуляции резекционных поверхностей паренхиматозных органов.

#### Задачи исследования:

1. Обосновать возможности применения СВЧ энергии для коагуляции паренхиматозных органов.
2. Разработать на основе математического моделирования конструкцию аппликатора для наиболее эффективной передачи энергии в ткани.
3. Провести стендовые испытания на средах и тканях, наиболее близких по своим свойствам к биологическим.
4. Оценить эффективность различных режимов гемостатической коагуляции резекционных поверхностей паренхиматозных органов разработанным

прибором в условиях сохранённого и остановленного кровотока.

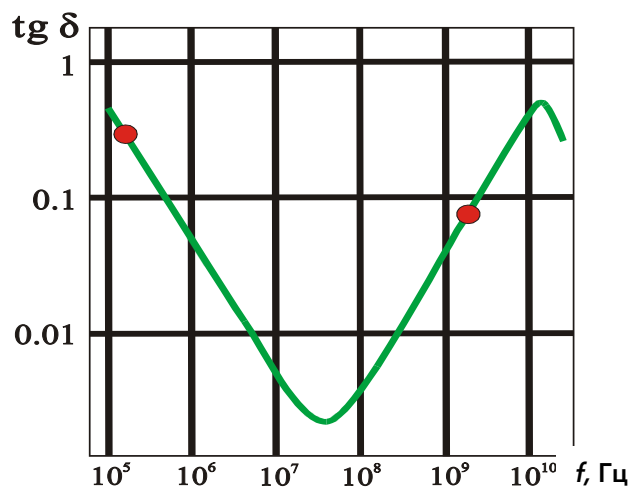
#### Материалы и методы

**Физическое обоснование метода.** Существующие приборы радиочастотной (РЧ) термоабляции работают на низких частотах, составляющих от нескольких сотен герц до нескольких десятков мегагерц. Известно, что эффективность поглощения электромагнитной энергии в веществе растёт линейно с увеличением частоты:

$$P = \omega \cdot \varepsilon \cdot \operatorname{tg} \delta \cdot E^2,$$

где  $\omega = 2\pi f$  – круговая частота электромагнитного поля, рад/с;  $f$  – линейная частота, Гц;  $E$  – напряженность электрического поля, В/см;  $\varepsilon$  – диэлектрическая проницаемость вещества;  $\operatorname{tg} \delta$  – тангенс угла диэлектрических потерь;  $P$  – поглощённая мощность. Соответственно, для одной и той же подводимой мощности нагрев биологической ткани на высоких частотах происходит эффективнее, чем на низких частотах, а значит повышается скорость нагрева тканей в зоне воздействия.

На рисунке 1 представлена зависимость потерь в биологической ткани от частоты внешнего электрического поля для дипольного типа поляризации вещества, типичного для биологической ткани.



**Рисунок 1.** Зависимость тангенса угла диэлектрических потерь в биологической ткани от частоты колебаний электромагнитного поля  
**Figure 1.** Dependence of the tangent of the dielectric loss angle in biological tissue on the frequency of electromagnetic field oscillations

Из приведённой зависимости следует, что существенные потери в биологической ткани возникают на частотах либо ниже 1 МГц, либо выше 1 ГГц. Левая точка на графике соответствует частотам приборов, получившим распространение в мире и работающим в РЧ диапазоне, правая точка соответствует частотам из диапазона СВЧ, наиболее перспективного для целей термической абляции. Таким образом, при равных мощностях нагрев биологиче-

ской ткани в СВЧ диапазоне происходит гораздо быстрее, давая несомненные преимущества при практическом применении. В основу метода положен принцип преобразования СВЧ энергии в тепло при её поглощении в биологической ткани. Выбор СВЧ диапазона обусловлен более высокой эффективностью ввода мощности в область нагрева. При подведении низкочастотной мощности – десятки мегагерц (на этой частоте работают как российские, так и зарубежные аналоги), коэффициент поглощения в десятки раз меньше, чем при использовании гигагерцового диапазона частоты (СВЧ). Исходя из этого и был выбран СВЧ диапазон.

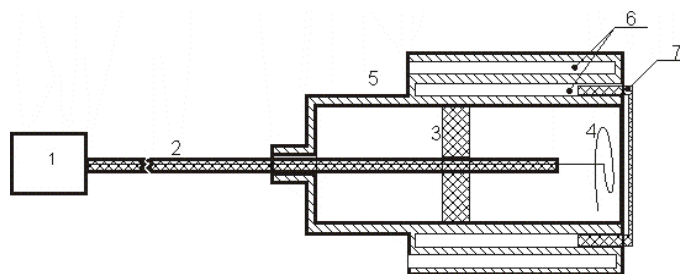
Комплекс состоит из СВЧ генератора, работающего в импульсном режиме, аппликатора (коагулятора), педали управления. На основе разработанного в 2011 г. прототипа медицинского СВЧ-комплекса для термического воздействия на биологические ткани (Патент РФ 2481080. 2011 г.) создан макет СВЧ коагулятора для работы с паренхиматозными органами [1]. Всё располагается в единой передвижной стойке (рис. 2).



**Рисунок 2.** СВЧ коагулятор на передвижной стойке  
**Figure 2.** Microwave coagulator on a mobile rack

Выбору конфигурации и параметров антенны, показанной на рисунке 3, предшествовали оптимизационные экспериментальные исследования и физический анализ электродинамической ближнепольной системы в режиме воздействия СВЧ мощности на биологическую ткань.

На рисунке 4 показан макет аппликатора для доставки СВЧ мощности к биологической ткани.



**Рисунок 3.** Ближнепольная 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  
**Figure 3.** Near-field antenna system for microwave thermocoagulation of biological tissue: 1 - microwave generator; 2 - radio frequency cable; 3 - centering cable support; 4 - single-pass Archimedes spiral; 5 - coagulator body; 6 - quarter-wave resonators; 7 - dielectric cover



**Рисунок 4.** Внешний вид аппликатора для СВЧ термокоагуляции  
**Figure 4.** Appearance of the applicator for microwave thermocoagulation

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. На рабочей части коагулятора установлена крышка из фторопласта, защищающая антенну и резонаторы от проникновения жидкости, и предупреждающая пригорание биологической ткани к аппликатору. Диаметр аппликатора – 20 мм. Принцип действия основан на помещении рабочей части апплика-

тора-коагулятора на поверхность биологической ткани с последующим подачей к нему СВЧ энергии. Размер зоны коагуляции зависит только от величины мощности, времени нагрева и степени васкуляризации ткани. Параметры аппликатора выбраны и обоснованы по результатам численного моделирования электродинамической системы, включающей радиочастотный кабель, антенную систему и биологическую ткань с реалистичными параметрами проводимости и диэлектрической проницаемости.

Исследование возможностей аппликатора для коагуляции паренхиматозных тканей проводили на яичном белке и паренхиматозных органах крупных лабораторных животных. Воздействие на биологические ткани выполняли в различных режимах мощности СВЧ генератора: 25 % (62,5 Вт), 50 % (125 Вт), 75 % (187,5 Вт) и 100 % (250 Вт) с экспозицией 2, 5, 10 и 15 с в каждом режиме. Удалённые коагулированные очаги из органов были извлечены, маркированы и направлены на гистологическое исследование.

### Результаты

#### *Стандовые испытания СВЧ коагулятора на биологической ткани*

Для проверки работы разработанного комплекса для СВЧ коагуляции была выполнена экспериментальная визуальная оценка теплового денатурирующего воздействия на животный (яичный) белок. Выполнено три серии экспериментов в зависимости от подаваемой на аппликатор мощности (50 % (125 Вт), 75 % (187,5 Вт) и 100 % (250 Вт)). Время СВЧ воздействия было от 60 до 300 секунд. Во всех случаях на рабочей поверхности аппликатора образовывался денатурат из яичного белка белого цвета с чёткими контурами сферической формы максимальным размером 2 см.

Результат апробации аппликатора на яичном белке представлен на рисунке 5. Коагулированный



**Рисунок 5.** Коагуляция яичного белка  
**Figure 5.** Coagulation of egg white

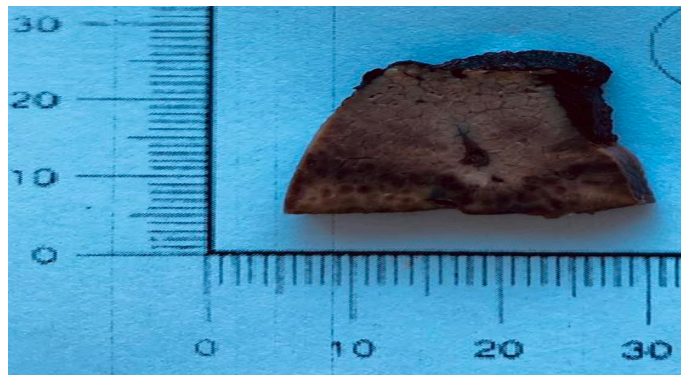
белок однороден по толщине и апертуре, имеющей форму окружности с диаметром аппликатора.

#### *Эксперимент на лабораторных животных*

Для экспериментов были использованы крупные лабораторные животные (домашние свиньи) в количестве 4 особей. Эксперимент был одобрен на заседании Комитета по Этике ФГБОУ ВО «ПИМУ» Минздрава России (протокол № 14/Д-2023 от 08.12.2023 года). В ходе исследований оценивалась эффективность метода СВЧ коагуляции на паренхиматозных органах и проводилась калибровка работы созданного аппаратного комплекса.

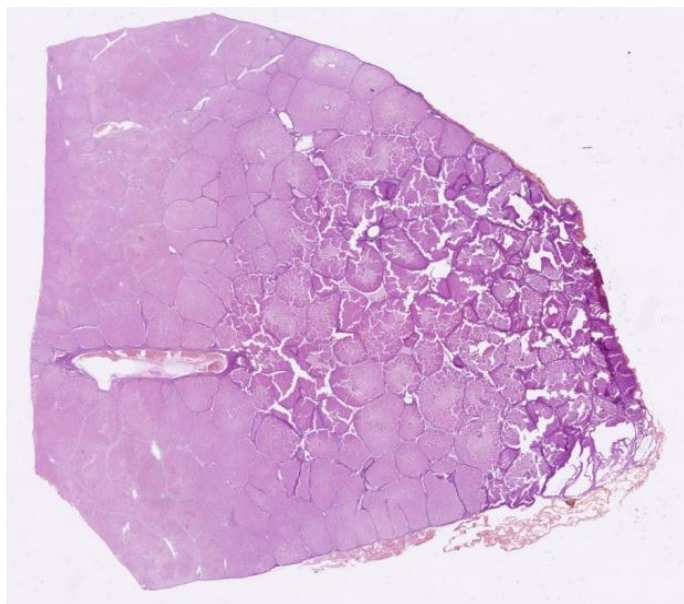
Под внутривенным наркозом выполняли лапаротомию, в рану с сохранением кровотока (в другом варианте с остановленным кровотоком) выводили последовательно печень, почки, селезенку. Рабочий электрод-коагулятор прикладывали в различные точки паренхимы органа. С заданной экспозицией подводили энергию нарастающей мощности. После окончания процедуры СВЧ коагуляции в течение часа сохраняли кровоток в органе для проявления сосудистых реакций в зоне воздействия. Результаты локального воздействия энергии СВЧ на паренхиму печени оценивали макроскопически и микроскопически с использованием методов световой и электронной микроскопии (рис. 6).

При гистологическом исследовании в области воздействия и в центральной зоне коагуляционного некроза (зоне деструктивных изменений) оценивали морфометрические параметры (макроскопический вид, размеры – ширину и глубину в мм), микроскопические изменения в клетках и тканях. При сравнении гистологических образцов была выявлена чёткая зависимость размеров изучаемой области изменений в тканях от времени и мощности воздействия.



**Рисунок 6.** Коагулированный очаг на сохраненном кровотоке в печени животного (макроскопический вид): очаг округлой формы, тёмно-коричневого цвета с размытыми контурами  
**Figure 6.** Coagulated lesion on preserved blood flow in the liver of an animal (macroscopic view): the hearth is rounded, dark brown in color with blurred contours





**Рисунок 7.** Коагулированный очаг на сохраненном кровотоке в печени животного (микроскопический вид, увеличение микроскопа  $\times 25$ )

**Figure 7.** Coagulated lesion on preserved blood flow in the liver of an animal (microscopic view, magnification of a microscope  $\times 25$ )

Непосредственно в области приложения рабочего электрода-коагулятора на поверхности ткани печени во всех исследованных образцах определялись свертки крови. При макроскопической морфометрии максимальная глубина поражения в области воздействия составила до 13,8 мм, центральная зона коагуляционного некроза – до 8 мм. Микроскопически в образцах из ткани печени деструктивные изменения центральной зоны были представлены кавернозноподобными полостями, фрагментированными балочными структурами из некротизированных гепатоцитов и гепатоцитов причудливой формы с вытянутыми гиперхромными ядрами. По периферии области деструкции, при сохраненном балочном строении паренхимы печени, отмечали дистрофические изменения гепатоцитов (белковую и жировую дистрофию), паретическое расширение синусоидов в пространствах Диссе, инфильтрацию клетками лимфоплазмоцитарного ряда в близлежащих портальных трактах.

Подобные, описанные в печени изменения, с формированием зон деструкции и дистрофии, были обнаружены в исследованных образцах из почек и селезенки.

Во всех исследованных образцах из печени, почек и селезенки, полученных из органов на сохраненном кровотоке, между зонами с деструкцией и дистрофией четко выделялась зона с выраженными нарушениями кровообращения, представленная очаговыми кровоизлияниями по типу геморрагического пропитывания и полнокровными сосудами. Зона с выраженными нарушениями кровообращения

составила толщину 2 мм в печени и почках, 4 мм – в селезенке.

Во всех исследованных образцах из печени, почек и селезенки, полученных из органов на выключенном кровотоке, зона с нарушениями кровообращения и воспалительная инфильтрация отсутствовали, отмечался непосредственный переход зоны деструкции в зону дистрофических изменений.

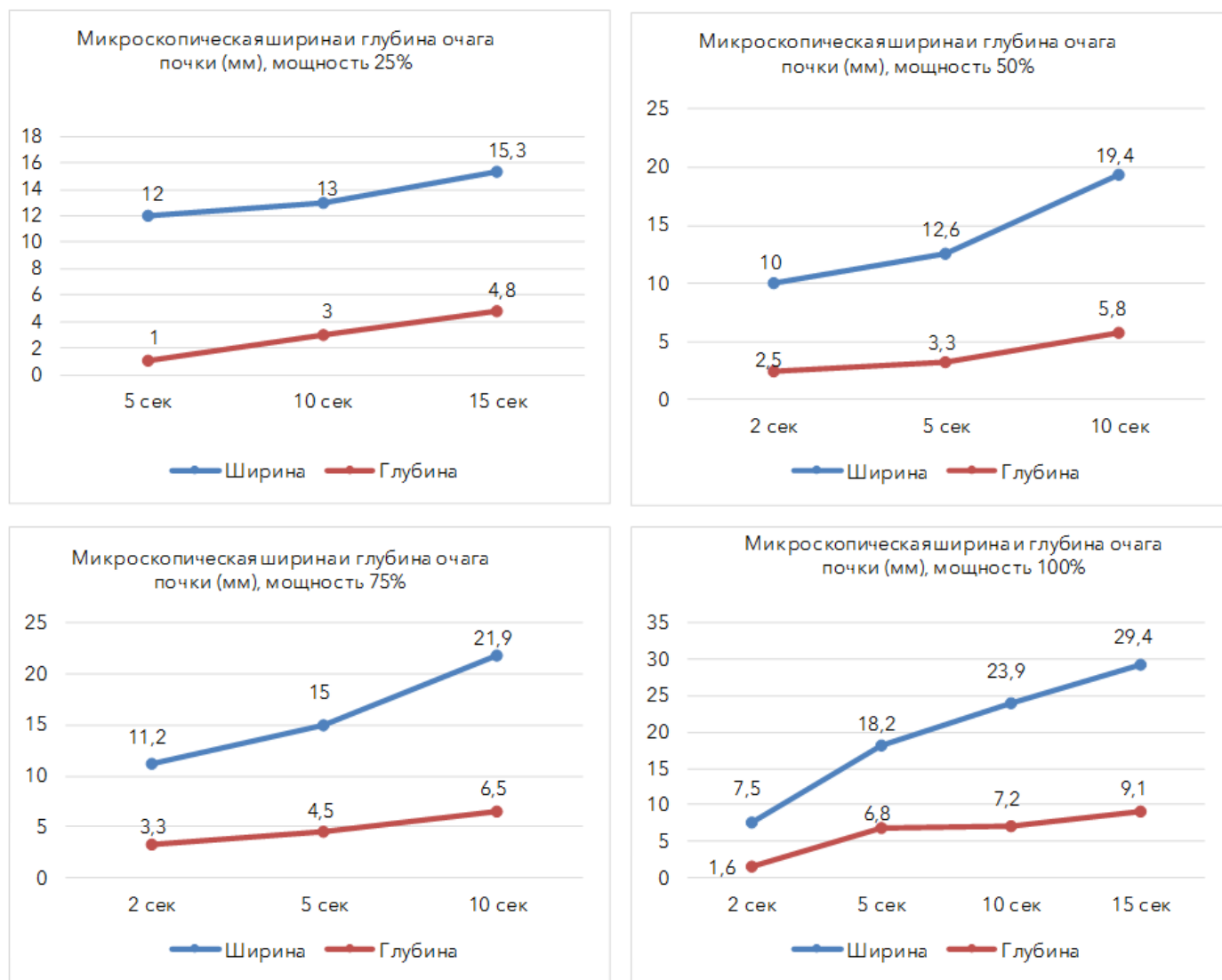
В ходе эксперимента была отмечена прямая зависимость размеров коагуляционного некроза в исследуемых тканях от мощности и времени воздействия на органы. При сравнении гистологических образцов была выявлена четкая зависимость размеров изучаемой области изменений в тканях от времени и мощности воздействия. В первые секунды нагрева тканей печени, почек, селезенки формировался очаг видимых коагуляционных изменений с очерченными границами. Зона воздействия совпадала с диаметром рабочей части инструмента. Наличие четкой границы зоны коагуляционных изменений позволяет планировать область воздействия. При сравнительной морфометрической оценке имелись различия по размерам области воздействия, полученным при макро- и микроскопическом измерениях. Во всех случаях микроскопические размеры области воздействия превышали макроскопические на 0,2–4,6 мм.

В исследуемых образцах тканей с сохраненным кровотоком между дистрофическими изменениями и нормальной тканью органа имеется зона с расстройством кровообращения в виде полнокровия сосудов микроциркуляторного русла и кровоизлияний в виде геморрагического пропитывания. Зона имеет толщину 2 мм в почке и печени, и 4 мм в селезенке. В очагах с выключенным кровотоком зона дистрофических изменений непосредственно переходит в нормальную ткань органа (без воспалительной инфильтрации, без расстройств кровообращения). На примере эксперимента на почке с выключенным кровотоком на графиках отчетливо видна закономерность изменений размеров области воздействия СВЧ коагулятора на ткань в зависимости от мощности и времени (рис. 8).

При микроскопическом исследовании установлено, что при увеличении мощности и времени воздействия ширина поражения расширяется более интенсивно, чем глубина, что позволяет контролировать глубину воздействия по ширине очага. В ходе эксперимента установлены некоторые пороговые значения по времени и мощности воздействия рабочего СВЧ коагулятора на ткань печени, почек и селезенки, при которых не происходит формирования зоны необратимых изменений (центрального коагуляционного некроза), – мощность 25 % в зависимости от времени воздействия. Начинает формироваться зона необратимых изменений (цен-

тральный коагуляционный некроз) с 10 секунды воздействия при мощности 50 %. При мощности 100 % размеры зоны необратимых изменений (коагуляционного некроза) остаются неизменными

с 5 секунды воздействия (рис. 9). Таким образом, комбинирование мощности и времени воздействия на органы позволяет достичь запланированного результата.



**Рисунок 8.** Ширина и глубина коагуляционных изменений в почках животных на выключенном кровотоке при мощности воздействия СВЧ коагулятора 25 %, 50 %, 75 %, 100 % в зависимости от времени

**Figure 8.** Width and depth of coagulation changes in the kidneys of animals with the blood flow turned off at the power of the microwave coagulator 25 %, 50 %, 75 %, 100 % depending on the time

Такие же закономерности изменений зоны коагуляции, в зависимости от параметров воздействия, сохраняются при экспериментах на печени и селезёнке лабораторных животных.

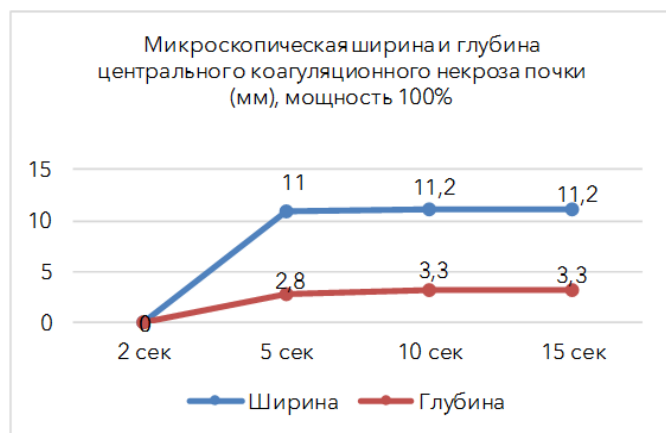
Степень выраженности коагуляционных изменений зависит от анатомических особенностей и плотности органа (рис. 10).

### Обсуждение

Плотность печени и селезёнки различна, что связано с особенностями кровоснабжения этих органов [14]. Большую часть притока крови селезёнка

получает из артерии с интенсивным кровотоком, печень – в основном из воротной вены. Поэтому при преимущественно артериальном кровоснабжении эффект «теплоотноса» от аппликатора больше, а зона коагуляции – меньше. Только артериальное кровоснабжение имеет и почка, но из-за её анатомического строения при СВЧ коагуляции имеются некоторые особенности. В капсуле и корковом слое кровоснабжение почки представлено артериолами и венулами, а в мозговом слое диаметр артерий достаточно крупный. Вследствие интенсивности кровотока, так же как и в печени, сохраняется эф-

фект теплоотвода от зоны коагуляции, в результате чего зона коагуляции в почке распространяется только в пределах коркового слоя, не распространяясь в мозговой.



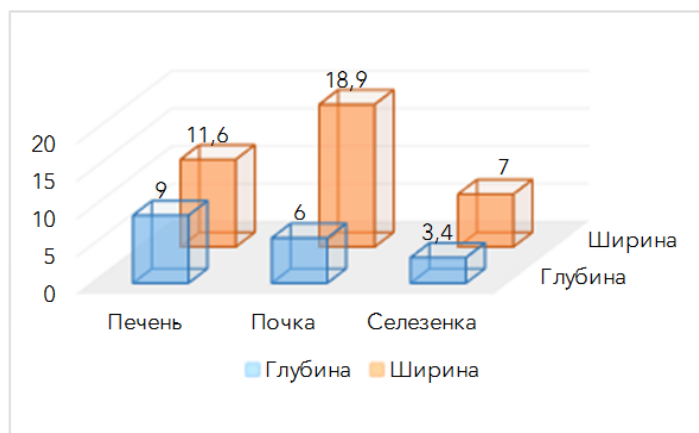
**Рисунок 9.** Ширина и глубина центрального коагуляционного некроза почки животного на выключенном кровотоке при мощности воздействия СВЧ коагулятора 100 % в зависимости от времени

**Figure 9.** Width and depth of the central coagulation necrosis of the kidney of an animal with the blood flow turned off at a power of 100% exposure to the microwave coagulator, depending on the time

### Закключение

Данные, полученные в ходе экспериментов по коагуляции яичного белка и на паренхиматозных органах с использованием СВЧ энергии, свидетельствуют, что структура температурного поля зависит, прежде всего, от структуры теплообразования в тканях, которая определяется частотой поля, конструкцией излучателя, анатомическими особенностями самого органа. Наиболее эффективный и надёжный гемостаз достигается на печени. Использование временной сосудистой изоляции, в особенности на почках и селезёнке, предполагает однократное использование СВЧ энергии для оста-

На основании вышеизложенного можно предположить, что выполнение предварительной сосудистой изоляции органа позволит повысить надёжность гемостаза и уменьшить время его достижения.



**Рисунок 10.** Сравнения микроскопических размеров центральных коагуляционных некрозов в печени, почке и селезёнке животных при сохранённом кровотоке, мощности 100 % и времени воздействия 15 секунд

**Figure 10.** Comparison of microscopic sizes of central coagulation necrosis in the liver, kidney and spleen of animals with preserved blood flow, power of 100% and exposure time of 15 seconds

новки кровотока. Наличие чёткой границы зоны коагуляционных изменений позволяет планировать область воздействия. Меняя мощность и длительность воздействия, возможно с большой точностью дозировать нагрузку на биологическую ткань. Такая регулировка позволяет подобрать режим для работы в каждом конкретном случае.

### Выводы

Полученные результаты эксперимента доказывают возможность применения описанной системы для гемостаза при паренхиматозном кровотечении и использования ее в клинической практике.

### Литература [References]

- 1 Стриковский А.В., Костров А.В., Загайнов В.Е., Судakov М.А., Одзериho 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., Adzericho D.A. Device for thermocoagulation of biological tissues with ultrahigh frequencies. Patent of the Russian Federation 2481080. 2011. (In Russ).
- 2 Алексеев Б.Я., Нюшко К.М., Шевчук И.М. и др. Хирургические подходы к проведению органосохраняющих операций у больных раком почки. Вестник Медицинского института непрерывного образования. 2022;(3):38-43. Alekseev B.Ya., Nyushko K.M., Shevchuk I.M. et al. Surgical approaches to organ-preserving operations in patients with kidney cancer. Bulletin of the Medical Institute of Continuing Education. 2022;(3):38-43. (In Russ). [https://doi.org/10.46393/27821714\\_2022\\_3\\_38](https://doi.org/10.46393/27821714_2022_3_38)
- 3 Ураков А.Л. Метод стопроцентного гемостаза. Креативная хирургия и онкология. 2020;10(4):270-274. Urakov A.L. A Technique for Absolute Haemostasis. Creative Surgery and Oncology. 2020;10(4):270-274. (In Russ). <https://doi.org/10.24060/207630932020104270274>
- 4 Mohammed A.S. Abourehab, Sheersha Pramanik, Mohamed A. Abdelgawad, Bassam M. Abualsoud, Ammar Kadi, Mohammad Javed Ansari, A. Deepak. Recent Advances of Chitosan Formulations in Biomedical Applications. Int J Mol Sci. 2022 Sep;23(18):10975.
- 5 Slezak P, Keibl C, Redl H, Labahn D, Gulle H. An efficacy comparison of two hemostatic agents in a porcine liver bleeding model: Gelatin/thrombin flowable matrix versus collagen/thrombin powder. J Invest Surg. 2020;33(9):828-838. <https://doi.org/10.1080/08941939.2019.1571130>
- 6 Северинов Д.А., Бондарев Г.А., Липатов В.А., Саакян А.Р. Интраоперационная тактика местного хирургического гемостаза при травмах и плановых операциях на паренхиматозных органах брюшной. Вестник экспериментальной и клинической хирургии. 2020;13(3):268-278. Severinov D.A., Bondarev G.A., Lipatov V.A., Sahakian A.R. Intraoperative tactics of local surgical hemostasis in injuries and planned operations on parenchymal abdominal organs. Bulletin of Experimental and Clinical Surgery. 2020;13(3):268-278.



- 7 Носов А.К., Мамижев Э.М., Щекутеев Н.А. и др. Способы хирургического гемостаза и герметизации при лапароскопической резекции почки. *Онкоурология*. 2022;18(3):27-34. Nosov A.K., Mamizhev E.M., Shchekuteev N.A. and others. Methods of surgical hemostasis and sealing during laparoscopic kidney resection. *Oncourology*. 2022;18(3):27-34. (In Russ). <https://doi.org/10.17650/1726-9776-2022-18-3-27-34>
- 8 Glassberg MB, Ghosh S, Clymer JW, Wright GWJ, Ferko N, Amaral JF. Microwave ablation compared with hepatic resection for the treatment of hepatocellular carcinoma and liver metastases: a systematic review and meta-analysis. *World J Surg Oncol*. 2019;17:98. <https://doi.org/10.1186/s12957-019-1632-6>
- 9 Li Q, Liu Z, Hu M, Ou M, Liu K, Lin W, Wu F, Cao M. Laparoscopic partial splenectomy of benign tumors assisted by microwave ablation. *J Cancer Res Ther*. 2020;16:1002-1006. [https://doi.org/10.4103/jcrt.JCRT\\_816\\_19](https://doi.org/10.4103/jcrt.JCRT_816_19)
- 10 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;1:29-33. Zagaynov V.E., Kostrov A.V., Strikovskiy A.V., Gorokhov G.G., Vasenin S.A., Shkalova L.V., Rykhtik P.I., Shatokhina I.V., Bugrova M.L., Avdonin S.N. The use of local exposure to microwave energy for thermal destruction of liver tumors (in the clinic). *Modern technologies in medicine*. 2011;1:29-33. (In Russ).
- 11 Zagaynov V.E., Kostrov A.V., Strikovskiy A.V., Gorokhov G.G., Yanin D.V., Vasenin S.A., Shkalova L.V., Bugrova M.L., Snopova 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. *Medical almanac*. 2011;18(5):60-66.
- 12 Zagaynov V.E., Gorokhov G.G., Zarechnova N.V., Rykhtik P.I., Vasenin S.A., Sudakov M.A., Kostrov A.V., Strikovskii A.V. Surgical treatment of colorectal cancer liver metastases with microwave thermoablation. Surgery. The magazine named after N.I. Pirogov. 2011;8:61-66.
- 13 Gorokhov G.G., Shkalova L.V., Strikovskiy A.V., Korobkov S.V., Guschin M.E., Zagaynov V.E. An UHF thermal coagulator for achieving hemostasis during operations on parenchymatous organs. *Modern technologies in medicine*. 2018;10(2):59-65. <https://doi.org/10.17691/stm2018.10.2.06>
- 14 Морозов С.В., Изранов В.А. Сравнение особенностей эластометрии печени и селезенки. *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2021;102(4):247-254. Morozov S.V., Izranov V.A. Comparison of the features of liver and spleen elastometry. *Bulletin of Radiology and Radiology*. 2021;102(4):247-254. (In Russ). <https://doi.org/10.20862/0042-4676-2021-102-4-247-254>

#### Авторская справка

##### Горохов Глеб Георгиевич

Заведующий операционным блоком, Нижегородский областной клинический онкологический диспансер; ассистент кафедры факультетской хирургии и трансплантологии, Приволжский исследовательский медицинский университет.

ORCID 0009-0003-4579-2670; gorochov@gmail.com

Вклад автора: проведение эксперимента и анализ полученных данных.

##### Стриковский Аскольд Витальевич

Канд. техн. наук, научный сотрудник, Институт прикладной физики Российской академии наук.

ORCID 0000-0003-0382-258X

Вклад автора: разработка и конструирование экспериментального аппарата-коагулятора.

##### Шкалова Любовь Владимировна

Канд. мед. наук, заведующая патологоанатомическим отделением, Приволжский окружной медицинский центр.

ORCID 0009-0009-6016-7703

Вклад автора: морфологическое исследование препаратов в эксперименте.

##### Загайнов Владимир Евгеньевич

Д-р мед. наук, заведующий кафедрой факультетской хирургии и трансплантологии, Приволжский исследовательский медицинский университет; директор института хирургии и онкологии, Нижегородский областной клинический онкологический диспансер.

ORCID 0000-0002-5769-0378

Вклад автора: участие в разработке экспериментального аппарата-коагулятора, научное планирование эксперимента.

#### Author's reference

##### Gleb G. Gorokhov

Head of the Operating Unit, Nizhny Novgorod Regional Clinical Oncology Dispensary; Assistant of the Department of Faculty Surgery and Transplantation, Volga Region Research Medical University.

ORCID 0009-0003-4579-2670; gorochov@gmail.com

Author's contribution: conducting an experiment and analyzing the data obtained.

##### Askol'd V. Strikovskiy

Cand. Sci. (Tech.), Researcher, Institute of Applied Physics of the Russian Academy of Sciences.

ORCID 0000-0003-0382-258X

Author's contribution: the development and construction of an experimental coagulator apparatus.

##### Lyubov V. Shkalova

Cand. Sci. (Med.), Head of the Pathology Department, Privolzhsky District Medical Center.

ORCID 0009-0009-6016-7703

Author's contribution: morphological study of drugs in an experiment.

##### Vladimir E. Zagaynov

Dr. Sci. (Med.), Head of the Department of Faculty Surgery and Transplantation, Volga Research Medical University; Director of the Institute of Surgery and Oncology, Nizhny Novgorod Regional Clinical Oncological Dispensary.

ORCID 0000-0002-5769-0378

Author's contribution: participation in the development of an experimental coagulator apparatus, scientific planning of the experiment.