

ЭЛЕКТРОНИКА, ФОТОНИКА,  
ПРИБОРОСТРОЕНИЕ  
И СВЯЗЬ

ELECTRONICS, PHOTONICS,  
INSTRUMENT MAKING  
AND COMMUNICATIONS

УДК 681.2

DOI: 10.17212/2782-2001-2023-1-55-80

## Высокочастотная электромагнитная система для деструкции биологических тканей<sup>\*</sup>

С.В. БЕЛАВСКАЯ<sup>а</sup>, Л.И. ЛИСИЦЫНА<sup>б</sup>, А.Н. КУЗЬМИН<sup>с</sup>, Е.К. ВИНСКАЯ<sup>д</sup>,  
Л.Г. НАВРОЦКИЙ<sup>е</sup>, В.П. РАЗИНКИН<sup>ф</sup>, А.А. БЛОХИН<sup>г</sup>

630073, г. Новосибирск, пр. Карла Маркса, 20, Новосибирский государственный  
технический университет

<sup>а</sup> Svetlana.belana@yandex.ru <sup>б</sup> lisitcinali@gmail.com <sup>с</sup> anton@kuz-min.ru

<sup>д</sup> katerinavns@gmail.com <sup>е</sup> leonid.navrotsky@gmail.com <sup>ф</sup> razinkin\_vp@mail.ru

<sup>г</sup> snakebss@mail.ru

Рассмотрена возможность использования воздействующего электромагнитного излучения в высокочастотном диапазоне для проведения абляции биологических тканей (мягких и повышенной плотности). Дан сравнительный анализ характеристик абляции, выполненной при помощи электромагнитного излучения СВЧ-диапазона (метод микроволновой абляции (МВА)) и высокочастотного (ВЧ) диапазона. Экспериментально выявлено, что характеристики абляции, выполненной обоими методами, близки друг к другу. Предложены и экспериментально проверены методики ВЧ-абляции, выполненной по неинвазивному и инвазивному способам. Предложен лазерный контроль степени деструкции биологической ткани, увеличивающий достоверность контроля. Эксперименты проведены с использованием высокочастотного генератора на фиксированной частоте 13,56 МГц, созданного с участием авторов настоящей работы. Использование ВЧ-генератора обеспечило проведение воздействия на биологическую ткань с излучателем игольчатого типа (медицинская сталь) без замкнутого электрического контура. В качестве биоптата использованы свиной кожный покров и мышцы крупного рогатого скота. Выполнены процессы выжигания объекта воздействия, резекции и коагуляции. Показано, что при ВЧ-абляции (ВЧА) происходит нагрев ткани до 120 °С. Для исследования температуры в очаге воздействия использован мультиметр с функцией тепловизора СЕМ DT-898 производства ФРГ. Такой мультиметр позволяет провести захват участка с максимальной температурой в месте разряда, который возникает при приближении излучателя к кожному покрову и нагревает кожный покров до определенной температуры, в результате чего и возникает термическая абляция. Выявлено, что ВЧ-абляция происходит практически без влияния на окружающие ткани. Разработана и выполнена высокочастотная электромагнитная система для проведения экспериментальных исследований. По результатам работы предложено абляцию биологической ткани проводить с использованием отечественных ВЧ-генераторов.

---

<sup>\*</sup> Статья получена 17 августа 2022 г.

**Ключевые слова:** биологическая ткань, абляция термическая, микроволновая, высокочастотная, разряд, температура, электрическое сопротивление, деструкция, степень, качество, лазерный контроль

## ВВЕДЕНИЕ

XXI век – век бурного внедрения технологий радиоволновой хирургии. Использование для деструкции и разрушения биологических тканей живых организмов энергии электромагнитного (ЭМ) излучения сегодня находит всё большее применение и с каждым днем всё шире внедряется в практику. Абляция как метод разрушения биологической ткани без ее физического удаления сегодня широко используется в медицинской практике [1–24]. В настоящее время абляцию биологических тканей используют в косметологии, ортопедии, травматологии, хирургии, онкологии и др. Абляция может быть термическая и нетермическая [5]. Наиболее часто используемые виды термической абляции: радиочастотная (РЧА) и микроволновая (МВА). Рабочая частота радиочастотной абляции – от 150 до 500 кГц, рабочая частота микроволновой абляции – 945...2450 МГц [1–24]. Радиочастотные генераторы начали систематически применять в 90-х годах XX века для радиочастотной абляции опухолей. Генераторы для МВА стали серийно производить в первом десятилетии XXI века [6, 7]. Авторы [6, 7] впервые в России применили систему для МВА «Evident» (США), работающую на частоте 915 МГц, при лечении злокачественных новообразований печени. В результате проведенных исследований было сделано заключение о высокой эффективности метода МВА. Сегодня считается, что микроволновая абляция предпочтительнее радиочастотной. Однако в настоящее время для осуществления МВА в России используются в основном зарубежные дорогостоящие микроволновые генераторы, поставки которых сегодня затруднены. Кроме того, МВА имеет ряд недостатков, которые можно ликвидировать, используя ВЧ-генераторы.

## 1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Исследовать возможность использования энергии ВЧ электромагнитного излучения для проведения абляции глубокорасположенных, злокачественных, плотных (костных и хрящевых) биологических тканей. Провести сравнительный анализ характеристик абляции биологических тканей, выполненной электромагнитным излучением ВЧ- и СВЧ-диапазонов. Рассмотреть возможность повышения достоверности контроля качества и степени деструкции биологических тканей.

## 2. ТЕОРИЯ

Сегодня методами хирургии, хорошо себя зарекомендовавшими и широко используемыми на практике, являются электро- и радиоволновые методы. Использование воздействия на биологические ткани электромагнитным излучением СВЧ-диапазона обладает рядом неоспоримых преимуществ [6–10]:

– отсутствие замкнутой электрической цепи и нейтральных электродов и, следовательно, связанных с ними неблагоприятных воздействий на организм;

- возможность работы с тканями повышенной плотности;
- независимость от электрофизических свойств объекта воздействия;
- хорошо регулируемая и контролируемая зона некроза;
- небольшое время воздействия;
- отсутствие ограничений при лечении опухолей, прилежащих к сосудам диаметром более трех миллиметров;
- возможность повышения температуры до 120 °С и более.

Однако использование метода на практике затруднено в связи со сложностью передачи СВЧ-энергии (возникает сильный нагрев антенны, и, следовательно, требуется система активного охлаждения штифта), с использованием СВЧ-излучения, вредного для организма в целом, а также с высокой ценой систем МВА, имеющихся на рынке.

Воздействие электромагнитным излучением высокочастотного диапазона (3...30 МГц согласно ГОСТ Р 52002–2003) лишено вышеперечисленных недостатков. Поэтому использование воздействия ЭМ-излучением высокочастотного диапазона для целей абляции биологических тканей более предпочтительно.

В настоящее время все известные приборы высокочастотной электромагнитной деструкции используются для проведения поверхностных, неглубоких операций (удаление папиллом, родинок и т. д.), поэтому разработка ВЧ электромагнитной системы для деструкции глубоких, плотных тканей (костных, хрящевых), а также злокачественных новообразований является актуальнейшей задачей современности.

### 3. РАЗРАБОТКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ УСТАНОВКИ

#### 3.1. ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ ПРИБОРЫ И УСТРОЙСТВА

##### 1. ВЧ-генератор.

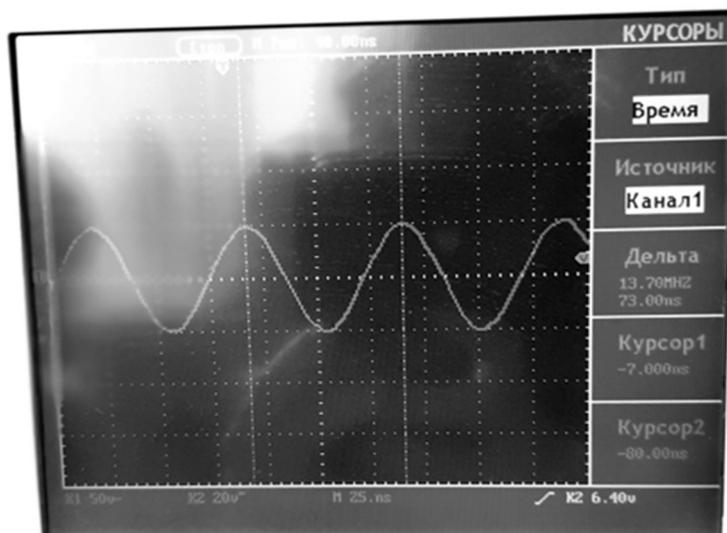
ВЧ-генератор на фиксированной частоте 13,56 МГц (ГВЧ-1б, разработанный и выполненный соавторами настоящей статьи), который имеет следующие параметры:

- частота генерируемого электрического излучения:
  - без нагрузки 13,56 МГц;
  - с нагрузкой 13,50 МГц;
- выходная мощность 100...150 Вт;
- значение мощности в рабочей зоне 100...120 Вт;
- внешние габариты 240 × 320 × 430 мм;
- изменение параметров при изменении температуры окружающей среды от 0 до 40 °С и влажности от 0 до 70 %:
  - уход частоты 0,1 %;
  - изменение выходной мощности в рабочей зоне 5 %;
- уровень радиопомех, создаваемых при работе генератора, не превышает значений, установленных ГОСТ 23450-79.

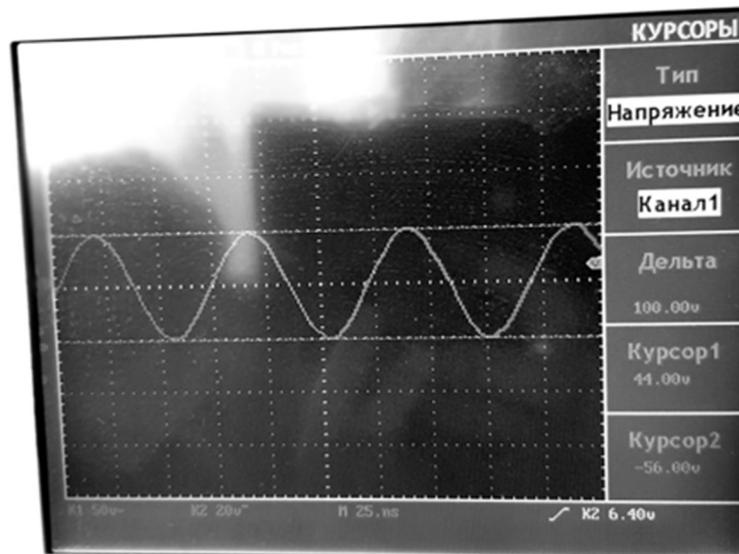
Генератор прошел полные технические испытания, рекомендован для использования и внедрен на производственных предприятиях г. Новосибирска и г. Москвы.

2. Генератор электромагнитного излучения на частоте 2450 МГц.
3. ВЧ-излучатель игольчатого типа (медицинская сталь).
4. Осциллограф OWON PDS 5022S.

На рис. 1 представлен пример осциллограммы выходного сигнала генератора ГВЧ-16, полученного на осциллографе OWON PDS 5022S, где зафиксирована амплитуда 50 В и рабочая частота.



*a*



*b*

*Рис. 1.* Осциллограмма выходного сигнала генератора ГВЧ-16:  
*a* – курсорами на осциллограмме показана частота сигнала; *b* – курсорами на осциллограмме показан размах сигнала

*Fig. 1.* Waveform of the output signal of the generator GVCH-1b:  
*a* is the cursors on the waveform show the frequency of the signal; *b* is the cursors on the waveform show the scope of the signal

### 5. Мультиметр CEM DT-898.

Для исследования температуры в очаге воздействия использован мультиметр с функцией тепловизора производства ФРГ (рис. 2). Используемый мультиметр позволяет провести захват участка с максимальной температурой в месте разряда.



Рис. 2. Внешний вид мультиметра CEM DT-898 с функцией тепловизора

Fig. 2. Appearance of the CEM DT-898 multimeter with the function of a thermal imager

6. Цифровой измеритель иммитанса Tonghui TH2822A для измерения электрического сопротивления.

7. Многокаскадный фотоэлектронный умножитель ФЭУ-97 с умножительной системой на 14 жалюзийных динодах, расположенный в затемненной камере.

8. Выпрямитель стабилизированный ВС-22 (для питания ФЭУ-97).

9. Полупроводниковый инжекционный лазер видимого диапазона с длиной волны 650 нм и мощностью 100 мВт.

10. Оптоволокно ММФ.

11. Цифровой миллиамперметр.

### 3.2. БИОПТАТ

В эксперименте исследованию были подвергнуты биоптат мышечных тканей крупного рогатого скота и свиной кожный покров, так как в медико-биологических разработках первичные исследования принято проводить на тканях животных, биохимические и физиологические характеристики которых близки к человеческим [20].

### 3.3. БЛОК-СХЕМА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ УСТАНОВКИ (ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ СИСТЕМЫ)

На основе описанных приборов и устройств разработана установка для проведения экспериментальных исследований. Блок-схема установки представлена на рис. 3.

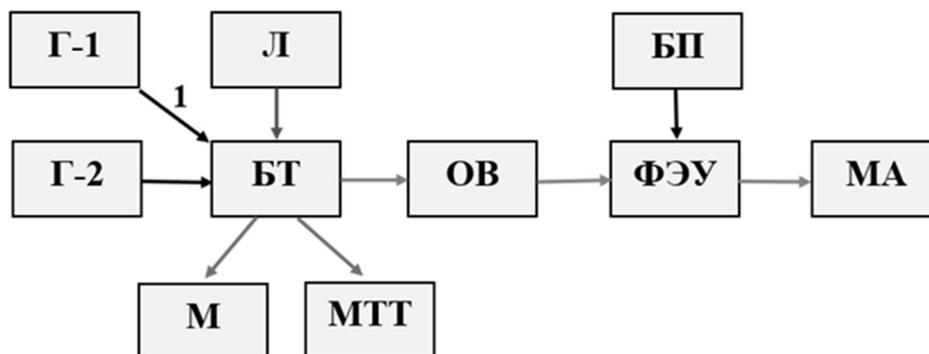


Рис. 3. Блок-схема установки для исследования:

БТ – биологическая ткань; ОВ – оптическое волокно; ФЭУ – фотоэлектронный умножитель; МА – миллиамперметр; Г-1 – генератор ЭМ-колебаний с частотой 2450 МГц; *l* – электромагнитный излучатель; Г-2 – генератор ЭМ-колебаний с частотой 13,56 МГц; Л – лазер; М – мультиметр; БП – блок питания, МТТ – мультиметр с функцией тепловизора

Fig. 3. Block diagram of the device for research:

BT is a biological tissue; OV is an optical fiber; ФЭУ – is a photoelectronic multiplier; MA is a milliammeter; Г-1 is an electromagnetic oscillator with a frequency of 2450 MHz; *l* is an electromagnetic emitter; Г-2 is an electromagnetic oscillator with a frequency of 13,56 MHz; Л is a laser; М is a multimeter; БП is a power unit, МТТ is a multimeter with the thermal imager function

## 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Все экспериментальные исследования проведены на установке (высоко-частотной электромагнитной системе), блок-схема которой представлена на рис. 3.

#### 4.1. ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ПРОВЕДЕНИЯ АБЛЯЦИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЫСОКОЧАСТОТНОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Для подтверждения возможности проведения высокочастотной электромагнитной абляции биологической ткани необходимо проверить осуществимость процессов резекции, выжигания и коагуляции. Результаты исследований представлены на рис. 4–9.

На рис. 4 представлена фотография разреза свиного кожного покрова шириной 1 мм, глубиной 1,5 мм и протяженностью 35 мм, выполненного за 7 секунд воздействия ВЧ электромагнитного излучения. Излучатель – стержень диаметром ~ 1,3 мм.

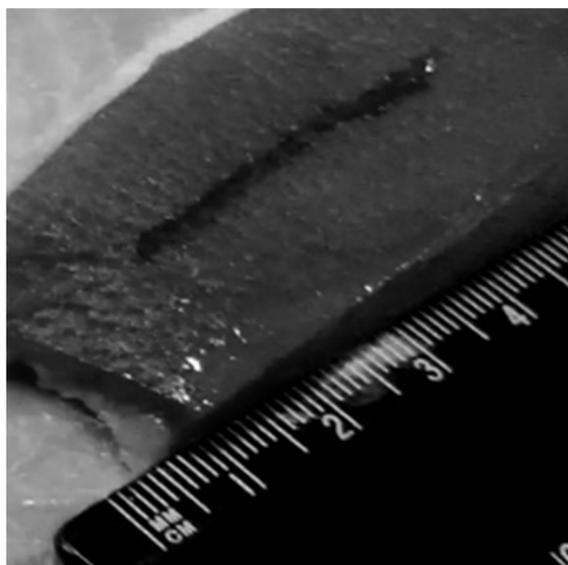


Рис. 4. Фотография разреза (резекции) кожного покрова

Fig. 4. Photo of the skin incision (resection)

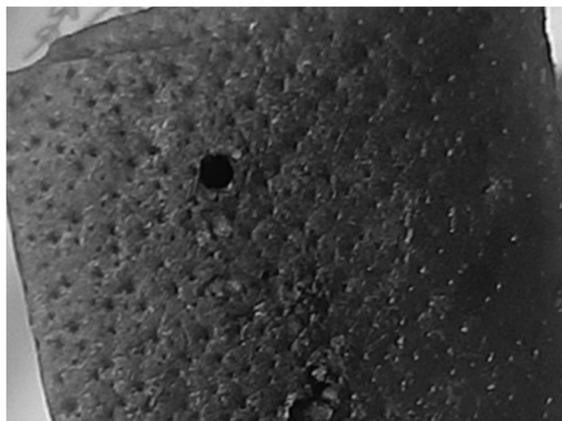
На рис. 5 представлена фотография точечного прокола кожного покрова диаметром ~ 1...1,5 мм с коагуляцией краев, полученного за одну секунду при ВЧ-абляции.

На рис. 4 и 5 видно, что коагуляция краев разреза и прокола биологической ткани имеет ширину не более 0,3...0,5 мм.

В процессе абляции происходит изменение структуры ткани, проявляющееся в динамике таких параметров, как плотность, электрическое сопротивление, импеданс, объем и др. В настоящей работе изменение структуры биологических тканей оценивалось по динамике электрического сопротивления.

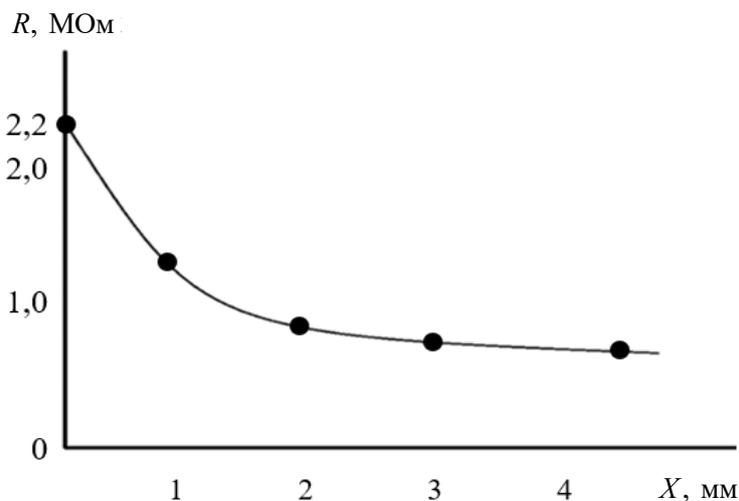
С целью выяснения влияния ВЧ-абляции на окружающие участки объекта воздействия проведено измерение электрического сопротивления кожного покрова после проведения ВЧ-абляции. Результаты измерения представлены на рис. 6, где четко видно, что на расстоянии 2...2,5 мм от участка, подвергнутого воздействию, электрическое сопротивление кожного покрова практически

остается без изменения, т. е. ВЧ-абляция осуществляется практически при отсутствии воздействия на окружающие ткани.



*Рис. 5.* Фотография кожного покрова с проколом, выполненным рабочим излучателем

*Fig. 5.* Photo of the skin with a puncture made by a working radiator



*Рис. 6.* Зависимость сопротивления кожного покрова от расстояния до разреза после проведения ВЧ-абляции

*Fig. 6.* Dependence of skin resistance on the distance to the incision after HF ablation

В некоторых случаях ВЧ-абляция возникает в результате возникновения электрического разряда. Разряд, нагревающий биологический объект до определенной температуры, возникает при приближении излучателя к биологической ткани, в результате чего возникает термическая абляция. На рис. 7 представлена фотография с фиксацией разряда между излучателем и поверхностью исследуемого кожного покрова.

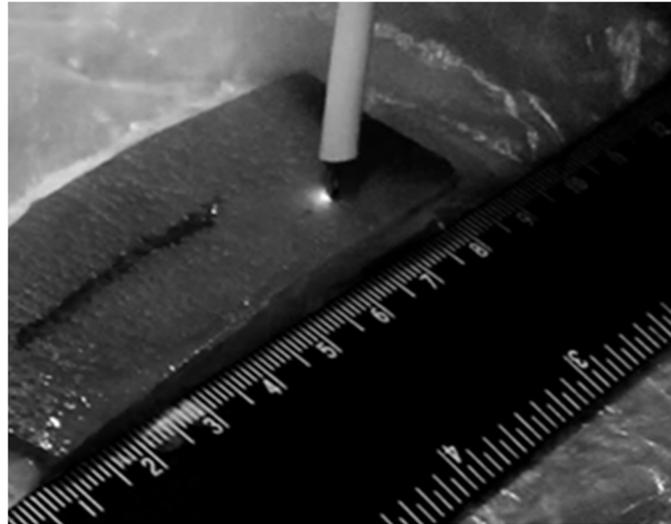


Рис. 7. Фотография разряда между излучателем и поверхностью кожного покрова при осуществлении ВЧ-абляции

Fig. 7. Photo of the discharge between the emitter and the surface of the skin during HF ablation

Используемый мультиметр с функцией тепловизора позволил провести захват участка с максимальной температурой в месте разряда. Пример фиксации температуры на дисплее мультиметра представлен на рис. 8, где температура в очаге воздействия составляет  $124,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

Рис. 8. Пример фиксации температуры в очаге воздействия на экране мультиметра CEM DT-898

Fig. 8. An example of fixing the temperature in the focus of exposure on the screen of the multimeter CEM DT-898



Зависимость температуры от напряжения на аноде используемой лампы в генераторе ГВЧ-16 (в условных единицах) представлена на рис. 9, где явно видно, что температура в очаге воздействия ВЧ-абляции достигает  $120\text{ }^{\circ}\text{C}$ , чего вполне достаточно для резекции, коагуляции и выжигания патологического очага.

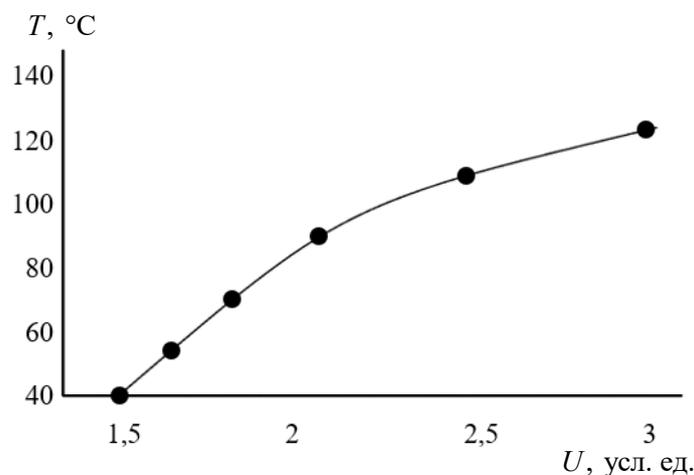


Рис. 9. Зависимость температуры очага воздействия от напряжения на аноде генераторной лампы

Fig. 9. Dependence of the temperature of the source of exposure on the voltage at the anode of the generator lamp

Анализируя результаты исследований, можно сделать вывод, что абляция биологических тканей в высокочастотном диапазоне воздействующего излучения возможна.

#### 4.2. ВЫСОКОЧАСТОТНАЯ АБЛЯЦИЯ МЯГКИХ ТКАНЕЙ И ТКАНЕЙ С ПОВЫШЕННОЙ ПЛОТНОСТЬЮ

Абляция мягких биологических тканей и тканей повышенной плотности с помощью ВЧ электромагнитного излучения была проведена неинвазивным и инвазивным способами.

При проведении абляции на частоте 13,56 МГц использован излучатель, выполненный в виде закругленного на рабочем конце стального стержня (медицинская сталь) диаметром около 1,3 мм.

Для проведения абляции неинвазивным способом использован процесс сканирования излучателя диаметром  $\sim 2,5 \dots 3$  мм по поверхности исследуемого образца.

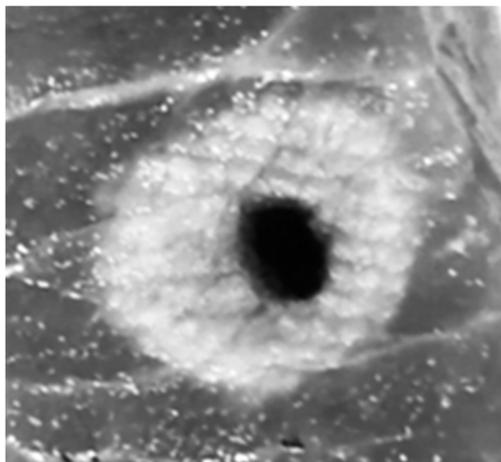
На рис. 10 представлена фотография образца мягкой ткани после воздействия ВЧ электромагнитным излучением при сканировании излучателя по поверхности образца площадью около  $1 \text{ см}^2$  со скоростью  $1,5 \cdot 10^{-2}$  м/с. Область абляции на фотографии выглядит просветленным участком. Электрическое сопротивление исследуемого биоптата в области абляции – около 3 кОм.

Далее рассмотрены результаты экспериментальных исследований по ВЧ-абляции тканей, выполненной инвазивным способом путем прокола объекта воздействия излучателем, изготовленным в виде острой иглы, мощность излучения – около 60 Вт. На рис. 11 представлена фотография образца толщиной 16 мм и временем обработки 20 с (глубина прокола – на всю толщину образца, средний диаметр прокола  $\sim 2,5$  мм). Деструкция осуществлена вокруг прокола на всю глубину (осветленный участок).



*Рис. 10.* Фотография образца, обработанного ВЧ электромагнитным излучением мощностью около 10 Вт

*Fig. 10.* Photo of a sample treated with HF electromagnetic radiation with a power of about 10 watts



*Рис. 11.* Фотография образца, обработанного ВЧ электромагнитным излучением в течение 20 с

*Fig. 11.* Photo of a sample treated with HF electromagnetic radiation for 20 seconds

На рис. 12 представлена зависимость изменения электрического сопротивления исследуемого образца от расстояния между центром прокола и исследуемой точкой. Максимальное сопротивление – 5 кОм – соответствует участку с абляцией. На графике имеется характерный скачок сопротивления – это граница между частью образца с абляцией и без нее, и видно, что абляция образца произошла практически без влияния на окружающие участки ткани.

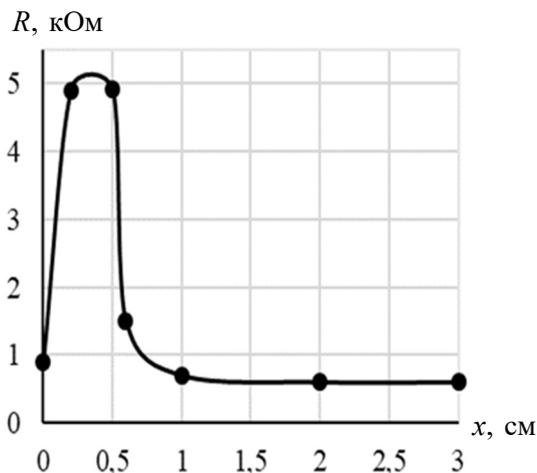


Рис. 12. Зависимость изменения электрического сопротивления исследуемого образца от расстояния «центр прокола – исследуемая точка»

Fig. 12. Dependence of the change in the electrical resistance of the test sample on the distance (the puncture center is the test point)

На рис. 13 представлена зависимость глубины прокола от времени обработки образцов ВЧ-излучением. Для примера на рис. 14 представлены фотографии образцов в разрезе с глубиной прокола: а) 1,3 мм, б) 9 мм, на которых видно, что при обработке образца в течение двух секунд (глубина прокола 1,3 мм) абляция (просветленная область) только начинает формироваться вокруг прокола, а при обработке в течение 14 секунд (глубина прокола 9 мм) область абляции занимает уже широкое пространство. На рис. 14 видно, что при увеличении глубины прокола участок абляции значительно увеличивается и достигает 15...20 мм.

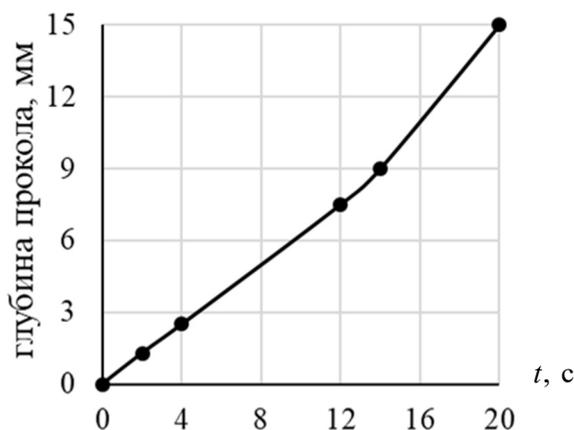


Рис. 13. Зависимость глубины прокола от времени ВЧ-обработки образцов

Fig. 13. Dependence of the puncture depth on the time of HF processing of samples

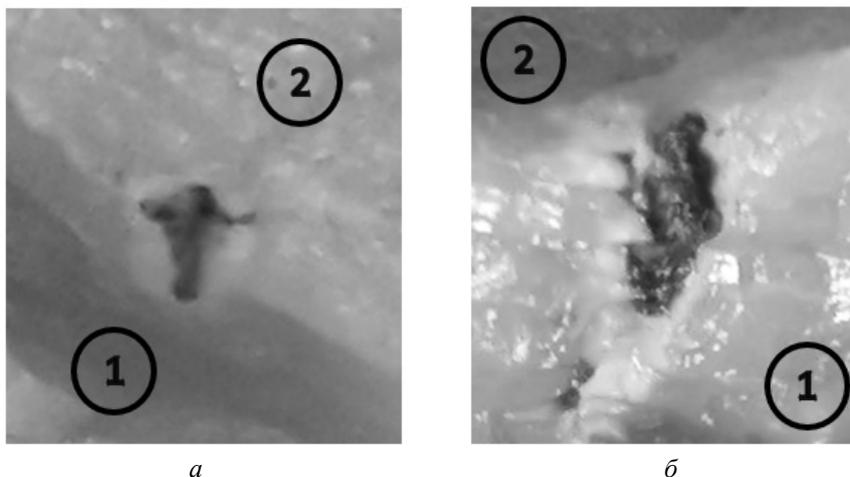


Рис. 14. Фотографии образцов в разрезе с разной глубиной прокола:  
*a* – 1,3 мм; *б* – 9 мм; 1 – область среза; 2 – поверхность образца

Fig. 14. Photos of samples in the section with a different puncture depth:  
*a* – 1,3 mm; *b* – 9 mm; 1 is a slice area; 2 is a sample surface

Для проведения абляции костных тканей неинвазивным способом использован процесс сканирования излучателя по поверхности исследуемого образца. Излучатель выполнен в виде стержня с закругленным рабочим концом. Сканирование по поверхности образца проводилось со скоростью примерно  $1,5 \cdot 10^{-2}$  м/с.

На рис. 15 представлены фотографии образцов костной ткани до воздействия высокочастотным электромагнитным излучением и после воздействия мощностью 20 Вт при сканировании излучателя по поверхности образца площадью около  $1 \dots 2$  см<sup>2</sup>. Область абляции на фотографии выглядит просветленным участком. При мощности ЭМ излучения 20 Вт разряд между поверхностью костной ткани и излучателем отсутствовал. Увеличение мощности излучения приводило к обугливанию участка абляции. Величина электрического сопротивления исследуемого биоптата в области абляции составила выше 100 МОм.

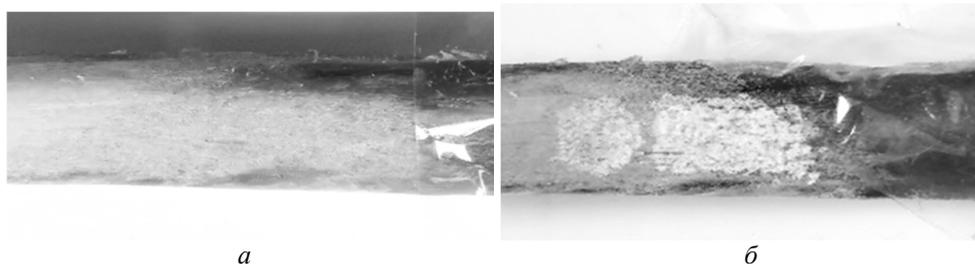
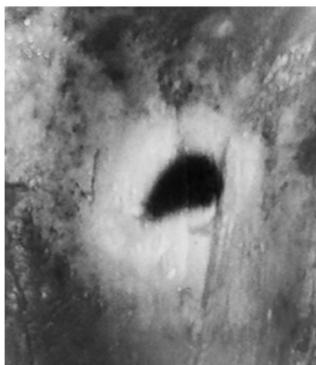


Рис. 15. Фотографии образцов костных тканей:  
*a* – до обработки ВЧ-излучением; *б* – после обработки высокочастотным электромагнитным излучением мощностью 20 Вт

Fig. 15. Photos of bone tissue samples:  
*a* – before HF radiation treatment; *b* – after treatment with HF electromagnetic radiation with a power of 20 watts

Далее рассмотрены результаты экспериментов по ВЧ-абляции костной ткани, выполненной инвазивным способом при помощи прокола объекта воздействия излучателем, изготовленным в виде стержня диаметром  $\sim 1,3$  мм. Прокол костной ткани осуществлялся при формировании разряда между излучателем и объектом воздействия.

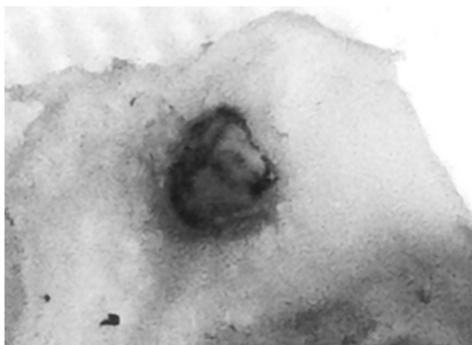
На рис. 16 представлена фотография образца толщиной 9 мм и с временем обработки 20 секунд при мощности генератора около 60 Вт (глубина прокола – на всю толщину образца, средний диаметр прокола  $\sim 2,5$  мм). Вокруг прокола – область абляции (осветленная область) шириной в среднем 2,5 мм и электрическим сопротивлением выше 100 МОм.



*Рис. 16.* Фотография образца костной ткани после высокочастотной инвазивной обработки

*Fig. 16.* Photo of a bone tissue sample after high-frequency invasive treatment

На рис. 17 приведена фотография участка хрящевой ткани, на которой высокочастотная абляция осуществлена также с помощью прокола. Видно, что абляции подвергнут участок хрящевой ткани (осветленный), расположенный вокруг прокола.



*Рис. 17.* Фотография участка хрящевой ткани после высокочастотной инвазивной обработки

*Fig. 17.* Photo of a section of cartilage tissue after high-frequency invasive treatment

Вывод по анализу проведенных исследований: метод высокочастотной абляции может быть использован для обработки как мягких тканей, так и тканей повышенной плотности (костных и хрящевых).

#### 4.3. СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ХАРАКТЕРИСТИК АБЛЯЦИИ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ И ТКАНЕЙ С ПОВЫШЕННОЙ ПЛОТНОСТЬЮ, ВЫПОЛНЕННОЙ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ ВЧ- И СВЧ-ДИАПАЗОНОВ

Для сравнения характеристик абляции биологических тканей на высокой частоте были выполнены исследования СВЧ-абляции на рабочей частоте 2450 МГц. Используются образцы мышечной ткани крупного рогатого скота толщиной 10 мм с начальным электрическим сопротивлением 500...600 Ом. На рис. 18 представлены фотографии исследуемых образцов, обработанных СВЧ-излучением в течение разного времени, на которых видно, что с увеличением времени воздействия изменяется степень и качество деструкции.

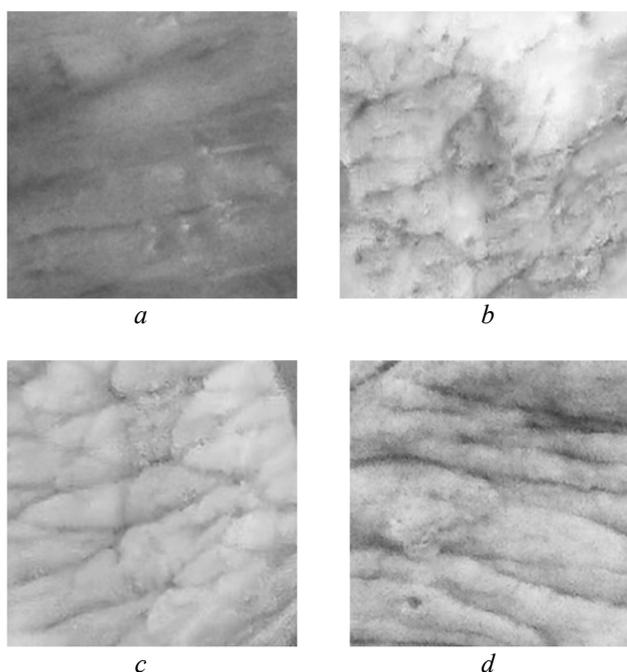


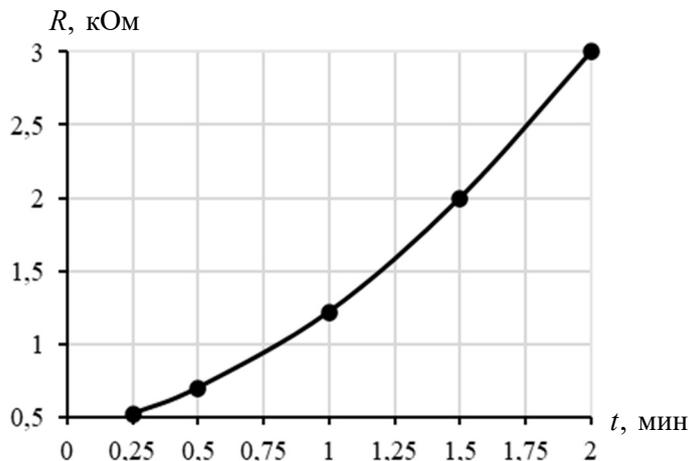
Рис. 18. Фотографии исследуемых образцов после обработки СВЧ-излучением в течение разного времени:

*a* – 0 мин, *b* – 1 мин, *c* – 1,5 мин, *d* – 2 мин

Fig. 18. Photos of the studied samples after treatment with microwave radiation for different times:

*a* – 0 min, *b* – 1 min, *c* – 1,5 min, *d* – 2 min

На рис. 19 представлена зависимость изменения электрического сопротивления исследуемых образцов от времени обработки СВЧ излучением. Образец, представленный на рис. 18, *d*, подвергнут наибольшей объемной деструкции. Электрическое сопротивление этого образца – около 3 кОм, что соответствует данным ВЧ-абляции, представленным на рис. 12.

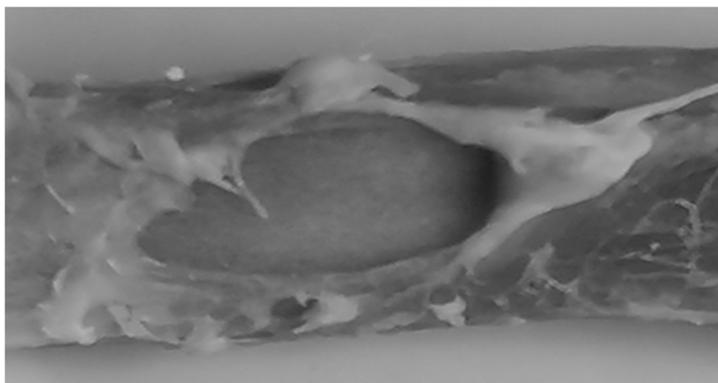


*Рис. 19.* Зависимость электрического сопротивления исследуемых образцов от времени обработки СВЧ-излучением

*Fig. 19.* Dependence of the electrical resistance of the studied samples on the time of treatment with microwave radiation

Для оценки параметров абляции костной ткани, выполненной по предлагаемому методу, было проведено сравнение с характеристиками абляции, выполненной методом МВА.

Образец участка очищенной костной ткани (рис. 20) подвергся СВЧ-излучению на рабочей частоте 2450 МГц. При этом изменялась структура ткани и ее цвет: поверхность костной ткани становилась осветленной (практически белой). Изменение структуры костной ткани оценивалось по динамике электрического сопротивления. До проведения МВА величина электрического сопротивления исследуемого образца составляла 20 кОм. После воздействия в течение 15 секунд сопротивление возросло до 30 кОм, после воздействия в течение 30 секунд величина сопротивления оказалась выше 100 МОм (рис. 21), что соответствует результатам ВЧ-абляции.



*Рис. 20.* Образец костной ткани до проведения абляции

*Fig. 20.* A sample of a bone tissue before ablation

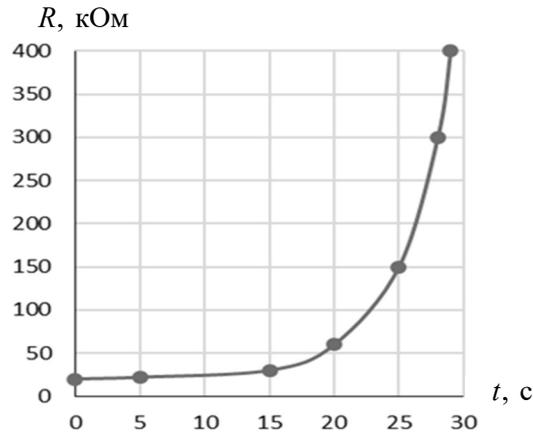


Рис. 21. Зависимость электрического сопротивления костной ткани от времени обработки СВЧ-излучением

Fig. 21. Dependence of the electrical resistance of a bone tissue on the time of treatment with microwave radiation

Следовательно, характеристики абляции, выполненной ВЧ-излучением, не уступают характеристикам абляции, выполненной СВЧ-излучением.

#### 4.4. КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА И СТЕПЕНИ ДЕСТРУКЦИИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ

Состояние поверхности биологического объекта возможно оценить визуально, с помощью электронных микроскопов, с помощью импедансометрии, ультразвуковыми и оптическими методами и др. В настоящей работе для более достоверного контроля качества и степени деструкции биологических тканей выбран оптический метод с использованием лазерного излучения.

В эксперименте исследованию были подвергнуты биопат мышечных тканей и биопат тканей повышенной плотности (костной) крупного рогатого скота. Исследования были проведены на частотах электромагнитного излучения 13,56 МГц и 2450 МГц.

На рис. 22 представлены фотографии, обработанные МВА в течение разного времени.

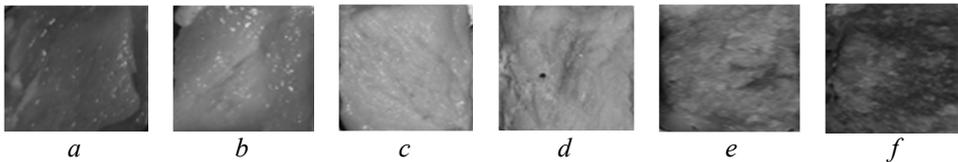


Рис. 22. Фотографии исследуемых образцов после обработки СВЧ-излучением в течение разного времени:

a) 0 с, b) 5 с, c) 10 с, d) 15 с, e) 30 с, f) 45 с

Fig. 22. Photos of the samples under study after treatment with microwave radiation for different times:

a) 0 s, b) 5 s, c) 10 s, d) 15 s, e) 30 s, f) 45 s

Как и ранее, качество и степень деструкции биологических тканей оценивались с помощью измерения электрического сопротивления. С увеличением времени воздействия электрическое сопротивление биологических тканей тоже увеличивается. На рис. 23 представлена зависимость сопротивления биологических тканей от времени обработки ЭМ-излучением на частоте 2450 МГц. После обработки в течение 15 секунд сопротивление резко возросло и при времени обработки в течение 30 секунд составило 24 МОм. При обработке биологической ткани в течение 45 секунд значение электрического сопротивления составило более 100 МОм, т. е. оценка качества и степени деструкции с помощью измерения электрического сопротивления затруднена.

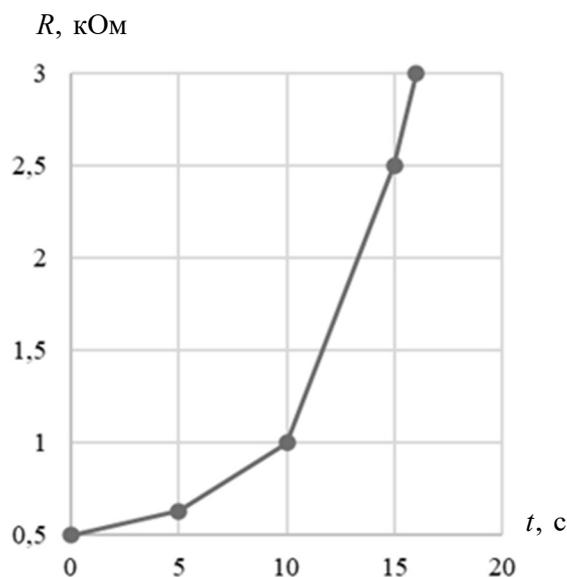


Рис. 23. Зависимость электрического сопротивления биологических тканей от времени обработки методом МВА

Fig. 23. Dependence of the electrical resistance of a biological tissue on the time of treatment by the MWA method

Предложено качество и степень деструкции оценить с помощью разработанной экспериментальной установки, использующей лазерное излучение, блок-схема которой представлена на рис. 3. На рис. 24 представлена зависимость выходного тока ФЭУ от времени обработки. Как и следовало ожидать, с увеличением времени обработки сигнал, отраженный от биологической ткани, а следовательно, и выходной ток ФЭУ увеличиваются в результате увеличения плотности ткани. При обработке ЭМ-излучением более 15 секунд биологическая ткань начинает сгорать, обеспечивая меньшее отражение. Следовательно, с помощью отраженного лазерного луча можно оценить степень деструкции.

Далее была исследована степень деструкции биологической ткани повышенной плотности (костной). Деструкция осуществлена высокочастотным электромагнитным излучением (13,56 МГц). На рис. 25 представлены фотогра-

фии: а) до обработки, б) после обработки высокочастотным электромагнитным излучением мощностью 20 Вт (осветленные участки).

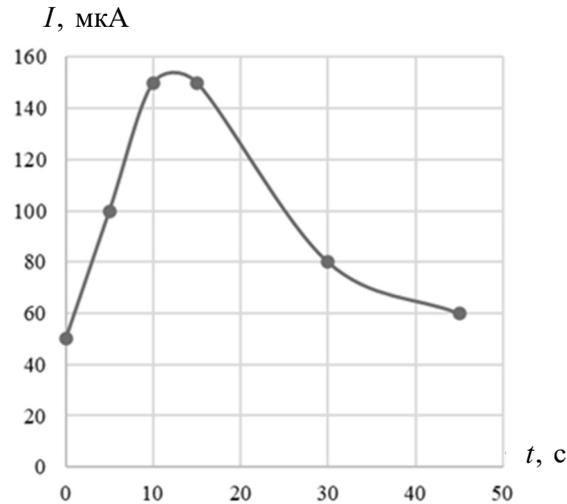


Рис. 24. Зависимость выходного тока ФЭУ от времени обработки биологической ткани сверхвысокочастотным электромагнитным излучением

Fig. 24. Dependence of the PMT output current on the time of treatment of a biological tissue by microwave electromagnetic radiation

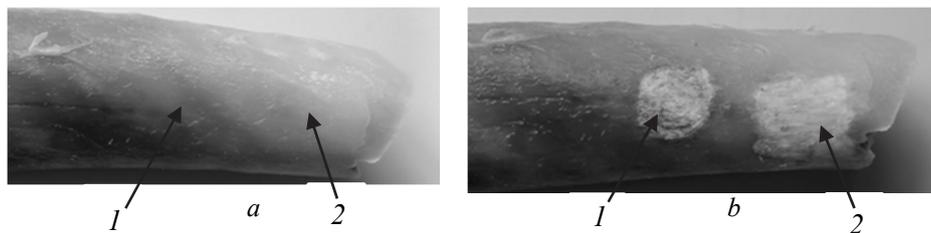


Рис. 25. Фотографии костной ткани:

*a* – до обработки; *b* – после обработки; 1 – более влажный участок костной ткани (начальная степень деструкции); 2 – более сухой участок костной ткани (глубокая деструкция)

Fig. 25. Photos of a bone tissue:

*a* – before processing; *b* – after processing; 1 – the area of bone tissue is wetter (initial degree of destruction); 2 – the area of bone tissue is drier (complete destruction)

До обработки высокочастотным электромагнитным излучением электрическое сопротивление поверхности костной ткани участка 1 составляло ~20 кОм, участка 2 ~30 кОм. После обработки методом сканирования излучателя по поверхности костной ткани площадью около 1...1,5 см<sup>2</sup> электрическое сопротивление участка 1 составило ~30 МОм, участка 2 – более 100 МОм. Таким образом, значение электрического сопротивления достоверно отражает степень только начального этапа деструкции костной ткани.

Степень деструкции костной ткани была оценена с помощью предложенного лазерного контроля. На рис. 26 показана зависимость выходного тока ФЭУ от величины питающего напряжения. Анализ рис. 26 показывает, что степень деструкции сухого участка костной ткани значительно выше, чем степень деструкции более влажного участка (участка с начальной степенью деструкции), но величины тока в обоих случаях легко контролируемы. Следовательно, начальную и глубокую степень деструкции костной ткани можно более достоверно оценить с помощью лазерного контроля.

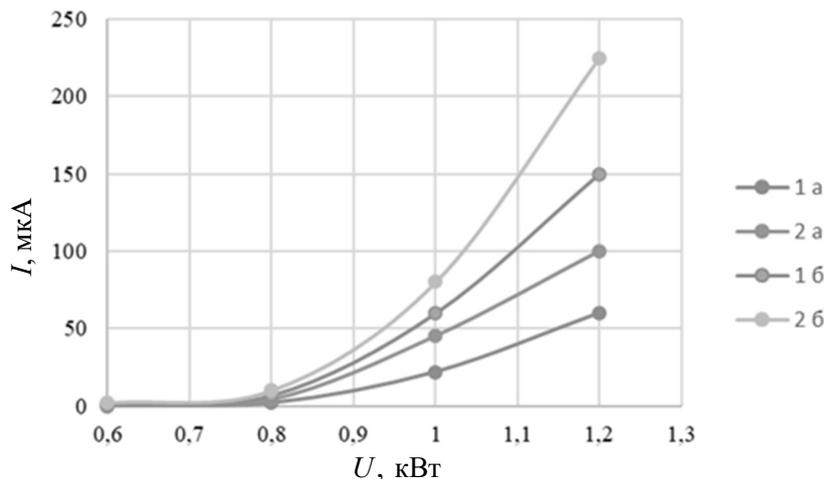


Рис. 26. Зависимость выходного тока ФЭУ от величины питающего напряжения

Fig. 26. Dependence of the output current of the power source on the value of the supply voltage

Проведенные исследования позволяют сделать определенный вывод: лазерный контроль увеличивает достоверность контроля качества и степени деструкции биологической ткани.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Проведенные исследования свидетельствуют о возможности выполнения резекции биологических тканей в высокочастотном диапазоне воздействующего электромагнитного излучения. Показано, что резекция биологической ткани на определенную глубину с длиной разреза 35 мм возможна за очень короткое время (около 7 с), т. е. имеет место высокая скорость достижения необходимого результата практически при минимальном воздействии на окружающие ткани. Кроме того, области коагуляции краев разреза и прокола, полученных при ВЧ-абляции, имеет относительно небольшие размеры.

2. Предложенным методом высокочастотной абляции могут быть обработаны как мягкие ткани, так и ткани повышенной плотности (костные и хрящевые), а также глуболежащие ткани.

3. Качество абляции, выполненной высокочастотным электромагнитным излучением, не уступает качеству абляции, выполненной методом МВА.

4. Высокочастотная абляция биологической ткани может быть выполнена неинвазивным способом путем сканирования по площади объекта воздействия со скоростью не менее  $1,5 \cdot 10^{-2}$  м/с, а также инвазивным способом путем прокола объекта воздействия на глубину от 1,5 до 15 мм и более.

5. Предложенный метод лазерного контроля увеличивает достоверность оценки качества и степени деструкции биологических тканей.

6. Разработанный высокочастотный генератор на 13,56 МГц пригоден для использования в данных целях.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Жуликов А.Л., Маланин Д.А. Применение метода холодноплазменной абляции в травматологии и других областях хирургии // Волгоградский научно-медицинский журнал. – 2008. – № 1. – С. 59–61.
2. Устройство для формирования холодной плазмы в физиологическом растворе / Н.А. Жумантаева, А.Н. Алейник, Л.И. Лисицына, В.В. Педдер // Научный вестник НГТУ. – 2016. – № 1 (62). – С. 35–48.
3. Жумантаева Н.А., Лисицына Л.И. Щадящее удаление биологических тканей с патологией методом холодно-плазменной коагуляции // Современные проблемы телекоммуникаций: материалы Российской научно-технической конференции, Новосибирск, 26–27 апр. 2017 г. – Новосибирск, 2017. – С. 566–569.
4. The device for generating cold plasma in an electrically conductive solution, with the aim of tissue spare / N.A. Zhumantaeva, L.I. Lisitsyna, A.N. Aleinik, V.V. Pedder // The 17th International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM 2016: proceedings. – Novosibirsk, 2016. – P. 650–652.
5. Современные методы абляции злокачественных новообразований печени / Л.И. Москвичева, Д.В. Сидоров, М.В. Ложкин, Л.О. Петров, М.В. Забелин // Исследования и практика в медицине. – 2018. – Т. 5, № 4. – С. 58–71.
6. Новый метод микроволновой абляции злокачественных новообразований печени / Д.В. Сидоров, Н.А. Гришин, М.В. Ложкин, В.А. Вишневский, Л.О. Петров // Онкохирургия. – 2012. – Т. 4, № 1. – С. 50.
7. Микроволновая абляция при лечении злокачественных новообразований печени / Д.В. Сидоров, С.О. Степанов, Н.А. Гришин, М.В. Ложкин, Л.О. Петров, О.А. Майновска // Онкология. Журнал им. П.А. Герцена. – 2013. – № 2. – С. 27–31.
8. Effect of microwave ablation treatment of hepatic malignancies on serum cytokine levels / J. Zhao, Q. Li, M. Mukhtali, B. Ren, Y. Hu, D. Li, Z. Li, D. Li, Y. Xie, M. Tao, R. Liang // BMC Cancer. – 2020. – Vol. 20. – P. 812.
9. Результаты радиочастотной абляции при лечении колоректальных метастазов в печени / К.Н. Петренко, Е.О. Барсукова, Л.О. Полищук, Е.П. Фисенко, Г.А. Шатверян, О.Г. Скипенко // Российский журнал гастроэнтерологии, гепатологии, колопроктологии. – 2007. – Т. 17, № 3. – С. 84–90.
10. Использование аппарата радиочастотной абляции при резекции печени / В.Д. Федоров, В.А. Вишневский, В.А. Кубышкин [и др.] // Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. – 2004. – № 5. – С. 21–25.
11. Microwave coagulation therapy for hepatic tumors: review of the literature and critical analysis / C. Boutros, P. Somasundar, S. Garrean, A. Saied, N.J. Espot // Surgical Oncology. – 2010. – Vol. 19 (1). – P. e22–e32.
12. Kulaylat M.N., Gibbs J.F. Thermoablation of colorectal liver metastasis // Journal of Surgical Oncology. – 2010. – Vol. 101 (8). – P. 699–705.
13. Small hepatocellular carcinoma in cirrhosis: randomized comparison of radio-frequency thermal ablation versus percutaneous ethanol injection / R.A. Lencioni, H.P. Allgaier, D. Cioni, M. Olschewski, P. Deibert, L. Crocetti, H. Frings, J. Laubenberger, I. Zuber, H.E. Blum, C. Bartolozzi // Radiology. – 2003. – Vol. 228 (1). – P. 235–240.
14. Razafindratsira T., Isambert M., Evrard S. Complications of intraoperative radiofrequency ablation of liver metastases // HPB (Oxford). – 2011. – Vol. 13 (1). – P. 15–23.

15. Микроволновая абляция в комбинированном лечении первичных опухолей и метастазов печени / М.М. Трандофилов, М.Н. Рудакова, К.Ю. Рябов, О.Ф. Шершнев, А.В. Прохоров // *Анналы хирургической гепатологии*. – 2015. – Т. 20 (4). – С. 34–39. – DOI: 10.16931/1995-5464.2015434-39.

16. *Балахнин П.В., Шмелев А.С., Шачинов Е.Г.* Чрескожная энергетическая абляция опухолей: принципы, технологии, результаты // *Практическая онкология*. – 2016. – Т. 17, № 3. – С. 129–153.

17. Радиочастотная абляция как вспомогательный и окончательный метод лечения метастатического поражения печени у больных колоректальным раком / Э.Э. Топузов, М.А. Бобраков, В.К. Балашов, Е.И. Дрогомирецкая, Е.А. Ерохина, О.Н. Кислицина, А.Н. Петряшов, А.Н. Круглов, Р.Э. Топузов, Е.В. Напольская // *Вестник Северо-Западного государственного медицинского университета им. И.И. Мечникова*. – 2017. – Т. 9, № 1. – С. 7–14.

18. Радиочастотная катетерная абляция хронической формы фибрилляции предсердий методом изоляции легочных вен и анатомической модификации субстрата аритмии / А.В. Ардашев, Е.Г. Желяков, Е.А. Долгушина, М.С. Рыбаченко, Д.А. Мангутов, А.В. Конев, С.В. Волошко, О.Ю. Врублевский, М.В. Крючко, Э.Н. Ливенцева // *Кардиология*. – 2008. – № 12. – С. 41–48.

19. История развития радиочастотной абляции в травматологии и ортопедии / М.А. Гвоздев, М.В. Рябинин, А.С. Сапрыкин, Н.Н. Корнилов // *Современные проблемы науки и образования*. – 2021. – № 1. – URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=30460> (дата обращения: 06.03.2023).

20. *Тихонов В.Н.* Мини-свиньи – надежда человечества // *Химия и жизнь* – XXI век. – 2011. – № 9. – С. 32–36.

21. *Винская Е.К., Белавская С.В., Лисицына Л.И.* Лазерный контроль степени деструкции биологической ткани // *Наука. Технологии. Инновации: 16 Всероссийская научная конференция молодых ученых, Новосибирск, 5–8 дек. 2022 г.: в 11 ч.* – Новосибирск, 2022. – Ч. 6. – С. 119–123.

22. Абляция костной ткани, выполненная путем воздействия электромагнитным излучением высокочастотного диапазона / Л.И. Лисицына, С.В. Белавская, А.Н. Кузьмин, Е.К. Винская // *Современные проблемы телекоммуникаций: материалы Российской научно-технической конференции, Новосибирск, 20–21 апр. 2022 г.* – Новосибирск, 2022. – С. 648–652.

23. Comparative analysis of soft biological tissue ablation characteristics obtained by electromagnetic radiation of HF and UHF ranges / S.V. Belavskaya, L.I. Lisitsyna, A.N. Kuzmin, E.K. Vinskaya // *IEEE 23 International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials (EDM): proceedings, Erlagol, 30 June – 4 July 2022.* – IEEE, 2022. – P. 510–513.

24. *Lisitsyna L.I., Belavskaya S.V., Blokhin A.A.* Utilization of high frequency electrical signal for biological tissue ablation // *Actual Problems of Electronic Instrument Engineering (APEIE-2021): proceedings, Novosibirsk, 19–21 Nov. 2021.* – Novosibirsk, 2021. – P. 72–75.

*Белавская Светлана Витальевна*, кандидат технических наук, доцент кафедры электронных приборов Новосибирского государственного технического университета. Основное направление научных исследований – исследование биофизических процессов, измерительная техника. Имеет более 200 публикаций, включая 18 авторских свидетельств и патентов РФ. E-mail: Svetlana.belana@yandex.ru

*Лисицына Лилия Ивановна*, доктор технических наук, профессор кафедры электронных приборов Новосибирского государственного технического университета. Основное направление научных исследований – разработка диагностических и терапевтических устройств, исследование биофизических процессов. Имеет более 500 научных публикаций, включая 40 авторских свидетельств и патентов РФ. E-mail: lisitcinali@gmail.com

*Кузьмин Антон Николаевич*, магистр техники и технологии, инженер I кат. НПП «ВЕРСЕТ». Основное направление научных исследований – разработка медицинских устройств, исследование биофизических процессов. Имеет более 40 научных публикаций, включая один патент РФ. E-mail: anton@kuz-min.ru

*Винская Екатерина Константиновна*, студент 4-го курса физико-технического факультета Новосибирского государственного технического университета. Занимается научными разработками в течение двух лет в области разработки устройства по абляции биологических тканей. Имеет 3 научные публикации. E-mail: katerinavn@gmail.com

*Навроцкий Леонид Григорьевич*, и.о. заведующего лабораторией лазерной биофизики, научный сотрудник Института лазерной физики СО РАН, преподаватель-исследователь НГТУ (старший преподаватель). Основное направление научных исследований – исследование биофизических процессов в биологических тканях. Имеет более 40 научных публикаций и 2 патента на изобретения. E-mail: leonid.navrotsky@gmail.com

*Разинкин Владимир Павлович*, доктор технических наук, профессор Новосибирского государственного технического университета. Основное направление научных исследований – широкополосное СВЧ-устройство высокого уровня мощности. Имеет более 160 научных работ, включая 36 патентов РФ на изобретение. E-mail: Razinkin@corp.nstu.ru

*Блохин Александр Александрович*, магистр техники и технологии, ассистент кафедры электронных приборов Новосибирского государственного технического университета. Основное направление научных исследований – исследование биофизических процессов, компьютерная обработка данных. Имеет более 40 научных работ, включая один патент РФ на изобретение. E-mail: snakebss@mail.ru

*Belavskaya Svetlana V.*, PhD (Eng.), an associate professor at the Department of Electronic Devices, Novosibirsk State Technical University. The main field of her scientific research is the study of biophysical processes and measuring equipment. She has more than 200 publications, including 18 copyright certificates and patents of the Russian Federation. E-mail: BelavskayaSV@gmail.com

*Lisitsyna Liliya I.*, D. Sc. (Eng.), professor at the Department of Electronic Devices, Novosibirsk State Technical University. The main field of her scientific research is development of diagnostic devices and study of biophysical processes. She has more than 500 scientific publications, including 40 copyright certificates and patents of the Russian Federation. E-mail: lisitsinali@gmail.com

*Kuzmin Anton N.*, a master of engineering and technology, the 1<sup>st</sup> category engineer of “VERSET”, LLC. The main field of his scientific research is development of medical devices and study of biophysical processes. He has more than 40 scientific publications, including 1 patent of the Russian Federation. E-mail: anton@kuz-min.ru

*Vinskaya Ekaterina K.*, 4th year student at the Faculty of Physics and Technology, Novosibirsk State Technical University. She has been engaged in scientific research for 2 years in the field of developing a device for ablation of biological tissues. She has 3 scientific publications. E-mail: katerinavns@gmail.com

*Navrotsky Leonid G.*, an acting head of the Laser Biophysics Lab, researcher at the Institute of Laser Physics SB RAS, research teacher at NSTU (senior lecturer). The main field of his scientific research is study of biophysical processes in biological tissues. He has more than 40 scientific publications and 2 patents for inventions. E-mail: leonid.navrotsky@gmail.com

*Razinkin Vladimir P.*, D. Sc. (Eng.), an associate professor, Novosibirsk State Technical University. The main field of his scientific research is a wide range microwave high power device. He has more than 160 scientific publications, including 36 patents of the Russian Federation. E-mail: Razinkin@corp.nstu.ru

*Blokhin Alexander A.*, a master of engineering and technology, assisting lecturer at the Department of Electronic Devices, Novosibirsk State Technical University. The main field of his scientific research is study of biophysical processes and computer data processing. He has more than 40 scientific publications, including 1 patent of the Russian Federation. E-mail: snakebss@mail.ru

***A high-frequency electromagnetic system for biological tissues destruction***\*

S.V. BELAVSKAYA<sup>a</sup>, L.I. LISITSYNA<sup>b</sup>, A.N. KUZMIN<sup>c</sup>, E.K. VINSKAYA<sup>d</sup>,  
L.G. NAVROTSKY<sup>e</sup>, V.P. RAZINKIN<sup>f</sup>, A.A. BLOKHIN<sup>g</sup>

Novosibirsk State Technical University, 20 K. Marx Prospekt, Novosibirsk, 630073, Russian Federation

<sup>a</sup> Svetlana.belana@yandex.ru <sup>b</sup> lisitcinali@gmail.com <sup>c</sup> anton@kuz-min.ru

<sup>d</sup> katerinavns@gmail.com <sup>e</sup> leonid.navrotsky@gmail.com <sup>f</sup> razinkin\_yp@mail.ru

<sup>g</sup> snakebss@mail.ru

**Abstract**

The possibility of using an impacting electromagnetic radiation in the high-frequency range for ablation of biological tissues (soft and high density) is considered. A comparative analysis of the characteristics of ablation performed using electromagnetic radiation of the microwave range (microwave ablation method (MWA)) and high-frequency (HF) range is given. It was experimentally revealed that the characteristics of ablation performed by both methods are close to each other. HF ablation techniques performed by non-invasive and invasive methods are proposed and experimentally tested. Laser control of the degree of destruction of biological tissue is proposed which increases the reliability of control. The experiments were carried out using a high-frequency generator at a fixed frequency of 13.56 MHz created with the participation of the authors of this work. The use of an HF generator provided an effect on a biological tissue with a needle-type emitter (medical steel), without using a closed electrical circuit. Pig skin and muscles of cattle were used as biopsies. The processes of burning out the object of exposure, resection and coagulation were performed. It is shown that with HF ablation (HF), the tissue is heated to 120 °C. A multimeter with the function of a thermal imager CEM DT-898 manufactured in Germany was used to study the temperature in the focus of exposure. This multimeter allows capturing the area with the maximum temperature at the place of discharge, which occurs when the emitter approaches the skin and heats the skin to a certain temperature, as a result of which thermal ablation occurs. It was revealed that HF ablation occurs practically without affecting the surrounding tissues. A high-frequency electromagnetic system for conducting experimental studies has been developed and implemented. Based on the results of the work, it is proposed to ablate biological tissue using Russian HF generators.

**Keywords:** biological tissue, ablation, thermal, microwave, high frequency, discharge, temperature, electrical resistance, destruction, degree, quality, laser control

**REFERENCES**

1. Zhulikov A.L., Malanin D.A. Primenenie metoda kholodnoplazmennoi ablatsii v travmatologii i drugikh oblastiakh khirurgii [Application of the cold plasma ablation method in traumatology and other areas of surgery]. *Volgogradskii nauchno-meditsinskii zhurnal = Volgograd scientific and medical journal*, 2008, no. 1, pp. 59–61.
2. Zhumantaeva N.A., Aleinik A.N., Lisitsyna L.I., Pedder V.V. Ustroystvo dlya formirovaniya kholodnoi plazmy v fiziologicheskom rastvore [The device for generating cold plasma in saline]. *Nauchnyi vestnik Novosibirskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta = Science bulletin of the Novosibirsk state technical university*, 2016, no. 1 (62), pp. 35–48.
3. Zhumantaeva N.A., Lisitsyna L.I. [Spring removal of biological issue with pathology by cold-plasma collection method]. *Sovremennye problemy telekommunikatsii* [Modern problems of telecommunications]. Materials of the Russian Scientific and Technical conference, Novosibirsk, 26–27 April 2017, pp. 566–569. (In Russian).
4. Zhumantaeva N.A., Lisitsyna L.I., Aleinik A.N., Pedder V.V. The device for generating cold plasma in an electrically conductive solution, with the aim of tissue spare. *The 17th International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM 2016: proceedings*, Novosibirsk, 2016, pp. 650–652.

---

\* Received 17 August 2022.

5. Moskvicheva L.I., Sidorov D.V., Lozhkin M.V., Petrov L.O., Zabelin M.V. Sovremennyye metody ablyatsii zlokachestvennykh novoobrazovaniy pecheni [Modern methods of ablation of malignant tumors of the liver]. *Issledovaniya i praktika v meditsine = Research'n Practical Medicine Journal*, 2018, vol. 5, no. 4, pp. 58–71.
6. Sidorov D.V., Grishin N.A., Lozhkin M.V., Vishnevskiy V.A., Petrov L.O. Novyy metod mikrovolnovoy ablyatsii zlokachestvennykh novoobrazovaniy pecheni [A new method of microwave ablation of malignant hepatic tumors]. *Onkokhirurgiya = Oncosurgery*, 2012, vol. 4, no. 1, p. 50.
7. Sidorov D.V., Stepanov S.O., Grishin N.A., Lozhkin M.V., Petrov L.O., Mainovska O.A. Mikrovolnovaya ablyatsiya pri lechenii zlokachestvennykh novoobrazovaniy pecheni [Microwave ablation for the treatment of malignant liver tumors]. *Onkologiya. Zhurnal im. P.A. Gertsena = P.A. Herzen Journal of Oncology*, 2013, no. 2, pp. 27–31.
8. Zhao J., Li Q., Mukhtali M., Ren B., Hu Y., Li D., Li Z., Li D., Xie Y., Tao M., Liang R. Effect of microwave ablation treatment of hepatic malignancies on serum cytokine levels. *BMC Cancer*, 2020, vol. 20, p. 812.
9. Petrenko N.N., Barsukova Ye.O., Polischuk L.O., Fisenko Ye.P., Shatveryan G.A., Skipenko O.G. Rezul'taty radiochastotnoi ablyatsii pri lechenii kolorektal'nykh metastazov v pecheni [Results of radio-frequency ablation of colorectal cancer metastases in the liver]. *Rossiiskii zhurnal gastroenterologii, gepatologii, koloproktologii = Russian Journal of Gastroenterology, Hepatology, Coloproctology*, 2007, vol. 17, no. 3, pp. 22–28.
10. Fedorov V.D., Vishnevskiy V.A., Kubyshev V.A., et al. Ispol'zovanie apparata radiochastotnoi ablyatsii pri rezektzii pecheni [The use of radiofrequency ablation apparatus for liver resection]. *Khirurgiya. Zhurnal im. N.I. Pirogova = Pirogov Russian Journal of Surgery*, 2004, no. 5, pp. 21–25.
11. Boutros C., Somasundar P., Garrean S., Saied A., Espot N.J. Microwave coagulation therapy for hepatic tumors: review of the literature and critical analysis. *Surgical Oncology*, 2010, vol. 19 (1), pp. e22–e32.
12. Kulaylat M.N., Gibbs J.F. Thermoablation of colorectal liver metastasis. *Journal of Surgical Oncology*, 2010, vol. 101 (8), pp. 699–705.
13. Lencioni R.A., Allgaier H.P., Cioni D., Olschewski M., Deibert P., Crocetti L., Frings H., Laubenberger J., Zuber I., Blum H.E., Bartolozzi C. Small hepatocellular carcinoma in cirrhosis: randomized comparison of radio-frequency thermal ablation versus percutaneous ethanol injection. *Radiology*, 2003, vol. 228 (1), pp. 235–240.
14. Razafindratsira T., Isambert M., Evrard S. Complications of intraoperative radiofrequency ablation of liver metastases. *HPB (Oxford)*, 2011, vol. 13 (1), pp. 15–23.
15. Trandofilov M.M., Rudakova M.N., Ryabov K.Yu., Shershnev O.F., Prokhorov A.V. Mikrovolnovaya ablyatsiya v kombinirovannom lechenii pervichnykh opukholei i metastazov pecheni [Microwave ablation in combined treatment of primary and metastatic liver tumors]. *Annaly khirurgicheskoi gepatologii = Annals of HPB Surgery*, 2015, vol. 20 (4), pp. 34–39. DOI: 10.16931/1995-5464.2015434-39.
16. Balakhnin P.V., Shmelev A.S., Shachinov E.G. Chreskozhnaya energeticheskaya ablyatsiya opukholei: printsipy, tekhnologii, rezul'taty [Percutaneous energy ablation of tumors: principles, technologies, results]. *Prakticheskaya onkologiya = Practical Oncology*, 2016, vol. 17, no. 3, pp. 129–153.
17. Topuzov E.E., Bobrakov M.A., Balashov V.K., Drogomiretskaya E.I., Erokhina E.A., Kislytsina O.N., Petryashov A.N., Kruglov A.N., Topuzov R.E., Napol'skaya E.V. Radiochastotnaya ablyatsiya kak vspomogatel'nyi i okonchatel'nyi metod lecheniya metastaticheskogo porazheniya pecheni u bol'nykh kolorektal'nym rakom [Radiofrequency ablation as an auxiliary and final method of treatment of metastatic liver damage in patients with colorectal cancer]. *Vestnik Severo-Zapadnogo gosudarstvennogo meditsinskogo universiteta im. I.I. Mechnikova = Herald of the Northwestern State Medical University named after I.I. Mechnikov*, 2017, vol. 9, no. 1, pp. 7–14.
18. Ardachev A.V., Zhelyakov E.G., Dolgushina E.A., Rybachenko M.S., Mangutov D.A., Konev A.V., Voloshko S.V., Vrublevskiy O.Yu., Kryuchko M.V., Liventseva E.N. Radiochastotnaya kateternaya ablyatsiya khronicheskoi formy fibrillyatsii predserdii metodom izolyatsii legochnykh ven i anatomicheskoi modifikatsii substrata aritmii [Radiofrequency ablation of chronic atrial fibrillation by combined isolation of pulmonary veins and anatomical modification of substrate of arrhythmia]. *Kardiologiya = Cardiology*, 2008, no. 12, pp. 41–48.
19. Gvozdev M.A., Ryabinin M.V., Saprykin A.S., Kornilov N.N. Istoriya razvitiya radiochastotnoi ablyatsii v travmatologii i ortopedii [History of development of radiofrequency ablation in traumatology and orthopedics]. *Sovremennyye problemy nauki i obrazovaniya = Modern problems of science and education*, 2021, no. 1. Available at: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=30460> (accessed 06.03.2023).

20. Tikhonov V.N. Mini-svin'i – nadezhda chelovechestva [Mini-pigs – the hope of mankind]. *Khimiya i zhizn' – XXI vek = Chemistry and Life – 21st Century*, 2011, no. 9, pp. 32–36.

21. Vinskaya E.K., Belavskaya S.V., Lisitsyna L.I. [Laser control of destruction degree of biological tissue]. *Nauka. Tekhnologii. Innovatsii* [science. Technologies. Innovations]. 16 All-Russian Scientific Conference of Young Scientists, Novosibirsk, 5–8 Dec. of 2022. In 11 pt. Pt. 6, pp. 119–123. (In Russian).

22. Lisitsyna L.I., Belavskaya S.V., Kuzmin A.N., Vinskaya E.K. [Ablation of bone tissue performed by exposure to high-frequency electromagnetic radiation]. *Sovremennye problemy telekommunikatsii* [Modern problems of telecommunications]. Materials of the Russian Scientific and Technical conference, Novosibirsk, 20–21 April 2022, pp. 648–652. (In Russian).

23. Belavskaya S.V., Lisitsyna L.I., Kuzmin A.N., Vinskaya E.K. Comparative analysis of soft biological tissue ablation characteristics obtained by electromagnetic radiation of HF and UHF ranges. *IEEE 23 International Conference of Young Professionals in Electron Devices and Materials (EDM)*: proceedings, Erlagol, 30 June – 4 July 2022. IEEE, 2022, pp. 510–513.

24. Lisitsyna L.I., Belavskaya S.V., Blokhin A.A. Utilization of high frequency electrical signal for biological tissue ablation. *Actual Problems of Electronic Instrument Engineering (APEIE-2021)*: proceedings, Novosibirsk, 19–21 Nov. 2021, pp. 72–75.

Для цитирования:

Высокочастотная электромагнитная система для деструкции биологических тканей / С.В. Белавская, Л.И. Лисицына, А.Н. Кузьмин, Е.К. Винская, Л.Г. Навроцкий, В.П. Разинкин, А.А. Блохин // Системы анализа и обработки данных. – 2023. – № 1 (89). – С. 55–80. – DOI: 10.17212/2782-2001-2023-1-55-80.

For citation:

Belavskaya S.S., Lisitsyna L.I., Kuzmin A.N., Vinskaya E.K., Navrotsky L.D., Razinkin V.P., Blokhin A.A. Vysokochastotnaya elektromagnitnaya sistema dlya destruktсии biologicheskikh tkanei [A high-frequency electromagnetic system for biological tissues destruction]. *Sistemy analiza i obrabotki dannykh = Analysis and Data Processing Systems*, 2023, no. 1 (89), pp. 55–80. DOI: 10.17212/2782-2001-2023-1-55-80.