

МОРФОЛОГИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ И РЕЖИМОВ ЛАЗЕРНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ ДЛЯ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ВНУТРИМАТОЧНОЙ ПАТОЛОГИИЕ.Л. Казачков¹, О.В. Сафронов², Э.А. Казачкова³, Е.Н. Игнатъева⁴, И.В. Сафронова⁵, Л.Б. Тарасова⁶^{1,2,3,5,6} Южно-Уральский государственный медицинский университет, Челябинск, Россия⁴ Многопрофильный центр лазерной медицины, Челябинск, Россия¹ doctorkel@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4512-3421>² docsafronov@rambler.ru, <https://orcid.org/0000-0001-6843-0937>³ kazachkovaea@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1672-7058>⁴ elen_ignatjeva22@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-3625-9300>⁵ safronova94@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-3604-9319>⁶ tarasovalb12@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4360-4619>**Аннотация**

Введение. Сведения об экспериментально обоснованных параметрах и режимах излучения диодного лазера, позволяющих малотравматично проводить хирургическое лечение внутриматочной патологии, в литературе не обнаружено. **Цель исследования** – экспериментально обосновать оптимальные параметры и режимы излучения диодного лазера при лечении внутриматочной патологии на основании изучения морфологических изменений эндометрия. **Материалы и методы.** 48 образцов эндометрия подвергли воздействию диодного лазера мощностью 10-40 Вт в постоянном режиме, а 15 образцов – в импульсном режиме при 3 различных наборах параметров лазерного воздействия. Статистическую обработку данных проводили с помощью электронных таблиц Microsoft Excel версия 16.49. Различия рассматривали как статистически значимые при $p < 0,05$. **Результаты.** Рассчитаны ширина зоны абляции, боковой коагуляции и гипертермического воздействия при наиболее оптимальных параметрах лазерной энергии (20 Вт), достигающих адекватных режущих и кровоостанавливающих свойств лазера. Наиболее эффективными при импульсном режиме работы лазера явилась амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 100 мс, продолжительность интервала между импульсами 50 мс, средняя мощность 20 Вт. **Обсуждение.** Сравнительный анализ морфометрических показателей при действии лазерного излучения в постоянном режиме с мощностью излучения 20 Вт и импульсном режиме со средней мощностью лазера 20 Вт показал, что структурные параметры имеют достоверно значимо меньшие значения при импульсном режиме работы лазера. **Заключение.** Оптимальные режущие свойства лазера наблюдаются при использовании постоянного лазерного излучения мощностью 20 Вт. Лучшие режущие и кровоостанавливающие свойства продемонстрировал импульсный режим работы лазера со средней мощностью 20 Вт, амплитудная мощность 30 Вт, продолжительность импульса 100 мс, интервала между импульсами – 50 мс.

Ключевые слова: внутриматочная патология, параметры и режимы лазерного воздействия, морфология эндометрия

Для цитирования: Казачков Е.Л., Сафронов О.В., Казачкова Э.А. с соавт. Морфологическое обоснование параметров и режимов лазерного воздействия для хирургического лечения внутриматочной патологии. Уральский медицинский журнал 2023;22(2):24-33. <http://doi.org/10.52420/2071-5943-2023-22-2-24-33>.

© Казачков Е.Л., Сафронов О.В., Казачкова Э.А., Игнатъева Е.Н., Сафронова И.В., Тарасова Л.Б., 2023

© Kazachkov E.L., Safronov O.V., Kazachkova E.A., Ignatieva E.N., Safronova I.V., Tarasova L.B., 2023

MORPHOLOGICAL SUBSTANTIATION OF LASER EXPOSURE PARAMETERS AND MODES FOR SURGICAL TREATMENT OF INTRAUTERINE PATHOLOGYE.L. Kazachkov¹, O.V. Safronov², E.A. Kazachkova³, E.N. Ignatieva⁴, I.V. Safronova⁵, L.B. Tarasova⁶^{1,2,3,5,6} South Ural State Medical University, Chelyabinsk, Russia⁴ Multidisciplinary Center of Laser Medicine, Chelyabinsk, Russia¹ doctorkel@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4512-3421>² docsafronov@rambler.ru, <https://orcid.org/0000-0001-6843-0937>³ kazachkovaeva@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1672-7058>⁴ elen_ignateva22@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-3625-9300>⁵ safronova94@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-3604-9319>⁶ tarasovalb12@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4360-4619>**Abstract**

Introduction No data on experimentally substantiated parameters and modes of diode laser radiation allowing a minimally traumatic surgical treatment of intrauterine pathology have been found in the literature. **The aim** of the investigation was to substantiate experimentally the optimum parameters and modes of diode laser radiation in the treatment of intrauterine pathology based on the study of morphological changes in the endometrium. **Materials and methods** 48 endometrial samples were exposed to 10-40 W diode laser power in a constant mode and 15 samples - in a pulsed mode with 3 different sets of laser exposure parameters. The data were statistically processed using Microsoft Excel spreadsheets, version 16.49. The differences were considered statistically significant at $p < 0.05$. **Results** Width of the ablation zone, lateral coagulation and hyperthermic exposure zone was calculated at the most optimal parameters of laser energy (20 W), achieving adequate cutting and bleeding properties of the laser. The most effective in the pulsed mode of laser operation was 30 W amplitude power of radiation, the pulse duration of 100 ms, the duration of the interval between pulses of 50 ms, the average power of 20 W. **Discussion** Comparative analysis of morphometric parameters in the action of laser radiation in the constant mode with a radiation power of 20 W and in the pulsed mode with an average laser power of 20 W has shown that the structural parameters have significantly lower values in the pulsed laser mode. **Conclusion** Optimal cutting properties of the laser are observed when constant laser irradiation with a power of 20 W is used. The best cutting and bleeding properties were demonstrated by the pulsed laser mode with an average power of 20 W, amplitude power of 30 W, pulse duration of 100 ms, and inter-pulse interval of 50 ms.

Key words: intrauterine pathology, laser exposure parameters and modes, endometrial morphology.

For citation:

Kazachkov EL, Safronov OV, Kazachkova EA et al. Morphological substantiation of laser exposure parameters and modes for surgical treatment of intrauterine pathology. Ural medical journal 2023;22(2):24-33. (In Russ.). <http://doi.org/10.52420/2071-5943-2023-22-2-24-33>

ВВЕДЕНИЕ

Лечение внутриматочной патологии является важной проблемой современной гинекологии в связи с тем, что она встречается у женщин всех возрастных групп и является причиной репродуктивных нарушений, аномальных маточных кровотечений, хронической тазовой боли [1–3].

Традиционно для лечения внутриматочной патологии применяется механическая, термическая, моно- и биполярная электроэнергия [4]. Лазерная энергия начала использоваться в оперативной гинекологии с середины 70-х годов 20 века. Однако применение лазеров было ограничено высокой стоимостью оборудования. Появление недорогих и компактных полупроводниковых или диодных лазеров расширило возможности использования лазерной

энергии в различных отраслях медицины [5–7]. Активно внедряется этот тип лазеров и в практику лечения внутриматочной патологии [8; 9].

Использование оптимальных режимов лазерного излучения позволяет проводить операции с высокой точностью и минимальным повреждением тканей. Подбор режимов работы лазера имеет большое значение, так как под влиянием лазерной энергии в тканях формируется ряд сложных процессов, которые зависят от характеристик лазерного излучения, времени воздействия и свойств биологических тканей. Особенности этих процессов должны быть изучены перед клиническим использованием лазера в процессе экспериментальных исследований [10; 11].

Излучение диодного лазера с длиной волны

970 нм хорошо поглощается водой и оксигемоглобином. При абсорбции лазерного излучения этими специфическими поглотителями ткани нагреваются до температур, превышающих 100⁰, высушиваются, обугливаются и полностью удаляются. В результате фотовапоризации ткани образуется зона аблации (кратер), или разрез; вокруг кратера расположена зона коагуляции, отражающая гемостатические свойства лазера – участок ткани, в которой под воздействием лазерной энергии происходит нагрев до 60⁰ и денатурация белка; между зоной коагуляции и здоровой тканью расположено несколько рядов клеток с незначительными структурными изменениями, имеющими обратимый характер – зона гипертермического воздействия. Энергия диодного лазера с длиной волны 970 нм проникает в биоткани на глубину 1–2 мм, что определяет хорошие режущие и кровоостанавливающие свойства лазера и делает его применение оптимальным при большинстве хирургических манипуляций [12].

При выполнении хирургических операций с использованием режущих свойств лазера руководствуются выбором оптимальных параметров и режима лазерного излучения, которые гарантируют быструю деструкцию тканей, хороший коагуляционный эффект и минимальное термическое повреждение. Применение лазерного излучения в импульсном режиме уменьшает эффекты теплопередачи за счет наличия периодов остывания ткани. Данный режим излучения позволяет получить более предсказуемые результаты за счет формирования меньшей зоны термического воздействия и может быть использован при проведении операций, требующих минимального повреждения тканей и уменьшения частоты послеоперационных воспалительных изменений [13].

В современной литературе представлена информация о лечении внутриматочной патологии с помощью энергии диодного лазера в постоянном режиме при мощности излучения 15-20 Вт [8; 9]. При этом сведения о влиянии энергии диодного лазера на ткани эндометрия и миометрия женщины, экспериментально обоснованных параметрах и режимах излучения диодного лазера, позволяющих менее травматично и безопасно для пациентки проводить хирургическое лечение внутриматочной патологии, в доступной литературе мы не обнаружили.

Цель исследования – экспериментально обосновать оптимальные параметры и режимы излучения диодного лазера при лечении внутриматочной патологии на основании изучения морфологических изменений эндометрия и миометрия.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Проведено проспективное экспериментальное сравнительное исследование, которое предусматривало гистологическую оценку структурных из-

менений эндометрия и подлежащего миометрия, сформировавшихся под воздействием различных параметров и режимов излучения диодного лазера. Исследование проводили на клинических базах кафедры акушерства и гинекологии и кафедре патологической анатомии и судебной медицины имени профессора В.Л. Коваленко ФГБОУ ВО «Южно-Уральский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации в сотрудничестве с отделом фундаментальных исследований Челябинского государственного института лазерной хирургии.

Биологической тканью для исследования послужил нефиксированный материал: матки, удаленные в процессе тотальной и субтотальной гистерэктомии. После проведения гистерэктомии маточную полость вскрывали путем разреза передней стенки органа. Проводили визуальную оценку формы полости матки и состояния её слизистой оболочки. После осмотра полости матки осуществляли забор образца условно неизменного эндометрия с подлежащим миометрием объемом 1 см³, который в последующем подвергали лазерному воздействию.

Критерии включения: матки пациенток репродуктивного возраста, полученные в результате гистерэктомии по поводу миомы, промежутки времени от момента деваскуляризации матки до воздействия лазерной энергией менее 10 минут, информированное согласие пациентки на участие в эксперименте.

Критерии невключения: наличие гиперплазии эндометрия с атипией, цервикальной интраэпителиальной неоплазии, злокачественных новообразований, послеродовых и послеабортных осложнений, отсутствие информированного согласия пациенток на участие в эксперименте.

В качестве источника лазерного излучения использовали диодный лазер с длиной волны излучения 970 нм. Энергию лазера к тканям подводили с помощью кварцевого моноволоконного световода с полимерной защитной оболочкой. Выходную мощность на конце световода контролировали с помощью измерителя мощности лазерного излучения Gentec TPM-300-CE. Для резания тканей использовали контактный способ рассечения, который формирует меньшие повреждения на периферии зоны резекции. Использовали метод «загрязненного» волокна, который обеспечивает более высокую температуру на торце световода, препятствует генерации лазерной энергии в ткань и обеспечивает формирование тонкого разреза с минимальным повреждением тканей [14]. Для формирования «загрязненного» волокна перед рассечением тканей на торце световода формировали карбонизированный слой путем короткого контактного лазерного воздействия на ткань, подлежащей рассечению [15]. Для максимального приближения эксперимента к клиническим усло-

виям использования диодного лазера разрезы на ткани проводили в жидкостной среде – 0,9% раствор хлорида натрия, который используется для расширения полости матки при гистероскопическом лечении внутриматочной патологии. Скорость проведения разреза тканей – 2 мм в секунду.

1-ю группу составили 48 образцов тканей эндометрия с подлежащим миометрием, подвергавшихся воздействию энергией диодного лазера в постоянном режиме (6 серий опытов). На каждый объект исследования воздействовали энергией диодного лазера мощностью 10, 15, 17, 20, 25, 30, 35, 40 Вт.

2-ю группу сформировали 15 образцов тканей эндометрия с подлежащим миометрием после воздействия энергией в импульсном режиме диодного лазера. При этом изучены 3 варианта параметров лазерного воздействия: 1) амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 50 мс, продолжительность интервала между импульсами 40 мс, средняя мощность излучения 16,7 Вт; 2) амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 70 мс, продолжительность интервала между импульсами 50 мс, средняя мощность излучения 17,5 Вт; 3) амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 100 мс, продолжительность интервала между импульсами 50 мс, средняя мощность 20 Вт.

Расчет средней мощности излучения проводили с помощью формулы [16]:

где P_{cp} – средняя мощность лазерного излучения в Вт, $P_{амп.}$ – амплитудная мощность излучения в

$$P_{cp} = \frac{P_{амп.} (Вт) \times t_{имп.} (мс)}{t_{имп.} (мс) + t_{пауза} (мс)}$$

Вт, $t_{имп.}$ – продолжительность импульса в мс, $t_{пауза}$ – продолжительность интервала между импульсами в мс.

Каждый образец эндометрия и подлежащего миометрия объемом 1 см³, подвергавшийся воздействию лазерной энергии, отбирали для дальнейшего гистологического и морфометрического исследования с целью изучения изменений, сформировавшихся в тканях под влиянием постоянного и импульсного режима лазерного излучения различной мощности. Оценивали ширину зоны аблации, зоны коагуляции и зоны гипертермического воздействия. При этом патологоанатом не был осведомлен о режиме лазерного воздействия на конкретный образец.

После процедуры лазерного воздействия на нативную ткань гистологические препараты готовили по стандартным методикам [17]. Образцы эндометрия и подлежащего миометрия объемом 1 см³ помещали в 10% забуференный раствор нейтрального формалина на 24 часа, затем обезжировали, обезжирировали и парафинизировали в гистологическом автомате по общепринятой ме-

тодике. Изготавливали срезы, перпендикулярные линии лазерного разреза и поверхности слизистой оболочки матки, толщиной 5 мкм. Депарафинизированные срезы окрашивали гематоксилином и эозином. Гистологическое исследование образцов выполняли путём световой микроскопии при увеличении от х40 до х400. Ширину зон аблации, коагуляции и гипертермического воздействия измеряли с помощью окуляр-микрометра при увеличении микроскопа х20 и объект-микрометра с целью деления предметного стекла 10 мкм.

Статистическую обработку данных проводили с помощью электронных таблиц Microsoft Excel версия 16.49. Для номинальных данных рассчитывали частоту и относительную частоту (%). При сравнении групп использовали критерий χ^2 Пирсона и критерий Фишера. Признаки, распределение которых отличались от нормального, представили в виде медианы (Me) и интерквартильного размаха (Q1; Q2), количественные признаки с нормальным распределением – средним значением (M) и стандартным отклонением (m). Различия рассматривали как статистически значимые при $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

При анализе морфологических изменений в тканевом фрагменте эндометрия (миометрия) после лазерного воздействия в постоянном режиме установлено, что очаг лазерного воздействия имел неправильную форму, приближающуюся к треугольной, с основанием, обращённым к поверхности эндометрия, и вершиной, направленной в сторону миометрия. Зачастую зона аблации (кратера) распространялась на всю толщу эндометрия, иногда с частичным вовлечением в процесс деструкции поверхностных отделов подлежащего миометрия (рисунок). Местами в зоне кратера свободно лежали скудные продукты аблации в виде скоплений артефициально трансформированных клеток и элементов их распада.

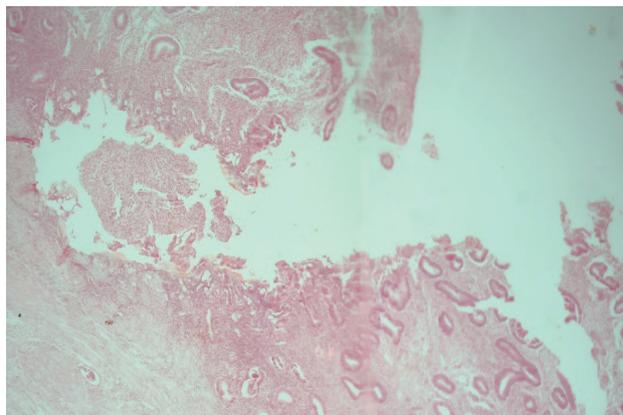


Рис. 1. Зона аблации (кратера) на месте воздействия лазерной энергии, имеющая треугольную форму и распространяющаяся на всю толщу эндометрия. Окраска гематоксилином и эозином, х100.

На поверхности зоны кратера мозаично распо-

лагались продукты тканевого детрита в виде тонкослойных помарок бесструктурных аморфных эозинофильных масс, интенсивно адсорбирующих кислые красители. Далее в глубине располагались продукты распада клеточных мембран и ядер, элементы денатурированных волокнистых структур с фрагментами обрывков скрученных эластических волокон (зона боковой коагуляции). Здесь же регистрировались фрагменты единичных мелких сосудов с пристеночно расположенными единичными форменными элементами красной и белой крови, находящимися зачастую в состоянии гемолиза. Клетки сосудистой адвентиции немногочисленные, с пикнотичными ядрами, расположенными перпендикулярно к сосудистой стенке.

Далее к периферии от зоны коагуляции (в зоне гипертермического воздействия) располагался эндометрий с незначительными структурными перестройками слизистой оболочки матки. Большинство эндометриальных желёз имели округло-овальную форму, в их просветах определялся вакуолизированный бледно-эозинофильный материал с единичными слущенными клетками эпителиальной выстилки, но чаще просветы желёз были пусты. В цитоплазме большинства glanduloцитов желёз наблюдалась нежная и мелко-гранулирован-

ная эозинофильная зернистость либо немногочисленные оптически пустые мелкие вакуоли.

Проведенное морфологическое исследование биоптатов эндометрия с подлежащим миометрием 1-й группы показало, что использование диодного лазера с длиной волны 970 нм обуславливает проникновение энергии в биоткани на глубину 0,5-2 мм. При этом наиболее оптимальным параметром лазерной энергии для осуществления адекватных режущих и кровоостанавливающих свойств явилась мощность 20 Вт. Использование воздействий меньшей мощности (10-17 Вт) не позволяло достичь должного режущего эффекта ткани, в то время как более высокие мощностные характеристики (25-40 Вт) приводили к чрезмерному повреждению эндометрия (миометрия), окружающих зону абляции (кратера), и значительному расширению зоны коагуляции.

Результаты морфометрического исследования характера зависимости ширины центрального дефекта ткани (кратера), зоны бокового коагуляционного некроза от мощности воздействия диодного лазера с длиной волны 970 нм при нанесении линейных разрезов в постоянном режиме со скоростью проведения разреза 2 мм в секунду, отражены в табл. 1.

Таблица 1.

Зависимость ширины зоны абляции (кратера), зоны коагуляции и зоны гипертермического воздействия от мощности диодного лазера с длиной волны 970 нм при линейных разрезах эндометрия (миометрия) в постоянном режиме

Мощность, Вт	Показатель (n=48)								
	Ширина зоны абляции, мкм			Ширина зоны коагуляции, мкм			Ширина зоны гипертермического воздействия, мкм		
	Q ₁	Me	Q ₂	Q ₁	Me	Q ₂	Q ₁	Me	Q ₂
10	608,72	627,41	646,08	1314,01	1432,82	1551,59	675,75	714,22	752,65
15	629,54	648,83	668,06	1370,40	1493,57	1616,60	712,70	753,43	794,10
17	671,19	691,52	711,81	1384,79	1509,31	1633,81	760,50	804,62	848,70
20	718,46	740,57	762,54	1586,81	1728,80	1870,79	810,33	856,79	903,07
25	771,95	795,33	819,05	1729,71	1885,40	2041,10	832,76	880,83	928,84
30	787,32	811,41	835,48	1840,95	2005,64	2170,25	872,13	921,54	970,87
35	879,09	905,61	932,11	2055,87	2240,73	2425,33	967,33	1023,50	1079,67
40	954,29	983,45	1012,51	2312,19	2518,95	2725,61	1551,13	1640,36	1729,47

При наиболее оптимальных параметрах лазерной энергии (средняя мощность излучения 20Вт), позволяющих достичь адекватных режущих и кровоостанавливающих свойств лазера, ширина зоны абляции (кратера) составила 740,57 (718,46; 762,81) мкм, ширина зоны боковой коагуляции – 1728,80 (1586,81; 1870,79) мкм, а ширина зоны гипертермического воздействия в среднем не превышала 856,79 (810,33; 903,07) мкм (табл. 1). Далее к периферии от зоны гипертермического воздействия тканевые структуры практически не отличались от нормального строения эндометрия и миометрия.

2-ю группу сформировали 15 образцов тканей эндометрия с подлежащим миометрием после воздействия энергией диодного лазера в импульсном режиме. Изучены 3 варианта параметров действия лазера: 1) режим № 1: амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 50 мс, продолжительность интервала между импульсами 40 мс, средняя мощность излучения 16,7 Вт; 2) режим № 2: амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 70 мс, продолжительность интервала между импульсами 50 мс, средняя мощность излучения 17,5 Вт; 3) режим № 3: амплитудная мощность излучения 30 Вт, продол-

жительность импульса 100 мс, продолжительность интервала между им-пульсами 50 мс, средняя мощность 20 Вт. Результаты количественного изучения зависимости ширины зоны абляции (кратера), зоны коагуляции и зоны гипертермического воздействия энергии диодного лазера с длиной волны 970 нм в импульсном режиме от параметров лазерного воздействия представлены в таблице 2.

Как следует из данных таблицы 2, наиболее эффективными для проявления оптимальных режущих и кровоостанавливающих свойств лазера при импульсном режиме его работы явились следующие параметры лазерной энергии: амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 100 мс, продолжи-

тельность интервала между импульсами 50 мс, средняя мощность 20 Вт (режим № 3). При этом ширина зоны абляции (кратера) составила 702,87 (682,16; 723,44) мкм, ширина зоны боковой коагуляции – 1520,25 (1395,11; 1645,89) мкм, а ширина зоны гипертермического воздействия в среднем не превышала 793,12 (750,08; 836,12) мкм. При использовании лазерных параметров в режиме № 1 и режиме № 2 (со средней мощностью лазерного излучения 16,7 Вт и 17,5 Вт соответственно) показатели ширины зон абляции (кратера), боковой коагуляции и гипертермического воздействия оказались недостаточными для осуществления адекватных режущих и кровоостанавливающих свойств лазера.

Таблица 2.

Зависимость ширины зоны абляции (кратера), зоны коагуляции и зоны гипертермического воздействия энергии диодного лазера с длиной волны 970 нм в импульсном режиме от различных параметров лазерного воздействия

Параметры лазерного воздействия	Показатель (n=15)								
	Ширина зоны абляции, мкм			Ширина зоны коагуляции, мкм			Ширина зоны гипертермического воздействия, мкм		
	Q ₁	Me	Q ₂	Q ₁	Me	Q ₂	Q ₁	Me	Q ₂
1**	613,07	631,70	650,33	1296,45	1412,45	1528,35	662,41	700,71	738,99
2***	677,45	698,23	719,15	1375,15	1499,63	1624,05	742,42	784,93	827,39
3****	682,16	702,87	723,44	1395,11	1520,25	1645,89	750,08	793,12	836,12

1** – амплитудная мощность излучения 30 Вт; продолжительность импульса 50 мс, продолжительность интервала между импульсами 40 мс, средняя мощность излучения 16,7 Вт (режим № 1);

2*** – амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 70 мс, продолжительность интервала между импульсами 50 мс, средняя мощность излучения 17,5 Вт (режим № 2);

3**** – амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 100 мс, продолжительность интервала между импульсами 50 мс, средняя мощность 20 Вт (режим № 3).

Сравнительный анализ показателей ширины зоны абляции (кратера), зоны боковой коагуляции и зоны гипертермического воздействия при действии лазерного излучения в постоянном режиме с мощностью излучения 20 Вт и импульсном режиме со средней мощностью лазера 20 Вт

представлен в таблице 3. Изучаемые показатели имеют достоверно значимо меньшие значения при импульсном режиме работы лазера, соответствуя при этом оптимальным режущим и кровоостанавливающим свойствам лазерного излучения.

Таблица 3.

Сравнительные показатели ширины зоны абляции (кратера), зоны коагуляции и зоны гипертермического воздействия энергии диодного лазера с длиной волны 970 нм в постоянном и импульсном режиме

Параметры лазерного воздействия	Показатель		
	Ширина зоны абляции, мкм	Ширина зоны коагуляции, мкм	Ширина зоны гипертермического воздействия, мкм
	Me±m	Me±m	Me±m
Постоянный режим, мощность 20 Вт	740,5±22,04	1728,8±141,99	856,7±46,37
Импульсный режим, средняя мощность 20 Вт	702,8±20,64	1520,5±125,39	793,1±43,02
p	0,014	0,031	0,049

ОБСУЖДЕНИЕ

Хирургические вмешательства, выполняемые на внутриматочном сегменте женского репродуктивного тракта, связаны с необходимостью воздействий на ткани с различными оптическими свойствами (эндометрий, миометрий, сосудистые

формирования, ткани субмукозных миом, эндометриальных полипов), зачастую в ходе одного оперативного пособия. При хирургическом лечении внутриматочной патологии с помощью диодного лазера, равно как и в ЛОР-практике [18], спектр оперативных воздействий охватывает как ткани

с обильным кровоснабжением, где максимально должны быть реализованы гемостатические свойства лазера, так и области, требующие максимально щадящего и деликатного подхода, а избыточное термическое повреждение может привести к рубцеванию и персистирующему воспалительному процессу. Поэтому мы разделяем мнение С.А. Карпищенко и соавт. [19] о том, что клиническому применению лазеров обязательно должна предшествовать апробация излучения в различных режимах и разными параметрами воздействия на биологических объектах с целью выбора оптимальных параметров и визуальной оценки возможных термических повреждений тканей.

Использование оптимальных режимов лазерного излучения позволяет проводить операции с высокой точностью и минимальным повреждением тканей [20; 21]. Подбор режимов работы лазера имеет важное значение, поскольку под влияние лазерной энергии в биотканях формируется ряд сложных процессов, которые зависят от характера лазерного излучения, времени воздействия и свойств тканевой архитектоники, причём особенности этих процессов должны быть изучены перед клиническим использованием лазера в процессе экспериментальных исследований [22; 23].

На материале 48 образцов тканей эндометрия с подлежащим миометрием, которые подверглись воздействию энергией диодного лазера в постоянном режиме с мощностью лазерного излучения 10, 15, 17, 20, 25, 30, 35, 40 Вт, нами установлено, что наиболее оптимальным параметром лазерной энергии является средняя мощность излучения 20Вт. Такой режим работы позволил достичь адекватные режущие и кровоостанавливающие свойства лазера.

По мнению А. Vogel, V. Venugopalan [24], большая длительность воздействия лазера при постоянном режиме приводит к проявлению процессов теплопередачи в тканях и их избыточному неконтролируемому разогреву, как в стороны, так и в глубину. Формирование выраженного коагулята вследствие явлений теплопередачи удлиняет процесс заживления лазерной раны и может обусловить избыточное рубцевание. Импульсные режимы уменьшают эффекты теплопередачи за счет наличия периодов «остывания» ткани и дают более предсказуемые результаты [25].

Поскольку лазерное излучение в импульсном режиме обеспечивает формирование меньшей зоны коагуляции по сравнению с постоянным режимом излучения [18; 26], его использование оправдано при вмешательствах, требующих минимального повреждения окружающих тканей и уменьшения выраженности послеоперационных

воспалительных изменений. Ограничение времени лазерного воздействия уменьшает разогревание окружающих тканей, поглощение энергии излучения (превращение электромагнитной энергии в энергию вибраций и колебания молекул), занимает значительно меньше времени, чем процесс теплопроводения в соседние ткани. Длительность импульсов должна быть немного меньше, чем время, необходимое для температурной релаксации, а интервал между ними — достаточным для охлаждения в области воздействия.

По нашим данным, наиболее эффективными для проявления оптимальных режущих и кровоостанавливающих свойств лазера при импульсном режиме его работы явилась амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 100 мс, продолжительность интервала между импульсами 50 мс, средняя мощность 20 Вт. При этом сравнительный анализ показателей ширины зоны абляции (кратера), зоны боковой коагуляции и зоны гипертермического воздействия при действии лазерного излучения в постоянном режиме с мощностью излучения 20 Вт и импульсном режиме со средней мощностью лазера 20 Вт показал, что изучаемые морфологические перестройки имеют достоверно значимо меньшие значения при импульсном режиме работы лазера. По мнению Е.Н. Игнатъевой и соавт. [27], при микроскопическом исследовании ширина каналов, созданных с помощью лазерного излучения в импульсном режиме, также была статистически значимо меньше, чем при применении непрерывного режима за счёт меньшей зоны первичного термического повреждения тканей. Таким образом, подбором оптимальных параметров частоты импульсов и их мощности можно добиться образования кратера с хорошо очерченным краем, глубина которого определяться оптимальной длиной волны излучения и соответствует оптической глубине проникновения луча, а ширина стремится к показателю диаметра оптоволокна при контактном воздействии.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе проведения первого этапа эксперимента было установлено, что оптимальные режущие свойства лазера наблюдаются при использовании постоянного лазерного излучения мощностью 20 Вт. В результате выполнения второго этапа исследования было установлено, что лучшие режущие свойства продемонстрировал импульсный режим, средняя мощность которого составила 20 Вт (амплитудная мощность излучения 30 Вт, продолжительность импульса 100 мс, продолжительность интервала между импульсами 50 мс).

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Rikken JF, Kowalik CR, Emanuel MH et al. Septum resection for women of reproductive age with a septate uterus. *Cochrane Database Syst Rev* 2017;1(1):CD008576. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD008576.pub4>.
2. Чернуха Г.Е., Иванов И.А., Эфендиева З.Н. с соавт. Этиологическая структура и возможности диагностики аномального маточного кровотечения. *Гинекология* 2018;20(2):14–17. https://doi.org/10.26442/2079-5696_2018.2.14-18.
Chernukha G.E., Ivanov I.A., Efendieva Z.N., Dumanovskaya M.R., Asaturova A.V. Etiological structure and diagnostic of abnormal uterine bleeding. *Gynecology* 2018;20(2):14–17. (In Russ.) https://doi.org/10.26442/2079-5696_2018.2.14-18.
3. Pereira N, Petrini F.C., Jovana P.L., Rony T.E., Steven D.S. Surgical management of endometrial polyps in infertile women: a comprehensive review. *Surg Res Pract* 2015;2015:914390. <https://doi.org/10.1155/2015/914390>.
4. Ключаров И.В., Макаренко Т.А., Галкина Д.Е. с соавт. Осложнения диагностической и оперативной гистероскопии: профилактика, диагностика, лечение. *Российский вестник акушера-гинеколога* 2022;22(1):58–65. <https://doi.org/10.17116/rosakush2022201158>.
Klyucharov IV, Makarenko TA, Galkina DE et al. Complications of diagnostic and operative hysteroscopy: prevention, diagnosis, treatment. *Russian Bulletin of the Obstetrician-Gynecologist*. 2022;22(1):58–65. (In Russ.). <https://doi.org/10.17116/rosakush2022201158>.
5. Чудновский Н.М., Юсупов В.И., Захаркина О.Л. с соавт. Вклад лазериндуцированной газопарожидкостной динамики в механизм эндовенозной лазерной облитерации. *Современные технологии в медицине* 2016;8(2):6–13. <https://doi.org/10.17691/stm2016.8.2.01>.
Chudnovskii VM, Yusupov VI, Zakharkina OL et al. Contribution of laser-induced gas-vapor-liquid dynamics to the mechanism of endovenous laser ablation. *Sovremennye tehnologii v medicine = Modern technologies in medicine* 2016;8(2):6–13. (In Russ.). <http://dx.doi.org/10.17691/stm2016.8.2.01>.
6. Крикун Е.В., Блашкова С.Л. Диодный лазер в стоматологической практике. *Казанский медицинский журнал* 2017;98(6):1023–1028. <https://doi.org/10.17750.KMJ2017-1023>.
Krikun EV, Blashkova SL. Diode laser in dental practice. *Kazan Medical Journal* 2017;98(6):1023-1028. (In Russ.). <https://doi.org/10.17750.KMJ2017-1023>.
7. Хотим О.А., Аносов В.С., Сычевский Л.З. Сравнительный анализ результатов оперативного лечения костных кист у детей. *Вестник ВГМУ* 2021;20(1):55–61. <https://doi.org/10.22263/2312-4156.2021.1.56>.
Hotim OA, Anosov VS, Sychevsky LZ. Comparative analysis of the results of surgical treatment of bone cysts in children. *Vestnik VGMU = Bulletin of the VSMU* 2021;20(1):55–61. (In Russ.). <https://doi.org/10.22263/2312-4156.2021.1.56>.
8. Haimovich S, Lopez-Yarto M, Urresta Avila J et al. Office hysteroscopic laser enucleation of submucous myomas without mass extraction: a case series study. *Biomed Res Int* 2015;2015:255–261. <https://doi.org/10.1155/2015/905204>.
9. Nappi L, Pontis A, Sorrentino F et al. Hysteroscopic metroplasty for the septate uterus with diode laser: a pilot study. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2016;206:32–35. <https://doi.org/10.1016/j.ejogrb.2016.08.035>.
10. Хотим О.А., Аносов В.С., Сычевский Л.З. Использование лазера в медицине, возможности применения лазерного излучения в травматологии и ортопедии. *Журнал Гродненского государственного медицинского университета* 2018;16(6):654–660. <https://doi.org/10.25298/2221-8785-2018-16-6-654-660>.
Hotim OA, Anosov VS, Sychevsky LZ. The use of laser in medicine, the possibility of using laser radiation in traumatology and orthopedics. *Journal of the Grodno State Medical University*. 2018;16(6):654–660. (In Russ.). <https://doi.org/10.25298/2221-8785-2018-16-6-654-660>.
11. Карпищенко С.А., Рябова М.А., Шумилова Н.А. Технические аспекты лазерной полипотомии. *Folia Otorhinolaryngologiae et Pathologiae Respiratoriae* 2021;27(1):4–11. <https://doi.org/10.33848/foliorl23103825-2021-27-1-4-11>.
Karpishchenko SA, Ryabova MA, Shumilova NA. Technical aspects of laser polypotomy. *Folia Otorhinolaryngologiae et Pathologiae Respiratoriae* 2021;27(1):4–11. (In Russ.). <https://doi.org/10.33848/foliorl23103825-2021-27-1-4-11>.
12. Минаев В.П. Лазерные аппараты для хирургии и силовой терапии на основе мощных полупроводниковых и волоконных лазеров. *Квантовая электроника* 2005;35(11):976–983. <https://doi.org/10.1070/QE2005v035n11ABEH006616>.
Minaev VP. Laser devices for surgery and energy therapy based on high-power semiconductor and fiber lasers. *Quantum electronics* 2005;35(11):976–983. (In Russ.) <https://doi.org/10.1070/QE2005v035n11ABEH006616>.
13. Привалов В.А., Крочек И.В., Абушкин И.А. с соавт. Лазерная остеоперфорация в лечении воспалительных и деструктивных заболеваний костей. *Вестник экспериментальной и клинической хирургии* 2009;2(1):19–28.
Privalov VA, Krochek IV, Abushkin IA et al. Laser osteoporosis in the treatment of inflammatory and destructive bone diseases. *Vestnik eksperimental'noj i klinicheskoy hirurgii = Bulletin of Experimental and Clinical Surgery* 2009;2(1):19–28. (In Russ.).
14. Рябова М.А., Улупов М.Ю., Шумилова Н.А. с соавт. Сравнение режущих и коагуляционных свойств волоконных лазеров с длиной волны 1,56 и 1,94 мкм с полупроводниковым лазером 0,98 мкм. *Бюллетень сибирской медицины* 2021;20(4):56–62. <https://doi.org/10.20538/1682-0363-2021-4-56-62>.
Ryabova MA, Ulupov MYu, Shumilova NA et al. Comparison of cutting and coagulation properties of 1.56 and 1.94 μm fiber lasers and a 0.98 μm semiconductor laser. *Bulletin of Siberian Medicine* 2021; 20 (4): 56–62. (In Russ.). <https://doi.org/10.20538/1682-0363-2021-4-56-62>.
15. Ильин Д.А., Майбородин И.В. Формирование рубца в печени. *Морфология* 2003;123(1):80–83.
Ilyin DA, Mayborodin IV. Scar formation in the liver. *Morphology*. 2003;123(1):80–83. (In Russ.).
16. Федоров В.Н., Фаустов Е.В. Медицинская и биологическая физика: Курс лекций с задачами: учеб. пособие. Мо-

сква: ГЭОТАР-Медиа. 2008; с. 500–517.

Fedorov VN, Faustov EV. Medical and biological physics: A course of lectures with tasks: Tutorial. Moscow: GEOTAR-Media. 2008; pp. 500–517. (In Russ.).

17. Меркулов Г.А. Курс патологоанатомической техники. Ленинград. 1961; с. 114–131.

Merkulov GA. Course of pathoanatomic technique. Leningrad. 1961; pp. 114–131. (In Russ.).

18. Рябова М.А., Шумилова Н.А. Варианты лазерной хирургической техники при полипотомии носа. Российская ринология 2015;23(2):9–11. <https://doi.org/10.17116/rosrino20152329-11>.

Ryabova MA, Shumilova NA. Variants of laser surgical technique for nasal polypotomy. Russian rhinolog. 2015;23(2):9–11. (In Russ.). <https://doi.org/10.17116/rosrino20152329-11>.

19. Карпищенко С.А., Рябова М.А., Улупов М.Ю. с соавт. Выбор параметров лазерного воздействия в хирургии ЛОР-органов. Вестник оториноларингологии 2016;81(4):1418. <https://doi.org/10.17116/otorino201681414-18>.

Karpishchenko SA, Ryabova MA, Ulupov MYu et al. The choice of laser exposure parameters in ENT surgery. Bulletin of Otorhinolaryngology 2016;81(4):14-18. <https://doi.org/10.17116/otorino201681414-18>.

20. Минкевич К.В. Применение диодного лазера в гинекологии. Главный врач Юга России 2007;9(1):37–38.

Minkevich KV. The use of a diode laser in gynecology. Glavnyj vrach Yuga Rossii = Chief physician of the South of Russia 2007;9(1):37-38. (In Russ.).

21. Фёдорова Т.А., Москвин С.В., Аполихина И.А. Лазерная терапия в акушерстве и гинекологии. Москва : Тверь. 2009; С. 5–7.

Fedorova T.A., Moskvina S.V., Apolikhina I.A. Laser therapy in obstetrics and gynecology. Moscow : Tver. 2009; pp. 5-7. (In Russ.).

22. Тарасенко С.В., Шехтер А.Б., Гришин А.А., Мозокина М.М. Изучение влияния излучения диодного лазера на эндотелий сосудов в эксперименте. Российская стоматология 2012;5(2):50–56.

Tarasenko SV, Shekhter AB, Grishin AA, Mozokina MM. Study of the effect of diode laser radiation on vascular endothelium in an experiment. Russian stomatology 2012;5(2):50–56. (In Russ.).

23. Tunc B, Gulsoy M. Tm: fiber laser ablation with real-time temperature monitoring for minimizing collateral thermal damage: ex vivo dosimetry for ovine brain. Lasers Surg Med 2013;45(1):48–56. <https://doi.org/10.1002/lsm.22114>.

24. Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. Chem Rev 2003;103(2):577–644. <https://doi.org/10.1021/cr010379n>.

25. Соколов В.В., Каприн А.Д., Панкратов А.А. с соавт. Оценка лечебной эффективности высокоинтенсивного импульсно-периодического лазерного излучения (экспериментальные и клинические данные). Исследования и практика в медицине 2016;3(3):83–90. <https://doi.org/10.17709/2409-2231-2016-3-3-9>.

Sokolov VV, Kaprin AD, Pankratov AA et al. Evaluation of the therapeutic efficacy of high-intensity pulsed-periodic laser radiation (clinical and experimental observations). Research and Practical Medicine Journal 2016;3(3):83–90. (In Russ.). <https://doi.org/10.17709/2409-2231-2016-3-3-9>.

26. Жижин Н.К., Колбас Ю.Ю., Кузнецов Е.В. Использование лазеров в хирургии. Фотоника 2020;14(3):282–291. <https://doi.org/10.22184/1993-7296.FRos.2020.14.3.282.291>.

Zhizhin NK, Kolbas YuYu, Kuznetsov EV. The use of lasers in surgery. Photonics 2020;14(3):282–291. (In Russ.). <https://doi.org/10.22184/1993-7296.FRos.2020.14.3.282.291>.

27. Астахова Л.В., Игнатьева Е.Н., Головнева Е.С. с соавт. Сравнительное изучение действия непрерывного и импульсного высокоинтенсивного лазерного излучения на кожу (экспериментальное исследование). Лазерная медицина 2015;19(4):53–57. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2015-19-4-53-57>.

Astakhova LV, Ignatieva EN, Golovneva ES et al. Comparative study of the effect of continuous and pulsed high-intensity laser radiation on the skin (experimental study). Laser medicine 2015;19(4):53–57. (In Russ.). <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2015-19-4-53-57>.

Сведения об авторах:

Евгений Леонидович Казачков – доктор медицинских наук, профессор;

Олег Владимирович Сафронов – кандидат медицинских наук, доцент;

Элла Алексеевна Казачкова – доктор медицинских наук, профессор;

Елена Николаевна Игнатьева – кандидат биологических наук;

Ирина Владимировна Сафронова – кандидат технических наук, доцент;

Людмила Бернардовна Тарасова – кандидат медицинских наук, доцент.

Information about authors:

Evgenij L. Kazachkov – Doctor of Science (Medicine), Professor;

Oleg V. Safronov – Ph.D. in medicine, Associate Professor;

Ella A. Kazachkova – Doctor of Science (Medicine), Professor;

Elena N. Ignatieva – Ph.D. in biology;

Irina V. Safronova – Ph.D. in Technical Sciences, Associate Professor;

Ljudmila B. Tarasova – Ph.D. in medicine, Associate Professor.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflicts of interests The authors declare no conflicts of interest.

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

Funding source The authors state that there is no external funding for the study.

Этическая экспертиза. Исследование одобрено локальным этическим комитетом ФГБОУ ВО ЮУГМУ Минздрава России (протокол № 4 от 18.05.2019).

Ethics approval The study was approved by the local Ethics Committee of the South Ural State Medical University (No. 4 dated May 18, 2019).

Информированное согласие. Все пациентки были ознакомлены с целью работы и дали информированное согласие на участие в исследовании и публикацию его результатов в открытой печати.

Informed consent All patients were acquainted with the purpose of the work and gave informed consent to participate in the study and publish the results in the open press.

Статья поступила в редакцию 24.01.2023; одобрена после рецензирования 28.02.2023; принята к публикации 01.04.2023.

The article was submitted 24.01.2023; approved after reviewing 28.02.2023; accepted for publication 01.04.2023.