

# ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЛАЗЕРНО-ИНДУЦИРОВАННОЙ КОАГУЛЯЦИИ БИМОДЕЛЕЙ ПЕЧЕНИ ДЛЯ РАЗНЫХ ДЛИН ВОЛН ИЗЛУЧЕНИЯ БЛИЖНЕГО ИК-ДИАПАЗОНА

А.К. Дмитриев, А.Н. Коновалов, В.Н. Кортуннов, В.А. Ульянов  
Национальный исследовательский центр “Курчатовский институт”, Москва

## EFFICIENCY OF LASER-INDUCED COAGULATION OF LIVER BIOMODELS FOR DIFFERENT WAVELENGTHS OF NEAR-IR RADIATION

A.K. Dmitriev, A.N. Konovalov, V.N. Kortunov, V.A. Ulyanov  
NRC “Kurchatov Institute”, Moscow, Russia

### Реферат

**Цель:** Исследование лазерно-индуцированной коагуляции биомodelей печени и условий получения максимального коагуляционного объема ткани без карбонизации для разных длин волн лазерного излучения ближнего ИК-диапазона.

**Материал и методы:** Использовались биомodelи двух типов – на основе альбумина и тканей печени свиньи *in vitro*. Исследования проводились как при комнатной температуре, так и при моделировании температуры человеческого тела нагревом до 36–37°C. В качестве источников лазерного излучения использовались непрерывные лазеры ближнего ИК-диапазона длин волн – п/п лазер с длиной волны 0,98 мкм, волоконные лазеры с длиной волны 1,56 и 1,94 мкм. Излучение к биомodelи подводилось оптоволоком с плоским торцом. В экспериментах на образцах печени критерием коагуляции являлось изменение цвета ткани (“побледнение”), карбонизации – появление области черного цвета.

**Результаты и заключение:** Исследованы особенности формирования коагуляционных объемов в биомodelях печени при нагреве непрерывным лазерным излучением ближнего ИК-диапазона. Установлено, что получение коагулятов максимальных размеров без эффекта карбонизации в области торца волокна может быть достигнуто уменьшением мощности излучения при длительном лазерном воздействии. Максимальные размеры коагулятов в печени свиньи без карбонизации ткани получены в течение 25 мин облучения, достигая 20 мм на длине волны излучения 0,98 мкм при мощности 1,2 Вт, 8,5 мм на длине волны 1,56 мкм при мощности 0,52 Вт и 4,5 мм на длине волны 1,94 мкм при мощности 0,3 Вт.

Предложена модель формирования температурного поля в биоткани при воздействии излучения, выходящего из торца волокна. Получена формула для оценки максимального размера коагулята и максимальной мощности лазерного излучения при условии отсутствия карбонизации ткани. Результаты работы могут быть использованы для предоперационного прогнозирования с использованием излучателей разных длин волн.

**Ключевые слова:** лазер, биомodelи печени, оптическое волокно, лазерная коагуляция, карбонизация биоткани

### Abstract

**Purpose:** A study of laser-induced coagulation of liver biomodels and conditions for obtaining maximum coagulation volume of tissue without carbonization for different wavelengths of near-IR laser radiation.

**Material and methods:** Two types of biomodels were used: one based on albumin and one based on *in vitro* porcine liver tissue. Studies were conducted both at room temperature and at simulated human body temperature, heated to 36–37°C. CW near-infrared lasers were used as laser sources: a semicon-

ductor laser with a wavelength of 0.98  $\mu\text{m}$  and fiber lasers with wavelengths of 1.56 and 1.94  $\mu\text{m}$ . Radiation was delivered to the biomodel via a flat-ended optical fiber. In experiments on liver samples, coagulation was indicated by a change in tissue color ("blanching"), while carbonization was indicated by the appearance of a black area.

**Results and conclusion:** The formation of coagulated volumes in liver biomodels heated with continuous near-IR laser radiation was studied. It has been established that obtaining coagulates of maximum size without carbonization at the fiber tip can be achieved by reducing the radiation power during prolonged laser exposure. The maximum sizes of coagulates in pig liver without tissue carbonization were obtained within 25 minutes of irradiation and reached: 20 mm at a radiation wavelength of 0.98  $\mu\text{m}$  with a power of 1.2 W, 8.5 mm at a wavelength of 1.56  $\mu\text{m}$  with a power of 0.52 W, and 4.5 mm at a wavelength of 1.94  $\mu\text{m}$  with a power of 0.3 W. A model for the formation of a temperature field in biological tissue under the influence of radiation emanating from the fiber tip is proposed. A formula was obtained for estimating the maximum coagulate size and maximum laser radiation power in the absence of tissue carbonization. The results can be used for preoperative prognostication using emitters of different wavelengths.

**Key words:** laser, liver biomodels, optical fiber, laser coagulation, biotissue carbonization

E-mail: Dmitriev\_a62@mail.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2026-111-3-27-35>

## Введение

Известные подходы по лазерному удалению локализованных в объеме ткани органа человека злокачественных новообразований (узловых опухолей) основываются на создании в опухоли 3D-температурной перегретой области или ее локальной лазерной аблации [1–3]. При температурах 55–70°C происходит тепловая денатурация белков ткани (коагуляция) в результате необратимого нарушения пространственной структуры их молекул и, соответственно, полная утрата функций белков [4]. При температурах 100°C и более имеет место интенсивное испарение нагреваемого объема. В литературе такой механизм удаления новообразований в печени назван лазерной аблацией (ЛА) [1, 3, 5]. Такие подходы перспективны для лечения очаговых опухолей печени человека. Эти опухоли занимают пятое место в мире по их распространённости среди всех злокачественных заболеваний, третье — по причине смертности от рака и первое место — у пациентов с циррозом печени [6]. В частности, к очаговым формам относятся гепатоцеллюлярная (ГЦК) и метастатическая аденокарциномы печени. При диагностике на ранних стадиях они представляют собой сферические или эллипсоидные новообразования размером до 1–2 см в диаметре и менее [7]. В настоящее время для лазерного удаления опухолей печени используются Nd:YAG лазеры (1,06 мкм) и

диодные лазеры (0,98 мкм) с доставкой излучения к объекту воздействия с помощью оптических волокон [2, 8]. Информация о возможности использования других источников лазерного излучения в литературе практически отсутствует.

В режиме локальной ЛА опухолей печени воздействие осуществляется при достаточно высоких мощностях излучения 3–7 Вт и временах воздействия 5–10 мин [2, 9, 10]. При таких режимах происходит не только нагрев объема опухоли, но и интенсивное испарение, горение и карбонизация ткани, сопровождающиеся выбросом продуктов разрушения из зоны лазерной аблации. В [2, 11] отмечается, что карбонизация ткани в области ЛА вызывает различные нежелательные воспалительные реакции печени. К числу рисков при ЛА опухоли также относят газообразование в процессе испарения ткани, которое может привести к газовой эмболии [5, 12]. Эти процессы оказывают негативное влияние на период послеоперационной реабилитации пациентов. В литературе не представлено достаточно данных об условиях, необходимых для осуществления лазерно-индуцированной коагуляции печени без её карбонизации.

В данной работе исследуются лазерно-индуцированная коагуляция биомоделей печени и условия, необходимые для получения максимального коагуляционного объема ткани без карбонизации для разных длин волн лазерного излучения ближнего ИК диапазона.

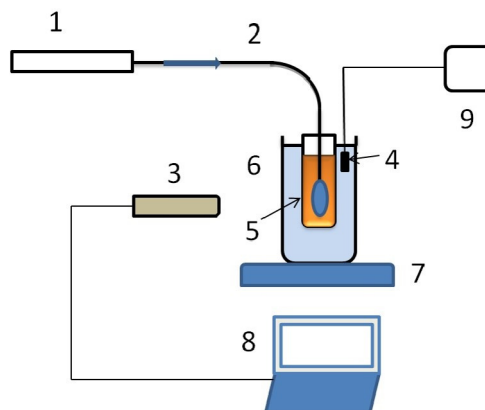
## Материал и методы

При исследовании особенностей лазерно-индуцированного формирования коагулятов использовались два типа биомоделей: на основе альбумина и тканей печени свиньи *in vitro*. Биомодель в виде раствора на основе альбумина, отражающая оптические и теплофизические свойства мягких водосодержащих тканей, была приготовлена по методике, предложенной M.N. Iizuka [13]. Этот раствор заливался в прозрачную кювету для прямого наблюдения за процессом коагуляции. Для экспериментов с тканями печени свиньи *in vitro* использовались свежеприготовленные образцы размером 7×7×7 см. Образцы использовались в течение 48 ч после их получения с бойни и хранились при температуре 0–4°C при постоянной влажности.

Схема установки для исследования коагулируемых объемов в биомоделях представлена на рис. 1. В качестве источников лазерного излучения использовались лазеры непрерывного действия ближнего ИК-диапазона – п/п лазер мощностью до 30 Вт с длиной волны 0,98 мкм, волоконные лазеры с длиной волны 1,56 мкм мощностью до 15 Вт и с длиной волны 1,94 мкм мощностью до 10 Вт. Излучение к биомодели подводилось оптоволоконном с диаметром сердечника 600 мкм и плоским торцом. Для съёмки и визуализации процесса лазерно-индуцированной коагуляции использовался цифровой микроскоп Axyview MV600. Биомодели использовались как при комнатной температуре, так и при моделировании температуры человеческого тела с нагревом до 36–37°C. Для этого кювету с биомоделью помещали в нагреваемую до этой температуры водяную «баню» (контейнер с водой, установленный на нагреватель IKA C-MAG-HS). Контроль температуры осуществлялся измерителем температуры TPM 200 с датчиком типа КТХА. Диапазон измерений термодатчика: –40...+700 °C, погрешность измерений – ±0,5%.

Торец оптического волокна, по которому подводилось лазерное излучение, погружался в биомодель на глубину 2–3 см.

При использовании альбуминовой модели фронт необратимой коагуляции белков при тепловом воздействии излучения представляет собой видимую границу между альбуминовым раствором и денатурированным белком (коагулятом), соответствующую температурам 60–65°C [14]. Это позволяет визуально опреде-

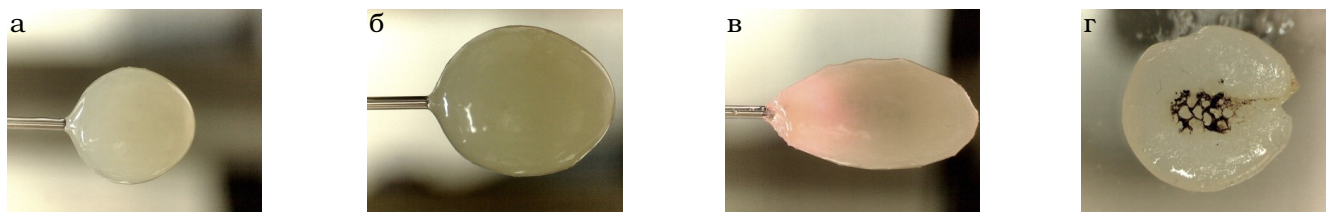


**Рис. 1.** Схема установки для исследования лазерно-индуцированного формирования коагулятов в биомоделях. 1 – лазер; 2 – оптическое волокно; 3 – цифровой микроскоп; 4 – кювета с биомоделью; 5 – датчик температуры; 6 – контейнер с водой; 7 – нагреватель; 8 – компьютер; 9 – измеритель температуры

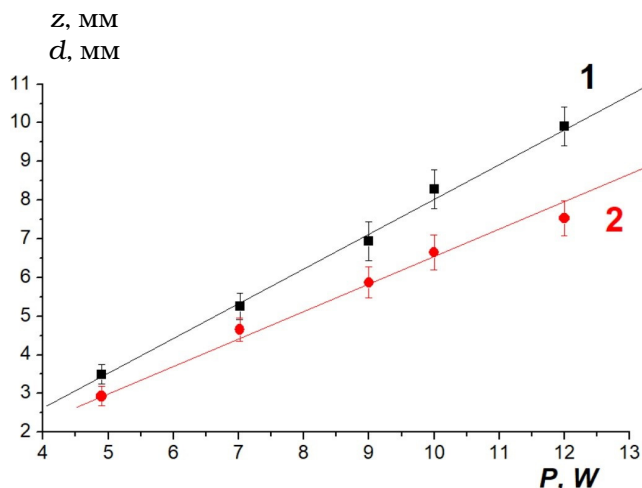
лить размер коагулята. В экспериментах на образцах печени критерием коагуляции является изменение цвета ткани (“побледнение”) как следствие коагуляции белков ткани, происходящей в результате нагрева до температуры 55°C и выше [15]. Эффект карбонизации ткани при лазерном воздействии фиксировался по появлению области черного цвета внутри ткани, что соответствует температуре 200°C и более [5]. Для исследования этих эффектов образцы рассекались вдоль оси волокна и срезы исследовались под цифровым микроскопом.

## Результаты и обсуждение

Ниже представлены результаты исследования особенностей формообразования коагулятов с использованием альбуминовой модели для длин волн излучения 0,98; 1,56 и 1,94 мкм при малых временах лазерного воздействия (60 с) и комнатной температуре. Форма коагулята характеризовалась его диаметром  $d$  и длиной  $z$  по оси лазерного излучения, а также коэффициентом эллиптичности формы коагулята  $k = d/z$ . На рис. 2 представлены фотографии коагулятов, образовавшихся на торце волокна при воздействии на биомодели из альбумина лазерного излучения на разных длинах волн ближнего ИК-диапазона. Максимально допустимая мощность излучения опре-



**Рис. 2.** Фотографии коагулятов, образовавшихся на торце волокна при воздействии на биомодели из альбумина лазерного излучения разных длин волн ближнего ИК диапазона. Время лазерного воздействия 60 с: а – 0,98 мкм, 7 Вт; б – 0,98 мкм, 12 Вт; в – 1,56 мкм, 2,47 Вт; г – 1,94 мкм, 0,85 Вт



**Рис. 3.** Зависимость размеров коагулята для альбуминовой модели от мощности лазерного излучения с длиной волны 0,98 мкм. Время лазерного воздействия 60 с: 1 – длина  $z$  коагулята (размер по направлению оси волокна), 2 – диаметр  $d$  коагулята

делялась по появлению в модели признаков начала ее горения (в) или обугливания (г).

На рис. 3 представлена зависимость размеров коагулята от мощности излучения для длины волны 0,98 мкм. Для построения зависимости мы получили пять альбуминовых коагулятов при одинаковой мощности лазерного излучения. Как следует из представленной зависимости, с увеличением мощности излучения коагулят формируется в виде эллипса (рис. 2б). В этом диапазоне мощности излучения в области теплового воздействия в объеме коагулятов отсутствуют признаки горения и обугливания; при этих условиях достигается максимальный размер коагулята – до 10 мм. Последующее увеличение мощности излучения более 12 Вт приводит к испарению и обугливанию материала модели в области торца волокна. Аналогичные линейные зависимости размеров коагулята с разной степенью эллиптичности его формы от мощности лазерного из-

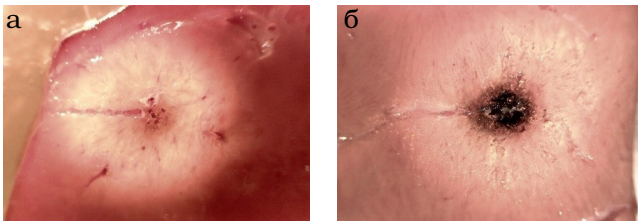
**Таблица 1**  
**Размеры лазерно-индуцированных коагулятов на основе альбумина в зависимости от длины волны излучения  $\lambda$  при малых временах лазерного воздействия (60 с)**

| $\lambda$ , мкм | $P_{\max}$ , Вт | $d_{\max}$ , мм | $z_{\max}$ , мм | $k_{\text{эл}}$ , отн. ед. |
|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------------------|
| 0,98            | 12              | 7,5             | 10              | 0,75                       |
| 1,56            | 2               | 5,0             | 9               | 0,55                       |
| 1,94            | 0,8             | 3,3             | 4               | 0,82                       |

лучения наблюдались и для длин волн 1,56 и 1,94 мкм. В табл. 1 представлены результаты характеристики лазерно-индуцированного формообразования коагулятов при малых временах лазерного воздействия (60 с) и максимально допустимой мощности излучения  $P_{\max}$  без горения и карбонизации материала модели.

При длине волны 1,56 мкм с увеличением мощности излучения коагуляты приобретают более выраженную (рис. 2в), по сравнению с длиной волны 0,98 мкм, эллипсоидную форму ( $k_{\text{эл}}=0,55$ ). При использовании лазерного излучения с длиной волны 1,94 мкм размеры коагулята составляли не более 4 мм, форма коагулята была наиболее близка к сферической (рис. 2г). Наибольший размер коагулята при данных условиях был получен на длине волны 0,98 мкм.

Как показали последующие эксперименты, получение коагулята максимального размера без карбонизации достигается уменьшением мощности лазерного излучения и увеличением длительности облучения. Для данного типа биомодели на длине волны 0,98 мкм это наблюдалось при мощности излучения 4,5 Вт и длительности лазерного воздействия



**Рис. 4.** Зона коагуляции (а) и зона начальной карбонизации (б) в образцах печени свиньи *in vitro* после облучения на длине волны 0,98 мкм. (оптическое волокно вводилось в образец слева направо):  $z$  – длина по оси волокна,  $d$  – диаметр; а –  $P=1,2$  Вт,  $t=25$  мин, зона коагуляции:  $d=20,1\pm1,3$  мм,  $z=19,6\pm1,5$  мм; б –  $P=1,31$  Вт,  $t=10$  мин, зона коагуляции:  $d=16,1\pm1,2$  мм,  $z=16,6\pm1,5$  мм; зона карбонизации:  $4,2\times5,8$  мм

20–25 мин. При этих режимах излучения и комнатной температуре размеры альбуминового коагулята составляли  $d=13,4$  мм и  $z=17,5$  мм. В условиях моделирования температуры человеческого тела размеры коагулята возрастали до  $d=22$  мм и  $z=30$  мм соответственно, т.е. приблизительно в 1,7 раза. Этот эффект объясняется тем, что при такой исходной температуре требуется меньшая энергия излучения для нагрева до температуры коагуляции ткани.

В экспериментах с использованием образцов печени свиньи *in vitro* при исходной температуре 36–37°C также наблюдалась линейная зависимость размера коагулята от мощности излучения и времени лазерного воздействия до появления признаков карбонизации ткани. В результате тепловой денатурации белковых компонент в объеме ткани формируется коагулят сферической формы с центром в области торца волокна (рис. 4а). При увеличении энерговыклада (повышении мощности лазерного излучения или времени воздействия) в области торца волокна образуется зона начальной карбонизации (близкая по форме к сферической) размером до нескольких мм (рис. 4б). Известно, что коэффициент поглощения карбонизированного слоя мягкой биоткани для излучения с длиной волны 0,98 мкм составляет приблизительно  $104\text{ см}^{-1}$  [17]. Это приводит к значительному повышению поглощения энергии лазерного излучения и горению ткани. В условиях нагрева ткани печени до температуры коагуляции получение коагулята максимального размера достигалось уменьшением мощности лазерного излучения и увеличением длительности облучения. На длине волны 0,98 мкм это наблюдалось при мощности

Таблица 2

**Максимальные размеры лазерно-индуцированных коагулятов без карбонизации в печени свиньи *in vitro* при длительности воздействия 25 мин**

| $\lambda$ , мкм | $P_{\text{max}}$ , Вт | $d_{\text{max}}$ , мм | $z_{\text{max}}$ , мм | $K_{\text{эл}}$ , отн. ед. |
|-----------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------------|
| 0,98            | 1,2                   | $20,1\pm1,3$          | $19,6\pm1,5$          | 0,98                       |
| 1,56            | 0,52                  | $6,5\pm0,5$           | $8,5\pm0,75$          | 0,76                       |
| 1,94            | 0,3                   | $4,5\pm0,3$           | $4,5\pm0,4$           | 1,0                        |

излучения 1–1,2 Вт и длительности облучения 20–25 мин. При этом максимальный размер зоны коагуляции достигал 20 мм без признаков обугливания ткани в области торца волокна. Отметим, что в биомодели этого типа формировался коагулят по форме, близкой к сферической.

Аналогичные эксперименты для определения условий коагуляции без карбонизации ткани проведены для длин волн 1,56 и 1,94 мкм. Результаты представлены в табл. 2. Из нее следует, что на длинах волн 1,56 и 1,94 мкм достигаются существенно меньшие размеры коагулята по сравнению с длиной волны 0,98 мкм. Это обусловлено существенной разницей в коэффициентах поглощения излучения для этих длин волн. На длине волны 1,94 мкм реализуется режим поверхностного поглощения ( $\mu_a=100\text{ см}^{-1}$ ). Поверхность образца быстро нагревается до температур карбонизации. На длине волны 0,98 мкм реализуется режим объемного поглощения ( $\mu_a=0,5\text{ см}^{-1}$ ). Промежуточный случай – коагуляция на длине волны излучения 1,56 мкм с поглощением  $\mu_a=10\text{ см}^{-1}$  (данные по поглощению для мягких водосодержащих тканей взяты из [18]). Таким образом, оптимальной длиной волны для получения больших коагуляционных объемов без карбонизации ткани является длина волны 0,98 мкм. При этом необходимо использовать умеренные мощности излучения и большие времена воздействия.

Для детального анализа процесса формирования коагуляционного объема в ткани и нахождения оптимальной мощности лазерного излучения требуется численное моделирование, учитывающее: распространение лазерного излучения в поглощающей и рассеивающей среде, теплопроводность и коагуляцию в процессе теплового воздействия на биоткань. Вместе с тем, наблюдавшиеся в экспериментах закономерности могут быть качественно описа-

ны и более упрощённой моделью с некоторыми оценочными соотношениями, позволяющими оценивать необходимые параметры излучения и предполагаемый эффект теплового воздействия. Остановимся на этом более подробно.

Во-первых, для получения больших размеров коагулянта время воздействия должно быть достаточно длительным, чтобы тепловой фронт успел распространиться достаточно далеко от зоны локального энерговклада. Во-вторых, мощность лазерного излучения должна быть достаточно высока, чтобы обеспечивать коагуляцию ткани, но в тоже время не должна быть слишком большой, чтобы вблизи оптоволокну не происходила карбонизация биоткани. Примем, что биоткань имеет бесконечно большие размеры, поскольку диаметр волокна намного меньше образца печени. В нашей задаче происходит локальный энерговклад вблизи торца волокна и тепловой фронт распространяется во все стороны от этой локальной зоны. При достаточно длительном воздействии, когда тепловой фронт распространился достаточно далеко, тепловую задачу можно приближённо считать сферически симметричной, т.к. источник тепла находится в центре. Очевидно, что максимальная зона нагрева получается при бесконечно большом времени воздействия, когда устанавливается стационарная картина распределения температуры.

Для сферически симметричной задачи уравнение теплопроводности в сферических координатах записывается следующим образом [19]:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\chi}{r} \frac{\partial^2 (rT)}{\partial r^2}, \quad (1)$$

где  $\chi$  – коэффициент температуропроводности,  $r$  – расстояние до центра сферы.

В этом уравнении нет члена, описывающего объёмный источник тепла при поглощении лазерного излучения. Это связано с тем, что мы ищем решение задачи на большом расстоянии, на котором отсутствует лазерное излучение. Граничное условие для этой задачи с бесконечно большой средой – это отсутствие нагрева на бесконечно большом расстоянии, т.е.  $T(r \rightarrow \infty) - T_0 = 0$ , где  $T_0$  – исходная температура среды.

Стационарное (условие  $\partial T / \partial t = 0$ ) решение уравнения (1) имеет вид:

$$T(r) = T_0 + B/r, \quad (2)$$

где  $B$  – константа, которая зависит от условий теплового источника, находящегося в центре.

Чтобы найти  $B$ , необходимо задать дополнительное граничное условие на некотором заданном расстоянии. Предположим, что на расстоянии  $a$  от центра температура равна  $T_1$ , тогда из (2) можно получить:

$$T(r) = T_0 + (a/r)(T_1 - T_0), \quad (3)$$

где  $T_0$  – исходная температура среды.

По закону переноса тепла градиент температуры пропорционален плотности потока тепла. Градиент температуры на поверхности сферы радиуса  $a$  равен:

$$K \frac{dT}{dr} \Big|_a = - \frac{P}{4\pi r_0^2}. \quad (4)$$

Из (3) находим  $dT/dr$  на поверхности сферы радиуса  $a$ :

$$\frac{dT}{dr} \Big|_a = - \frac{T_1 - T_0}{a}. \quad (5)$$

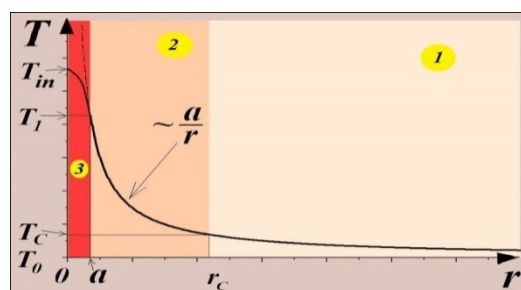
Из соотношений (4) и (5) находим мощность, которую необходимо иметь, чтобы температура на поверхности сферы радиуса  $a$  была равна  $T_1$ :

$$P = 4\pi a k (T_1 - T_0). \quad (6)$$

При этом расстояние, на котором температура достигает температуры коагуляции  $T_c$ , можно оценить из (3):

$$r_c = a((T_1 - T_0)/(T_c - T_0)). \quad (7)$$

На рис. 5 схематически отображено распределение температуры согласно описанной выше модели. Приведённая модель описывает стационарное распределение температуры на достаточно большом расстоянии  $r$  от торца волокна, когда зона тепловыделения 3 при поглощении лазерного излучения значительно



**Рис. 5.** Схематическое изображение распределения температуры от расстояния до источника тепла: 1 – зона неповрежденной ткани, 2 – зона коагулированной ткани, 3 – зона тепловыделения

меньше этого расстояния. На малых расстояниях распределение температуры уже определяется распределением теплового источника внутри ткани, что зависит от диаметра волокна и от оптических характеристик ткани. В этом случае в центре зоны лазерного воздействия температура достигает некоторого максимального значения  $T_{in}$ .

В полученных оценочных соотношениях присутствует эффективный размер  $a$ , для которого известна температура  $T_1$ . В качестве такого размера можно взять некоторый эффективный масштаб, на котором спад температуры уже происходит пропорционально  $1/r$ . Этот масштаб должен быть больше, чем зона тепловыделения, которая определяется диаметром лазерного пятна и глубиной проникновения лазерного излучения в ткань. Для оценок согласно приведённой модели, в качестве  $a$  будем брать среднее геометрическое между диаметром лазерного пучка и глубиной проникновения излучения  $\delta_e$ :

$$a = (d_0 \delta_e)^{1/2}. \quad (8)$$

Среднегеометрическая величина подходит для оценки эффективного пространственного масштаба  $a$  лучше, чем среднеарифметическое  $(d_0 + \delta_e)/2$ , поскольку, когда одна из величин пространственного масштаба  $d_0$  или  $\delta_e$  намного меньше другой, среднеарифметическое не учитывает, что эффективный размер должен уменьшаться.

Из (6) и (7) получим радиус зоны коагуляции в зависимости от мощности излучения  $P$ :

$$r_c = P / (4\pi k(T_c - T_0)). \quad (9)$$

Эта формула справедлива для мощности излучения  $P$  больше некоторого порогового значения  $P_c$ , при котором происходит начало коагуляции. Оценку этой мощности можно сделать из (6), приняв  $T_1 = T_c$ :  $P_c = 4\pi a k(T_c - T_0)$ . Также нас интересуют режимы воздействия, когда вблизи волокна не происходит карбонизация ткани. Для оценки мощности излучения, при котором начинается процесс карбонизации также можно использовать формулу (6), приняв  $T_1 = T_{carb}$ , где  $T_{carb}$  – температура карбонизации ткани. Таким образом, при проведении операций, связанных с термическим локальным нагревом ткани в режиме без карбонизации мощность излучения должна быть в пределах:

$$4\pi a k(T_c - T_0) < P < 4\pi a k(T_{carb} - T_0). \quad (10)$$

Таблица 3

**Параметры для оценки термического воздействия на печень лазерного излучения на длинах волн 0,98 мкм, 1,56 мкм и 1,94 мкм**

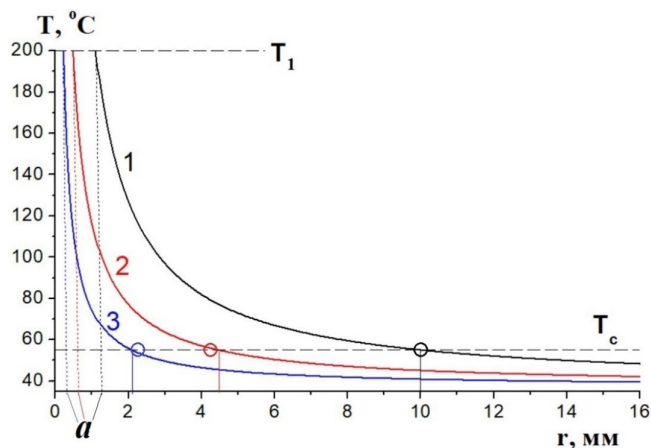
| Параметр                   | Длина волны, мкм |       |       |
|----------------------------|------------------|-------|-------|
|                            | 0,98             | 1,56  | 1,94  |
| $\mu_a$ , $\text{см}^{-1}$ | 0,5              | 10    | 100   |
| $\delta_e$ , см            | 0,15             | 0,04  | 0,009 |
| $a$ , см                   | 0,11             | 0,049 | 0,023 |
| $P_{\max}$ , Вт            | 1,17             | 0,52  | 0,24  |
| $2r_{\max}$ , мм           | 20               | 8,8   | 4     |

Примечание: Для расчётов использовались следующие величины:  $k=0,52 \text{ Вт/(м·К)}$ , температуры  $T_{carb}=200^\circ\text{C}$ ,  $T_c=55^\circ\text{C}$ ,  $T_0=37^\circ\text{C}$ . Значения оптических характеристик были взяты из работы [18]

Приведённая модель показывает (формулы (7), (9)), что с ростом исходной температуры образца  $T_0$  зона коагуляции возрастает, что подтверждается экспериментально. Таким образом, мы имеем универсальную формулу (9) для оценки радиуса зоны коагуляции ткани. Она не зависит от оптических характеристик ткани напрямую. Отличие зоны коагуляции для разных длин волн связано только с использованием мощности  $P$ , которая должна быть в диапазоне (10). Этот диапазон сильно зависит от оптических характеристик ткани, поскольку в него входит параметр  $a$  – эффективный пространственный масштаб тепловыделения при лазерном воздействии. При большем коэффициенте поглощения эта зона становится меньше и тем самым уменьшается мощность  $P$ , для которых данная хирургическая процедура возможна. В табл. 3 представлены результаты оценки размеров зоны коагуляции ткани и максимальной мощности излучения с учётом условия отсутствия карбонизации в рамках описанной численной модели на длинах волн 0,98 мкм, 1,56 мкм и 1,94 мкм.

На рис. 6 приведены расчётные кривые  $T(r)$  по формулам (3) и (8) для трёх длин волн. На этом же рисунке отмечены максимальные размеры зон коагуляции, полученные экспериментально для этих трёх длин волн.

Как следует из табл. 3, для длины волны 0,98 мкм оценка по универсальной формуле даёт значение  $2r_{\max}=20 \text{ мм}$  при  $P_{\max}=1,17 \text{ Вт}$  без карбонизации ткани печени. Максимальный размер зоны коагуляции печени, полученный экспериментально, на этой длине волны при мощности 1,2 Вт составил 20 мм (см. табл. 2). Оценка показывает, что печень начинает кар-



**Рис. 6.** Рассчитанные зависимости температуры от расстояния до центра лазерного воздействия для длин волн 0,98 мкм (1), 1,56 мкм (2) и 1,94 мкм (3). Горизонтальные пунктирные линии – это температурные уровни  $T_c = 55^\circ\text{C}$  и  $T_1 = 200^\circ\text{C}$ . Вертикальными линиями отмечены точки пересечения кривых с уровнем  $T_c$ . Круглыми точками отмечены экспериментально измеренные максимальные размеры зоны коагуляции (при условии отсутствия карбонизации) для трех длин волн.  $a$  – характерный размер зоны разогрева для трех длин волн

бонизироваться при мощности  $P_{\max} = 1,3$  Вт, что хорошо коррелирует с экспериментальными данными (рис. 4б). Аналогичные результаты получены и для длин волн 1,56 и 1,94 мкм. Для 1,56 мкм экспериментально получено, что при мощности 0,52 Вт не происходит карбонизации печени; размер зоны коагуляции составляет  $6,5 \times 8,5$  мм. Оценка по универсальной формуле для этой длины волны даёт  $P_{\max} = 0,52$  Вт, зона коагуляции составляет 8,8 мм. На длине волны 1,94 мкм при мощности 0,3 Вт размер зоны коагуляции составил 4,5 мм.

Следует отметить, что приведённая выше модель основана на стационарной задаче теплопроводности, когда в ткани устанавливается стационарное распределение температурного поля. Именно при таких условиях тепловой фронт распространяется достаточно далеко и можно говорить о достижимости максимально больших зон коагуляции. Для этого необходимо, чтобы время воздействия лазерного излучения было таким длительным, чтобы тепловой фронт успел, как минимум, достичь зоны коагуляции  $r_c$ . Таким образом, время воздействия должно быть больше величины  $t_{\min} = r_c^2 / \chi = \rho C r_c^2 / k$ , где  $\chi$ ,  $\rho$ ,  $C$  – коэффициент температуропроводности, плотность и теплоёмкость биоткани соответственно. При

$k = 0,52$  Вт/(м·К),  $\rho = 1060$  кг/м<sup>3</sup>,  $C = 3600$  Дж/(кг·К) и  $r_c = 10$  мм получаем  $t_{\min} = 12$  мин.

## Заключение

Исследованы особенности формирования коагуляционных объемов в биомоделях печени при нагреве непрерывным лазерным излучением ближнего ИК-диапазона. Показано, что максимальные размеры коагулятов без карбонизации в области воздействия излучения достигаются на длине волны излучения 0,98 мкм, тогда как минимальные размеры – при длине волны 1,94 мкм. Это обусловлено тем, что глубина проникновения излучения на длине волны 0,98 мкм существенно больше по сравнению с длинами волн 1,56 мкм и 1,94 мкм. Показано, что при исходной температуре модельной среды, соответствующей температуре человеческого тела ( $36\text{--}37^\circ\text{C}$ ), размер коагулята возрастает в 1,7 раза по сравнению с комнатной температурой. Установлено, что получение коагулятов максимальных размеров без эффекта карбонизации в области торца волокна может быть достигнуто уменьшением мощности излучения при длительном лазерном воздействии.

Проведен численный анализ лазерного нагрева объема ткани и предложено соотношение для оценки максимального размера коагулята и максимальной мощности лазерного излучения при отсутствии карбонизации ткани. Полученные экспериментальные данные хорошо коррелируют с численными оценками максимальной мощности  $P_{\max}$  и максимально достижимой зоной коагуляции  $2r_c$ . Результаты работы могут быть полезны для предоперационного прогнозирования с использованием излучателей разных длин волн.

Работа проведена в рамках выполнения государственного задания НИЦ “Курчатовский институт”.

## Список литературы

1. Costanzo Di GG, Francica G, Pacella CM. Laser ablation for small hepatocellular carcinoma: State of the art and Future perspectives. World Journal of Hepatology. 2014; 6 (10): 704-15. <https://dx.doi.org/10.4254/wjh.v6.i10.704>.

2. Pacella CM, Breschi L, Bottacci D, Masotti L. Physical Principles of Laser Ablation. Image-guided Laser Ablation. First Online. 2019 September 29; 7-18.
3. Москвичева ЛИ, Сидоров ДВ, Ложкин МВ, Петров ЛО, Забелин МВ. Современные методы абляции злокачественных новообразований печени. Исследования и практика в медицине. 2018; 5 (4): 58-71. <https://doi.org/10.17709/2409-2231-2018-5-4-6>.  
Moskvicheva LI, Sidorov DV, Lozhkin MV, Petrov LO, Zabelin MV. Modern methods of ablation of malignant tumors of the liver. Research'n Practical Medicine Journal. 2018; 5 (4): 58-71 (In Russ).
4. Welch AJ, Martin van Gemert JC. Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue. 1995; New York: Plenum Press: 925 p.
5. Pacella MC, Jiang T, Mauri J. Image-guided laser ablation. 2020; Springer: 160 p.
6. Frenette CT, etc. A Practical Guideline for Hepatocellular Carcinoma Screening in Patients at Risk. Mayo Clinic Proceedings: Innovations, Quality & Outcomes. 2019; 3 (3): 302-10. <https://doi.org/10.1016/j.mayocpiq.2019.04.005>.
7. Vogl TJ, Farshid P, Naguib NN, Darvishi A, Bazarafshan B, Mbalisike E, et al. Thermal ablation of liver metastases from colorectal cancer: radiofrequency, microwave and laser ablation therapies. Vascular and Interventional Radiology. 2014; 119 (7): 451-61. <https://doi.org/10.1007/s11547-014-0415-y>.
8. Sartori S, Di Vece F, Ermili F, Tombesi P. Laser ablation of liver tumors: An ancillary technique, or an alternative to radiofrequency and microwave? World J Radiology. 2017; 9 (3): 91-6. <https://doi.org/10.4329/wjr.v9.i3.91>.
9. Shiguang Zhang, et al. Modeling and ex vivo experimental validation of liver tissue carbonization with laser ablation. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2022; (217): 106697. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.106697>.
10. Трандофилов ММ, Трифанов ВС, Гришин НА, и др. Опыт использования лазерной абляции в хирургическом лечении злокачественных опухолей печени. Онкология. Журнал им. П.А.Герцена. 2024; 13 (3): 40-5. <https://doi.org/10.17116/onkolog20241303140>.
11. Jin X, Feng Y, Zhu R, Qian L, Yang Y, Yu Q, Zou Z, Li W, Liu Y, and Qian Z. Temperature control and intermittent time-set protocol optimization for minimizing tissue carbonization in microwave ablation. International Journal of Hyperthermia. 2022; 39 (1): 868-79. <https://doi.org/10.1080/02656736.2022.2075041>.
12. Iizuka MN, Vitkin IA, Kolios MC, Sherar MD. The effects of dynamic optical properties during interstitial laser photocoagulation. Phys Med Biol. 2000; (45): 1335-57. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/5/317>.
13. Iizuka MN, Sherar MD, Vitkin IA. Optical Phantom Materials for Near Infrared Laser Photocoagulation Studies. Lasers in Surgery and Medicine. 1999; (25): 159-69. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-9101\(1999\)25:2<159::AID-LSM10>3.0.CO;2-V](https://doi.org/10.1002/(SICI)1096-9101(1999)25:2<159::AID-LSM10>3.0.CO;2-V).
14. Berlien H-P, Muller GJ. Applied Laser Medicine. 2003; Berlin, New York: Springer: 740 p.
15. Larin KV, Larina V, Esenaliev RO. Monitoring of tissue coagulation during thermotherapy using optoacoustic technique. Journal of Physics D: Applied Physics / 2005; (38): 2645-2653. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/38/15/017>.
16. Tombesi P, Di Vece F, Sartori S. Laser ablation for hepatic metastases from neuroendocrine tumors. AJR Am. J Roentgenol. 2015 Jun; 204 (6): W732. <https://doi.org/10.2214/AJR.14.14242>.
17. Oregon Medical Laser Center (OMLC): <https://omlc.org/spectra/carbon/>.
18. Ritz JP, Roggan A, Isbert C, Muller G, Buhr HJ, Germer CT. Optical Properties of Native and Coagulated Porcine Liver Tissue Between 400 and 2400 nm. Lasers in Surgery and Medicine. 2001; (29): 205-12. <https://doi.org/10.1002/lsm.1134>.
19. Hahn DW, Ozisik MN. Heat Conduction. 2012; Hoboken, NJ: John Wiley Sons, Inc.: 746 p.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Финансирование.** Работа проведена в рамках выполнения государственного задания НИЦ "Курчатовский институт".

**Участие авторов.** Статья подготовлена с равным участием авторов.

**Поступила:** 30.03.2026. Принята к публикации: 09.09.2026.

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

**Financing.** The work was carried out as part of a state assignment for the Kurchatov Institute Research Center.

**Contribution.** Article was prepared with equal participation of the authors.

**Article received:** 30.03.2026. Accepted for publication: 09.09.2026.