

Экспериментальное и теоретическое описание процесса контактной лазерной хирургии с титансодержащим оптотермическим волоконным конвертером

А.В.Беликов, **А.В.Скрипник**

В эксперименте in vitro, имитирующем последовательность действий хирурга в процессе контактной лазерной хирургии мягкой биоткани, получены зависимости температуры титансодержащего оптотермического волоконного конвертера (ОТВК) и глубин коагуляции и абляции биоткани от средней мощности излучения диодного лазера с длиной волны 980 нм и от скорости перемещения конвертера вдоль биоткани. Обсуждаются структурная, оптическая и теплофизическая модели ОТВК, а также теплофизическая модель взаимодействия нагретого лазерным излучением конвертера с биотканью, которая учитывает температурные зависимости основных теплофизических параметров конвертера и биоткани, а также вклад толщины слоя водяного пара $h_{\text{инт}}$ между конвертером и биотканью. Показано, что предложенная модель позволяет адекватно эксперименту описать результат контактной лазерной хирургии мягкой биоткани с ОТВК.

Ключевые слова: лазер, конвертер, нагрев, биоткань, хирургия, водяной пар, лазерная рана.

1. Введение

Разработка новых эффективных лазерных приборов и методов, позволяющих повысить качество обработки биотканей и снизить количество послеоперационных осложнений, является одной из важных задач современной лазерной физики, техники и медицины. В лазерной хирургии для иссечения мягких тканей достаточно широко используются диодные лазеры [1–4]. Излучение большинства этих лазеров лежит в диапазоне длин волн 0.81–0.98 мкм. Коэффициент поглощения света мягкими биотканями в этом спектральном диапазоне не превышает 1 см^{-1} [4–6]. Столь малое поглощение приводит к тому, что в процессе хирургии мягких биотканей свет достаточно глубоко проникает в биоткань и крайне неэффективно преобразуется в тепло. В результате серьезно повреждаются биоткани, окружающие область воздействия, зона термического повреждения в ряде случаев достигает нескольких миллиметров, что увеличивает срок заживления лазерной раны [7–10].

Для повышения эффективности воздействия диодных лазеров в контактной хирургии используют оптотермические волоконные конвертеры (ОТВК), назначение которых заключается в эффективном преобразовании лазерного излучения в тепло и в дальнейшем разрушении биоткани при контакте с ней нагретого до высоких температур конвертера [5, 11–15]. ОТВК используют для иссечения и коагуляции мягкой биоткани при ангиопластике [16–18], в дер-

матологии [19–24], стоматологии [25–27], нейроэндоскопии [28–30], урологии [31] и т. д.

В настоящее время разработан широкий спектр конвертеров, различающихся прежде всего поглощающим свет материалом. Для контактной хирургии с помощью диодных лазеров наиболее часто используются углеродсодержащие ОТВК [11, 14, 32–36]. Как показано в работах [15, 36], эти конвертеры способны нагреваться до 1000°C , однако дальнейшее повышение температуры или средней мощности падающего на конвертер лазерного излучения приводит к их разрушению и потере ими эксплуатационных свойств. Последнее обстоятельство стимулирует поиск альтернативных сред для ОТВК. В работе [37] обсуждается методика создания, динамика нагрева и спектры свечения титансодержащего и эрбийсодержащего ОТВК. Показано, что эти конвертеры более устойчивы к лазерному нагреву, чем углеродсодержащий ОТВК, а титансодержащий конвертер способен без разрушения нагреваться на воздухе до 2700°C . В работе [38] проведены ресурсные испытания углеродсодержащих и титансодержащего ОТВК. Показано, что среднее время жизни титансодержащего конвертера Eric Pro C&Ti tip составляет 350 с, в то время как среднее время жизни углеродсодержащих конвертеров Cork initiated tip и Pre-initiated tip составляет 10 и 60 с соответственно. В этой связи титансодержащий ОТВК (ОТВК) можно считать наиболее перспективной альтернативой широко распространенному, но недолговечному углеродсодержащему конвертеру, а его оптимизацию – весьма актуальной задачей. В работе [39] проведено сравнительное исследование in vitro воздействия углерод-, титан- и эрбийсодержащих конвертеров на мягкую биоткань при контактной лазерной хирургии с использованием диодного лазера. Продемонстрировано, что эффективность иссечения мягкой биоткани, зона термического поражения и температура конвертеров при контакте с мягкой биотканью изменяются в зависимости от типа конвертера, средней мощности лазерного излучения и скорости перемещения конвертера вдоль поверхности био-

А.В.Беликов. Университет ИТМО, Россия, 197101 С.-Петербург, Кронверкский просп., 49; Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. академика И.П.Павлова, Россия, 197022 С.-Петербург, ул. Льва Толстого, 6-8; e-mail: avbelikov@gmail.com

А.В.Скрипник. Университет ИТМО, Россия, 197101 С.-Петербург, Кронверкский просп., 49

Поступила в редакцию 31 октября 2019 г., после доработки – 9 января 2020 г.

ткани. Максимальная температура $1980 \pm 154^\circ\text{C}$, достигаемая конвертером в процессе иссечения биоткани, была зафиксирована для ТОТВК при средней мощности лазерного излучения 4.0 Вт и скорости его перемещения вдоль биоткани 1 мм/с. Минимальная температура ($540 \pm 30^\circ\text{C}$), при которой происходит разрушение ткани, была зафиксирована также для ТОТВК при средней мощности лазерного излучения 1.0 Вт и скорости его перемещения вдоль биоткани 6 мм/с. Максимальная глубина коагуляции (0.72 ± 0.10 мм) наблюдалась при использовании ТОТВК при средней мощности лазерного излучения 4.0 Вт и скорости его перемещения вдоль биоткани 1 мм/с. Минимальная глубина коагуляции (0.11 ± 0.02 мм) соответствовала углеродсодержащему ОТВК при средней мощности излучения 0.3 Вт и скорости перемещения 3 мм/с. Максимальная эффективность иссечения (0.57 мм³/Вт) наблюдалась для эрбийсодержащего ОТВК при средней мощности 1.0 Вт и скорости 1 мм/с, а минимальная (0.02 мм³/Вт) – для углеродсодержащего конвертера при средней мощности 4.0 Вт и скорости 6 мм/с.

В работе [40] подробно описано строение ТОТВК, используемого в контактной лазерной хирургии для иссечения и коагуляции мягких биотканей. Предложены структурная, оптическая и теплофизическая модели такого конвертера. Оптические и теплофизические расчеты, выполненные в рамках этих моделей, позволили оценить долю поглощенной конвертером лазерной энергии и динамику его лазерного нагрева на воздухе. Полученные результаты сопоставлены с экспериментальными данными по нагреву ТОТВК на воздухе излучением диодного лазера с длиной волны 980 нм. Обсуждается влияние температурных зависимостей плотности, удельной теплоемкости, коэффициента теплопроводности, степени черноты конвертера и коэффициента теплоотдачи конвертер–воздух и волокно–воздух на динамику лазерного нагрева ТОТВК. Показано, что наибольший вклад в результаты моделирования вносят температурные зависимости удельной теплоемкости и степени черноты конвертера.

К сожалению, на сегодняшний день теория, позволяющая описать взаимодействие нагреваемого лазерным излучением ОТВК с биотканью, практически отсутствует. В этой связи актуальной является разработка адекватной модели, учитывающей особенности взаимодействия ТОТВК с мягкой биотканью и позволяющей теоретически оценить температуры, достигаемые в зоне обработки, и сопоставить их с пороговыми значениями, при которых происходят коагуляция и карбонизация мягкой биоткани.

Целями настоящей работы являются экспериментальное изучение влияния средней мощности излучения диодного лазера с длиной волны 980 нм и скорости перемещения титансодержащего ОТВК вдоль поверхности мягкой биоткани на температуру конвертера, глубины коагуляции и абляции мягкой биоткани, а также поиск параметров и разработка модели, адекватно эксперименту описывающей взаимодействие ТОТВК с мягкой биотканью.

2. Строение и свойства титансодержащего оплотермического волоконного конвертера

Процесс создания ТОТВК подробно описан в работе [37]. Структурная, оптическая и теплофизическая модели этого конвертера представлены в работе [40]. ТОТВК имеет близкую к сферической форму и располагается на дистальном торце кварцевого оптического волокна (рис.1,а).

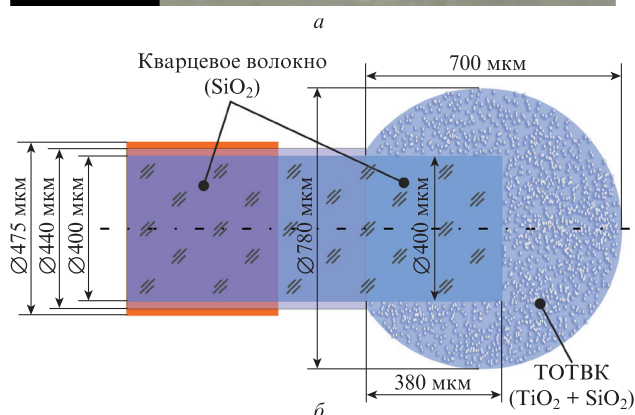
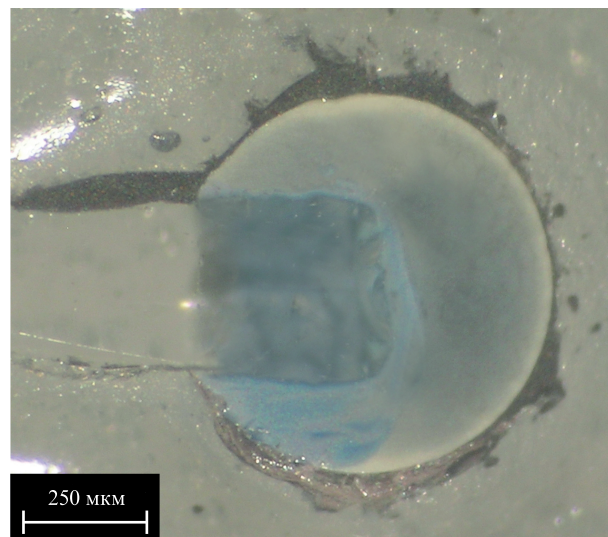


Рис. 1. Оптическое изображение шлифа ТОТВК (а) и его структурная модель (б) [40].

Дистальный торец волокна проникает в глубь конвертера. Диаметр волокна внутри конвертера составляет 400 ± 10 мкм. ТОТВК незначительно вытянут в перпендикулярном оси волокна направлении, его размер составляет 700–800 мкм. ТОТВК имеет сильную механическую связь с волокном. Цвет ТОТВК в основном белый с фрагментами голубого. Голубой цвет свидетельствует о наличии в составе этого конвертера Ti_2O_3 , а белый цвет – TiO_2 [41, 42]. При увеличении изображения в ТОТВК становятся видны микроструктурные элементы: рассеивающие центры диаметром 1.2 ± 0.2 мкм, практически равномерно распределенные в его объеме и расположенные на расстояниях 1.6 ± 0.4 мкм друг от друга. Рентгеноструктурный анализ показывает, что эти рассеивающие центры представляют собой оксид титана, а пространство между ними заполнено оксидом кремния.

Структурная модель ТОТВК представляет собой элемент сферической формы диаметром $D = 780$ мкм, деформированный вдоль оси волокна на величину шарового сегмента высотой $h = 80$ мкм. Внутри ТОТВК на глубине $l = 380$ мкм располагается фрагмент световодящей жилы волновода цилиндрической формы, имеющей диаметр $d = 400$ мкм (рис.1,б). Внутренняя микроструктура ТОТВК моделируется как набор компонентов, равномерно распределенных в объеме конвертера и представляющих собой плотно упакованные кубы со стороной $a = 2.0$ мкм, в середине каждого из которых находится частица диоксида титана сферической формы диаметром $d_{\text{TiO}_2} = 1.2$ мкм.

Остальное свободное пространство куба заполнено диоксидом кремния (кварцем). Объемная доля кварца k_{SiO_2} в ТОТВК составляет 0.78, объемная доля диоксида титана k_{TiO_2} – 0.22. Показатель преломления конвертера равен 1.68, коэффициент поглощения – 1.247 мм^{-1} , коэффициент рассеяния – 520.024 мм^{-1} , фактор анизотропии – 0.38 [40].

ТОТВК поглощает 83.5% падающего на него со стороны волокна лазерного излучения с длиной волны 980 нм. На воздухе под действием непрерывного лазерного излучения с длиной волны 980 нм и мощностью 4.0 Вт ТОТВК нагревается до $2700 \pm 50^\circ\text{C}$, при этом он не разрушается и светится в видимом и ИК диапазонах спектра [37, 40].

Основные теплофизические параметры ТОТВК [40] при комнатной температуре представлены ниже.

Плотность ρ (кг/м ³)	2653
Удельная теплоемкость c_p (Дж/(кг·К))	727
Коэффициент теплопроводности λ (Вт/(м·К))	3.2

Коэффициенты теплоотдачи при комнатной температуре для пары волокно–воздух (α_{fa}) и пары конвертер–воздух (α_{ca}) равны $5.6 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К})$ [43]. Степень черноты ϵ ТОТВК при комнатной температуре составляет 0.906.

Температурные зависимости вышеперечисленных параметров в диапазоне температур 20–3000 °С подробно обсуждаются в работе [40].

3. Контактная in vitro лазерная хирургия мягкой биоткани с ТОТВК

3.1. Эксперимент

В процессе контактной in vitro хирургии мягкой биоткани ТОТВК находился в контакте с биотканью и механически деформировал ее поверхность на глубину порядка 200 мкм. Конвертер перемещался вдоль поверхности биоткани со скоростью V , равной 1,3 или 6 мм/с. Средняя мощность лазерного излучения P была 0.3, 1.0 или 4.0 Вт.

В качестве образцов для in vitro исследований использовалась мышечная ткань бедра курицы, которое храни-

лось в холодильнике при температуре 4 °С. Перед хирургическим воздействием биоткань находилась при комнатной температуре в течение 60 ± 1 мин. Всего в экспериментах для каждой комбинации средней мощности лазерного излучения и скорости перемещения ТОТВК вдоль поверхности биоткани было выполнено по 10 разрезов на одном образце биоткани. Количество образцов биоткани соответствовало количеству комбинаций и составило 9.

В исследовании использовалась лазерная установка на основе диодного лазера с длиной волны излучения 980 ± 10 нм (IPG Photonics, США). Лазерное излучение передавалось по кварц-кварцевому оптическому волокну. Диаметр световедущей жилы оптического волокна составлял 400 ± 5 мкм, общий диаметр волокна без полимерного покрытия – 440 ± 5 мкм, с полимерным покрытием – 475 ± 10 мкм. Средняя мощность излучения на выходе волокна достигала 4.0 Вт. Лазерное излучение представляло собой последовательность лазерных импульсов длительностью 400 мкс, следующих друг за другом с частотой 2 кГц. Пауза в 100 мкс между лазерными импульсами была необходима для регистрации остаточного (после лазерного импульса) нагрева в зоне взаимодействия ТОТВК и биоткани с большим отношением сигнал/шум. Лазерная установка включала в свой состав ИК датчик FD10D (Thorlabs, США), который измерял интенсивность теплового излучения, возникающего в результате нагрева ТОТВК лазерным излучением. Минимальная температура, которую можно было измерить из-за ограниченной спектральной чувствительности ИК датчика и внутренних шумов приемного тракта, составляла $270 \pm 10^\circ\text{C}$. Температура измерялась каждые 30 мс, а ее значения запоминались с помощью компьютера. Погрешность измерения температуры не превышала 5%.

В эксперименте имитировалась последовательность действий (шагов), которые хирург выполняет при иссечении мягкой биоткани (рис.2). Температура ТОТВК регистрировалась практически на протяжении всего эксперимента (термо ВКЛ., см. рис.2).

Изначально (шаг 1) ТОТВК находился в течение 1.0 с на воздухе в непосредственной близости от биоткани. Да-

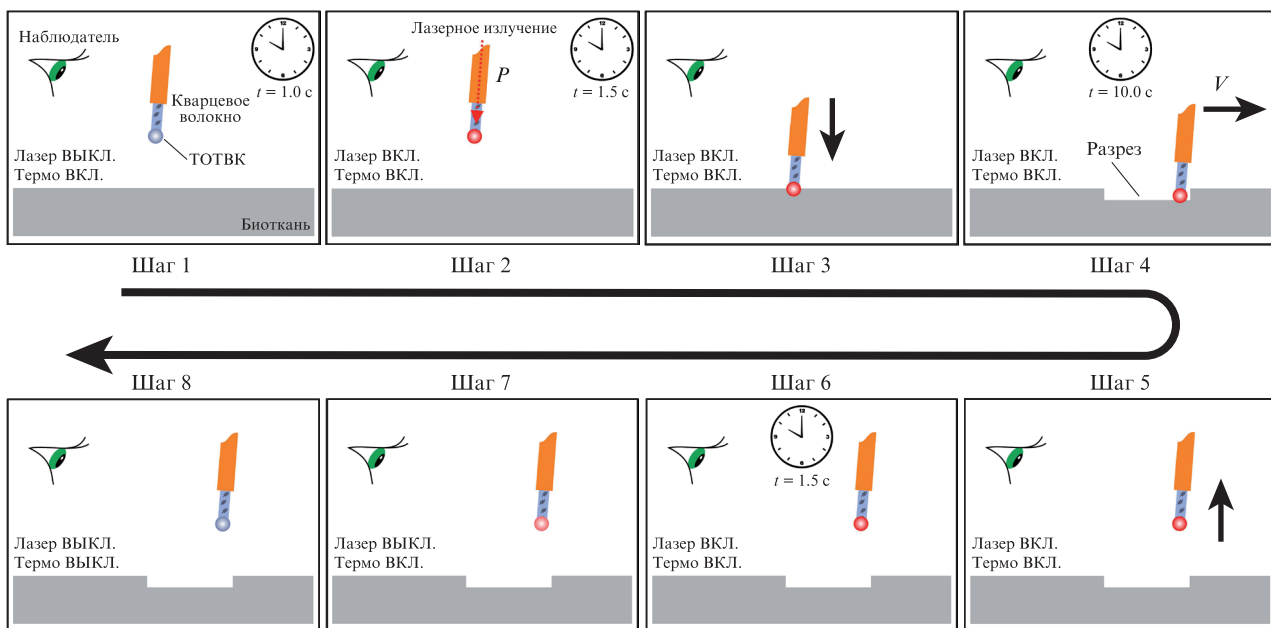


Рис.2. Последовательность действий (шагов), имитирующих действия хирурга в процессе лазерного иссечения мягкой биоткани.

лее (шаг 2) в течение 1.5 с на ТОТВК подавалось лазерное излучение (лазер ВКЛ.). Затем (шаг 3) ТОТВК соприкасался с биотканью, после чего (шаг 4) он перемещался вдоль поверхности биоткани в течение 10.0 с. Далее контакт ТОТВК с биотканью прерывался (шаг 5), и конвертер находился на воздухе в непосредственной близости от биоткани в течение 1.5 с (шаг 6), после чего лазерное излучение выключалось (шаг 7, лазер ВЫКЛ.) и прекращалось измерение температуры ТОТВК (шаг 8, термо ВЫКЛ.). По окончании образцы сверху фотографировались цифровым фотоаппаратом Nikon D80 (Nikon Corporation, Япония), затем разрезались вдоль оси перемещения ТОТВК с помощью лезвий Feather Safety Razor blade High Profile pfm (Feather Safety Razor Co., Япония) и окрашивались красителем NBTC. Окрашенные срезы также фотографировались. Полученные фотографии анализировались в программе AxioVision rel. 4.8.2 (Carl Zeiss GmbH, ФРГ) для определения размеров зон абляции и коагуляции.

Проведенный комплекс исследований позволил экспериментально определить зависимости температуры ТОТВК, глубин абляции и коагуляции мягкой биоткани в процессе взаимодействия с ней конвертера (шаг 4 на рис.2) от средней мощности лазерного излучения и скорости перемещения ТОТВК (рис.3, 4).

При постоянной скорости перемещения ТОТВК увеличение средней мощности лазерного излучения (рис.3, а, 4, а) приводит к росту температуры конвертера, росту глубин абляции и коагуляции биоткани. При постоянной средней мощности лазерного излучения увеличение скорости перемещения ТОТВК (рис.3, б, 4, б) приводит к уменьшению температуры конвертера, уменьшению глубин абляции и коагуляции биоткани.

Увеличение температуры ТОТВК сопровождается ростом глубин абляции и коагуляции биоткани. Наибольшие значения глубины абляции и коагуляции биоткани составляют 1030 ± 150 и 720 ± 100 мкм соответственно и достигаются при температуре ТОТВК 1980 ± 154 °С. Рост

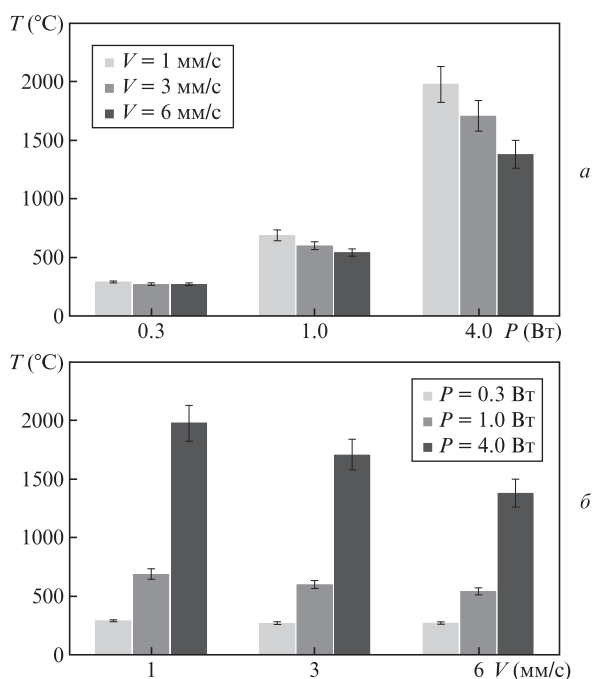


Рис.3. Зависимости температуры ТОТВК при контактной хирургии мягкой биоткани от средней мощности лазерного излучения (а) и скорости его перемещения вдоль поверхности биоткани (б).

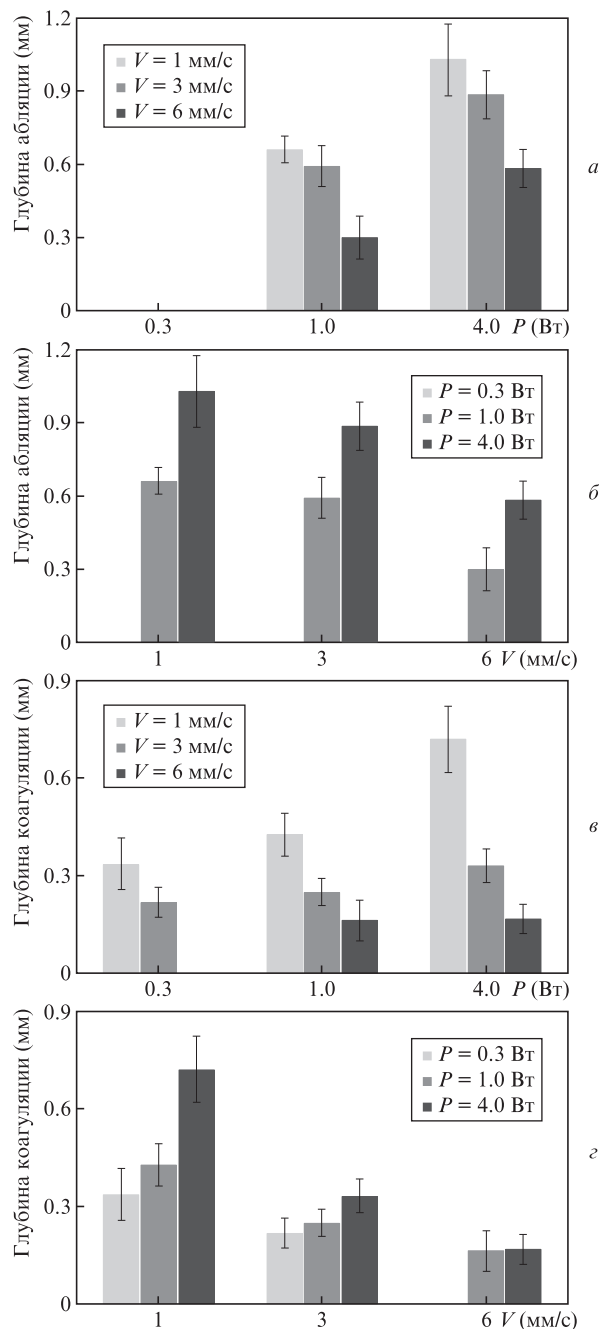


Рис.4. Зависимости глубин абляции и коагуляции мягкой биоткани при контактной хирургии с помощью ТОТВК от средней мощности лазерного излучения (а, е) и скорости его перемещения вдоль поверхности биоткани (б, з).

температуры ТОТВК с увеличением средней мощности лазерного излучения, очевидно, связан с увеличением поглощенной конвертером средней мощности лазерного излучения. Вместе с тем на температуру ТОТВК оказывает также влияние и скорость его перемещения по мягкой биоткани. Это может происходить в результате изменения толщины слоя водяного пара, находящегося между ТОТВК и биотканью, и связанного с этим изменения условий теплообмена ТОТВК с окружающей его средой. Для каждой скорости перемещения конвертера устанавливается своя оптимальная толщина этого слоя. Такое саморегулирование происходит за счет выравнивания скоростей движения фронта испарения (от конвертера к биоткани) и перемещения конвертера. Если скорость

движения фронта испарения больше скорости перемещения конвертера, то толщина слоя водяного пара возрастает, если меньше – наоборот, уменьшается.

3.2. Теория

Лазерный нагрева ТОТВК на воздухе подробно описан в работе [40]. К сожалению, в литературе теория взаимодействия нагретых лазерным излучением конвертеров с биотканью практически не обсуждается. В настоящем исследовании при теоретическом моделировании процесса взаимодействия ТОТВК с мягкой биотканью была использована схема, представленная на рис.5. Согласно этой схеме, лазерное излучение поступает к ТОТВК по оптическому кварцевому волокну диаметром 400 мкм. Конвертер заглублен в биоткань (мышечная ткань бедра курицы) на глубину 200 мкм. Между ТОТВК и биотканью располагается слой водяного пара толщиной h_{int} .

Оптическое моделирование выполнялось с использованием метода Монте-Карло в программе TracePro®Expert-7.0.1 Release (Lambda Research Corporation, США). Теплофизическое моделирование выполнялось в программном пакете COMSOL Multiphysics® (COMSOL Inc., США; номер версии 5.4).

Средствами пакета COMSOL Multiphysics® создавалась тождественная структурной (см. разд.2) геометрическая модель ТОТВК. Эта геометрическая модель являлась частью общей геометрической модели, содержащей кроме ТОТВК также биоткань и слой водяного пара между ними. В программном пакете COMSOL Multiphysics® действиями программ Heat Transfer in Solids и Time Dependent общей геометрической модели было получено уравнение теплопроводности, имеющее следующий вид:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial z} \right) + Q_w(x, y, z, t, T), \quad (1)$$

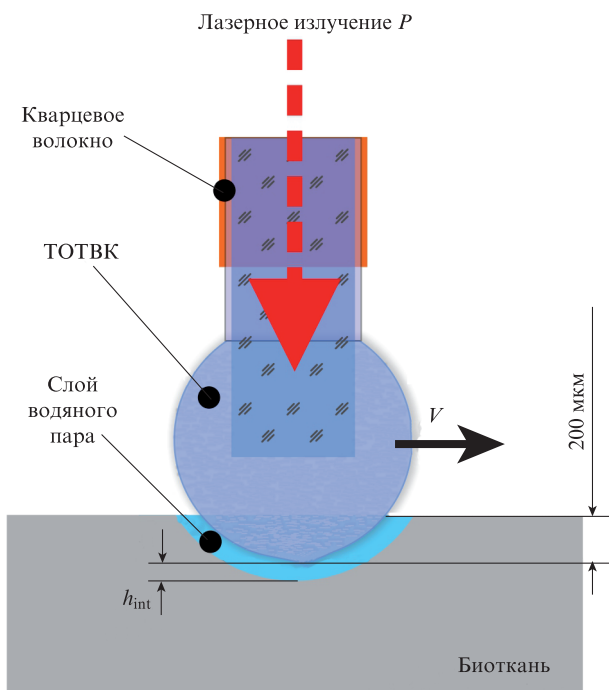


Рис.5. Схема, поясняющая взаимодействие ТОТВК с биотканью.

где ρ – плотность; c – удельная теплоемкость; λ – коэффициент теплопроводности; $Q_w(x, y, z, t, T)$ – мощность внутренних источников тепловыделения (характеризует мощность, которую выделяет объемный источник, находящийся в точке с координатами (x, y, z) в момент времени t , имеющий температуру T).

Представленное выше уравнение является уравнением Фурье–Кирхгофа. Оно устанавливает связь между временным и пространственным изменением температуры ∂T в любой точке тела и для трехмерного температурного поля при записи его в декартовой системе координат. Для его решения необходимо добавить условия однозначности, которые содержат геометрические, физические, начальные и граничные условия. В нашем случае оптическое волокно с расположенным на его дистальном торце ТОТВК размещалось вертикально; окружающая среда – воздух; обдув отсутствовал; начальная температура волокна, биоткани, ТОТВК и окружающего воздуха была комнатной (здесь 300 K); помимо естественной конвекции теплообмен с окружающей средой осуществлялся посредством теплового излучения; для входного конца оптического волокна задавалось условие его тепловой изоляции. Условия теплообмена с окружающей средой задавались программой Diffuse Surface.

В пакете COMSOL Multiphysics® решение уравнения (1) получается методом конечных разностей, при использовании которого твердое тело представляется в виде совокупности узлов, а именно: область непрерывного изменения аргументов (например, координаты и времени) заменяется конечным (дискретным) множеством точек, называемым сеткой. Помимо знания геометрических условий для однозначного решения уравнения (1) требуется также знание численных значений таких теплофизических характеристик материалов объекта, как плотность, удельная теплоемкость, теплопроводность и степень черноты. Результаты анализа большого количества справочных информационных источников, описывающие температурные зависимости этих теплофизических характеристик ТОТВК, представлены в работе [40]. В настоящей работе подобный анализ позволил задать температурные зависимости теплофизических характеристик для биоткани и водяного пара (см. ниже). В пакете COMSOL Multiphysics® расчет был запрограммирован таким образом, чтобы на каждом шаге использовать те значения теплофизических характеристик, которые соответствуют температуре, достигаемой объектом (ТОТВК, биоткань, водяной пар) к концу предыдущего шага.

Следует отметить, что при лазерной обработке материалов вклад паров, образующихся при лазерном воздействии, достаточно широко обсуждается [44]. В то же время полной адекватной теоретической модели парогазового канала до сих пор не создано ввиду многообразия и крайней сложности одновременно протекающих процессов. Экспериментальные же данные указывают на взаимное влияние и конкуренцию различных физических процессов и эффектов в парогазовом канале. В ряде случаев под действием лазерного излучения пар дополнительно нагревается, что усиливает тепловую нагрузку на обрабатываемый материал. Однако использование ТОТВК имеет некоторые особенности, а именно: в данном случае конвертер сам эффективно поглощает излучение и в образующийся слой пара лазерное излучение практически не проникает, что позволяет не учитывать вклад лазерного излучения в процесс формирования слоя пара.

Доля поглощенного в ТОТВК лазерного излучения соответствовала определенному на этапе оптического моделирования значению (см. выше), а распределение источников тепла было равномерным. Ранее в работе [40] обращалось внимание на тот факт, что теплофизические свойства ТОТВК могут зависеть от температуры. Эти зависимости использованы также и при расчетах в рамках настоящего исследования. Кроме того, при моделирова-

нии учитывались эффекты коагуляции, обезвоживания и карбонизации биоткани.

На рис.6 представлены зависимости от температуры плотности, удельной теплоемкости, коэффициента теплопроводности и степени черноты мягкой биоткани (мышечная ткань бедра курицы) [45–56], а на рис.7 – аналогичных параметров водяного пара [57–60].

Температурные зависимости степени черноты титансодержащего конвертера [40], биоткани (рис.6,з) и водяного пара (рис.7,з) позволили учесть в расчетах вклад вто-

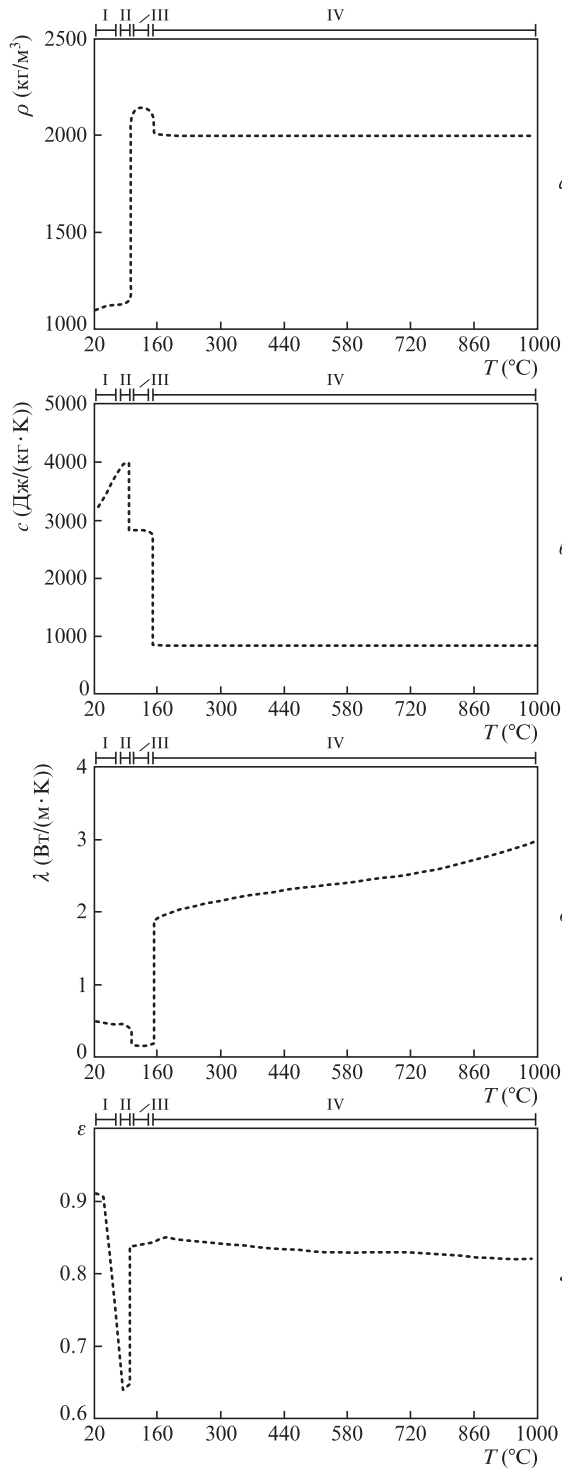


Рис.6. Зависимости плотности (а), удельной теплоемкости (б), коэффициента теплопроводности (в) и степени черноты (з) мягкой биоткани от температуры: I – интактная биоткань, II – коагулированная биоткань, III – обезвоженная биоткань, IV – карбонизированная биоткань (аморфный углерод) [45–56].

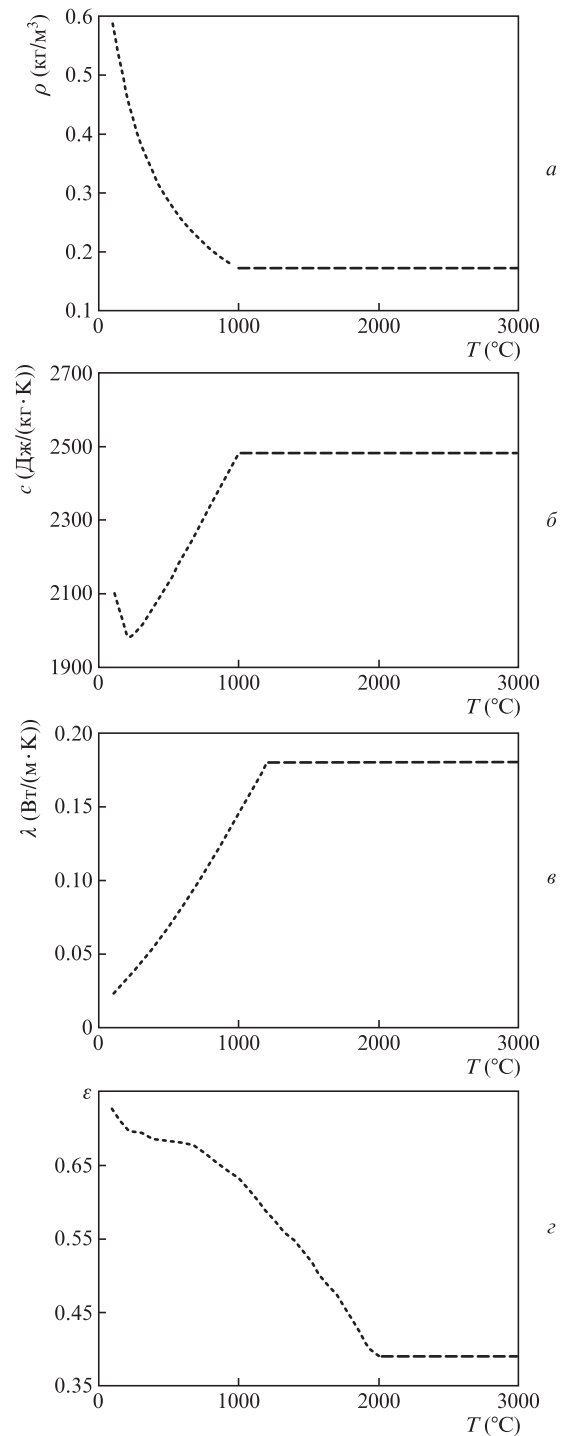


Рис.7. Зависимости физической плотности (а), удельной теплоемкости (б), коэффициента теплопроводности (в) и степени черноты (з) водяного пара от температуры: пунктирная кривая – данные [57–60], штриховая линия – аппроксимация.

ричного излучения от раскаленного до большой температуры конвертера.

Температурные зависимости коэффициентов теплоотдачи биоткань–воздух и пар–воздух соответствовали зависимостям из встроенной в COMSOL Multiphysics® (COMSOL Inc., США; номер версии 5.4) библиотеки.

В рамках предложенной модели была определена взаимосвязь толщины слоя водяного пара h_{int} со средней мощностью лазерного излучения и скоростью перемещения ТОТВК (рис.8). Толщина слоя h_{int} определялась в результате итерационного расчета, целью которого было достижение совпадения величин усредненной по всему объему конвертера теоретической и экспериментальной температур ТОТВК при данной средней мощности лазерного излучения и скорости перемещения конвертера. По результатам итерационного расчета также были построены аппроксимационные зависимости h_{int} от средней мощности лазерного излучения и скорости перемещения конвертера, представленные на рис.8. Видно, что с увеличением средней мощности лазерного излучения толщина слоя водяного пара между конвертером и биотканью увеличивается, а с увеличением скорости перемещения конвертера вдоль поверхности биоткани h_{int} – уменьшается. В результате моделирования построены пространственные распределения температуры в биоткани при различных средних мощностях лазерного излучения с длиной волны 980 нм и скоростях перемещения ТОТВК вдоль поверхности биоткани. Результаты расчета соотнесены с экспериментом, при этом границы зон карбонизации и коагуляции лазерных ран сопоставлялись с изотермами температур, характерных для этих эффектов.

Внешний вид лазерной раны, сформированной в мягкой биоткани при средней мощности лазерного излуче-

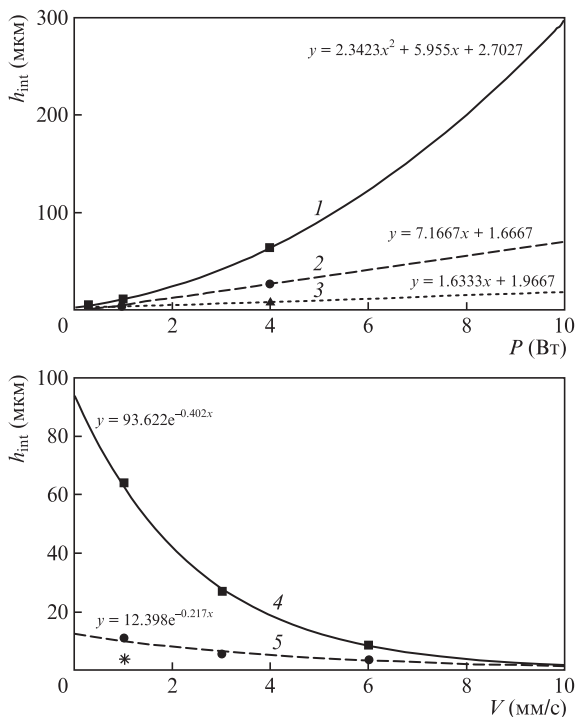


Рис.8. Зависимости толщины слоя водяного пара h_{int} между ТОТВК и биотканью от средней мощности лазерного излучения (а) и скорости перемещения конвертера вдоль поверхности биоткани (б). Точки – результаты итерационного расчета, кривые – аппроксимации. Кривые 1–3 соответствуют $V = 1, 3, 6$ мм/с, а кривые 4, 5 – $P = 4.0, 1.0$ Вт, звездочка – $P = 0.3$ Вт.

ния 4.0 Вт с помощью ТОТВК, который перемещался вдоль поверхности биоткани со скоростью 1 мм/с, и распределения (изотермы) температуры на поверхности биоткани, полученные в результате теплофизического моделирования при толщине слоя водяного пара $h_{int} = 64$ мкм, представлены на рис.9.

NBTC-изображение продольного среза лазерной раны, сформированной в мягкой биоткани при $P = 4.0$ Вт с помощью ТОТВК, перемещающегося с $V = 1$ мм/с, и распределения (изотермы) температуры по глубине биоткани, полученные в результате теплофизического моделирования при $h_{int} = 64$ мкм, приведены на рис.10.

Видно, что граница между интактной и коагулированной биотканью как на поверхности (рис.9), так и в глубине (рис.10) биоткани совпадает с изотермой «+60 °С». Граница между коагулированной и карбонизированной биотканью как на поверхности (рис.9), так и в глубине (рис.10) биоткани совпадает с изотермой «+150 °С».

Коагуляция и карбонизация биоткани возникают в результате поглощения лазерного излучения биотканью с последующим ее нагревом и в общем случае зависят от величины температуры и времени ее воздействия. При коагуляции денатурирует белковая компонента биоткани, при этом наблюдается ее побеление. При карбонизации образуется мелкодисперсный углерод и биоткань обугливается (чернеет). Достаточно подробно вопросы, связанные с коагуляцией и карбонизацией биоткани, обсуждаются в работах [61–68]. Для каждой биоткани значения температуры и времени воздействия, при которых наблюдаются эти эффекты, являются индивидуальными, т. к. в большинстве случаев биоткани представляют собой сложные многоком-

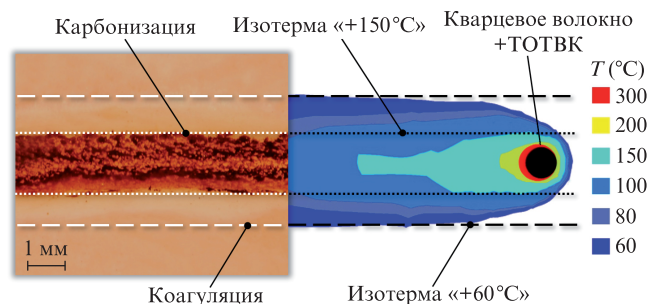


Рис.9. Фотоснимок внешнего вида лазерной раны (слева, [39]) и распределение температуры на поверхности биоткани, полученное в результате моделирования при $P = 4.0$ Вт и $V = 1$ мм/с ($h_{int} = 64$ мкм). Цветные варианты рис.9 и 10 помещены на сайте нашего журнала <http://www.quantum-electron.ru>.

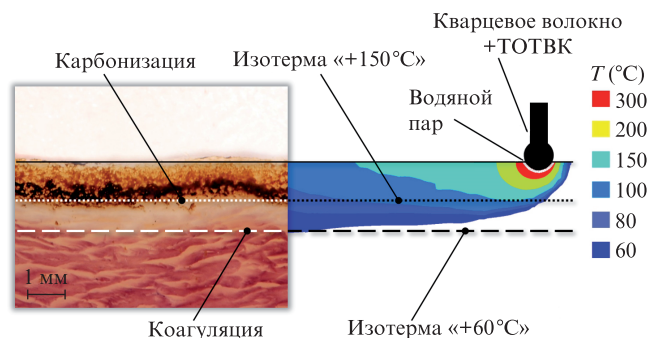


Рис.10. NBTC-фотоснимок продольного среза лазерной раны (слева, [39]) и распределение температуры по глубине биоткани, полученное в результате моделирования при $P = 4.0$ Вт и $V = 1$ мм/с ($h_{int} = 64$ мкм).

понентные среды. Каждый компонент биоткани можно рассматривать как моноструктуру, для которой температуры теплового преобразования (коагуляции, карбонизации) могут быть определены экспериментально и теоретически. Такой моноструктурой можно считать, например, альбумин, для которого определена взаимосвязь температуры и времени, необходимых для коагуляции [61], – коагуляция альбумина наступает за время воздействия порядка одной секунды при температуре 65 °С и за несколько часов при температуре 45 °С. Вместе с тем известно, что скорости денатурации для различных белковых структур могут сильно отличаться друг от друга [62]. Так, для нативных волокон коллагена быстрая денатурация происходит при температуре 80 °С [63]. Кроме того, на значение температуры коагуляции биоткани сильное влияние может оказывать содержание воды. Например, хрящ при быстром нагреве не денатурирует даже при температуре, близкой к 100 °С [63]. Таким образом, диапазон температур, при которых наблюдается коагуляция, весьма широк. В этой связи изотерму «+ 60 °С», полученную в расчете и совпадающую с визуальной границей побеления биоткани (рис.9 и рис.10), можно считать изотермой, при которой происходит коагуляция мягкой биоткани. Вопрос о температуре карбонизации биоткани также не столь однозначен, как и вопрос о температуре ее коагуляции. В ряде публикаций отмечается, что в диапазоне 100–300 °С происходит пиролиз и выгорание биоткани, а при температуре 150–200 °С – ее карбонизация. Это сопровождается почернением биоткани и появлением дыма [64–66]. При температуре 250 °С происходит обугливание эритроцитов крови [67, 68]. Видно, что, как и в случае с коагуляцией, общепринятое значение температуры, при которой произойдет карбонизация биоткани, указать крайне затруднительно, речь может идти о некотором диапазоне температур. Очевидно, что это связано с влиянием множества факторов на величину температуры карбонизации, среди них состав биоткани, методика измерения, окружающая среда и прочее. В нашем случае с визуально различимой в эксперименте границей почернения биоткани (карбонизации) совпадает изотерма «+150 °С», а согласно [65, 66] температура 150 °С может соответствовать температуре возникновения карбонизации.

Таким образом, предложенная в настоящей работе и реализованная средствами программного пакета COMSOL Multiphysics® теплофизическая модель взаимодействия ТОТВК с мягкой биотканью, учитывающая температурную зависимость основных теплофизических параметров ТОТВК и биоткани, а также влияние толщины слоя водяного пара между конвертером и биотканью, позволяет адекватно описать наблюдаемые в эксперименте эффекты.

4. Выводы

Рассмотрен новый конвертер, который позволяет существенно расширить возможности контактной лазерной хирургии в результате достижения высоких температур в области взаимодействия. Высокие температуры реализуются за счет материалов и особенностей строения титаносодержащего конвертера и ранее могли быть получены только в результате изменения длины волны лазерного излучения. Температура зависит от средней мощности лазерного излучения и скорости перемещения ТОТВК вдоль поверхности биоткани. В процессе иссечения мягкой био-

ткани температура конвертера достигает 1980 ± 154 °С, при этом глубины абляции и коагуляции мягкой биоткани составляют 1030 ± 150 и 720 ± 100 мкм соответственно.

Рассмотрены структурная, оптическая и теплофизические модели титаносодержащего оптотермического волоконного конвертера лазерного излучения. В рамках эксперимента, имитирующего последовательность действий хирурга в процессе лазерной контактной хирургии мягкой биоткани, определено влияние средней мощности лазерного излучения и скорости перемещения ТОТВК вдоль поверхности биоткани на температуру конвертера, глубины коагуляции и абляции биоткани. Впервые предложена и сопоставлена с экспериментом модель, описывающая взаимодействие ТОТВК с мягкой биотканью. Эта модель учитывает температурные зависимости теплофизических параметров конвертера и биоткани, а также вклад толщины слоя водяного пара между конвертером и биотканью. Показано, что толщина слоя водяного пара оказывает существенное влияние на температуру ТОТВК.

Работа выполнена в рамках программы повышения конкурентоспособности Университета ИТМО среди ведущих мировых научно-образовательных центров на 2013–2020 гг. (программа «5 в 100», грант 08-08).

- Rai P.K., in *Emerging Trends in Laser & Spectroscopy and Applications* (New Delhi: Allied Publishers, 2010).
- Romanos G., Nentwig G.H. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, **17**, 193 (1999).
- Sanz-Moliner J.D., Nart J., Cohen R.E., Ciancio S.G. *J. Periodontol.*, **84**, 152 (2013).
- Romanos G.E., Belikov A.V., Skrypnik A.V., Feldchtein F.I., Smirnov M.Z., Altshuler G.B. *Laser. Surg. Med.*, **47**, 411 (2015).
- Altshuler G.B. *Proc. 19th Annual Conf. of the Academy of Laser Dentistry* (Scottsdale, AZ, USA, 2012).
- Jacques S.L. *Phys. Med. Biol.*, **58**, R37 (2013).
- Kaufmann R., Hibst R. *Clin. Exp. Dermatol.*, **15**, 389 (1990).
- Beer F., Körpert W., Passow H., Steidler A., Meinl A., Buchmair A.G., Moritz A. *Laser. Med. Sci.*, **27**, 917 (2012).
- Capon A., Mordon S. *Am. J. Clin. Dermatol.*, **4** (1), 1 (2003).
- Rizzo L.B., Ritchey J.W., Higbee R.G., Bartels K.E., Lucroy M.D. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, **225**, 1562 (2004).
- Альтшулер Г.Б., Беликов А.В., Скрипник А.В., Фельдштейн Ф.И. *Инновационная стоматология*, **1**, 2 (2012).
- Скрипник А.В. *Изв. вузов. Сер. Приборостроение*, **56**, 37 (2013).
- Belikov A.V., Feldchtein F.I., Altshuler G.B. US Patent №2012/0123399 A1/ № 13/379,916; appl. 31.12.2010; pub. 17.05.2012.
- Belikov A.V., Skrypnik A.V., Shatilova K.V. *Frontiers Optoelectron.*, **8**, 212 (2015).
- Беликов А.В., Скрипник А.В., Курнышев В.Ю., Шатилова К.В. *Квантовая электроника*, **46** (6), 534 (2016) [*Quantum Electron.*, **46** (6), 534 (2016)].
- Verdaasdonk R.M., Borst C., Boulanger L.H.M.A., van Gemert M.J.S. *Lasers Med. Sci.*, **2** (3), 153 (1987).
- Berlien H.P., Müller G.J., in *Applied Laser Medicine* (Berlin: Springer-Verlag, 2003).
- Abela G.S., in *Lasers in cardiovascular medicine and surgery: fundamentals and techniques* (Norwell: Kluwer Academic Publishers, 1990).
- Belikov A.V., Gelfond M.L., Shatilova K.V., Semyashkina Y.V. *Proc. SPIE*, **9887**, 98871B-1 (2016).
- Belikov A.V., Gelfond M.L., Shatilova K.V., Sosenkova S.A., Lazareva A.A., Semyashkina Y.V. *Proc. SPIE*, **9917**, 99170H-1 (2016).
- Phillip C.M., Almohamad A., Adam M., Becker-Kohnlein J., Berlien H.P., Muller U., Poetke M., Urban P. *Photonics Lasers Med.*, **4** (3), 215 (2015).
- Blokker R.S., Lock T.M.T.W., de Boorder T. *Laser. Surg. Med.*, **45** (9), 582 (2013).
- Hennings D.R., Zaro M.A., Zimmerman E.M. US Patent 8439045 B2/ № 13/631351; appl. 28.09.2012; pub. 14.05.2013.

24. Hennings D.R., Fullmer D.J. US Patent 8573227 B2/ №13/593467; appl. 23.08.2012; pub. 05.11.2013.
25. Giannelli M., Formigli L., Lasagni M., Bani D. *Photomed. Laser Surg.*, **31** (5), 212 (2013).
26. Giannelli M., Formigli L., Bani D. *J. Periodontol.*, **85** (4), 554 (2014).
27. Üstün K., Erciyas K., Sezer U., Şenyurt S.Z., Gündoğar H., Üstün O., Öztuzcu S. *Photomed. Laser Surg.*, **32** (2), 61 (2014).
28. Vandertop W.P., Verdaasdonk R.M., van Swol C.F.P. *J. Neurosurg.*, **88** (1), 82 (1998).
29. Willems P.W.A., Vandertop W.P., Verdaasdonk R.M., van Swol C.F.P., Jansen G.H. *Laser. Surg. Med.*, **28** (4), 24 (2001).
30. van Beijnum J., Hanlo P.W., Fischer K., Majidpour M.M., Kortekaas M.F., Verdaasdonk R.M., Vandertop W.P. *Neurosurgery*, **62** (2), 437 (2008).
31. Renner C., Frede T., Seemann O., Rassweiler J. *J. Endourol.*, **12** (6), 537 (1998).
32. Елагин В.В., Шахова М.А., Карабуг М.М., Кузнецова Д.С., Бредихин В.И., Проданец Н.Н., Снопина Л.Б., Баскина О.С., Шахов А.В., Каменский В.А. *Современные технологии в медицине*, **7** (3), 55 (2015).
33. Жигарков В.С., Юсупов В.И., Цыпина С.И., Баграташвили В.Н. *Квантовая электроника*, **47** (10), 942 (2017) [*Quantum Electron.*, **47** (10), 942 (2017)].
34. Sapogova N., Bredikhin V., Bityurin N., Kamensky V., Zhigarcov V., Yusupov V. *Biomed. Opt. Express*, **8** (1), 104 (2017).
35. Kuznetsova D.S., Karabut M.M., Elagin V.V., Shakhova M.A., Bredikhin V.I., Baskina O.S., Snopova L.B., Shakhov A.V., Kamensky V.A. *Opt. Photonics J.*, **5** (1), 1 (2015).
36. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Kurnyshev V.Y. *Proc. SPIE*, **9887**, 98873C-1 (2016).
37. Беликов А.В., Скрипник А.В. *Квантовая электроника*, **47** (7), 669 (2017) [*Quantum Electron.*, **47** (7), 669 (2017)].
38. *EPIC Pro: Re Inventing Diode Laser Soft Tissue Therapy Using Science* (Irvine, CA, USA: Biolase, Inc., 2016).
39. Belikov A.V., Skrypnik A.V. *Laser. Surg. Med.*, **51** (2), 185 (2019).
40. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Salogubova I.S. *Proc. SPIE*, **11065**, 1106514-1 (2019).
41. Samsonov G.V. *The oxide handbook* (New York, Washington, London: IFI/Plenum, 1973).
42. Burachas S.F., Vasil'ev A.A., Ippolitov M.S., Man'ko V.I., Savel'ev Y.A., Tamulaitis G. *Crystallogr. Rep.*, **52** (6), 1088 (2007).
43. Кухлинг Х. *Справочник по физике* (М.: Мир, 1985).
44. Климков Ю.М., Майоров В.С., Хорошев М.В. *Взаимодействие лазерного излучения с веществом* (М.: МИИГ АнК, 2014).
45. Murphy R.Y., Marks B.P. *J. Food Process Eng.*, **22**, 129 (1999).
46. Murphy R.Y., Marks B.P., Marcy J.A. *J. Food Sci.*, **63** (1), 88 (1998).
47. Delgado A.E., Sun D.W. *J. Food Eng.*, **55** (1), 1 (2002).
48. Чубик И.А., Маслов А.М. *Справочник по теплофизическим характеристикам пищевых продуктов и полуфабрикатов* (М.: Пищевая промышленность, 1970).
49. Rabia S., in *Thermal Properties of Foods* (New York City, U.S.: ASHRAE, 2006).
50. Sahin S., Sumnu S.G., in *Physical Properties of Foods. Food Science Text Series* (New York: Springer, 2006).
51. Henning K.-D., von Kienle H. *Carbon Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry*, **6**, 771 (2012).
52. Самсонов Г.В. *Свойства элементов* (М.: Металлургия, 1976).
53. Ho C.Y., Powell R.P., Liley P.E. *J. Phys. Chem. Ref. Data*, **1** (2), 279 (1972).
54. Ibarra J.G., Tao Y., Cardarelli A.J., Shultz J. *Appl. Eng. Agric.*, **16** (2), 143 (2000).
55. Duck F. *Physical properties of tissue: a comprehensive reference book* (San Diego: Academic Press, 1990).
56. Мартыненко О.Г. *Справочник по теплообменникам* (М.: Энергоатомиздат, 1987).
57. Миснар А. *Теплопроводность твердых тел, жидкостей, газов и их композиций* (М.: Мир, 1968).
58. Александров А.А., Григорьев Б.А. *Таблицы физических свойств воды и водяного пара* (М.: МЭИ, 1999).
59. Казанцев Е.И. *Промышленные печи* (М.: Металлургия, 1975).
60. Ачеркан Н.С. *Справочник машиностроителя* (М.: Машгиз, 1956).
61. Berlien H.-P., Muller G.J. *Applied Laser Medicine* (Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 2003).
62. Huttman G., Birngruber R. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, **5** (4), 954 (1999).
63. Баграташвили В.Н., Басков А.В., Борщенко И.А., Игнатьева Н.Ю., Овчинников Ю.М., Омельченко А.И., Свиридов А.П., Свистушкин В.М., Соболев Э.Н., Шехтер А.Б. *Лазерная инженерия хрящей* (М.: Физматлит, 2006).
64. Тучин В.В. *Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях* (М.: Физматлит, 2010).
65. Niemi M.H. *Laser tissue interactions: fundamentals and applications* (Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 2007).
66. Eichler J., Seiler T. *Lasertechnik in der Medizin* (Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barcelona, Budapest: Springer, 1991).
67. Коваленко А.А., Минаев В.П. *Радиооптика. МГТУ им. Н.Э.Баумана*, **5**, 101 (2015).
68. Минаев В.П. *Лазерные медицинские системы и медицинские технологии на их основе* (Долгопрудный: ИД «Интеллект», 2017).