

УДК 621.373.826: 616.14-089

doi: 10.17586/2226-1494-2020-20-4-485-493

## ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЛАЗЕРНОГО НАГРЕВА ТИТАНСОДЕРЖАЩЕГО ОПТОТЕРМИЧЕСКОГО ВОЛОКОННОГО КОНВЕРТЕРА И СТЕНКИ ВЕНЫ В ПРОЦЕССЕ ЭНДОВАЗАЛЬНОЙ ЛАЗЕРНОЙ КОАГУЛЯЦИИ

А.В. Беликов<sup>a,b</sup>, До Тхань Тунг<sup>a</sup>, Ю.В. Семьяшкина<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация

<sup>b</sup> Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. академика И.П. Павлова, Санкт-Петербург, 197022, Российская Федерация

Адрес для переписки: yvsemyashkina@mail.ru

### Информация о статье

Поступила в редакцию 08.06.20, принята к печати 29.06.20

Язык статьи — русский

**Ссылка для цитирования:** Беликов А.В., До Тхань Тунг, Семьяшкина Ю.В. Численное моделирование лазерного нагрева титансодержащего оптотермического волоконного конвертера и стенки вены в процессе эндовазальной лазерной коагуляции // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2020. Т. 20. № 4. С. 485–493. doi: 10.17586/2226-1494-2020-20-4-485-493

### Аннотация

**Предмет исследования.** Впервые с помощью численных методов исследован лазерный нагрев титансодержащего оптотермического волоконного конвертера и стенки вены, а также эффект термического повреждения стенки вены в процессе эндовазальной лазерной коагуляции с различной средней мощностью излучения 980 нм полупроводникового лазера и скоростью тракции конвертера внутри вены. **Метод.** Сформулированы модели и условия для численного моделирования оптических и теплофизических процессов, происходящих при эндовазальной лазерной коагуляции вен с использованием титансодержащего оптотермического волоконного конвертера. При оптическом моделировании применялся метод Монте-Карло. При теплофизическом моделировании методом конечных разностей проанализирована начальная-краевая задача для нелинейной модели радиационно-кондуктивного переноса тепла с движущимися источниками излучения. Эффект термического повреждения стенки вены оценен в результате решения уравнения Аррениуса. **Основные результаты.** Титансодержащий оптотермический волоконный конвертер может быть использован для эндовазальной лазерной коагуляции вен излучением с длиной волны 980 нм и средней мощностью до 20 Вт. Лазерное излучение практически полностью поглощается конвертером. При одновременной подаче лазерного излучения и начале тракции температура стенки вены не сразу достигает максимального значения, время ожидания может достигать единиц и даже десятков секунд. Температура внутри конвертера превышает 250 °С. Определены оптимальные комбинации средней мощности лазерного излучения и скорости тракции титансодержащего конвертера, необходимые для равномерной коагуляции стенки вены. **Практическая значимость.** Полученные результаты могут быть использованы при разработке методов и устройств лазерной техники для эндовазальной лазерной коагуляции вен.

### Ключевые слова

лазер, конвертер, стенка вены, нагрев, поглощение, эндовазальная лазерная коагуляция, излучение, численное моделирование

### Благодарности

Работа выполнена при финансовой поддержке Правительства Российской Федерации (грант 08-08).

doi: 10.17586/2226-1494-2020-20-4-485-493

## LASER HEATING NUMERICAL SIMULATION OF TITANIUM-CONTAINING OPTOTHERMAL FIBER CONVERTER AND VEIN WALL DURING ENDOVASAL LASER COAGULATION

A.V. Belikov<sup>a,b</sup>, Do Thanh Tung<sup>a</sup>, Yu.V. Semyashkina<sup>a</sup>

<sup>a</sup> ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation

<sup>b</sup> Pavlov University, Saint Petersburg, 197022, Russian Federation

Corresponding author: yvsemyashkina@mail.ru

### Article info

Received 08.06.20, accepted 29.06.20

Article in Russian

**For citation:** Belikov A.V., Thanh Tung Do, Semyashkina Yu.V. Laser heating numerical simulation of titanium-containing optothermal fiber converter and vein wall during endovascular laser coagulation. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2020, vol. 20, no. 4, pp. 485–493 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2020-20-4-485-493

**Abstract**

**Subject of Research.** The paper presents numerical methods that first studied laser heating of titanium-containing optothermal fiber converter and vein wall, as well as the effect of thermal damage of the vein wall during endovascular laser coagulation with different average power of 980 nm semiconductor laser and the traction speed of the converter inside the vein. **Method.** Models and conditions for numerical simulation of optical and thermal physical processes were formulated, occurring during endovascular laser coagulation of veins using titanium-containing optothermal fiber converter. The Monte Carlo method was used in optical modeling. The initial-edge task for a non-linear model of radiation-conductive heat transport with moving sources of radiation was analyzed at thermal simulation by the method of finite dispositions. The effect of vein wall thermal damage was assessed as a result of solving the Arrhenius equation. **Main Results.** The titanium-containing optothermal fiber converter can be used for endovascular laser coagulation of veins by radiation of 980 nm laser with average power up to 20 W. Laser radiation is almost completely absorbed by the converter. With the simultaneous start of laser radiation and the beginning of traction, the temperature of the vein wall does not immediately reach the maximum value; the waiting time can reach units and even tens of seconds. The temperature inside converter exceeds 250 °C. The optimal combinations of average laser power and titanium-containing converter traction speed are defined for uniform coagulation of the vein wall. **Practical Relevance.** The results can be used in the development of laser methods and devices for endovascular laser coagulation of veins.

**Keywords**

laser, converter, vein wall, heating, absorption, endovascular laser coagulation, radiation, numerical simulation

**Acknowledgments**

This work was financially supported by the Government of the Russian Federation (Grant 08-08).

**Введение**

Лазеры широко используются в медицине. Эндоваскулярная лазерная коагуляция (ЭВЛК) является современным перспективным методом лечения варикозного расширения вен, при котором в вену через прокол вводят световод, и в результате воздействия лазерного излучения в процессе перемещения световода варикозная вена закрывается (схлопывается) [1]. Метод является малоинвазивным и обеспечивает быстрое восстановление. Для ЭВЛК в основном применяются твердотельные или полупроводниковые лазеры со средней мощностью ( $P_{cp}$ ) до 30 Вт, излучение которых лежит в диапазоне длин волн 0,8–1,6 мкм и доставляется по кварцевому световоду.

При ЭВЛК можно выделить несколько следующих друг за другом этапов: введение кварцевого световода в вену; включение лазера, поглощение лазерного излучения кровью и нагрев крови, образование микропузырьков пара и карбонизация крови; осаждение карбонизированного слоя крови на торец кварцевого световода, нагрев этого слоя лазерным излучением; воздействие разогретого, осажденного на торце световода карбонизированного слоя крови на кровь и стенку вены (конвекция, радиационный перенос тепла, перенос тепла потоком микропузырей, образующихся вблизи торца световода и пр.); достижение стенкой вены температуры  $T \sim 85$  °C, при которой происходит деформация и коагуляция коллагеновых волокон, образующих каркас стенки вены; тракция (перемещение) световода, при которой происходит увеличение длины коагулированного участка вены, потеря прочности каркаса стенки вены и ее закрытие (схлопывание); прекращение тракции, выключение лазера, выведение световода из вены; замещение обработанной вены на соединительную ткань [2–7].

Излучение используемых для ЭВЛК лазеров значительно ослабляется окружающей световод кровью,

но плохо поглощается стенкой вены [8]. Образование на торце изначально чистого кварцевого световода карбонизированного слоя крови является ключевым процессом при ЭВЛК. Толщина этого слоя достигает  $26 \pm 6$  мкм, коэффициент поглощения  $72 \pm 16$  мм<sup>-1</sup>, коэффициент рассеяния 30 мм<sup>-1</sup> [6]. Карбонизированный слой эффективно поглощает лазерное излучение и преобразует его в тепло. Он образуется в процессе взаимодействия с биотканью – самоинициализируется и представляет собой углеродсодержащий оптотермический волоконный конвертер (hot tip, blackened tip и пр.) [9, 10]. К недостаткам таких конвертеров можно отнести потерю времени на его самоинициализацию и низкую лучевую стойкость [11–13]. В современных лазерных системах для ЭВЛК момент самоинициализации не контролируется, что снижает безопасность и эффективность процедуры, так как начало тракции с частично сформировавшимся на конце световода карбонизированным слоем может привести к недостаточной коагуляции стенки вены и неполному ее схлопыванию. Низкая лучевая прочность карбонизированного слоя не позволяет повышать среднюю мощность лазера выше порога его лучевой прочности, ограничивает скорость тракции ( $V_T$ ) и снижает эффективность эндоваскулярной лазерной коагуляции вен. Эти ограничения стимулируют поиск альтернативных углеродсодержащих конвертеров для ЭВЛК. Известен титансодержащий оптотермический волоконный конвертер (ТОТВК). В отличие от формирующегося в процессе ЭВЛК углеродсодержащего конвертера, он создается в результате специальной трехстадийной процедуры заранее, т. е. до взаимодействия с биотканью, и исключает тем самым потерю времени на свою самоинициализацию. Он более устойчив к лазерному нагреву, чем углеродсодержащий конвертер, и способен без разрушения нагреваться на воздухе до 2700 °C [14]. Проведено исследование воздействия ТОТВК на мягкую биоткань при контактной лазерной хирургии с использованием диодного ла-

зера с длиной волны 980 нм [15]. Продемонстрирована высокая эффективность иссечения мягкой биоткани с помощью ТОТВК. Описано строение, и предложены структурная, оптическая и теплофизическая модели титансодержащего конвертера, размещенного на торце кварц-кварцевого световода диаметром 400 мкм [16]. Показано, что ТОТВК обладает сильной механической связью с кварцевым световодом. Дистальный торец световода проникает вглубь конвертера. ТОТВК имеет гладкую, близкую к сферической, форму, и его размер составляет 700–800 мкм. Оптические и теплофизические расчеты позволили оценить долю поглощенной конвертером лазерной энергии и динамику его лазерного нагрева на воздухе и при контакте с биотканью [16, 17]. Рассмотрен вклад температурной зависимости основных теплофизических параметров ТОТВК и биоткани, а также толщины слоя водяного пара между конвертером и биотканью в процессе их взаимодействия [17]. Таким образом, ТОТВК может быть хорошей альтернативой используемым для ЭВЛК самоиницируемым углеродсодержащим конвертерам. К сожалению, в современной научной литературе отсутствуют данные исследований, касающихся моделирования радиационных и тепловых процессов, возникающих при проведении ЭВЛК с помощью ТОТВК. Вместе с тем такое моделирование является весьма актуальным в контексте определения оптимальных параметров излучения, обеспечивающих требуемое для эффективной и безопасной эндовенозной процедуры распределение температуры в вене.

Цель данной работы заключается в численном моделировании лазерного нагрева ТОТВК и стенки вены, а также численном моделировании эффекта термического повреждения стенки вены на основе решения уравнения Аррениуса в процессе ЭВЛК излучением 980 нм полупроводникового лазера с различной средней мощностью и скоростью перемещения ТОТВК внутри вены; определении на основе результатов численного моделирования средней мощности лазерного излучения и скорости перемещения ТОТВК внутри вены, необходимых для равномерного термического повреждения стенки вены в процессе ее эндовазальной лазерной коагуляции.

### Материалы и методы

Для описания радиационных и тепловых процессов, возникающих при проведении ЭВЛК с помощью титан-

содержащего оптотермического конвертера, последовательно выполнялось оптическое и теплофизическое моделирование.

При оптическом моделировании применялся метод Монте-Карло, который позволяет учитывать эффекты отражения и преломления, возникающие на границах раздела сред с различными показателями преломления. Лазерное излучение фокусировалось на вход оптического световода и далее доставлялось в ТОТВК и вену. Оптическое моделирование проводилось в программе «TracePro®Expert7.0.1 Release» (Lambda Research Corporation, США). Оптические параметры кварцевого световода, стенки вены, крови и ТОТВК представлены в табл. 1. При расчете использовалось 5000 лучей. Диаметр световедущей жилы кварц-кварцевого световода равен 400 мкм, диаметр оболочки — 440 мкм, числовая апертура — 0,22, длина световода — 3 м. Длина волны лазерного излучения — 980 нм. Внутренний диаметр вены равен 5 мм, толщина стенки вены — 1 мм. Структурная модель ТОТВК подробно описана в [16, 17] и представляет собой элемент сферической формы с диаметром 780 мкм, деформированный вдоль оси волокна на величину шарового сегмента высотой 80 мкм. Внутри ТОТВК на глубине 380 мкм располагается фрагмент световедущей жилы световода. Внутренняя микроструктура титансодержащего конвертера моделируется как набор компонентов, равномерно распределенных в объеме ТОТВК, представляющих собой плотно упакованные микрокубы со стороной 2,0 мкм, в середине каждого из которых находится частица диоксида титана сферической формы диаметром 1,2 мкм. Остальное свободное пространство микрокуба заполнено диоксидом кремния (кварцем). Объемная доля кварца в ТОТВК составляет 0,78, объемная доля диоксида титана — 0,22. В результате оптического расчета получено распределение поглощенного лазерного излучения в ТОТВК, крови и стенке вены.

Теплофизическое моделирование выполнялось в программе «COMSOL Multiphysics®, версия 5.4» (COMSOL Inc., США) и заключалось в численном анализе начально-краевой задачи для нелинейной модели радиационно-кондуктивного переноса тепла с движущимися источниками излучения. Значения теплофизических параметров кварцевого световода, стенки вены, крови и ТОТВК, необходимые для построения тепловой модели, представлены в табл. 2.

Таблица 1. Оптические параметры световода, стенки вены, крови и титансодержащего оптотермического волоконного конвертера<sup>1</sup> [6, 7, 11, 18–22]

Оптические параметры	Показатель преломления $n$	Коэффициент поглощения $\mu_a$ , мм <sup>-1</sup>	Коэффициент рассеяния $\mu_s$ , мм <sup>-1</sup>	Фактор анизотропии $g$
Световод (жила)	1,46	—	—	—
Стенка вены	1,39	0,10	63,40	0,96
Кровь	1,41	0,29	46,70	0,98
ТОТВК	1,69	1,25	520,02	0,38

<sup>1</sup> Edmund Optics Ltd [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.edmundoptics.com/optics/fiber-optics/buffered-fiber-optics/2456>, свободный. Яз. англ. (дата обращения: 23.05.2020).

Таблица 2. Теплофизические параметры световода, стенки вены, крови и титансодержащего оптотермического волоконного конвертера при температуре 300 К<sup>1</sup> [11, 14, 23–26]

Теплофизические параметры	Плотность $\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	Теплоемкость $c$ , Дж/(кг·К)	Теплопроводность $k$ , Вт/(м·К)
Световод (жила)	2210	730	1,400
Стенка вены	1090	3421	0,609
Кровь	1060	4200	0,520
ТОТВК	2653	727	3,200

Световод, с расположенным на его дистальном торце ТОТВК, размещался горизонтально на оси вены (рис. 1), окружающая среда световода — кровь. Кровоток внутри вены отсутствовал, что соответствовало условиям при проведении ЭВЛК [27, 28]. Начальная температура световода, конвертера, окружающей крови и вены была 310 К. Помимо естественной конвекции, теплообмен с окружающей средой осуществлялся посредством теплового излучения. Для входного конца оптического световода назначалось условие его тепловой изоляции.

Мощность источников тепла соответствовала поглощенной мощности лазерного излучения, определяемой на этапе оптического моделирования. Распределение источников тепла соответствовало распределению поглощенной мощности лазерного излучения, также полученному на этапе оптического моделирования. При расчете учитывались температурные зависимости теплофизических параметров световода и ТОТВК [16, 17]. Кипение крови вокруг конвертера явно не моделировалось, но оно учитывалось за счет увеличения коэффициента теплопроводности в 200 раз в области, где температура превышала порог 95 °С [29]. Расчет запрограммирован таким образом, чтобы на каждом шаге использовать те значения теплофизических характеристик, которые соответствуют температуре, достигаемой ТОТВК к концу предыдущего шага. В результате теплофизического моделирования было получено распределение температуры стенки вены при различных средних мощностях излучения 980 нм полупроводникового лазера и скоростях перемещения ТОТВК внутри вены.

Степень термического повреждения стенки вены рассчитывалась на основании результатов теплофизического моделирования с последующим решением уравнения Аррениуса. Энергия активации стенки вены составляла  $2,577 \cdot 10^5$  Дж/моль, фактор частоты —  $7,39 \cdot 10^{37}$  1/с. При необратимом термическом повреждении интеграл Аррениуса равен 1 [30]. Интеграл Аррениуса  $A_{x,y}$  вычислялся в каждой точке стенки вены. Далее вычислялось среднее по площади сечения стенки вены  $S_{x,y}$  значение интеграла Аррениуса  $\langle A_S \rangle$ :

$$\langle A_S \rangle = \frac{\sum S_{x,y} A_{x,y}}{N_{S_{x,y}}},$$

где  $N_{S_{x,y}}$  — количество точек суммирования на площади  $S_{x,y}$ .

Очевидно, что чем ближе  $\langle A_S \rangle$  к 1, тем равномернее необратимое термическое повреждение стенки вены.

### Результаты и обсуждение

Оптическое моделирование процесса распространения лазерного излучения с длиной волны 980 нм при ЭВЛК показало, что в ТОТВК, за исключением френелевских потерь, на входе в световод поглощается 86,5 % от падающего на световод лазерного излучения, 5,1 % рассеивается в ТОТВК и возвращается обратно по световоду на его вход, а 8,4 % — рассеивается в ТОТВК и проникает в заполняющую вену кровь. Ход лучей, иллюстрирующий распространение в вене лазерного излучения, покинувшего ТОТВК, продемонстрирован на рис. 2.

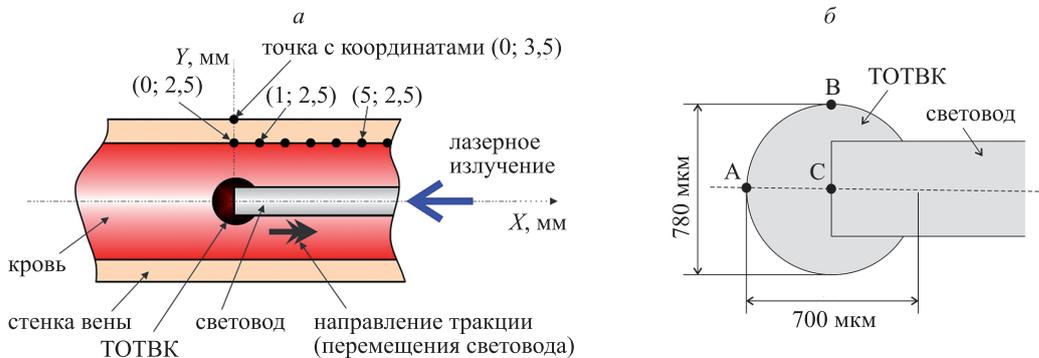


Рис. 1. Схема, поясняющая модель эндовазальной лазерной коагуляции (а); модель титансодержащего оптотермического волоконного конвертера (ТОТВК) (точка С расположена внутри, точки А и В — на поверхности ТОТВК) (б)

<sup>1</sup> ESM Ltd [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://euromed.ru/products/hirurgicheskij-lazer-ast-1470>, свободный. Яз. англ. (дата обращения: 23.05.2020).

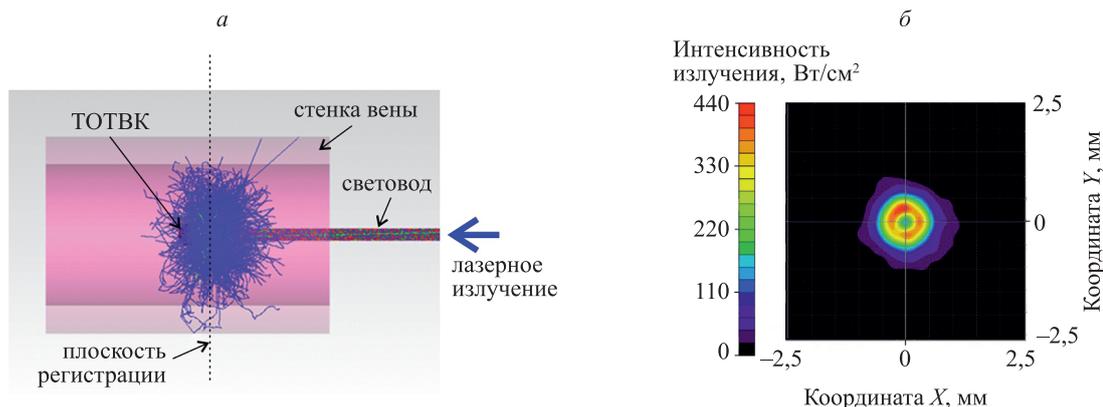


Рис. 2. Ход лучей лазерного излучения (а) и пространственное распределение интенсивности лазерного излучения в плоскости регистрации, расположенной на расстоянии 0,8 мм от вершины титаносодержащего оптотермического волоконного конвертера, при средней мощности лазерного излучения  $P_{cp} = 20$  Вт (б)

Покидающие конвертер лучи сосредоточены в области, расположенной за вершиной конвертера, в направлении, обратном направлению падения лазерного излучения на световод. Это рассеянные в ТОТВК лучи, покидающие конвертер в области его прикрепления к световоду. Максимальное число лучей сосредоточено в плоскости, расположенной на расстоянии 0,8 мм от вершины ТОТВК в направлении к входному торцу световода. При этом внутренней поверхности стенки вены, расположенной на расстоянии 2,5 мм от оси конвертера, достигает незначительное количество лучей, а интенсивность лазерного излучения, например, при средней мощности лазерного излучения 20 Вт, на этом расстоянии не превышает 23,5 Вт/см<sup>2</sup>. Распределение поглощенной мощности лазерного излучения внутри конвертера можно считать равномерным.

Теплофизическое моделирование позволило оценить поведение температуры стенки вены в процессе тракции ТОТВК с постоянной средней мощностью лазерного излучения и скоростью тракции. Примеры полученного в результате расчетов поведения температуры в точках с различными координатами для стенки вены (рис. 1, а) и в точках А, В и С для ТОТВК (рис. 1, б) представлены на рис. 3.

При одновременном включении лазерного излучения и начале тракции температура стенки вены не сразу достигает максимального значения. На внутренней поверхности вены (рис. 3, а) при данных значениях средней мощности лазерного излучения и скорости тракции температура достигнет максимального значения  $T = 85$  °С спустя время ожидания  $t \sim 36$  с. Чем выше средняя мощность лазерного излучения при постоянной скорости тракции, тем меньше время ожидания. Максимальная температура стенки вены регистрируется на ее внутренней поверхности, минимальная — на внешней. Для достижения на внутренней поверхности стенки вены  $T = 80$  °С, при скорости тракции 2 мм/с, нужно, чтобы средняя мощность лазерного излучения была равна 9,5 Вт (время ожидания  $t \sim 8$  с). При этом на внешней поверхности стенки температура будет равна 76 °С и коагуляция стенки вены, возможно, не произойдет. Также видно, что в процессе лазерного нагрева

со средней мощностью лазерного излучения 9,5 Вт и скоростью тракции 2 мм/с, температура внутри ТОТВК превышает 250 °С. Можно предположить, что регистрация параметров возникающего при этом теплового излучения позволит за счет введения обратной связи оптимизировать процесс ЭВЛК. Поверхность ТОТВК нагревается немного выше 100 °С, что стимулирует наблюдаемый в ряде публикаций, посвященных ЭВЛК, процесс формирования микропузырей в окружающей конвертер крови [2, 3].

Температура стенки вены, очевидно, зависит от средней мощности лазерного излучения и скорости тракции. Зависимости максимальной температуры на внутренней и внешней поверхностях стенки вены от средней мощности лазерного излучения при различной постоянной скорости тракции представлены на рис. 4.

Видно, что при скоростях тракции 1 мм/с и 2 мм/с максимальные температуры внутренних поверхностей стенки вены близки друг к другу, то же самое наблюдается и для внешней поверхности стенки вены. Эту близость можно объяснить тем, что в данном случае скорости тракции меньше, чем скорость распространения тепла в вене. Следует отметить, что в модели вклад фазового перехода при кипении воды, содержащейся в стенке вены, не учитывался, поэтому температура поверхностей стенки вены, представленная на рис. 4, не превышает 100 °С. С ростом средней мощности максимальная температура стенки вены увеличивается, с ростом скорости — уменьшается. Следует ожидать, что полная коагуляция стенки вены будет возможна лишь при достижении на ее внешней поверхности  $T = 85$  °С, при этом температура на внутренней поверхности стенки вены не должна превышать 100 °С, для того чтобы избежать разрушения стенки вены в результате взрывного испарения содержащейся в ней воды. Это условие выполняется для определенных (оптимальных) комбинаций средней мощности лазерного излучения и скорости тракции. Например, как следует из представленных на рис. 4 данных, для скорости тракции 2 мм/с оптимальная средняя мощность лазерного излучения лежит в диапазоне 10–11 Вт, а для скорости 7 мм/с — в диапазоне 15–16 Вт.

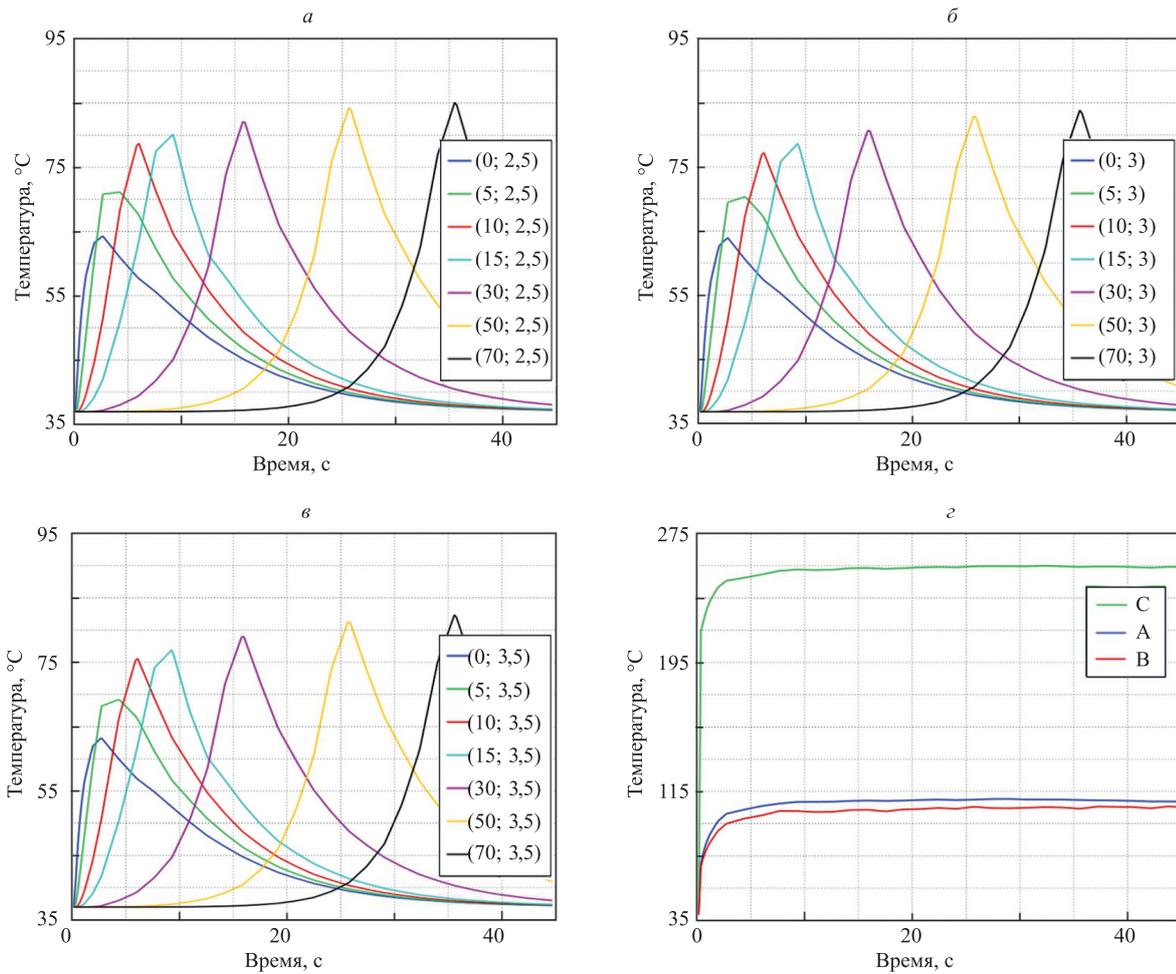


Рис. 3. Зависимость температуры в точках с различными координатами, расположенных на внутренней поверхности (а); внутри (б) и на внешней поверхности стенки вены (в), а также температуры внутри (точка С) и на поверхности (точки А и В) титансодержащего оплотермического волоконного конвертера (г) от времени при средней мощности лазерного излучения  $P_{cp} = 9,5$  Вт и скорости тракции  $V_T = 2$  мм/с

Распределения значений интеграла Аррениуса в продольном сечении вены в процессе ЭВЛК, полученные при  $V_T = 2$  мм/с:  $P_{cp} = 9,5$  Вт и  $P_{cp} = 10$  Вт, представлены на рис. 5.

Лазерный нагрев длился 20 с с одинаковой  $V_T = 2$  мм/с. Видно, что существует начальный и конечный участки вены длиной около 5 мм, на которых

величина интеграла Аррениуса  $A_{x,y}$ , существенно меньше единицы, что связано с нагревом и остыванием ТОТВК в начале и конце траектории. Длина этого участка уменьшается с ростом средней мощности лазерного излучения. Для оценки среднего по площади сечения стенки вены значения интеграла Аррениуса  $\langle A_S \rangle$  был взят отрезок стенки вены на участке от 5 мм

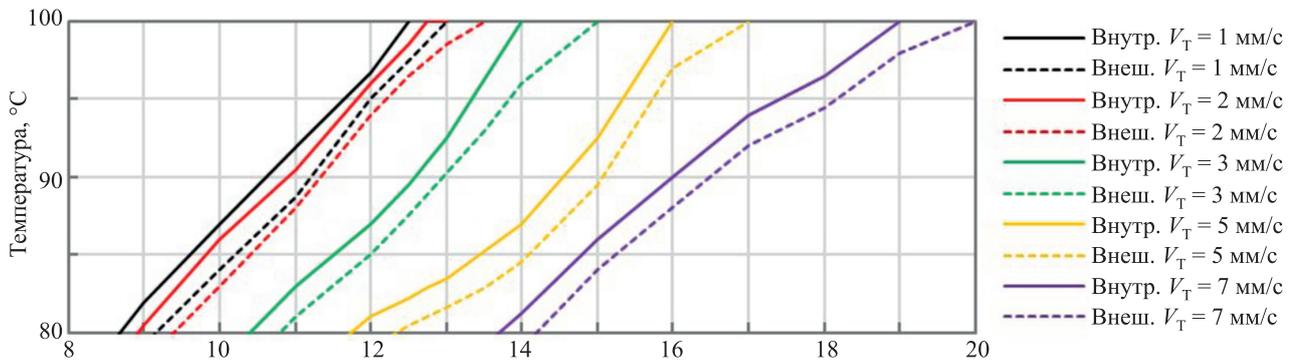


Рис. 4. Зависимость максимальной температуры на внутренней и внешней поверхностях стенки вены от средней мощности лазерного излучения при различной постоянной скорости тракции  $V_T$

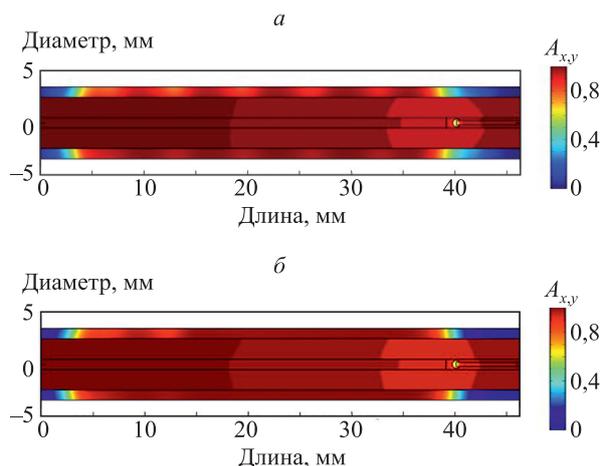


Рис. 5. Распределение значения интеграла Аррениуса в продольном сечении вены в процессе эндовазальной лазерной коагуляции с использованием титансодержащего оптотермического волоконного конвертера при  $P_{cp} = 9,5$  Вт (а) и  $P_{cp} = 10$  Вт (б) с одинаковой  $V_T = 2$  мм/с

до 35 мм. При полностью равномерном необратимом термическом повреждении стенки вены  $\langle A_S \rangle$ , должно быть равно 1.

В данном случае при  $P_{cp} = 9,5$  Вт среднее значение интеграла Аррениуса  $\langle A_S \rangle$ , равно 0,63, а при  $P_{cp} = 10$  Вт — 0,88. Если проанализировать отрезок стенки вены на участке от 15 мм до 35 мм, то для него при  $P_{cp} = 9,5$  Вт среднее значение интеграла Аррениуса  $\langle A_S \rangle$ , окажется равным 0,75, а при  $P_{cp} = 10$  Вт достигнет 0,99. Получаем, что необратимое термическое повреждение стенки вены при  $P_{cp} = 10$  Вт распреде-

лено более равномерно, чем при  $P_{cp} = 9,5$  Вт, кроме того, при  $P_{cp} = 10$  Вт возможно практически полностью равномерное необратимое термическое повреждение стенки вены. Таким образом, режим воздействия на стенку вены с использованием ТОТВК при  $P_{cp} = 10$  Вт,  $V_T = 2$  мм/с можно считать оптимальным для данной скорости тракции.

### Заключение

В работе рассмотрена возможность использования титансодержащего оптотермического волоконного конвертера для эндовазальной лазерной коагуляции вен. Впервые численными методами исследован лазерный нагрев титансодержащего оптотермического волоконного конвертера и стенки вены, а также эффект термического повреждения стенки вены в процессе тракции конвертера при эндовазальной лазерной коагуляции с различной средней мощностью излучения 980 нм полупроводникового лазера и скоростью перемещения титансодержащего оптотермического волоконного конвертера внутри вены. Показано, что распределение поглощенной мощности лазерного излучения внутри конвертера можно считать равномерным, лишь 8,4 % от падающей лазерной энергии попадает в кровь, а интенсивность лазерного излучения на внутренней поверхности стенки вены крайне мала. Продемонстрировано, что в процессе эндовазальной лазерной коагуляции с использованием титансодержащего оптотермического волоконного конвертера температура стенки вены может достигать необходимых для ее коагуляции 85 °С, а в оптимальных режимах стенка вены может быть равномерно коагулирована.

### Литература

1. Шевченко Ю.Л., Мазайшвили К.В., Стойко Ю.М. Лазерная хирургия варикозной болезни. М.: Боргес, 2010. 196 с.
2. Proebstle T.M., Lehr H.A., Kargl A., Espinola Klein C., Rother W., Bethge S., Knop J. Endogenous treatment of the greater saphenous vein with a 940 nm diode laser: Thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles // *Journal of Vascular Surgery*. 2002. V. 35. N 4. P. 729–736. doi: 10.1067/mva.2002.121132
3. Van der Geld C.W.M., Van den Bos R.R. The heat-pipe resembling action of boiling bubbles in endovenous laser ablation // *Lasers in Medical Science*. 2010. V. 25. N 6. P. 907–909. doi: 10.1007/s10103-010-0780-2
4. Verdaasdonk R.M., Van Swol C.F.P., Grimbergen M.C., Rem A.I. Imaging techniques for research and education of thermal and mechanical interactions of lasers with biological and model tissues // *Journal of Biomedical Optics*. 2006. V. 11. N 4. P. 14–19. doi: 10.1117/1.2338817
5. Disselhoff B.C., Rem A.I., Verdaasdonk R.M., Der Kinderen D.J., Moll F.L. Endovenous laser ablation: an experimental study on the mechanism of action // *Phlebology*. 2008. V. 23. N 2. P. 69–76. doi: 10.1258/phleb.2007.007038
6. Amzayyb M., Van Den Bos R.R., Kodach V.M., De Bruin D.M., Nijsten T., Neumann H. A.M., Van Gemert M.J.C. Carbonized blood deposited on fibres during 810, 940 and 1,470 nm endovenous laser ablation: thickness and absorption by optical coherence tomography // *Lasers in Medical Science*. 2010. V. 25. N 3. P. 439–447. doi: 10.1007/s10103-009-0749-1
7. Дуденкова В.В., Ширманова М.В., Лукина М.М., Фельдштейн Ф.И., Виткин А., Загайнова Е.В. Оценка структуры и со-

### References

1. Shevchenko Yu.L., Mazaishvili K.V., Stoiko Yu.M. *Laser Surgery for Varicose Vein Disease*. Moscow, Borges Publ., 2010, 196 p. (in Russian)
2. Proebstle T.M., Lehr H.A., Kargl A., Espinola Klein C., Rother W., Bethge S., Knop J. Endogenous treatment of the greater saphenous vein with a 940 nm diode laser: Thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles. *Journal of Vascular Surgery*, 2002, vol. 35, no. 4, pp. 729–736. doi: 10.1067/mva.2002.121132
3. Van der Geld C.W.M., Van den Bos R.R. The heat-pipe resembling action of boiling bubbles in endovenous laser ablation. *Lasers in Medical Science*, 2010, vol. 25, no. 6, pp. 907–909. doi: 10.1007/s10103-010-0780-2
4. Verdaasdonk R.M., Van Swol C.F.P., Grimbergen M.C., Rem A.I. Imaging techniques for research and education of thermal and mechanical interactions of lasers with biological and model tissues. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, vol. 11, no. 4, pp. 14–19. doi: 10.1117/1.2338817
5. Disselhoff B.C., Rem A.I., Verdaasdonk R.M., Der Kinderen D.J., Moll F.L. Endovenous laser ablation: an experimental study on the mechanism of action. *Phlebology*, 2008, vol. 23, no. 2, pp. 69–76. doi: 10.1258/phleb.2007.007038
6. Amzayyb M., Van Den Bos R.R., Kodach V.M., De Bruin D.M., Nijsten T., Neumann H. A.M., Van Gemert M.J.C. Carbonized blood deposited on fibres during 810, 940 and 1,470 nm endovenous laser ablation: thickness and absorption by optical coherence tomography. *Lasers in Medical Science*, 2010, vol. 25, no. 3, pp. 439–447. doi: 10.1007/s10103-009-0749-1
7. Dudenkova V.V., Shirmanova M.V., Lukina M.M., Feldshtein F.I., Virkin, A., Zagaynova, E.V. Examination of collagen structure and

- стояния коллагена по сигналу генерации второй гармоники // Успехи биологической химии. 2019. № 59. С. 181–218.
8. Жилин К.М., Минаев В.П., Соколов А.Л. О влиянии особенностей поглощения лазерного излучения в воде и крови на выбор рабочей длины волны для эндовенозной облитерации вен при лечении варикозной болезни // Квантовая электроника. 2009. Т. 39. № 8. С. 781–784.
  9. Скрипник А.В. Оптотермический волоконный конвертер лазерного излучения // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. 2013. Т. 56. № 9. С. 37–42.
  10. Van den Bos R.R., Kockaert M.A., Neumann H.M., Bremmer R.H., Nijsten T., Van Gemert M.J. Heat conduction from the exceedingly hot fiber tip contributes to the endovenous laser ablation of varicose veins // *Lasers in Medical Science*. 2009. V. 24. N 2. P. 247–251. doi: 10.1007/s10103-008-0639-y
  11. Беликов А.В., Скрипник А.В., Курнышев В.Ю., Шатилова К.В. Экспериментальное и теоретическое исследование динамики нагрева углеродсодержащих оптотермических волоконных конвертеров для лазерной хирургии // Квантовая электроника. 2016. Т. 46. № 6. С. 534–542.
  12. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Kurnyshev V.Y. Thermal and optical modeling of «blackened» tips for diode laser surgery // *Proceedings of SPIE*. 2016. V. 9887. P. 98873C. doi: 10.1117/12.2227840
  13. Romanos G.E., Altshuler G., Yaroslavsky I. EPIC Pro: Re-Inventing Diode Laser Soft-Tissue Therapy Using Science and Technology. Irvine. CA. USA. BIOLASE Inc, 2016.
  14. Беликов А.В., Скрипник А.В. Динамика лазерного нагрева и спектры свечения углерод-, титан- и эрбийсодержащих оптотермических волоконных конвертеров для лазерной медицины // Квантовая электроника. 2017. Т. 47. № 7. С. 669–674.
  15. Belikov A.V., Skrypnik A.V. Soft tissue cutting efficiency by 980 nm laser with carbon-, erbium-, and titanium-doped optothermal fiber converters // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2019. V. 51. N 2. P. 185–200. doi: 10.1002/lsm.23006
  16. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Salogubova I.S. Optical and thermal modeling of Ti-doped optothermal fiber converter for laser surgery // *Proceedings of SPIE*. 2019. V. 11065. P. 1106514. doi: 10.1117/12.2530981
  17. Беликов А.В., Скрипник А.В. Экспериментальное и теоретическое описание процесса контактной лазерной хирургии с титансодержащим оптотермическим волоконным конвертером // Квантовая электроника. 2020. Т. 50. № 2. С. 95–103.
  18. Tan M.K.H., Sutanto S.A., Onida S., Davies A.H. The relationship between vein diameters, clinical severity, and quality of life: A systematic review // *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 2019. V. 57. N 6. P. 851–857. doi: 10.1016/j.ejvs.2019.01.024
  19. De Mello Porciunculla M., Braga Diamante Leiderman D., Altenfeder R., Siqueira Barbosa Pereira C., Fioranelli A., Wolosker N., Castelli V., Jr. Clinical, ultrasonographic and histological findings in varicose vein surgery // *Revista da Associação Médica Brasileira*. 2018. V. 64. N 8. P. 729–735. doi: 10.1590/1806-9282.64.08.729
  20. Rosukhovskii D.A., Iliukhin E.A., Simonova A.A., Khodzitsky M.K. Risk zone evaluation for modern technology of varicose veins radiofrequency thermal ablation // *Journal of Physics: Conference Series*. 2018. V. 1062. N 1. P. 012007. doi: 10.1088/1742-6596/1062/1/012007
  21. Bosschaart N., Edelman G.J., Aalders M.C., van Leeuwen T.G., Faber D.J. A literature review and novel theoretical approach on the optical properties of whole blood // *Lasers in Medical Science*. 2014. V. 29. N 2. P. 453–479. doi: 10.1007/s10103-013-1446-7
  22. Péry E., Blondel W.C.P.M., Didelon J., Leroux A., Guillemain F. Simultaneous characterization of optical and rheological properties of carotid arteries via bimodal spectroscopy: Experimental and simulation results // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2009. V. 56. N 5. P. 1267–1276. doi: 10.1109/TBME.2009.2013719
  23. dos Santos I., Haemmerich D., da Silva Pinheiro C., Ferreira da Rocha A. Effect of variable heat transfer coefficient on tissue temperature next to a large vessel during radiofrequency tumor ablation // *BioMedical Engineering Online*. 2008. V. 7. P. 21. doi: 10.1186/1475-925X-7-21
  24. Ignatieva N.Y., Zakharkina O.L., Masayshvili C.V., Maximov S.V., Bagratashvili V.N., Lunin V.V. The role of laser power and pullback velocity in the endovenous laser ablation efficacy: an experimental study // *Lasers in Medical Science*. 2017. V. 32. N 5. P. 1105–1110. doi: 10.1007/s10103-017-2214-x
  25. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Smirnov S.N., Semyashkina Y.V. Temperature dynamics of soft tissues during diode laser cutting by state by the second harmonic generation microscopy. *Biochemistry (Moscow)*, 2019, vol. 84, pp. 89–107. doi: 10.1134/S0006297919140062
  8. Zhilin K.M., Minaev V.P., Sokolov A.L. Effect of laser radiation absorption in water and blood on the optimal wavelength for endovenous obliteration of varicose veins. *Quantum Electronics*, 2009, vol. 39, no. 8, pp. 781–784. doi: 10.1070/QE2009v039n08ABEH014071
  9. Skrypnik A.V. Opto-thermal fiber converter of laser radiation. *Journal of Instrument Engineering*, 2013, vol. 56, no. 9, pp. 37–42. (in Russian)
  10. Van den Bos R.R., Kockaert M.A., Neumann H.M., Bremmer R.H., Nijsten T., Van Gemert M.J. Heat conduction from the exceedingly hot fiber tip contributes to the endovenous laser ablation of varicose veins. *Lasers in Medical Science*, 2009. vol. 24, no. 2, pp. 247–251. doi: 10.1007/s10103-008-0639-y
  11. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Kurnyshev V.Yu., Shatilova K.V. Experimental and theoretical study of the heating dynamics of carbon-containing optothermal fibre converters for laser surgery. *Quantum Electronics*, 2016, vol. 46, no. 6, pp. 534–542. doi: 10.1070/QEL16134
  12. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Kurnyshev V.Y. Thermal and optical modeling of “blackened” tips for diode laser surgery. *Proceedings of SPIE*, 2016, vol. 9887, pp. 98873C. doi: 10.1117/12.2227840
  13. Romanos G.E., Altshuler G., Yaroslavsky I. *EPIC Pro: Re-Inventing Diode Laser Soft-Tissue Therapy Using Science and Technology*. Irvine, CA, USA, BIOLASE Inc, 2016.
  14. Belikov A.V., Skrypnik A.V. Laser heating dynamics and glow spectra of carbon-, titanium- and erbium-containing optothermal fibre converters for laser medicine. *Quantum Electronics*, 2017, vol. 47, no. 7, pp. 669–674. doi: 10.1070/QEL16369
  15. Belikov A.V., Skrypnik A.V. Soft tissue cutting efficiency by 980 nm laser with carbon-, erbium-, and titanium-doped optothermal fiber converters. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2019, vol. 51, no. 2, pp. 185–200. doi: 10.1002/lsm.23006
  16. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Salogubova I.S. Optical and thermal modeling of Ti-doped optothermal fiber converter for laser surgery. *Proceedings of SPIE*, 2019, vol. 11065, pp. 1106514. doi: 10.1117/12.2530981
  17. Belikov A.V., Skrypnik A.V. Experimental and theoretical description of the process of contact laser surgery with a titanium-doped optothermal fibre converter. *Quantum Electronics*, 2020, vol. 50, no 2, pp. 95–103. doi: 10.1070/QEL17176
  18. Tan M.K.H., Sutanto S.A., Onida S., Davies A.H. The relationship between vein diameters, clinical severity, and quality of life: A systematic review. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 2019, vol. 57, no. 6, pp. 851–857. doi: 10.1016/j.ejvs.2019.01.024
  19. De Mello Porciunculla M., Braga Diamante Leiderman D., Altenfeder R., Siqueira Barbosa Pereira C., Fioranelli A., Wolosker N., Castelli V., Jr. Clinical, ultrasonographic and histological findings in varicose vein surgery. *Revista da Associação Médica Brasileira*, 2018, vol. 64, no. 8, pp. 729–735. doi: 10.1590/1806-9282.64.08.729
  20. Rosukhovskii D.A., Iliukhin E.A., Simonova A.A., Khodzitsky M.K. Risk zone evaluation for modern technology of varicose veins radiofrequency thermal ablation. *Journal of Physics: Conference Series*, 2018, vol. 1062, no. 1, pp. 012007. doi: 10.1088/1742-6596/1062/1/012007
  21. Bosschaart N., Edelman G.J., Aalders M.C., van Leeuwen T.G., Faber D.J. A literature review and novel theoretical approach on the optical properties of whole blood. *Lasers in Medical Science*, 2014, vol. 29, no. 2, pp. 453–479. doi: 10.1007/s10103-013-1446-7
  22. Péry E., Blondel W.C.P.M., Didelon J., Leroux A., Guillemain F. Simultaneous characterization of optical and rheological properties of carotid arteries via bimodal spectroscopy: Experimental and simulation results. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2009, vol. 56, no. 5, pp. 1267–1276. doi: 10.1109/TBME.2009.2013719
  23. dos Santos I., Haemmerich D., da Silva Pinheiro C., Ferreira da Rocha A. Effect of variable heat transfer coefficient on tissue temperature next to a large vessel during radiofrequency tumor ablation. *BioMedical Engineering Online*, 2008, vol. 7, pp. 21. doi: 10.1186/1475-925X-7-21
  24. Ignatieva N.Y., Zakharkina O.L., Masayshvili C.V., Maximov S.V., Bagratashvili V.N., Lunin V.V. The role of laser power and pullback velocity in the endovenous laser ablation efficacy: an experimental study. *Lasers in Medical Science*, 2017, vol. 32, no. 5, pp. 1105–1110. doi: 10.1007/s10103-017-2214-x
  25. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Smirnov S.N., Semyashkina Y.V. Temperature dynamics of soft tissues during diode laser cutting by

- different types of fiber opto-thermal converters // *Proceedings of SPIE*. 2017. V. 10336. P. 103360C. doi: 10.1117/12.2268866
26. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Kurnyshev V.I. Modeling of structure and properties of thermo-optical converters for laser surgery // *Proceedings of SPIE*. 2016. V. 9917. P. 99170G. doi: 10.1117/12.2229750
  27. Van Den Bos R.R., Van Ruijven P.W.M., Van Der Geld C.W.M., Van Gemert M.J.C., Neumann H.A.M., Nijsten T. Endovenous simulated laser experiments at 940 nm and 1470 nm suggest wavelength-independent temperature profiles // *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 2012. V. 44. N 1. P. 77–81. doi: 10.1016/j.ejvs.2012.04.017
  28. Fan C.-M., Rox-Anderson R. Endovenous laser ablation: mechanism of action // *Phlebology*. 2008. V. 23. N 5. P. 206–213. doi: 10.1258/phleb.2008.008049
  29. Poluektova A.A., Malskat W.S.J., van Gemert M.J.C., Vuylsteke M.E., Bruijninx C.M.A., Neumann H.A.M., van der Geld C.W.M. Some controversies in endovenous laser ablation of varicose veins addressed by optical-thermal mathematical modeling // *Lasers in Medical Science*. 2014. V. 29. N 2. P. 441–452. doi: 10.1007/s10103-013-1450-y
  30. Жилин К.М. Влияние длины волны лазерного излучения ближнего ИК-диапазона на характер силового воздействия на биологические ткани (кровь, венозная стенка, слизистая оболочка и костная ткань): Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук. М.: Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», 2013 [Электронный ресурс]. URL: <https://mephi.ru/upload/avtoreferat/Zhilin.pdf>, свободный. Яз. рус. (дата обращения: 01.06.2020).
- different types of fiber opto-thermal converters. *Proceedings of SPIE*, 2017, vol. 10336, pp. 103360C. doi: 10.1117/12.2268866
26. Belikov A.V., Skrypnik A.V., Kurnyshev V.I. Modeling of structure and properties of thermo-optical converters for laser surgery. *Proceedings of SPIE*, 2016, vol. 9917, pp. 99170G. doi: 10.1117/12.2229750
  27. Van Den Bos R.R., Van Ruijven P.W.M., Van Der Geld C.W.M., Van Gemert M.J.C., Neumann H.A.M., Nijsten T. Endovenous simulated laser experiments at 940 nm and 1470 nm suggest wavelength-independent temperature profiles. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 2012, vol. 44, no. 1, pp. 77–81. doi: 10.1016/j.ejvs.2012.04.017
  28. Fan C.-M., Rox-Anderson R. Endovenous laser ablation: mechanism of action. *Phlebology*, 2008, vol. 23, no. 5, pp. 206–213. doi: 10.1258/phleb.2008.008049
  29. Poluektova A.A., Malskat W.S.J., van Gemert M.J.C., Vuylsteke M.E., Bruijninx C.M.A., Neumann H.A.M., van der Geld C.W.M. Some controversies in endovenous laser ablation of varicose veins addressed by optical-thermal mathematical modeling. *Lasers in Medical Science*, 2014, vol. 29, no. 2, pp. 441–452. doi: 10.1007/s10103-013-1450-y
  30. Zhilin K.M. *Effect of Near-Infrared Laser Radiation Wavelength on Force Action Type Affecting Biological Tissues (Blood, Venous Paries, Mucous Membrane and Bone Tissue)*. Author's abstract of dissertation for the degree of candidate of physical and mathematical sciences. Moscow, MPhI, 2013. Available at: <https://mephi.ru/upload/avtoreferat/Zhilin.pdf> (accessed: 01.06.2020). (in Russian)

#### Авторы

**Беликов Андрей Вячеславович** — доктор физико-математических наук, профессор, профессор, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация; ведущий научный сотрудник, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, Санкт-Петербург, 197022, Российская Федерация, Scopus ID: 7005600018, ORCID ID: 0000-0001-8733-4860, [avbelikov@gmail.com](mailto:avbelikov@gmail.com)

**До Тхань Тунг** — аспирант, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 57216649397, ORCID ID: 0000-0002-6967-9512, [tungifmo@mail.ru](mailto:tungifmo@mail.ru)

**Семьяшкина Юлия Викторовна** — аспирант, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 57189732208, ORCID ID: 0000-0002-4639-5701, [yvsemyashkina@mail.ru](mailto:yvsemyashkina@mail.ru)

#### Authors

**Andrey V. Belikov** — D.Sc., Full Professor, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation; Leading Scientific Researcher, Pavlov University, Saint Petersburg, 197022, Russian Federation, Scopus ID: 7005600018, ORCID ID: 0000-0001-8733-4860, [avbelikov@gmail.com](mailto:avbelikov@gmail.com)

**Do Thanh Tung** — Postgraduate, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 57216649397, ORCID ID: 0000-0002-6967-9512, [tungifmo@mail.ru](mailto:tungifmo@mail.ru)

**Yu. V. Semyashkina** — Postgraduate, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 57189732208, ORCID ID: 0000-0002-4639-5701, [yvsemyashkina@mail.ru](mailto:yvsemyashkina@mail.ru)