

Эндовенозная лазерная коагуляция варикозно расширенных вен: эволюция продолжается

В.П. Минаев^{1✉}, <https://orcid.org/0000-0001-9165-3039>, vMinaev@ntoire-polus.ru
В.Ю. Богачев², <https://orcid.org/0000-0002-3940-0787>, vadim.bogachev63@gmail.com
К.А. Капериз³, <https://orcid.org/0000-0002-8411-8609>, KKaperiz@gnicpm.ru

¹ Научно-техническое объединение «ИРЭ-Полюс»; 141195, Россия, Московская обл., г.о. Фрязино, Фрязино, пл. имени академика Б.А. Введенского, д. 3, стр. 5

² Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова; 117997, Россия, Москва, ул. Островитянова, д. 1

³ Национальный медицинский исследовательский центр профилактической медицины; 101000, Россия, Москва, Петроверигский пер., д. 10

Резюме

В статье рассмотрена эволюция технологии эндовенозной лазерной коагуляции при лечении варикозной болезни вен нижних конечностей. Представлена история исследований, направленных на совершенствование эндовенозной лазерной коагуляции. Рассмотрены особенности эндовенозной лазерной коагуляции излучениями с длинами волн от $\lambda = 0,445$ до $1,94$ мкм совместно с рабочими световодами с торцевым и радиальным выводом излучения, а также световодами с поглощением излучения на дистальном конце. Разобраны физические и биофизические механизмы этого самого популярного на сегодняшний день метода амбулаторного лечения варикозной болезни вен нижних конечностей. Описан процесс распространения лазерного излучения в рассеивающей среде, показана важная роль влияния рассеяния излучения на глубину его проникновения в биоткани. Рассмотрены процессы, происходящие при осуществлении эндовенозной лазерной коагуляции. Описано различие в физических процессах, происходящих при использовании лазерных излучений, поглощаемых преимущественно гемоглобином (гемоглобинпоглощаемый диапазон) и преимущественно водой (водопоглощаемый диапазон). Обоснована целесообразность моделирования происходящих при эндовенозной лазерной коагуляции процессов с использованием плазмы крови. Моделирование, выполненное на плазме крови, продемонстрировало решающую роль вызванного лазерным излучением кипения на тепловое повреждение стенки вены, которое вызывает ее фиброзную трансформацию. Показано, что при использовании световодов с радиальным выводом излучения при интенсивном кипении вокруг места вывода излучения образуются паргазовые пузыри, содержимое которых не поглощает излучения, которое благодаря этому достигает венозной стенки, обеспечивая ее симметричное тепловое повреждение. Обоснованы преимущества использования водопоглощаемого излучения с длиной волны $\lambda = 1,94$ мкм совместно со световодом с радиальным выводом излучения.

Ключевые слова: эндовенозная лазерная коагуляция, варикозная болезнь, лазерное излучение, биоткани, коагуляция крови

Для цитирования: Минаев В.П., Богачев В.Ю., Капериз К.А. Эндовенозная лазерная коагуляция варикозно расширенных вен: эволюция продолжается. *Амбулаторная хирургия*. 2023;20(1):174–184. <https://doi.org/10.21518/akh2023-002>.

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Endovenous laser coagulation of varicose veins: evolution continues

Vladimir P. Minaev^{1✉}, <https://orcid.org/0000-0001-9165-3039>, vMinaev@ntoire-polus.ru
Vadim Yu. Bogachev², <https://orcid.org/0000-0002-3940-0787>, vadim.bogachev63@gmail.com
Konstantin A. Kaperiz³, <https://orcid.org/0000-0002-8411-8609>, KKaperiz@gnicpm.ru

¹ IRE-Polyus; 3, Bldg. 5, Academician B.A. Vvedensky Square, Fryazino, City District Fryazino, Moscow Region, 141195, Russia

² Pirogov Russian National Research Medical University; 1, Ostrovityanov St, Moscow, 117997, Russia

³ National Medical Research Center for Preventive Medicine; 10, Petroverigskiy Lane, Moscow, 101990, Russia

Abstract

The article discusses the evolution of the endovenous laser ablation technique for the treatment of varicose vein disease of lower extremities. The history of studies aimed at improving the endovenous laser ablation is provided. The authors described the features of endovenous laser ablation with wavelengths from $\lambda = 0.445$ to 1.94 μm , alongside with edge- and radial-emitting working fibers, as well as fibers with radiation absorption at its distal end. The physical and biophysical mechanisms of the most popular to-date method for outpatient treatment of varicose vein disease of lower extremities are reviewed. The propagation process of laser radiation in the scattering medium is described, and the important role of the radiation scattering effect on the depth of its penetration into biological tissues is shown. The processes that take place during endovenous laser ablation are considered. The difference in physical processes that

take place during the use of laser radiation mainly absorbed by hemoglobin (hemoglobin-absorbed range) and by water (water-absorbed range) is described. Expedience of simulating the processes that take place during endovenous laser ablation with the use of blood plasma has been substantiated. The blood plasma simulation demonstrated the decisive action of laser-induced boiling on thermal damage to the vein wall, which causes its fibrous transformation. It has been shown that the use of radial-emitting fibres during intense boiling generates steam bubbles around the site of radiation coupling. The contents of such steam bubbles do not absorb radiation, which thus reaches the venous wall, causing its symmetrical thermal damage. The advantages of using water-absorbing radiation with a wavelength of $\lambda = 1.94 \mu\text{m}$ in conjunction with a radial-emitting fibre have been substantiated.

Keywords: endovenous laser ablation, varicose vein disease, laser radiation, biological tissues, blood coagulation

For citation: Minaev V.P., Bogachev V.Yu., Kaperiz K.A. Endovenous laser coagulation of varicose veins: evolution continues. *Ambulatornaya Khirurgiya*. 2023;20(1):174–184. (In Russ.) <https://doi.org/10.21518/akh2023-002>.

Conflict of interest: the authors declare no conflict of interest.

ВВЕДЕНИЕ

Варикозная болезнь вен является весьма распространенным заболеванием: по данным А.Л. Соколова и др. [1], она наблюдается у 10–15% мужчин и 20–35% женщин и нередко сопровождается длительной нетрудоспособностью и последующей инвалидизацией пациента. Поэтому не удивительно, что заменяющая хирургию в качестве основного метода лечения варикозно расширенных вен эндовенозная лазерная коагуляция (ЭВЛК) к настоящему времени получила широкое распространение. Метод характеризуется высокой эффективностью, малой болезненностью процедуры для пациента, возможностью осуществления в амбулаторных условиях, доступной стоимостью оборудования, а также достаточной простотой освоения врачами.

Идея использования интерстициального воздействия на кровь была реализована в 1988 г. при лечении гемангиом [2]. При этом воздействие осуществлялось с помощью подаваемого в полость гемангиомы лазерного излучения с длиной волны $\lambda = 1,06 \mu\text{m}$ (лазер на АИГ:Nd) по верному перемещаемому световоду.

Первая публикация об использовании аналогичной методики для лечения варикозно расширенных вен излучением с длиной волны $\lambda = 1,06 \mu\text{m}$ (установка с лазером на АИГ:Nd) появилась в 1989 г. [3]. Однако широкого распространения этот метод не получил, по-видимому, из-за высокой стоимости и громоздкости оборудования.

Распространение ЭВЛК началось только через 10 лет после публикации S.C. Voné (Майорка, Испания) [4, р. 839–842]. Для ее осуществления автор использовал излучение недорогого и малогабаритного аппарата на основе полупроводникового лазера с длиной волны $\lambda = 0,81 \mu\text{m}$. Видимо, поэтому S.C. Voné считают пионером ЭВЛК.

Одновременно с распространением метода начался процесс поиска наиболее подходящих для этой процедуры длин волн рабочего излучения с целью уменьшения болезненности процедуры, а также снижения вероятности рецидивов и нежелательных побочных эффектов.

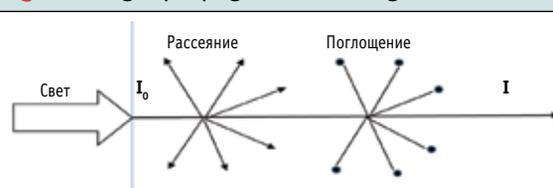
В настоящее время для ЭВЛК используются лазерные излучения с длинами волн в диапазоне λ от 0,45 до 2 мкм. При всех используемых длинах волн достигался положительный результат лечения. Получившиеся в результате клинических применений различия с точки зрения уровня болевых ощущений, осложнений и скорости послеоперационного заживления носили в значительной степени субъективный характер, что вело к спорам в части выбора наиболее эффективного способа. Этому способствовала эволюция трактовки процессов, происходящих при ЭВЛК, которая с точки зрения авторов полезна для их понимания.

ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С БИОТКАНЯМИ

Прежде всего необходимо рассмотреть распространение лазерного излучения в биотканях, процесс проиллюстрирован на *рис. 1*.

Проникающее в биоткань излучение с интенсивностью I_0 претерпевает два процесса. Первый из них – поглощение в биоткани с преобразованием энергии излучения в тепло. (Вообще говоря, возможно превращение в другие виды энергии, не характерные для ЭВЛК.) При этом интенсивность излучения I уменьшается по мере распространения. Второй процесс – рассеяние, при котором фотоны излучения, не поглощаясь, меняют направление своего распространения. Этот процесс также ведет к уменьшению по мере распространения в биотканях. Обычно он выпадает из рассмотрения в медицинской литературе, хотя в большинстве

Рисунок 1. Распространение света в биотканях
Figure 1. Light propagation in biological tissues



случаев играет существенную роль. Учет влияния рассеяния на распространение излучения является весьма сложной проблемой. Подробно этот вопрос разбирается в работе А. Исимару [5].

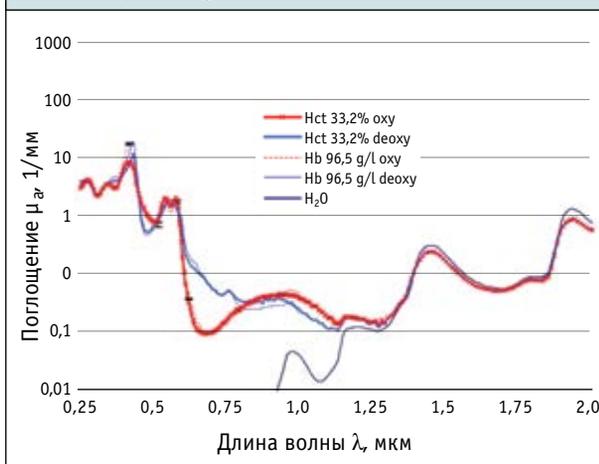
Изменение интенсивности излучения при распространении в поглощающей и рассеивающей среде описывается законом Бугера – Ламберта – Бера (1):

$$I = I_0 \exp(-\mu_{\text{эфф}} \cdot l), \quad (1)$$

где l – толщина слоя; $\mu_{\text{эфф}}$ – эффективный коэффициент ослабления, учитывающий поглощение и рассеяние. Этот закон определяет глубину, на которую излучение проникает в биоткани (на которой оно поглощается в биотканях). Если рассеяние отсутствует (в среде, как, например, в воде, нет рассеяния), затухание интенсивности определяется только коэффициентом поглощения $\mu_{\text{эфф}} = \mu_a$.

В процессе поглощения участвуют различные вещества, входящие в состав биотканей. Основными хромофорами (компонентами ткани, поглощающими излучение) при ЭВЛК являются вода и оксигемоглобин. Причем величина поглощения этих хромофоров по-разному зависит от длины волны лазерного излучения и сильно меняется с ее изменением. На *рис. 2* представлены зависимости от длины волны излучения коэффициентов поглощения μ_a в воде, эмульсии оксигенированных и неоксигенированных эритроцитов, моделирующей кровь с гематокритом (Hct) 33,2%, а также растворов окси- и дезоксигемоглобина с концентрацией 96,5 г/л, соответствующей Hct 33,2%,

Рисунок 2. Зависимости коэффициентов поглощения μ_a в воде, эмульсии эритроцитов, моделирующей кровь с гематокритом 33,2%, и растворов окси- и дезоксигемоглобина
Figure 2. Dependencies of the absorption coefficients μ_a in the water, red blood cell suspension of hematocrit 33.2% and oxy- and deoxyhemoglobin solutions



в диапазоне $\lambda = 0,25-2,0$ мкм (измерение оптических характеристик непосредственно на крови невозможно из-за быстрого агрегирования ее форменных элементов, что сильно изменяет ее оптические свойства, а использование раствора гемоглобина позволяет сразу измерить коэффициент поглощения, поскольку в нем из-за малых размеров молекул гемоглобина отсутствует рассеяние) [6].

На *рис. 3* и *4* для двух диапазонов длин волн, наиболее часто используемых для ЭВЛК, наряду с коэффициентами поглощений μ_a в воде и крови представлены эффективные коэффициенты ослабления $\mu_{\text{эфф}}$ в крови (в воде рассеяние отсутствует) [7]. Поскольку поглощение в крови при длинах волн меньше $\lambda \approx 1,2$ мкм (определяемое в основном поглощением в гемоглобине) превышает для рассматриваемых длин волн поглощение в воде более чем в 20 раз, такое излучение называют гемоглобин-поглощаемым.

На длинах волн $\lambda = 1,3-2$ мкм поглощение в воде оказывается близким к поглощению в крови, а вблизи локальных максимумов на длинах волн $\lambda \approx 1,44$ и $1,94$ мкм превышает поглощение в крови. При этом эффективный коэффициент ослабления $\mu_{\text{эфф}}$ в крови за счет рассеяния в ней оказывается выше коэффициента поглощения в воде. Излучения с длинами волн, лежащими в этом диапазоне, называют водопоглощаемыми.

Характер процесса воздействия излучения при ЭВЛК существенным образом зависит от того, водой или оксигемоглобином оно поглощается. Эта разница была рассмотрена в другой работе [8]. Дело в том, что в случае преобладания поглощения в гемоглобине именно

Рисунок 3. Поглощение μ_a и эффективное ослабление $\mu_{\text{эфф}}$ в эмульсии эритроцитов (модель крови), а также поглощение μ_a в воде для $\lambda = 0,7-1,2$ мкм
Figure 3. Absorption μ_a and effective attenuation $\mu_{\text{эфф}}$ in the red blood cell suspension (blood model), as well as absorption μ_a in the water for $\lambda = 0.7-1.2 \mu\text{m}$

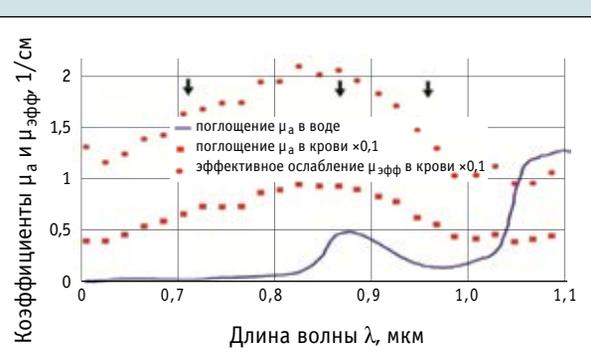
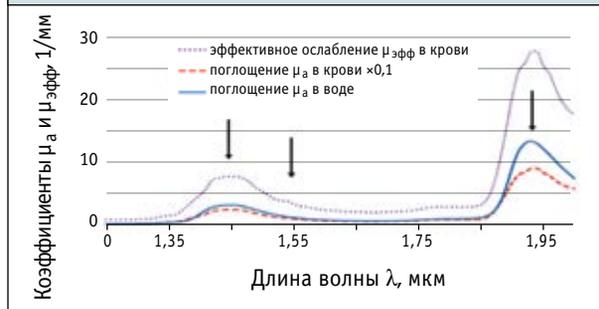


Рисунок 4. Поглощение μ_a и эффективное ослабление $\mu_{\text{эфф}}$ в эмульсии эритроцитов (модель крови), а также поглощение μ_a в воде для $\lambda = 1,25\text{--}2,0$ мкм

Figure 4. Absorption μ_a and effective attenuation $\mu_{\text{эфф}}$ in the red blood cell suspension (blood model), as well as absorption μ_a in the water for $\lambda = 1.25\text{--}2.0$ μm



в нем выделяется тепло, которое затем передается воде. Однако если из-за большой мощности излучения тепло не успевает передаваться воде, происходит разогрев гемоглобина. Когда температура достигает величины около 250 °С, из входящего в органические вещества углеводорода выгорает водород – происходит обугливание (карбонизация). При этом резко возрастает поглощение, уменьшается область, в которой поглощается излучение и выделяется тепло, а следовательно, ускоряется процесс разогрева. В результате может происходить локальный разогрев области вблизи выхода излучения вплоть до начала экзотермического процесса горения. По данным R.A. Weiss и H. Valley, температура может возрастать до 1200 °С [9]. Таким образом, происходят процессы, подобные реализуемым в широко используемой технологии рассеивания биоткани концом световода лазерного скальпеля. При этом если разогретая область коснется стенки вены, то может произойти перфорация стенки, ведущая к нежелательным осложнениям в виде экхимозов и гематом.

Этим не ограничиваются недостатки использования гемоглобин-поглощаемого излучения для ЭВЛК. Это излучение слабо поглощается водой в малонасыщенных гемоглобином стенках вены и в «рубашке» раствора анестетика, создаваемой при тумесцентной анестезии, поэтому, проходя в прилегающие к вене ткани, оно может вызывать ее ожоги и болевой синдром.

При использовании излучения водопоглощаемого диапазона процесс протекает иначе. При нагреве до 100 °С начинается испарение воды, связанное с затратами энергии на преодоление скрытой теплоты парообразования, составляющей значительную величину – $2,25 \times 10^6$ Дж/кг. Поскольку теплоемкость

воды равна $4,2 \text{ кДж} \times \text{K}^{-1} \times \text{кг}^{-1}$, то количество энергии, необходимое для нагрева воды от температуры тела до температуры кипения, составляет $2,65 \times 10^5$ Дж/кг, что примерно в 8,5 раза меньше, чем требуется для ее испарения. Благодаря этому локальная температура долго удерживается вблизи 100 °С, что существенно меньше температуры карбонизации.

РАЗВИТИЕ МЕТОДА ЭНДОВЕНОЗНОЙ ЛАЗЕРНОЙ КООГУЛЯЦИИ

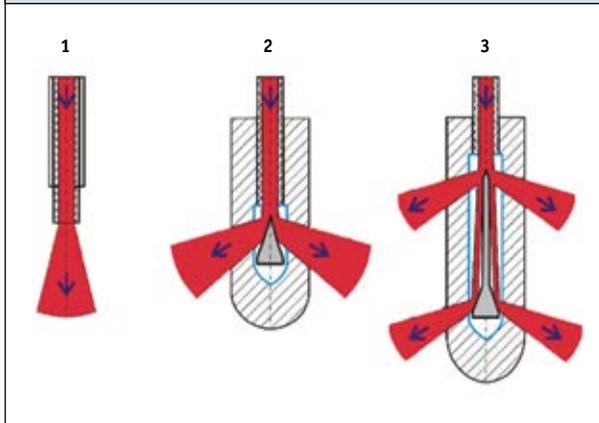
Первоначальное мнение, что решающую роль при ЭВЛК играет коагуляция крови в вене, было скорректировано работой Т.М. Proebstle et al. [10], в которой была отмечена значимость теплового повреждения венозной стенки в запуске фиброзной трансформации варикозной вены.

Как уже говорилось, немалую роль в распространении метода сыграл переход от громоздких аппаратов на твердотельных лазерах с ламповой накачкой к портативным, надежным и недорогим аппаратам на основе полупроводниковых (диодных) лазеров. В работе S.C. Voné использовалось излучение с длиной волны $\lambda \approx 0,81$ мкм [4]. В дальнейшем начали использовать диодные лазеры с длиной волны $\lambda \approx 0,94\text{--}0,98$ мкм [10]. Результаты, которые обеспечивались при использовании этих длин волн, мало отличались от получаемых с $\lambda = 1,06$ мкм. Все они относились к гемоглобин-поглощаемому диапазону.

В 2003 г. для осуществления ЭВЛК было предложено использовать излучение с длиной волны $\lambda = 1,32$ мкм [11], которое сильнее поглощается водой, т. е. относится к водопоглощаемому диапазону. Было отмечено, что использование такого излучения позволяет уменьшить необходимую для достижения результата мощность излучения, при этом также уменьшался уровень болевого синдрома и вероятность перфораций стенки вены, ведущих к нежелательным последствиям в виде экхимозов и гематом. Недостатком было то, что в качестве источника такого излучения использовался громоздкий лазер на АИГ (алюмоиттриевый гранат): Nd.

В 2007–2008 гг. были представлены результаты использования для ЭВЛК излучений с длинами волн $\lambda = 1,47; 1,50$ и $1,55$ мкм [12–15], также относящихся к водопоглощаемому диапазону, но получаемых с более удобных аппаратов на основе полупроводниковых и волоконных лазеров. Следует отметить, что в большинстве исследований переход на новые длины волн излучения происходил по принципу «попробовали, получилось» без прогнозирования причин ожидаемого улучшения. Исключение составляла работа А.Л. Соколова и др., результаты которой были

Рисунок 5. Световоды с торцевым (1), радиальным (2) выводом излучения и типа 2ring (3)
Figure 5. Edge- (1), radial- (2) and 2ring-type (3) emitting fibres



опубликованы позднее в виде статьи [14]. В них было обосновано, почему при переходе к водопоглощаемому излучению уменьшалась вероятность нежелательной карбонизации и можно было примерно вдвое снизить используемую при осуществлении ЭВЛК гемоглобин-поглощаемым излучением мощность.

Доложенные в 2011 г. результаты использования для ЭВЛК лазерного излучения с $\lambda = 1,94$ мкм [16] показали, что это еще сильнее поглощаемое водой излучение позволяет осуществлять процедуру с мощностями, примерно вдвое меньшими по сравнению с $\lambda = 1,47$ мкм [17], а также с меньшим уровнем боли.

Таким образом, представлялось, что надежно обосновано преимущество водопоглощаемых излучений перед гемоглобин-поглощаемыми. Но тут появились практически не замеченные флебологическим сообществом несколько работ украинских коллег [18, 19], показавших преимущество перед лазерами с длинами волн $\lambda = 0,94$ и $1,47$ мкм не просто гемоглобин-поглощаемого, а ультрагемоглобин-поглощаемого (рис. 2) излучения полупроводниковых лазеров с длиной волны $\lambda = 0,445$ мкм. В работе Ю.В. Мелеховец и др. [18] величины мощностей излучений, использованных для успешного осуществления ЭВЛК, составляли соответственно 18–25 Вт ($\lambda = 0,94$ мкм), 10–15 Вт ($\lambda = 1,47$ мкм) и 5–7 Вт ($\lambda = 0,445$ мкм). В этой работе указывается, что количество нежелательных явлений по сравнению с использованием излучения $\lambda = 0,94$ мкм уменьшается при использовании излучения $1,47$ мкм и становится минимальным при использовании излучения $\lambda = 0,445$ мкм. Таким образом, применение излучения с длиной волны $\lambda = 0,445$ мкм давало результаты, близкие к получаемым с $\lambda = 1,94$ мкм.

Кроме этого, появилась работа, показывающая, что заметного уменьшения мощности излучения, реализующей требуемый результат, можно добиться при использовании излучения $\lambda = 0,97$ мкм со световодом, торец которого предварительно чернился за счет кратковременного касания дерева [20]. Впрочем, при таком подходе длина волны излучения не играет существенной роли. Но при этом повышение мощности излучения может привести к недопустимому разогреву световода и перфорации стенки вены, а полученное покрытие может легко отделиться от торца. Это может быть устранено за счет использования специальных световодов, в торец которых внедрены поглощающие частицы. Это рушило стройную схему физического обоснования преимущества водопоглощаемого излучения и требовало объяснения с целью выбора оптимального варианта.

Кроме этого, было предложено использование световодов, на дистальном конце которых размещался металлический наконечник, который нагревался в процессе ЭВЛК лазерным излучением [21]. Впрочем, этот метод практически повторяет воздействие, осуществляемое при методе радиочастотной облитерации, успешно развиваемом одновременно с ЭВЛК [22].

Усовершенствование технологии ЭВЛК не ограничивалось только выбором длины волны рабочего излучения. Поскольку основным объектом воздействия, обеспечивающего запуск фиброзной трансформации, является стенка вены, было предложено использовать световоды с радиальным выводом излучения [23]. При этом предполагалось, что такие световоды, в отличие от световодов с торцевым выводом излучения, обеспечат равномерное тепловое повреждение всей венозной стенки. В дальнейшем было предложено использовать световоды 2ring с двумя кольцевыми выводами излучения (рис. 5). Недостатком таких световодов была более высокая стоимость по сравнению со световодами с торцевым выводом излучения. Поэтому остается довольно большое количество сторонников использования более дешевых световодов с торцевым выводом излучения.

Таким образом, к настоящему времени для лечения варикозного расширения вен используется лазерное излучение с различными длинами волн. И важно отметить, что при правильном выборе энергетических параметров (мощности излучения и скорости вытягивания световода) реализуется эффективное решение проблемы с вероятностью, превышающей 90%, при использовании всех вышеупомянутых излучений – торцевого и радиальных выводов излучения. Различия наблюдаются в уровне сопровождающей лечение боли,

а значит, и необходимости применения анальгетиков, вероятности появления нежелательных побочных явлений (экхимозов, гематом и парестезий) и длительности послеоперационного выздоровления. И это различие делает целесообразным продолжать исследования, направленные на оптимизацию процедуры.

МОДЕЛИРОВАНИЕ

Необходимым условием для успешного решения этой задачи является понимание биофизических процессов, происходящих при ЭВЛК. Поэтому развитие методики до настоящего времени сопровождается исследованиями на основе физического и математического моделирования этих процессов, основным из которых является процесс теплопереноса к венозной стенке. Причем именно физическое моделирование играет основную роль, поскольку только оно может дать корректные данные, необходимые для проведения математического моделирования, так как неправильная физическая модель, заложенная в основу математического моделирования, может дать красивые результаты, не имеющие ничего общего с реально происходящими процессами.

Исследования по моделированию затруднены непрозрачностью крови, поэтому исследования с кровью могут проводиться с помощью аппаратов ультразвукового исследования и по итогам лазерного воздействия. Получаемые при этом данные допускают различные толкования, в результате чего исследователи приходят к различным выводам. Так, авторы работы [9] заключили, что основным в процессе теплопереноса при ЭВЛК является кипение, вызываемое поглощаемым лазерным излучением, и нагрев венозной стенки при конденсации пузырьков пара. В то же время Ю.А. Шевченко и др. на основании своих исследований отрицают основную роль этого процесса [24].

Наиболее удачным примером моделирования процесса ЭВЛК с использованием крови остается эксперимент группы Т.М. Proebstle et al. [25], который позволил определить объем парогазовых пузырьков, получаемых при лазерном воздействии.

Примером абсолютно негодной модели может являться публикация M.S. Whiteley et al., где авторы использовали свежую свиную печень, покрытую физиологическим раствором, в которую стеклянной пластинкой вдавливался лазерный световод [26]. Таким образом, вместо моделирования воздействия излучения на кровь в вене моделировалось контактное воздействие лазерного излучения на мягкую биоткань.

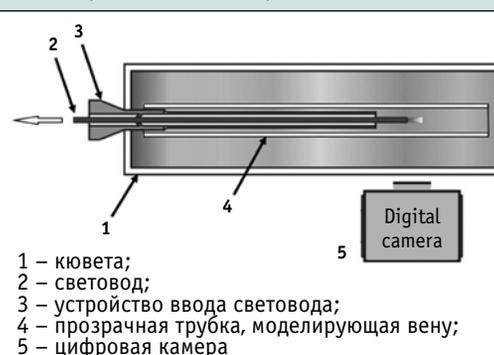
Использование водопоглощаемых излучений позволило осуществить моделирование происходящих при ЭВЛК процессов в реальном времени с использованием

оптических методов регистрации [27, 28]. В этих экспериментах использовались излучения с длинами волн $\lambda = 1,55$ и $1,94$ мкм, а также замороженная плазма донорской крови после ее размораживания. Такой выбор позволяет смоделировать нагрев крови, а наличие белков свертывающей системы крови, таких как фибриноген и антигемофильный глобулин, позволяет смоделировать и процессы коагуляции крови, происходящие при ЭВЛК. Прозрачность и минимальное рассеяние в плазме позволили использовать оптическую регистрацию. В ходе экспериментов исследовали теплоперенос при фиксированном положении световодов в плазме, налитой в кювету [27]. В другой работе исследовались процессы, происходящие в процессе моделирования ЭВЛК, при этом вена моделировалась стеклянной трубкой с внутренним диаметром $3,75$ мм [28]. Схема экспериментальной установки представлена на рис. 6. В экспериментах, описанных в одной из наших работ, трубка отсутствовала [27].

В экспериментах использовались световоды с торцевым и радиальным выводом излучения. Выполненные эксперименты показали, что глубина поглощения излучения в плазме крови составляет примерно 1 мм для $\lambda = 1,55$ мкм и $0,2$ мм для $\lambda = 1,94$ мкм [27]. При этом в зависимости от мощности излучения и длины волны основную роль в теплопереносе играют конвекция, пузырьковое и кратковременное взрывное кипение. Причем независимо от длины волны и типа использованного вывода излучения (торцевой или радиальный), за исключением моментов взрывного кипения, теплоперенос происходит асимметрично, в основном вверх.

В случае использования излучения с $\lambda = 1,55$ мкм около места выхода излучения начиная с некоторого момента времени начинает скапливаться сгусток коагулированной плазмы, препятствующий отводу тепла,

Рисунок 6. Схема оптической части экспериментальной установки
Figure 6. Scheme of the optical element of the experimental setup



что ведет к разогреву сгустка до карбонизации, а затем и до температуры свечения (заметим, что при касании световодом стенки вены в этом случае может происходить ее перфорация). В результате меняется характер теплопереноса, и по завершении процедуры на световоде остается карбонизированная ткань.

Интенсивнее процессы протекают при использовании сильнее поглощаемого излучения с длиной волны $\lambda = 1,94$ мкм. В этом случае объем, в котором поглощается меньше излучения, и в месте выхода излучения практически сразу после включения излучения начинается интенсивное кипение плазмы, ведущее к очищению места вывода излучения от коагулированной ткани. В результате уменьшается вероятность появления сгустка коагулированной плазмы и его карбонизации.

В случае использования трубки, моделирующей вену, образующиеся при лазерном воздействии тепловые потоки ограничиваются ею.

На рис. 7 для сравнения представлены изображения, полученные при использовании световода с торцевым выводом излучения с мощностью 7 Вт, скоростью вытягивания 1 мм/с и длинах волн $\lambda = 1,55$ (рис. 7А) и 1,94 (рис. 7В) мкм. Цифрами указано время с момента включения излучения.

В случае использования излучения с длиной волны $\lambda = 1,55$ мкм кипение плазмы начинается сразу после включения излучения (рис. 7А). При этом у торца световода скапливается сгусток частиц коагулированной плазмы, что ухудшает теплоотвод, ведет к появлению карбонизации и разогреву вещества у торца световода. Еще одним эффектом, увеличивающим коэффициент поглощения, может быть происходящее в раскаленной области переизлучение в сильно поглощаемую часть спектра вблизи $\lambda \approx 3$ мкм [29].

В результате примерно на 3-й сек начинается экзотермический процесс горения с образованием водяного пара и CO_2 . Процесс горения усиливается и примерно с 9,5 сек принимает стационарную форму. Поскольку содержимое парогазового пузыря практически не поглощает излучение (эффект Моисея), кипение наблюдается и на дистальном конце пузыря. Этот процесс продолжается и после прекращения вытягивания световода на 14-й сек, до момента выключения излучения на 23,3 сек (камера повернута влево), при этом в верхней части трубки растет парогазовый пузырь, оттесняющий суспензию коагулированных частиц плазмы в обе стороны вдоль трубки и вниз. Пузырь, несколько уменьшившись за счет конденсации пара, сохраняется до момента прекращения наблюдения на 41-й сек. Можно предположить, что это происходит из-за образования большого количества углекислого газа.

При тех же параметрах и использовании излучения с длиной волны $\lambda = 1,94$ мкм процессы развиваются интенсивнее. Сразу после включения излучения начинается интенсивное кипение. Образующаяся при этом суспензия частиц коагулированной плазмы не скапливается около торца и заполняет верхнюю половину трубки, распространяясь вдоль нее в обоих направлениях (кадр на 3-й сек). При этом образуются парогазовые пузыри, которые двигаются в образовавшемся у торца сгустке коагулята, уменьшаясь в размерах за счет конденсации пара. Затем начинает быстро расти пузырь (кадр на 12-й сек). Это можно объяснить образованием у торца сгустка коагулята, поглощающего излучение, что повышает интенсивность кипения.

На 12,3 сек у торца световода наблюдается яркая вспышка с образованием большого парогазового пузыря, что, как уже говорилось, может являться следствием уменьшения области тепловыделения из-за карбонизации, появления из-за этого сильного поглощения излучения и быстрого разогрева до горения, экзотермического процесса, ведущего к выделению дополнительного тепла, и образования углекислого газа.

Яркость вспышки быстро слабеет и схлопывается к торцу световода уже к кадру 13,5 сек так, что ее почти не видно за сгустком коагулята (кадр на 14,5 сек, соответствующий моменту остановки вытягивания световода, камера повернута влево). Разогрев у торца и кипение продолжают и после остановки движения световода, но уже без ярких вспышек. Размер пузыря уменьшается. Это можно объяснить очищением торца световода от частиц карбонизированной ткани за счет интенсивного кипения, что ведет к снижению интенсивности кипения и горения с выделением углекислого газа.

До выключения излучения продолжается интенсивное кипение (просвечивает разогретая область на 21,5 сек). После выключения излучения на 22-й сек остаются сильно уменьшившиеся в размере за счет конденсации содержащегося в них пара пузыри, наполненные CO_2 и ранее растворенными в плазме газами. Их размер практически не меняется до завершения наблюдения (кадр 35 сек). На торце световода в итоге практически не остается карбонизированной ткани.

На рис. 8 представлены типичные результаты, полученные при использовании световода с радиальным выводом излучения и следующих параметрах воздействия: длины волн $\lambda = 1,94$ и 1,55 мкм при радиальном выводе излучения, мощность излучений 5 и 10 Вт, скорость вытягивания 0,5 мм/с, линейная плотность энергии LEED = 100 и 200 Дж/см [28].

При одинаковых параметрах воздействия в случае излучения $\lambda = 1,94$ мкм (рис. 8А) сразу после

Рисунок 7. Процессы, происходящие при нагреве плазмы излучениями с длинами волн $\lambda = 1,55$ (А) и $1,94$ мкм (В) при торцевом выводе излучения; мощность излучения 7 Вт, скорость вытягивания 1 мм/с, LEED = 70 Дж/см

Figure 7. Processes that take place when plasma is heated by radiation with wavelengths $\lambda = 1.55$ (A) and $1.94 \mu\text{m}$ (B) at the edge radiation coupling; radiation power 7 W, pulling speed 1 mm/s, LEED = 70 J/cm

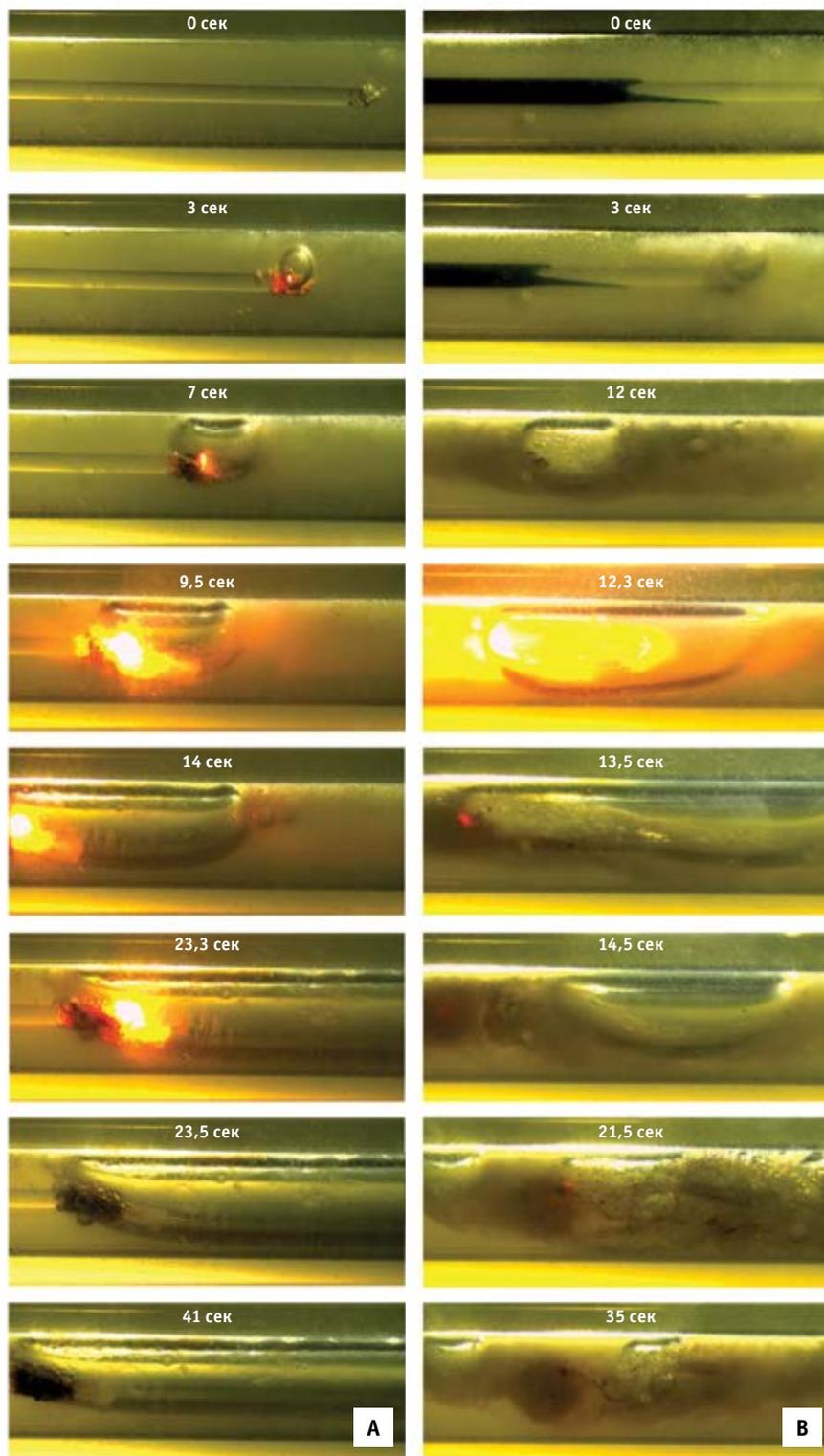
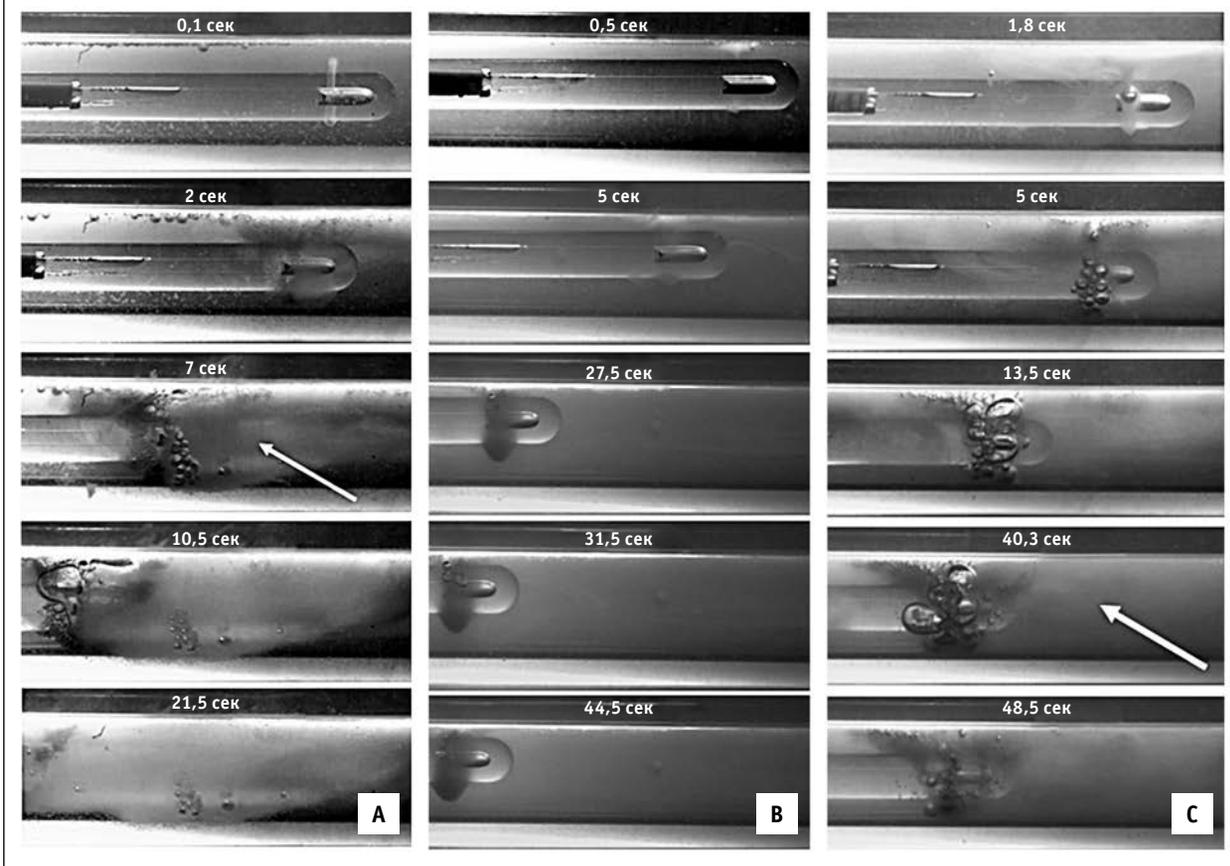


Рисунок 8. Процессы, происходящие при нагреве плазмы излучениями с длинами волн $\lambda = 1,94$ (A) и $1,55$ мкм (B, C) при радиальном выводе излучения; мощность излучений 5 Вт (A, B) и 10 Вт (C), скорость вытягивания 0,5 мм/с, линейная плотность энергии LEED = 100 (A, B) и 200 (C) Дж/см
Figure 8. Processes that take place when plasma is heated by radiation with wavelengths $\lambda = 1.94$ (A) and $1.55 \mu\text{m}$ (B, C) with radial radiation coupling; radiation power 5 W (A, B) and 10 W (C), pulling speed 0.5 mm/s, linear endovenous energy density (LEED) = 100 (A, B) and 200 (C) J/cm



включения излучения начинается интенсивное кипение, сопровождаемое коагуляцией плазмы, тогда как при $\lambda = 1,55$ мкм (рис. 8B) происходит коагуляция плазмы с ее конвективным движением вверх, часть плазмы образует кольцевой сгусток коагулята в месте вывода излучения. Для получения эффектов, наблюдаемых при $\lambda = 1,94$ мкм, в случае $\lambda = 1,55$ мкм необходимо подать вдвое большую мощность (рис. 8C).

Образующиеся при кипении пузыри собираются между световодом и стенкой трубки, излучение проходит, не поглощаясь, через них (эффект Моисея) и стенку трубки, в результате на стенке снаружи происходит коагуляция плазмы (стрелки на рис. 8A, 8C). Дошедшее до стенки вены излучение будет поглощаться в ее толще. Таким образом, к нагреву стенки вены суспензией и паром через ее внутреннюю поверхность добавляется нагрев за счет прямого воздействия излучения путем его поглощения водой в толще стенки. Это увеличивает эффективность воздействия.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, можно утверждать, что при осуществлении ЭВЛК водопоглощаемым излучением нагрев стенки вены может происходить за счет конвективного теплопереноса, кратковременного взрывного и пузырькового кипения, интенсивность которого тем выше, чем меньше объем крови, в котором поглощается излучение.

При достаточной интенсивности кипения происходит очищение места вывода излучения из световода от налипающих частиц коагулированной крови, препятствуя началу карбонизации и нежелательного разогрева до высоких температур.

При использовании световодов с радиальным выводом излучения при его достаточной мощности образующиеся при кипении парогазовые пузыри скапливаются вокруг световода между ним и стенкой вены. При этом практически не поглощаемое содержимым пузырями излучение достигает стенки вены и, поглощаясь

содержащейся в ней водой, осуществляет ее нагрев и тепловое повреждение. Эти эффекты позволяют уменьшить мощность излучения, необходимую для получения требуемого эффекта.

Уменьшение болевых ощущений при ЭВЛК излучением водопоглощаемого диапазона объясняется возможностью снижения уровня мощности используемого излучения, а также меньшим его проникновением в прилегающие к вене ткани из-за его поглощения водой в стенке вены и тумесцентном анестетике. Эти механизмы позволяют объяснить эффективность использования для ЭВЛК сильно поглощаемого в крови (рис. 2) за счет гемоглобина излучения с длиной волны $\lambda = 0,455$ мкм [18, 19]. Можно утверждать, что из-за сильного поглощения излучения тепло выделяется в малом объеме, что вызывает высокоинтенсивное кипение крови, препятствующее образованию сгустка коагулированных частиц в месте выхода излучения, ведущего к карбонизации и разогреву в этом месте. Необходимый для запуска фиброзной трансформации нагрев стенки вены происходит за счет воздействующего на нее пара.

В случае предварительного чернения места вывода излучения [20] вместо объемного кипения крови происходит приповерхностное сверхинтенсивное кипение, также препятствующее образованию сгустка коагулированных частиц в месте выхода излучения, ведущего к карбонизации и разогреву в этом месте. Нагрев стенки вены также происходит за счет воздействующего на нее пара.

Представленные данные свидетельствуют о сохранении большого научного и практического интереса к ЭВЛК, заключающегося в продолжающейся модификации оборудования и расходных материалов, а также непрекращающихся экспериментальных и клинических исследованиях, что ставит под серьезное сомнение переход этой технологии от стадии рандомизированных клинических исследований к этапу эрозии и дискредитации в соответствии с моделью J. McKinlay [30].

Поступила / Received 25.01.2023

Поступила после рецензирования / Revised 10.02.2023

Принята в печать / Accepted 12.02.2023

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Соколов А.Л., Лядов К.В., Луценко М.М. *Лазерная облитерация вен для практических врачей*. М.: Медпрактика-М; 2011. 136 с. Sokolov A.L., Lyadov K.V., Lutsenko M.M. *Laser obliteration of veins for practitioners*. Moscow: Medpraktika-M; 2011. 136 p. (In Russ.)
2. Berlien H.P., Philipp C., Böhm M. Behandlung tief gelegener Anteile von Hämangiomen mit dem Nd:Yag-Laser (1064 nm). In: Keiditsch E., Ascher P.W., Frank F. *Verhandlungsbericht der deutschen Gesellschaft für Lasermedizin e.V. 1988*. München: Verlag; 1990.
3. Puglisi B., Tacconi A., San Filippo F. L'application du Laser Nd:YAG dans le traitement du syndrome variqueux. In: Davy A., Stemmer R. (eds.). *Phlébologie 89*. John Libbey Eurotext Ltd; 1989, pp. 839–842.
4. Boné S.C. Tratamiento endoluminal de las varices con láser de diodo. Estudio preliminar. *Rev Patol Vasc*. 1999;(5):35–46. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2008.04.017>.
5. Исимацу А. *Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах*. М.: Мир; 1981. Т. 1. 280 с. Ishimaru A. *Wave Propagation and Scattering in Random Media. Multiple Scattering, Turbulence, Rough Surfaces, and Remote Sensing*. Cambridge, Massachusetts: Academic Press; 1978. 339 p.
6. Friebe M., Helfmann J., Netz U., Meinke M. Influence of oxygen saturation on the optical scattering properties of human red blood cells in the spectral range 250 to 2,000 nm. *J Biomed Opt*. 2009;14(3):034001. <https://doi.org/10.1117/1.3127200>.
7. Минаев В.П. *Лазерные медицинские системы и медицинские технологии на их основе*. 4-е изд. Долгопрудный: Интеллект; 2020. 359 с. Minaev V.P. *Laser medical systems and medical technologies based on them*. 4th ed. Dolgoprudny: Intellect; 2020. 359 p. (In Russ.)
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;39(8):781–784. <https://doi.org/10.1070/QE2009v039n08ABEH014071>. 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;39(8):781–784. <https://doi.org/10.1070/QE2009v039n08ABEH014071>.
9. Proebstle T.M., Moehler T., Gül D., Herdemann S. Endovenous treatment of the great saphenous vein using a 1,320 nm Nd:YAG laser causes fewer side effects than using a 940 nm diode laser. *Dermatol Surg*. 2005;31(12):1678–1683. <https://doi.org/10.2310/6350.2005.31308>.
10. Proebstle T.M., Sandhofer M., Kargl A., Gül D., Rother W., Knop J., Lehr H.A. Thermal damage of the inner vein wall during endovenous laser treatment: key role of energy absorption by intravascular blood. *Dermatol Surg*. 2002;28(7):596–600. <https://doi.org/10.1046/j.1524-4725.2002.01309.x>.
11. Goldman M.P. 1320 nm endovenous laser treatment of the greater saphenous vein (GSN). *Phlebology*. 2003;(42):S10. Available at: <https://www.phlebology.org/new-techniques-part-1/>.
12. Göckeritz O. Endovenous laser: 1470 nm versus closure fast. In: *Controversies and Update in Venous Diseases*. Paris; 2007, p. 389.
13. Maurins U. Mid Term Results (12 Month) with 1470 nm. In: *Controversies and Update in Venous Diseases*. Paris; 2007, p. 390.
14. Соколов А.Л., Лядов К.В., Луценко М.М., Лавренко С.В., Минаев В.П. Первый опыт эндовенозной лазерной коагуляции на волне 1,56 мкм. *Флебология*. 2008;(Прил.):45–46. Sokolov A.L., Lyadov K.V., Lutsenko M.M., Lavrenko S.V., Minaev V.P. The first experience of endovenous laser coagulation at a wave of 1.56 μ m. *Phlebology*. 2008;(Suppl.):45–46. (In Russ.)
15. Vuylsteke M.E., Vandekerckhove P.J., De Bo T., Moons P., Mordon S. Use of a new endovenous laser device: results of the 1,500 nm laser. *Ann Vasc Surg*. 2010;24(2):205–211. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2009.06.024>.
16. Somunyan M.F., Topaloglu N., Ergenoglu M.U., Gulsoy M. Endovenous laser ablation with TM-fiber laser. In: Duco Jansen E., Thomas R.J. (eds.). *Optical Interactions with Tissue and Cells XXII: proceedings, San Francisco, California, February 22, 2011*. San Francisco; 2011. Vol. 7897, p. 789707. <https://doi.org/10.1117/12.875411>.
17. Mendes-Pinto D., Bastianetto P., Cavalcanti Braga Lyra L., Kikuchi R., Kabnick L. Endovenous laser ablation of the great saphenous vein comparing 1920-nm and 1470-nm diode laser. *Int Angiol*. 2016;35(6):599–604. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26418143/>.

18. Мелеховец Ю.В., Леонов В.В., Марченко Е.Е. Особенности течения послеоперационного периода после проведения ЭВЛК на разных длинах волн. В: Тарасов Н.В. (ред.). *Лазерная хирургия. Материалы научно-практической конференции «Внедрение современных инновационных технологий при малоинвазивных лазерных вмешательствах: клинические, экономические и технические аспекты»*. Черкассы: Вертикаль, издатель С.Г. Кандыч; 2014. Т. 1. С. 102–103.
Melekhovets Yu.V., Leonov V.V., Marchenko E.E. Features of the course of the postoperative period after EVLT at different wavelengths. In: Tarasov N.V. (ed.). *Laser surgery. Materials of the scientific-practical conference "Introduction of modern innovative technologies for minimally invasive laser interventions: clinical, economic and technical aspects"*. Cherkasy: Vertical, publisher S.G. Kandych; 2014. Vol. 1, pp. 102–103. (In Russ.)
19. Пантьо В.І. Досвід використання лазерного випромінювання різних довжин хвиль при проведенні ЕВЛК. В: Тарасов Н.В. (ред.). *Лазерная хирургия. Материалы научно-практической конференции «Внедрение современных инновационных технологий при малоинвазивных лазерных вмешательствах: клинические, экономические и технические аспекты»*. Черкассы: Вертикаль, издатель С.Г. Кандыч; 2014. Т. 1. С. 109–112.
Pantyo V.I. Dosvidnya vykorostannya laserного випромінювання різних довжин хвиль при проведенні ЕВЛК. In: Tarasov N.V. (ed.). *Laser surgery. Materials of the scientific-practical conference "Introduction of modern innovative technologies for minimally invasive laser interventions: clinical, economic and technical aspects"*. Cherkasy: Vertical, publisher S.G. Kandych; 2014. Vol. 1, p. 109–112. (In Ukrainian).
20. Чудновский В.М., Юсупов В.И., Захаркина О.Л., Игнатьева Н.Ю., Жигарьков В.С., Яшкин М.Н., Баграташвили В.Н. Вклад лазероиндуцированной газопарожидкостной динамики в механизм эндовенозной лазерной облитерации. *Современные технологии в медицине*. 2016;8(2):6. <https://doi.org/10.17691/stm2016.8.2.01>.
Chudnovskii V.M., Yusupov V.I., Zakharkina O.L., Ignatieva N.Yu., Zhigarkov V.S., Yashkin M.N., Bagratashvili V.N. Contribution of Laser-Induced Gas-Vapor-Liquid Dynamics to the Mechanism of Endovenous Laser Ablation. *Sovremennye Tehnologii v Meditsine*. 2016;8(2):6. (In Russ.) <https://doi.org/10.17691/stm2016.8.2.01>.
21. Санников А.Б., Емельяненко В.М., Солохин С.А. Новый метод эндолюминальной термической облитерации варикозных вен без зависимости от длины волны лазерного излучения и величины его мощности. В: Шайдаков Е.В. (ред.). *11-й Санкт-Петербургский венозный форум (Рождественские встречи): сборник тезисов, г. Санкт-Петербург, 29 ноября – 1 декабря 2018 г.* Санкт-Петербург; 2018. С. 92–93.
Sannikov A.B., Emelyanenko V.M., Solokhin S.A. A new method of endoluminal thermal obliteration of varicose veins without dependence on the wavelength of laser radiation and the magnitude of its power. In: Shaydakov E.V. (ed.). *11th St Petersburg Venous Forum (Christmas meetings): collection of abstracts, St Petersburg, Nov. 29 – Dec. 1, 2018*. St Petersburg; 2018, pp. 92–93. (In Russ.)
22. Фокин А.А., Беленцов С.М. *Радиочастотная облитерация магистральных подкожных вен*. Челябинск: Уральская государственная медицинская академия дополнительного образования; 2010. 16 с. Режим доступа: <http://angiomed.ru/files/metidichka-rcho.pdf>.
Fokin A.A., Belentsov S.M. *Radiofrequency obliteration of the main saphenous veins*. Chelyabinsk: Ural State Medical Academy of Additional Education; 2010. 16 p. (In Russ.) Available at: <http://angiomed.ru/files/metidichka-rcho.pdf>.
23. Doganci S., Demirkilic U. Comparison of 980 nm laser and bare-tip fibre with 1470 nm laser and radial fibre in the treatment of great saphenous vein varicosities: a prospective randomised clinical trial. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2010;40(2):254–259. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2010.04.006>.
24. Шевченко Ю.А., Стойко Ю.М., Мазайшвили К.В. *Лазерная хирургия варикозной болезни*. М.: Боргес; 2010. 194 с.
Shevchenko Yu.A., Stoyko Yu.M., Mazaishvili K.V. *Laser surgery for varicose veins*. Moscow: Borges; 2010. 194 p. (In Russ.)
25. Proebstle T.M., Lehr H.A., Kargl A., Espinola-Klein C., Rother W., Bethge S., Knop J. Endovenous treatment of the greater saphenous vein with a 940-nm diodelaser: thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles. *J Vasc Surg*. 2002;35(4):729–736. <https://doi.org/10.1067/mva.2002.121132>.
26. Whiteley M.S., Cross A.C., Whiteley V.C. No significant difference between 1940 and 1470 nm in endovenous laser ablation using an in vitro porcine liver model. *Lasers Med Sci*. 2022;37(3):1899–1906. <https://doi.org/10.1007/s10103-021-03449-0>.
27. Минаев В.П., Минаев Н.В., Богачев В.Ю., Капериз К.А., Юсупов В.И. Endovenous laser coagulation: asymmetrical heat transfer (modeling in water). *Lasers Med Sci*. 2021;36(8):1599–1608. <https://doi.org/10.1007/s10103-020-03184-y>.
28. Минаев В.П., Богачев В.Ю., Капериз К.А., Минаев Н.В., Юсупов В.И. Моделирование эндовенозной лазерной коагуляции излучениями 1,55 и 1,94 мкм на плазме крови. В: Шайдаков Е.В. (ред.). *15-й Санкт-Петербургский венозный форум (Рождественские встречи). Актуальные вопросы флебологии: сборник тезисов, г. Санкт-Петербург, 30 ноября – 2 декабря 2022 г.* СПб.; 2022. С. 33–35. Режим доступа: http://venousforumspb.org/wp-content/uploads/Book-of-abstracts_2022.pdf.
Minaev V.P., Bogachev V.Yu., Kaperiz K.A., Minaev N.V., Yusupov V.I. Modeling of endovenous laser coagulation with 1.55 and 1.94 μm radiation on blood plasma. In: Shaydakov E.V. (ed.). *15th St Petersburg Venous Forum (Christmas meetings). Topical issues of phlebology: collection of abstracts, St Petersburg, Nov. 30 – Dec. 2, 2022*. St Petersburg; 2022, pp. 33–35. (In Russ.) Available at: http://venousforumspb.org/wp-content/uploads/Book-of-abstracts_2022.pdf.
29. Альтшулер Г.Б., Беликов А.В., Скрипник А.В., Фельдштейн Ф. Термооптическая хирургия: новый минимально инвазивный метод контактной хирургии мягких тканей. Часть I. *Стomatология*. 2015. Режим доступа: https://stomatologia.rf/nauchnye_publicatsii/termoopticheskaya_hirurgiya_noviy_minimalno_in vazivniy_metod_kontaktnoy_hirurgii_myagkih_tkaney_chast_i.
Altschuler G.B., Belikov A.V., Skripnik A.V., Feldshtein F. Thermo-optical surgery: a new minimally invasive method of soft tissue contact surgery. Part I. *Stomatology.rf*. 2015. (In Russ.) Available at: https://stomatology.rf/nauchnye_publicatsii/termoopticheskaya_hirurgiya_noviy_minimalno_in vazivniy_metod_kontaktnoy_hirurgii_myagkih_tkaney_chast_i.
30. Мазайшвили К.В., Агаларов Р.М. Этапы жизни медицинской технологии по J. McKinlay на примере эндовенозной лазерной облитерации. *Флебология*. 2019;13(2):146–153. <https://doi.org/10.17116/flebo201913021146>.
Mazaishvili K.V., Agalarov R.M. Stages of Life of Medical Technology by J. McKinlay on the Example of Endovenous Laser Ablation. *Flebologiya*. 2019;13(2):146–153. (In Russ.) <https://doi.org/10.17116/flebo201913021146>.

Информация об авторах:

Минаев Владимир Павлович, к.т.н., главный научный сотрудник, Научно-техническое объединение «ИРЭ-Полус»; 141195, Россия, Московская обл., г.о. Фрязино, Фрязино, пл. имени академика Б.А. Введенского, д. 3, стр. 5; vMinaev@ntoire-polus.ru
Богачев Вадим Юрьевич, д.м.н., профессор кафедры факультетской хирургии №2, Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова; 117997, Россия, Москва, ул. Островитянова, д. 1; vadim.bogachev63@gmail.com
Капериз Константин Александрович, сосудистый хирург, специалист УЗИ, хирург-флеболог, Национальный медицинский исследовательский центр профилактической медицины; 101000, Россия, Москва, Петроверигский пер., д. 10; KKaperiz@gnicpm.ru

Information about the authors:

Vladimir P. Minaev, Cand. Sci. (Eng.), Chief Researcher, IRE-Polyus; 3, Bldg. 5, Academician B.A. Vvedensky Square, Fryazino, City District Fryazino, Moscow Region, 141195, Russia; vMinaev@ntoire-polus.ru
Vadim Yu. Bogachev, Dr. Sci. (Med.), Professor of the Department of Faculty Surgery No. 2, Pirogov Russian National Research Medical University; 1, Ostrovityanov St., Moscow, 117997, Russia; vadim.bogachev63@gmail.com
Konstantin A. Kaperiz, Vascular Surgeon, Ultrasound Specialist, Phlebologist Surgeon, National Medical Research Center for Preventive Medicine; 10, Petroverigskiy Lane, Moscow, 101990, Russia; KKaperiz@gnicpm.ru