

Сравнение лазеров с длиной волны 970 и 1470 нм при моделировании эндовазальной лазерной облитерации вен *in vitro*

Д.м.н., проф. Е.В. ШАЙДАКОВ¹, Е.А. ИЛЮХИН^{2*}, А.В. ПЕТУХОВ³, к.м.н. Д.А. РОСУХОВСКИЙ²

Comparison of lasers emitting at 970 and 1470 nm wavelengths for the *in vitro* simulation of endovascular laser vein obliteration

E.V. SHAIKOV, E.A. ILYUKHIN, A.V. PETUKHOV, D.A. ROSUKHOVSKY

¹Клиника хирургии усовершенствования врачей №1 им. П.А. Куприянова Военно-медицинской академии; ²клиника «Медальп»; ³клиника флебологии и медицинской косметологии «Артмедия», Санкт-Петербург

Эндовазальная лазерная облитерация (ЭВЛО) является одним из основных методов хирургической ликвидации рефлюкса в магистральных подкожных венах. Вместе с тем до сих пор отсутствуют единые представления о механизмах действия лазерной энергии на стенку вены. Известно, что в биологических тканях основная часть лазерного излучения поглощается с выделением тепла, которое и производит повреждающий эффект. В поисках оптимального режима эффективной облитерации вен отмечается тенденция к увеличению длины волны лазерного излучения. Вместе с тем экспериментальные данные о различиях в механизмах воздействия лазерного света разных длин волн на венозную стенку крайне ограничены, что препятствует стандартизации методики и выработке оптимальных режимов ее выполнения. В работе представлена серия экспериментов *in vitro* по определению температурного профиля различных режимов лазерного воздействия на стенке и моделированию ЭВЛО на сегментах вен.

Ключевые слова: варикозная болезнь, эндовазальные методы, лазерная облитерация, длина волны.

The endovenous laser obliteration is one of the best treatment methods of saphenous veins reflux. The tendency to augmentation of a laser wavelength becomes perceptible throughout all period of usage of lasers in a phlebology. At the same time, experimental data on differences in character of action of different wave lengths lasers on a venous wall are extremely limited. The insufficient level of study of the mechanism of action laser obliteration interferes with standardization of this technique and development of optimum regimens of its performance. In this work a series of experiments *in vitro* by definition of a temperature profile of various regimens of 970 nm et 1470 nm lasers at the stand and modeling EVLO on segments of veins is presented.

Key words: primary varicosis, endovenous treatment, laser ablation, wave length.

В настоящее время лазеры, применяемые для облитерации магистральных подкожных вен, можно условно разделить на два типа: с длиной волны около 1000 нм («гемоглобиновые», Н-лазеры) и около 1500 нм («водные», W-лазеры). Существуют две основные теории механизма ЭВЛО. Согласно первой [1], воздействие лазерного излучения на венозную стенку опосредовано испарением крови в просвете сосуда. Для эффективной реализации такого механизма предпочтительно использование длины волны, избирательно поглощаемой гемоглобином. При этом температура внутри сосуда в процессе проведения процедуры играет ключевую роль. Согласно другой теории [2], основное значение в механизме ЭВЛО имеет непосредственное поглощение лазерного излучения венозной стенкой. Это представление послужило основой для разработки и внедрения в практику лазеров с длиной волны, близкой к 1500 нм. Для этой длины волны вторым основным хромофором (наряду с гемоглобином) является вода [3, 4]. Вместе с тем ни одна из указанных теорий не объясняет сама по себе всех эффектов ЭВЛО.

Цель исследования — на основании определения температуры на доступных расстояниях от рабочей части световода, гистологической оценки характера повреждения венозной стенки при применении различных характеристик лазерного излучения *in vitro* уточнить механизмы и сравнить эффективность воздействия на венозную стенку лазеров с длиной волны 970 и 1470 нм.

Материал и методы

Для удобства эксперименты были разделены на несколько серий.

I и II серии. Определение значений температуры по оси световода (I серия) и при смещении линии расположения термодатчиков по отношению к оси световода (II серия)

Проводя эти опыты, мы хотели получить ответы на несколько вопросов:

— возможны ли бесконтактная карбонизация** и перфорация стенки вены;

*e-mail: eugen.iluhin@gmail.com

**Карбонизацией (обугливанием) при ЭВЛО называют диссоциацию органических молекул на углерод и газообразные продукты. Образовавшийся при этом углеродистый слой черного цвета обладает высокой поглощающей способностью и сгорает с образованием сверхвысоких температур.

— возможно ли температурное повреждение венозной стенки не по оси световода, т.е. за счет разогретых крови и газа в просвете сосуда;

— как зависит температура у среза световода от длины волны лазерного излучения (при использовании наиболее распространенных режимов для лазеров 970 и 1470 нм);

— как зависит температура у среза световода от энергетического режима лазерного излучения (970 и 1470 нм);

— насколько близки температурные режимы при использовании лазеров с длиной волны 970 нм на мощности 24 Вт и 1470 нм на мощности 15 Вт;

— как зависит температура в зоне воздействия от количества импульсов (ответ на этот вопрос позволяет прогнозировать зависимость равномерности повреждения венозной стенки от характера воздействия — импульсное или непрерывное);

— как зависит температура в зоне воздействия от продолжительности паузы между импульсами; имеет ли продолжительность паузы значение для равномерности повреждения венозной стенки.

Для проведения I и II серий опытов был смонтирован экспериментальный стенд, состоящий из аппарата для ЭВЛО (использованы аппараты с длиной волны 970 и 1470 нм), цилиндрической установки для совмещения световода и термодатчиков, USB-совместимого аппаратного анализатора показаний термодатчиков, персонального компьютера и программного обеспечения с графическим интерфейсом.

При проведении этой серии экспериментов световод фиксировали в полости специально изготовленного цилиндрического бокса. Термодатчики закрепляли в крышке бокса на одной линии таким образом, что расстояние от торца световода до первого датчика составляло 1 мм. Расстояние между термодатчиками — 3 мм. Таким образом, расстояние от среза световода до термопары первого датчика составляло 1 мм, второго — 4 мм, третьего — около 7 мм. Крышка бокса вращалась вокруг оси цилиндра, что позволило получить значения температуры на различных расстояниях от торца световода в горизонтальной плоскости как по направлению излучения, так и в сторону от оси световода. Измерения проводили при расположении термодатчиков по оси световода (рис. 1, а), а также при смещении линии расположения термодатчиков к оси световода на 30, 90 и 150° для излучения с длиной волны 970 и 1470 нм (рис. 1, б).

При проведении измерений бокс заполняли цельной донорской кровью (использовали кровь здоровых добровольцев из числа сотрудников клиники и неиспользованную донорскую кровь с истекшим сроком годности перед утилизацией). Высота полости бокса составляла 1,0 см, радиус — 5 см. Перед каждым измерением загрязненный конец световода обрезали, наполнитель перемешивали. Периодически, при появлении видимых сгустков крови, производили смену наполнителя. Измерения выполняли при комнатной температуре. Точность измерения температуры термодатчиками составляла 0,1 °С. Калибровку датчиков проводили перед экспериментальными измерениями 1 раз в день. При составлении таблиц температуры выше 100 °С округляли до 5 °С, ниже 100 °С округляли до 2 °С.

Измерения выполнены для трех режимов ЭВЛО.

Режим 1. Длина волны 970 нм. Мощность 24 Вт, импульс 900 мс, интервал между импульсами 100 мс. Энергия импульса 21,6 Дж.

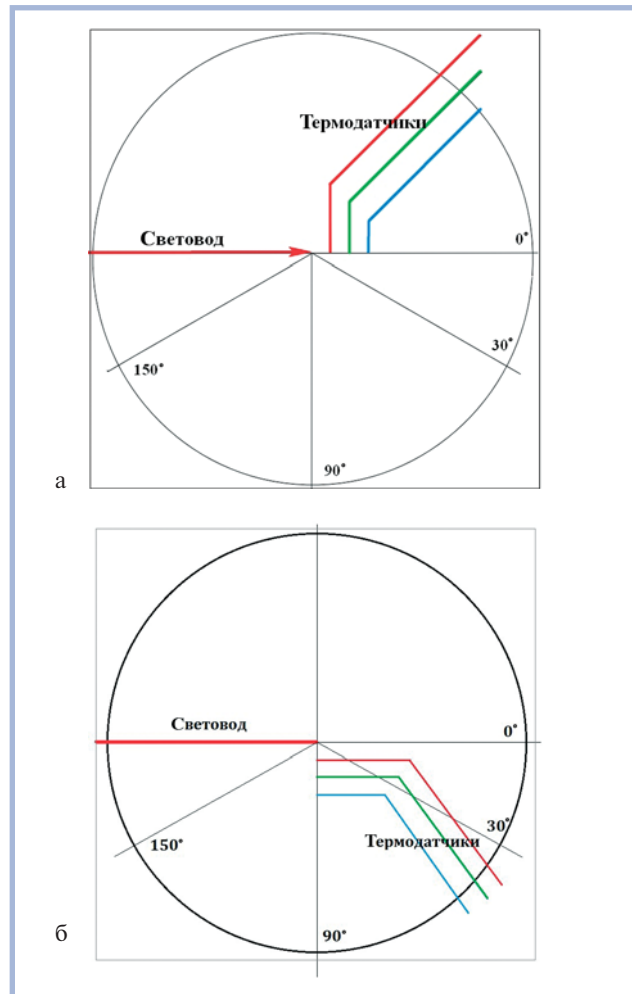


Рис. 1. Схема экспериментальной установки для определения температуры на различных расстояниях от рабочей части световода при проведении ЭВЛО *in vitro* (вид сверху).

а — датчики расположены вдоль оси световода; б — датчики расположены со смещением 90° относительно оси световода.

Режим 2. Длина волны 970 нм. Мощность 15 Вт, импульс 900 мс, интервал между импульсами 100 мс. Энергия импульса 13,5 Дж.

Режим 3. Длина волны 1470 нм. Мощность 15 Вт, импульс 900 мс, интервал между импульсами 100 мс. Энергия импульса 13,5 Дж.

Режимы 1 и 3 наиболее характерны для применяемых в клинической практике для «гемоглобинового» и «водного» лазеров. Режим 2 (относительно низкая мощность при использовании «гемоглобинового» лазера) был необходим для того, чтобы определить решающее значение мощности или длины волны в производимых эффектах. Кроме того, для учета влияния на температурный профиль феномена тепловой релаксации выполнили измерения температуры при воздействии ограниченным количеством (от 1 до 3) и серий импульсов (более 10).

Дополнительно провели сравнение температурных кривых при применении лазера с длиной волны 970 нм в двух режимах с разной продолжительностью паузы между импульсами: импульсный (мощность 24 Вт, импульс

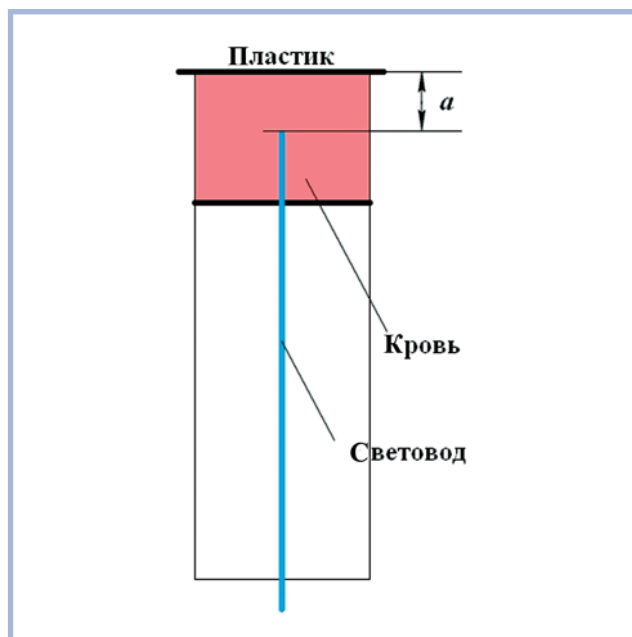


Рис. 2. Схема установки для оценки абсорбционных свойств крови в отношении излучения 970 и 1470 нм.

а — изолирующий слой воды или крови.

900 мс, энергия импульса 21,6 Дж, интервал между импульсами 100 мс) и квазинепрерывный (мощность 24 Вт, импульс 900 мс, энергия импульса 21,6 Дж, интервал между импульсами 10 мс).

В дополнение к основной серии опытов провели измерения температуры на различных расстояниях от рабочей части световода в модели вены. Эти измерения позволили доказать, что результаты первых двух серий (проводившихся в боксе большого объема) можно экстраполировать на условия внутрисосудистой облитерации, где воздействие ведется в очень ограниченном объеме и затруднено перемешивание крови и охлаждение вследствие конвекции¹.

III серия. Моделирование ЭВЛО на сегментах вен (с последующим гистологическим исследованием).

Использовали сегменты больших подкожных вен, удаленных во время флебэктомии. Сформировали 8 сегментов длиной 4 см и диаметром около 6 мм. Адвентиция отсутствовала во всех случаях. Исследование проводили непосредственно после удаления вены без ее фиксации консервантами.

IV серия. Оценка изолирующих свойств крови в отношении лазерного излучения 970 и 1470 нм.

Определяли, возможно ли повреждающее действие непосредственно лазерным излучением 970 и 1470 нм при наличии в просвете сосуда крови или лазерное излучение может воздействовать на венозную стенку только после выпаривания крови. Схема установки для проведения эксперимента представлена на рис. 2. В качестве тестового материала использовали пластину легкоплавкого пластика черного цвета (для снижения отражения излучения). Измеряли время появления перфорации в пластике при различной толщине слоя воды и крови.

¹Подробное описание этих экспериментов опущено в связи с ограничением объема публикации, может быть выслано по электронной почте.

Результаты

I серия. Во всех измерениях зарегистрировали быстрое, в пределах 0,2 с, повышение температуры на первом термодатчике до 170—200 °С с последующим поддержанием ее в интервале 150—200 °С в течение всего времени проведения процедуры. Температура на втором датчике держалась в интервале 60—80 °С и никогда не достигала значений карбонизации. Температура на третьем датчике оставалась во время процедуры в интервале 35—55 °С. По описанному алгоритму проведены измерения для трех режимов лазерной облитерации, описанных в разделе «Материал и методы».

Результаты измерений представлены в табл. 1.

II серия. Провели измерения для трех режимов ЭВЛО, использованных в I серии. Результаты представлены в табл. 2.

Таким образом, установлено:

- даже на минимальном удалении от световода (1 мм) температура никогда не достигала значений карбонизации. Это говорит о том, что бесконтактная перфорация стенки вены практически невозможна;

- при использовании лазера с длиной волны как 970 нм, так и 1470 нм имеет место не прямое повреждение венозной стенки разогретой кровью и ее газообразными продуктами;

- температурный профиль среза световода не зависел существенно от длины волны лазерного излучения, что говорит о близких параметрах поглощения кровью света с длиной волны как 970 нм, так и 1470 нм;

- в режиме 3 значения температуры во всех точках измерения были существенно ниже, чем в режиме 1. Это отражает зависимость температуры при проведении ЭВЛО от количества поданной в зону воздействия энергии. Вместе с тем в режиме 2 получены промежуточные значения температуры (по отношению к режимам 1 и 2). Косвенно это подтверждает предположение о несколько меньшей проникающей способности «водного» лазера в крови. Вместе с тем эти результаты наглядно демонстрируют отсутствие принципиальных различий в воздействии на кровь лазеров с длиной волны 970 и 1470 нм;

- даже при длительном воздействии температура в эксперименте стабилизировалась после достижения некоторого значения. При этом на расстоянии 4 мм от среза световода перпендикулярно к его оси температура никогда не превышала 30 °С. Это говорит о том, что за счет увеличения времени экспозиции и снижения энергии воздействия возможен подбор энергетического режима, исключающего карбонизацию и перфорацию стенки вены. Увеличение продолжительности воздействия не приведет к неограниченному росту температуры.

Изменение паузы между импульсами в пределах 10—100 мс не отразилось на температурном профиле. Увеличение паузы не привело к появлению температурных «провалов» в кривой температуры, а укорочение паузы — к перегреву. Эти результаты прямо говорят о том, что равномерность повреждения венозной стенки зависит не столько от режима излучения (импульсный или непрерывный), сколько от равномерности извлечения световода во время ЭВЛО.

III серия. Использовали следующие режимы лазерного воздействия:

1. Н-лазер, 60 Дж/см, световод с «торцевым» излучением (bare-tip).

Таблица 1. Показания термодатчиков на различном расстоянии по оси световода для лазеров 970 и 1470 нм при различных энергетических режимах

Отклонение датчиков от оси световода (0°)	1 импульс (пиковое значение, °C)			2 импульса (интервал, °C)			3 импульса (интервал, °C)			Серия импульсов (>10) (интервал, °C)		
	Режим	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2
S1	200	110	180	140—190	100—130	130—170	180—200	110—130	170—200	220—250	130—140	200—220
S2	85	70	85	60—80	40—55	50—70	50—80	45—60	50—70	60—85	40—60	50—75
S3	55	40	40	35—50	<35	35—40	35—55	<35	35—45	40—55	<35	35—45

Примечание. Здесь и в табл. 2: S1, S2, S3 — датчики первый, второй и третий.

Таблица 2. Показания термодатчиков (температурные интервалы) при их смещении относительно оси световода для лазеров 970 и 1470 нм при различных энергетических режимах

Отклонение датчиков от оси световода	1 импульс (пиковое значение, °C)			2 импульса (среднее значение, °C)			3 импульса (среднее значение, °C)			Серия импульсов (>10) (среднее значение, °C)		
	Режим											
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
30°												
S1	80	54	62	100	68	82	110	88	100	110	90	100
S2	34	32	32	Повышение температуры не зарегистрировано								
S3	Повышение температуры не зарегистрировано											
90°												
S1	40	30	34	38	30	38	40	30	36	42	32	38
S2	Температура не превышала 30 °C											
S3	Повышение температуры не зарегистрировано											
150°												
S1	Температура не превышала 32 °C											
S2	Повышение температуры не зарегистрировано											
S3	Повышение температуры не зарегистрировано											

Таблица 3. Результаты гистологического исследования сегментов большой подкожной вены после моделирования ЭВЛО *in vitro*

№ образца	Просвет сосуда	Эндотелий	Субэндотелиальный слой	Циркулярный средний гладкомышечный слой	Продольный внутренний гладкомышечный слой
1	+	++	+++	++	++
2	0	0	0	0	0
3	0	0	+	0	0
4	0	+++	+	+	+
5	+	+	+++	++	++
6	0	+	++	0	0
7	0	0	0	0	0
8	±	+	+	0	0

Примечание. Просвет сосуда: + — наличие в просвете десквамированного некротизированного эндотелия; ± — наличие десквамированного неповрежденного эндотелия; 0 — просвет пустой или имеются форменные элементы крови.

Эндотелий: +++ — тотальный коагуляционный некроз; ++ — очаговый коагуляционный некроз 40—50% окружности сосуда; + — очаговый коагуляционный некроз 10—30% окружности сосуда; 0 — изменений не найдено.

Субэндотелиальный слой: +++ — некроз; ++ — очаговая фрагментация и лизис эластических структур; + — отек и плазматическое пропитывание эластических структур; 0 — изменений не найдено.

Циркулярный и продольный гладкомышечные слои: ++ — очаговая фрагментация и лизис гладкомышечных волокон; + — отек и дистрофические изменения; 0 — изменений не найдено.

2. Н-лазер, 100 Дж/см, световод с «торцевым» излучением (bare-tip).

3. Н-лазер, 60 Дж/см, световод с радиальным излучением.

4. Н-лазер, 100 Дж/см, световод с радиальным излучением.

5. W-лазер, 60 Дж/см, световод с «торцевым» излучением (bare-tip).

6. W-лазер, 100 Дж/см, световод с «торцевым» излучением (bare-tip).

7. W-лазер, 60 Дж/см, световод с радиальным излучением.

8. W-лазер, 100 Дж/см, световод с радиальным излучением.

Визуально карбонизация с последующими сгоранием и vaporизацией углерода отмечена во всех случаях за исключением 1 и 7. Это говорит о том, что высокие значения энергии приводят к появлению эффекта карбонизации (а значит, и к появлению во время ЭВЛО сверхвысоких температур) при использовании лазеров любой длины волны и световодов как торцевого, так и радиального типа. Только существенное снижение энергии позволило избежать в некоторых опытах появления карбонизации.

Выполнено гистологическое исследование сегментов вен, подвергшихся воздействию. При проведении гистологического исследования и формировании заключения гистолог не был осведомлен о режиме воздействия на конкретный образец. Описание гистологических препаратов для наглядности представления результатов переведено в балльную систему. Результаты гистологического исследования приведены в табл. 3.

Фактически, не выявлены корреляционная связь степени повреждения венозной стенки и длины волны, мощности излучения или характера его эмиссии (торцевая или радиальная).

IV серия. Излучение любой длины волны в любом из применяемых режимов вызывало мгновенную перфорацию тестовой пластины с расстояния до 1 см. Водная прослойка не затрудняла перфорацию пластины при использовании «гемоглобинового» лазера (970 нм). Прослойка воды в 1 мм увеличивала время появления перфорации при использовании «водного» лазера до нескольких секунд. Появление перфорации совпадало с выпариванием значительной части жидкости. При использовании в качестве наполнителя консервированной крови перфорация пластика через слой в 1,5 мм наступала не ранее чем через 1 с, через слой в 3 мм — не ранее чем через 2–3 с. Появление перфорации совпадало с выпариванием значительной части крови. Эти результаты говорят о том, что кровь одинаково хорошо поглощает излучение с длиной волны 970 и 1470 нм. До выпаривания крови на пути лазерного луча непосредственное воздействие на венозную стенку невозможно вне зависимости от длины волны излучения.

Обсуждение

В обсуждении результатов проведенной работы мы хотели бы сделать акцент на теоретическом и экспериментальном обосновании различий лазеров «гемоглобинового» и «водного» спектра.

Селективность поглощения излучения разных длин волн. Нам не удалось найти экспериментальные работы, свидетельствующие об избирательном поглощении водой лазерного излучения с длиной волны, близкой к 1500 нм. Можно выделить три исследования, в которых детально изучены оптические свойства крови. Первой публикацией по этой тематике является работа A. Roggan и соавт. [3], которые показали, что поглощение кровью излучения с длиной волны 400–1200 нм коррелирует с его поглощением гемоглобином и превышает его приблизительно на 200%, а поглощение кровью излучения с длиной волны более 1200 нм коррелирует с его поглощением водой и превышает его приблизительно на 120–200%. Аналогичные результаты получены в работе J. Kuenstner и соавт. [4].

В работе M. Vuylsteke и соавт. [5] приводится сводная таблица оптических характеристик крови, венозной стенки и паравазальной клетчатки (табл. 4).

Полученные авторами данные свидетельствуют, что кровь — наиболее «сильный» хромофор для любой длины волны, а разница в коэффициентах затухания определяется рассеянием излучения. Следует отметить, что коэффициенты абсорбции и затухания излучения для длины волны 1500 нм существенно выше, чем для всех остальных длин волн. Это говорит о том, что глубина проникновения такого излучения и в крови, и в ткани венозной стенки должна быть существенно ниже. Косвенно данный факт подтвержден полученными нами данными — для нагрева крови до определенной температуры при использовании «водного» лазера требовалась меньшая энергия (энергия лучше поглощалась и меньше рассеивалась). Таким образом, нельзя сказать, что при длине волны около 1500 нм вода является ведущим хромофором, однако несомненно, поглощение излучения водой начинает играть существенную роль в эффектах лазерного воздействия.

Таблица 4. Оптические характеристики крови, венозной стенки и паравазальной клетчатки

Объект исследования	Длина волны, нм				
	810	940	980	1320	1500
Кровь:					
μ_a	0,16	0,25	0,28	0,38	3,0
μ_s	0,73	0,64	0,6	0,54	0,52
μ_{eff}	0,65	0,82	0,86	1,02	5,63
Сосудистая стенка:					
μ_a	0,2	0,12	0,1	0,3	2,4
μ_s	2,4	2,13	2,0	1,8	1,7
μ_{eff}	1,25	0,9	0,79	1,37	5,43
Паравазальная ткань:					
μ_a	0,017	0,027	0,030	0,045	0,35
μ_s	1,2	1,1	1,0	0,9	0,84
μ_{eff}	0,25	0,3	0,3	0,36	1,12

Примечание. μ_a — коэффициент абсорбции (в мм^{-1}); μ_s — коэффициент рассеяния (мм^{-1}); μ_{eff} — коэффициент оптического затухания (мм^{-1}) [5].

Кроме того, доказанная избирательность поглощения определенной длины волны определенным хромофором не обеспечивает гистологической избирательности воздействия в клинической практике. Это было продемонстрировано в ряде работ по применению лазеров в дерматологии [6–8]. Также и в нашей серии экспериментов с гистологическим контролем использование лазерного излучения с длиной волны 1470 нм не обеспечило избирательного и равномерного повреждения венозной стенки. Причем это относится и к различным энергетическим режимам, и к использованию световода с различным типом эмиссии излучения.

Внутрисосудистые температуры при ЭВЛО и возможность бесконтактной перфорации вены. Данные по этому аспекту проблемы ограничены, и все они относятся к лазерам с длиной волны около 1000 нм. В 2008 г. В. Disselhoff и соавт. [9] опубликовали результаты прямого измерения внутрисосудистых температур. Высокая температура зарегистрирована только непосредственно у кончика световода, где наблюдалось плавление оболочки световода. При этом среднее значение максимальных температур в эксперименте зависело от линейной плотности энергии излучения и не достигало значений карбонизации. По имеющимся данным, карбонизация в биологических тканях происходит при температуре выше 300 °С [9, 10]. Результаты этой работы согласуются с данными R. Weiss и соавт. [11] по измерению температуры при ЭВЛО *in vivo* в эксперименте на животных. На расстоянии 2 мм дистальнее среза световода средняя температура составляла 231 °С, а в 4 мм — 93 °С. Температура венозной стенки вне зоны контакта со световодом, по всей видимости, повышается незначительно. В эксперименте *in vivo* на животных температура наружной поверхности стенки ушной вены во время процедуры составляла 40–49,1 °С, а на конечностях после тумесцентной анестезии никогда не превышала 40 °С [12]. Сходные данные были получены при измерении паравазальной температуры во время проведения ЭВЛО малой подкожной вены. При линейной плотности энергии около 40 Дж/см на лазере с длиной волны 810 нм температура составила 43,3, 42 и 36 °С на расстояниях 3, 5 и 10 мм от стенки вены соответственно [13]. Полученные нами данные полностью согласуются с результатами этих исследований. На первом термодатчике, т.е. на расстоянии 1 мм от среза световода при его расположении по оси излучения, температура приближалась к температуре карбонизации гемоглобина, но не достигала ее во всех режимах проведения эксперимента. На втором термодатчике (на расстоянии 4 мм от среза световода) температура при любом энергетическом режиме находилась в пределах 40–85 °С. Полученные температурные интервалы теоретически достаточны для денатурации белковых молекул, однако они получены в статическом положении, без учета смещения световода во время проведения ЭВЛО. Температура, достаточная для повреждения белковых структур, зарегистрирована только на первом датчике при отклонении от линии излучения не более чем на 30°. На больших расстояниях или на больших углах отклонения температура в различных режимах не превышала 42 °С. Графическое отражение изотерм, полученных в эксперименте, дает представление о распределении тепловой энергии вокруг торца световода в крови (рис. 3).

Эта конфигурация оказалась схожей для лазеров разной длины волны при одинаковых энергетических режимах и аналогична картине распределения тепла, зарегистри-

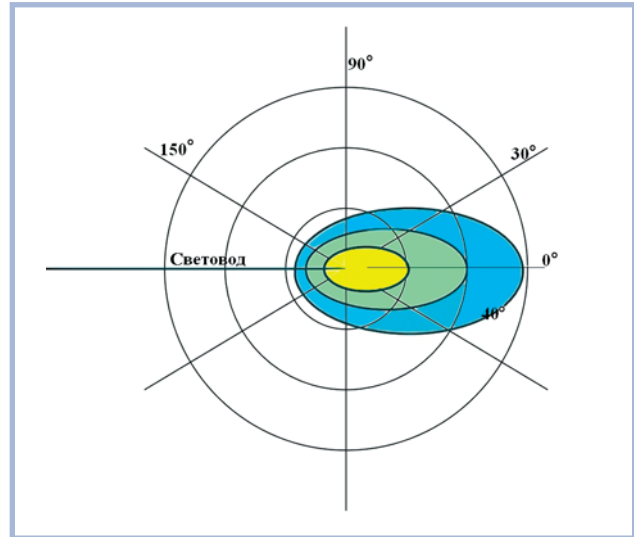


Рис. 3. Изотерма 40 °С.

рованной В. Disselhoff и соавт. [9]. Четвертая серия наших экспериментов показывает, что даже незначительная прослойка крови должна препятствовать воздействию лазерного излучения на стенку вены при использовании любой длины волны. Непосредственное воздействие лазера на венозную стенку, по всей видимости, возможно только после выпаривания остаточной крови в просвете сосуда. Вслед за этим должно последовать выпаривание воды венозной стенки, до завершения которого карбонизация тканей, вероятнее всего, невозможна. Кроме того, следует учитывать отражающую способность эндотелия вены.

Полученные данные свидетельствуют в пользу контактного механизма появления перфораций вены в процессе проведения ЭВЛО. Таким образом, центровка световода в просвете сосуда теоретически может снизить количество перфораций и соответственно «малых» осложнений ЭВЛО в раннем послеоперационном периоде. Прерывистое смещение световода теоретически создает условия для перфорации вены прямым излучением при его достаточной экспозиции, непрерывный режим практически исключает перфорацию при отсутствии контакта конца световода со стенкой вены. При этом характер излучения (импульсное или непрерывное) не имеет существенного значения. В целом, на основании имеющихся данных литературы и результатов наших экспериментов можно констатировать невозможность бесконтактной перфорации венозной стенки в процессе ЭВЛО, а также невозможность ее непосредственного повреждения лазерным излучением при наличии в просвете сосуда остаточной крови. Кроме того, нами установлено, что температурный профиль ЭВЛО не зависит от используемой длины волны лазерного излучения. По всей видимости, карбонизация не зависит от длины волны, но зависит от энергетического режима лазерной облитерации. В работе М. Amzaub и соавт. [10] исследованы процессы карбонизации крови на световоде при проведении ЭВЛО. В этой работе особенности карбонизации на длинах волн 810, 940 и 1470 нм изучены с помощью микроскопии и оптической когерентной томографии. Убедительно показано, что отложение на излучающей поверхности световода слоя карбонизированной крови является общим механизмом ЭВЛО вне зависимости от длины волны. Показана корреляция

толщины карбонизированных отложений от количества выделенной энергии. Эффекты, обусловленные карбонизацией, наблюдались нами на линейной плотности энергии 100 Дж/см при применении лазеров 970 и 1470 нм на световодах как с торцевой, так и с радиальной эмиссией во всех случаях. На линейной плотности 60 Дж/см в 2 из 4 случаев визуально признаков карбонизации не было. Этот факт может свидетельствовать о целесообразности подбора минимальной плотности энергии, достаточной для достижения стойкой облитерации и фиброзной трансформации вены. Полученные нами гистологические данные не позволяют сделать однозначный вывод о предпочтительных энергетических режимах или о достоинствах или недостатках световода с радиальным излучением.

В крупном обзоре публикаций по ЭВЛО, охватившем 98 оригинальных исследований, R. Darwood и соавт. [14] сделали вывод о предпочтительности применения линейной плотности энергии больше 60 Дж/см. В использованных нами режимах 60 и 100 Дж/см, несмотря на визуальные признаки происходящей карбонизации, в ряде гистологических материалов не обнаружено признаков существенного повреждения венозной стенки. Кроме того, не выявлены закономерности в распространенности и глубине поражения венозной стенки между указанными энергетическими режимами. В большей степени это говорит о ненадежности попыток гистологической фиксации результатов ЭВЛО, нежели о действительном отсутствии корреляции. По всей видимости, позиция конца световода в просвете сосуда, его удаленность от стенки вены имеют решающее значение в ее повреждении. Вместе с тем полученные результаты противоречат довольно распространенному мнению о селективном и равномерном воздействии излучения с длиной волны около 1500 нм на венозную стенку. Интересные данные получены в блестящей серии экспериментов, проведенных коллективом Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова в 2009—2010 гг. [15]. Авторы пришли к выводу, что физические явления во время лазерного воздействия на сосуд можно разделить на три фазы: испарение крови и карбонизация на конце световода, непосредственное воздействие излучения на стенку вены (основной механизм реализации ЭВЛО после полного выпаривания крови), непосредственное воздействие перегретого конца световода на стенку вены (при медленном смещении световода). По мнению авторов, эти механизмы не зависят от длины волны применяемого для ЭВЛО лазера. Результаты наших экспериментов полностью согласуются с такими выводами.

Прямое сравнение «гемоглинового» и «водного» лазеров в эксперименте. Сравнительное экспериментальное исследование с гистологическим исследованием вен животных после проведения ЭВЛО с помощью лазеров с длиной волны 1500 и 980 нм было выполнено M. Vuylsteke и соавт. [5]. Авторы отмечают более равномерное повреждение стенки и меньшее количество перфораций при применении «водного» лазера, однако методология проведения исследования и оценки результатов не позволяет безоговорочно принять выводы авторов о преимуществах лазера с длиной волны 1500 нм. Еще одно исследование со сравнением гистологической картины после ЭВЛО при варикозной болезни у людей проведено R. Bush и соавт. в 2008 г. [16]. Пациенты со сходной клинической картиной были рандомизированы в группы для проведения ЭВЛО лазерами с длиной волн 940 и 1319 нм. Авторы отметили разрушение интимы сосуда в обеих группах, а более выраженное замещение тромбо-

тических масс коллагеном — в группе с проведением ЭВЛО лазером с длиной волны 940 нм. Таким образом, результаты прямого сравнения «гемоглиновых» и «водных» лазеров противоречивы и отражают в первую очередь методологические и технические ограничения исследований. Мы не нашли существенных различий между эффектами этих двух типов лазеров ни по замерам температуры на стенде, ни в прямом сравнении на сегментах вен в различных энергетических режимах.

Ограничения. Несмотря на согласованность полученных данных с результатами экспериментальных работ других авторов, данное исследование имеет ряд ограничений. Ни в одной проведенной серии опытов не моделированы условия, возникающие после выполнения тумесцентной анестезии. Сокращение объема и диаметра вены, ее частичное обескровливание создают условия для продолжительного контакта разогретой части световода со стенкой вены и непосредственного воздействия излучения на ее эндотелий, что может существенно изменить характер повреждения венозной стенки.

Выводы

Нами не получено данных о принципиальных различиях в механизме действия на венозную стенку лазерного излучения с длиной волны 970 и 1470 нм. Появление эффекта карбонизации не зависит от длины волны лазерного излучения. В наиболее распространенных энергетических режимах световод с радиальной эмиссией излучения не способен предотвратить появление карбонизации и обеспечить равномерное повреждение венозной стенки. Бесконтактная перфорация стенки вены невозможна. Получены данные, свидетельствующие о целесообразности подбора минимальной плотности энергии, достаточной для достижения стойкой облитерации и фиброзной трансформации вены. Перспективным представляется отработка режимов с низкими средними внутрисосудистыми температурами, но увеличенной продолжительностью воздействия. Накопленные экспериментальные данные позволяют предположить, что дальнейшее развитие технологии лазерной облитерации может двигаться в сторону усовершенствования характера эмиссии лазерного излучения для устранения эффекта карбонизации гемоглобина. Необходимо дальнейшее изучение механизма ЭВЛО для выработки оптимальных условий и режимов ее проведения. Необходимо прямое сравнение различных режимов воздействия в клинических исследованиях.

Конфликт интересов

Авторы благодарят компанию «Милон» (Россия) за предоставленное для проведения исследования оборудование и программное обеспечение. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов при определении структуры исследования, сборе, анализе и интерпретации данных, а также при принятии решения опубликовать полученные результаты и написании статьи.

Участие авторов:

Концепция и дизайн исследования — Е.Ш., Е.И.
 Обзор и анализ литературы — Е.И., А.П.
 Экспериментальная часть — Е.И., Д.Р.
 Анализ результатов — Е.Ш., Е.И.
 Написание текста — Е.И.
 Редактирование — Е.Ш.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Probstle T.M. et al.* Endovenous treatment of the greater saphenous vein with a 940-nm diode laser: thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles. *J Vasc Surg* 2002; 35: 4: 729–736.
2. *Fan C.-M., Rox-Anderson R.* Endovenous laser ablation: mechanism of action. *Phlebology* 2008; 23: 5: 206–213.
3. *Roggan A. et al.* Optical Properties of Circulating Human Blood in the Wavelength Range 400–2500 nm. *J Biomed Opt* 1999; 4: 1: 36.
4. *Kuenstner J., Norris K.* Spectrophotometry of human hemoglobin in the near infrared region from 1000 to 2500 nm. *J Near Infr Spectr* 1994; 2: 1: 59.
5. *Vuytsteke M. et al.* Endovenous laser treatment: a morphological study in an animal model. *Phlebology* 2009; 24: 4: 166–175.
6. *Solomon H. et al.* Histopathology of the laser treatment of port-wine lesions. Biopsy studies of treated areas observed up to three years after laser impacts. *J Invest Dermatol* 1968; 50: 2: 141–146.
7. *Apfelberg D.B. et al.* Histology of port wine stains following argon laser treatment. *Br J Plast Surg* 1979; 32: 3: 232–237.
8. *Greenwald J. et al.* Comparative histological studies of the tunable dye (at 577 nm) laser and argon laser: the specific vascular effects of the dye laser. *J Invest Dermatol* 1981; 77: 3: 305–310.
9. *Disselhoff B.C.V.M. et al.* Endovenous laser ablation : an experimental study on the mechanism of action. *Phlebology* 2008; 23: 2: 69–76.
10. *Amzayyb M. et al.* Carbonized blood deposited on fibres during 810, 940 and 1,470 nm endovenous laser ablation: thickness and absorption by optical coherence tomography. *Lasers Med Sci* 2010; 25: 3: 439–447.
11. *Weiss R. A.* Comparison of endovenous radiofrequency versus 810 nm diode laser occlusion of large veins in an animal model. *Dermatol Surg* 2002; 28: 1: 56–61.
12. *Zimmet S.E., Min R.J.* Temperature Changes in Perivenous Tissue during Endovenous Laser Treatment in a Swine Model. *Dermatol Surg* 2003; 14: 7: 911–915.
13. *Gough M.J., Mavor A.I.D., Beale R.J.* Heat dissipation during endovenous laser treatment of varicose veins – is there a risk of nerve injury? *Phlebology* 2006; 21: 1: 32–35.
14. *Darwood R.J., Gough M.J.* Endovenous laser treatment for uncomplicated varicose veins. *Phlebology* 2009; 24: Suppl 1: 50–61.
15. *Шевченко Ю.Л., Стойко Ю.М., Мазайшвили К.В.* Лазерная хирургия варикозной болезни. М: Боргес 2010.
16. *Bush R.G., Shamma H.N., Hammond K.* Histological Changes Occurring After Endoluminal Ablation With Two Diode Lasers (940 and 1319 nm) From Acute Changes to 4 Months. *Lasers Surg Med* 2008; 40: 676–679.