

# О влиянии особенностей поглощения лазерного излучения в воде и крови на выбор рабочей длины волны для эндовенозной облитерации\* вен при лечении варикозной болезни

К.М.Жилин, В.П.Минаев, А.Л.Соколов

*Рассмотрены особенности поглощения лазерного излучения в воде и крови с используемыми для эндовенозной лазерной коагуляции (ЭВЛК) длинами волн 0.81–1.06, 1.32, 1.47, 1.5 и 1.56 мкм. Выявлено, что лучшие условия реализуются для излучения с длиной волны 1.56 мкм. На основе проведенного анализа можно прогнозировать, что наилучшие для осуществления ЭВЛК условия могут быть реализованы при использовании излучения с длинами волн 1.68 и 1.7 мкм.*

**Ключевые слова:** эндовенозная лазерная коагуляция вен, варикозная болезнь.

## 1. Введение

Варикозная болезнь (ВБ) вен нижних конечностей – одно из наиболее часто встречающихся заболеваний периферических сосудов, характеризующееся болевыми ощущениями, прогрессирующим течением, серьезными социальными и экономическими последствиями. В последние годы для ее лечения все более широко применяется метод эндовенозной лазерной коагуляции (ЭВЛК) [1], основанный на внутривенном использовании лазерного излучения [2]. При этой технологии в вену под ультразвуковым контролем вводится рабочий световод. Затем в привенозную область вводится раствор анестетика, так, чтобы вокруг вены образовалась «рубашка», обеспечивающая местную анестезию, сдавливание вены, вызывающее уменьшение ее диаметра, и теплоизоляцию окружающих тканей при нагреве вены. Далее лазерное излучение подается в световод, который извлекается (вытаскивается) из вены, осуществляя по мере извлечения тепловое воздействие на кровь и венозную стенку. При этом происходит коагуляция содержимого вены, сокращение содержащихся в стенке волокон коллагена, уменьшающее ее диаметр, и тепловое поражение стенки, начиная с эндотелия, которое запускает процесс трансформации подвергшейся воздействию вены в соединительные ткани. На рис. 1 представлены фотографии участка ноги с варикозно расширенной веной до и через 7 месяцев после лечения методом ЭВЛК.

Этот метод существенно легче переносится пациентами, чем традиционное лечение, которое осуществляется

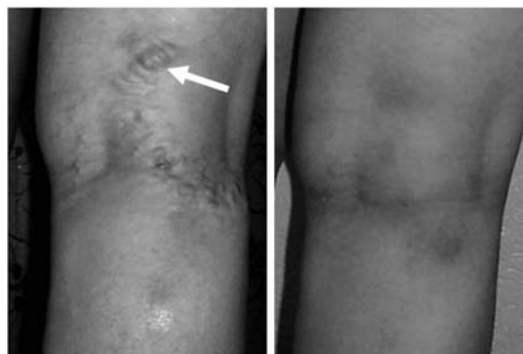


Рис. 1. Участок ноги с варикозно расширенной веной (указано стрелкой) до и через 7 месяцев после лечения.

путем флебэктомии (удаления) патологически измененной вены и нередко сопровождается повреждением подкожных нервов и лимфатических коллекторов, а также длительным и болезненным для пациента послеоперационным лечением.

При реализации метода ЭВЛК встает вопрос оптимального выбора рабочей длины волны лазерного излучения, ответы на который в существующих публикациях недостаточно корректны.

## 2. О различии в механизмах воздействия на биоткани лазерных излучений, поглощаемых преимущественно в воде и гемоглобине

Первоначально для ЭВЛК использовалось только лазерное излучение с длинами волн 0.81–1.06 мкм, основным хромофором для которого является гемоглобин. Поглощением в воде в этом случае можно пренебречь, поскольку в указанном диапазоне длин волн коэффициент поглощения лазерного излучения водой примерно в 20–30 раз меньше, чем гемоглобином. Тепло, выделяющееся внутри сосуда при поглощении лазерной энергии гемоглобином, передается содержащейся в крови воде, а ее нагрев до 100 °С приводит к локальному кипению с образованием пузырьков пара. Этот пар, в свою

\*Облитерация (от латин. obliteration – заглаживание) – зарастание или закрытие полостного или трубчатого органа вследствие разрастания ткани (чаще соединительной) его стенок.

К.М.Жилин, В.П.Минаев. ООО «НТО "ИРЭ-Полюс"», Россия, 141190 Фрязино, пл. Введенского, 1; e-mail: vmin@orc.ru  
А.Л.Соколов. ФГУ «Лечебно-реабилитационный центр Росздрав», Россия, 125367 Москва, Ивановское ш., 3

Поступила в редакцию 6 февраля 2009 г., после доработки – 23 марта 2009 г.

очередь, отдавая тепло стенке вены, осуществляет ее требуемое термическое повреждение, начиная с эндотелия [3]. Таким образом, гемоглобин выступает в качестве звена, передающего поглощенную им энергию лазерного излучения воде.

Для обеспечения необходимого воздействия при увеличении диаметра вены приходится увеличивать энергию лазерного излучения. Ее рост за счет повышения мощности излучения или времени воздействия, несмотря на почти прямую зависимость степени повреждения венозной стенки от этих параметров, не всегда оказывается достаточным для достижения должного уровня повреждения венозной стенки, т. е. не дает гарантии получения желаемого результата.

Кроме того, невозможность строго центрального расположения световода на всем протяжении вены при большой локальной энергии приводит к точечным перфорациям или к линейному рассечению венозной стенки в месте ее соприкосновения с концом световода с последующим нежелательным выходом крови за пределы сосуда и возможным образованием гематомы.

Причина этого явления заложена в механизме воздействия лазерного излучения, поглощаемого в основном гемоглобином. Увеличение мощности излучения с некоторого момента начинает приводить к тому, что тепловая энергия, выделяющаяся в гемоглобине, не успевает передаваться воде. Это вызывает сильный разогрев содержащих гемоглобин эритроцитов и их обугливание (карбонизацию) около торца световода. При этом увеличивается поглощение излучения и уменьшается область, в которой выделяется тепло, а следовательно, ускоряется процесс разогрева. В результате происходит локальный разогрев конца световода (по данным R.A.Weiss и H. Valley в комментарии к [4] – до 1200 °С) и перфорация стенки вены в месте ее соприкосновения со световодом. То есть происходят процессы, подобные реализуемым в широко используемой технологии контактного рассечения биоткани концом световода лазерного скальпеля. Этим не ограничиваются недостатки использования для ЭВЛК гемоглобинпоглощаемого излучения. Это излучение слабо поглощается в мало насыщенных кровью стенках вены, в «рубашке», образуемой раствором анестетика вокруг вены перед операцией, и в прилегающих к вене тканях и может прямо или опосредованно оказывать сильное воздействие на нервные окончания, вызывая болевой синдром.

В связи с этим все больший интерес [4–8] проявляется к излучению лазеров с длиной волны 1.32 мкм и более, которое лучше поглощается водой, содержащейся в крови, венозной стенке и в «рубашке» из анестетика. Такое излучение принято называть «водопоглощаемым» [4], что, как будет видно из дальнейшего рассмотрения, при работе с кровью не совсем корректно.

В этом случае процесс воздействия протекает иначе – начинает действовать второй канал воздействия излучения на стенки вены: часть излучения поглощается водой в крови с образованием пузырьков пара, а часть – водой в стенке сосуда, вызывая ее нагрев и тепловое поражение. В пузырьках пара излучение практически не поглощается и свободно проходит до стенки вены или границы крови, где начинает поглощаться. Лучшее использование энергии излучения позволяет при этом получать желаемый результат при меньших мощностях излучения. Излучение, вышедшее за стенки вены, продолжает поглощаться

в окружающей вену «рубашке» из раствора анестетика и меньше проникает в окружающие вену ткани, что снижает вероятность их ожога и способствует снижению болевого синдрома.

Необходимо также отметить, что испарение воды связано с затратами энергии на скрытую теплоту парообразования, составляющую значительную величину –  $2.25 \times 10^6$  Дж/кг. Поскольку теплоемкость воды равна  $4200 \text{ Дж} \cdot \text{К}^{-1} \cdot \text{кг}^{-1}$ , то количество энергии, необходимое для нагрева воды от температуры тела до 100 °С, составляет  $2.65 \times 10^5$  Дж/кг, что примерно в 8.5 раз меньше, чем требуется для ее испарения. Благодаря этому локальная температура долго удерживается на уровне 100 °С; это значительно меньше температуры обугливания (около 250 °С), ведущего к росту поглощения и к связанному с ним интенсивному горению тканей.

Исходя из вышеизложенного, можно сформулировать условия оптимальности длины волны рабочего излучения для эндовенозной лазерной облитерации вен.

1. Желательно минимальное поглощение рабочего излучения неводными компонентами крови (в основном гемоглобином) при заметном поглощении в воде.

2. Глубина проникновения излучения в воду и водосодержащие ткани должна составлять от нескольких десятых миллиметра до примерно 1–2 мм. При большей глубине излучение сможет проникать в окружающие вену ткани и вызывать их повреждение и болевой синдром, при меньшей – излучение будет поглощаться в малом объеме и быстрее будет достигаться порог карбонизации, ведущей к негативным явлениям.

### 3. Оптические свойства крови

Для получения обоснованных оценок процессов поглощения лазерного излучения необходимо знание оптических свойств (коэффициентов поглощения и рассеяния) воды и крови – основных хромофоров в рассматриваемом случае. Меланин и производные гематопорфиринов также имеют заметное поглощение, но их содержание в тканях крови и венозной стенке существенно меньше.

Имеющиеся в литературе спектральные данные по воде (см., напр., [9]) не вызывают сомнений, тогда как с кровью ситуация гораздо сложнее. Дело в том, что кровь представляет собой весьма сложный для оптических измерений объект. К малому пропусканию и сильному рассеянию света кровью – факторам, весьма затрудняющим измерение ее оптических свойств, добавляется влияние агрегирования (объединения в агрегаты) эритроцитов, меняющего эти свойства [10.11]. Агрегирование, в свою очередь, зависит от биофизических характеристик крови и характера ее движения: в застойных областях эритроциты собираются в агрегаты, которые при движении крови разрушаются. В силу этого всякого рода оценки имеют приближенный характер.

Коэффициенты поглощения и рассеяния излучения в цельной крови на границе видимого и ИК диапазонов были измерены в [12]. Как уже отмечалось, прямое измерение пропускания цельной крови в среднем и дальнем ИК диапазонах представляет собой весьма сложную задачу, однако оценить величину пропускания можно по результатам измерений, выполненных для разбавленной крови. На рис.2 представлены спектральные зависимости коэффициентов поглощения  $\mu_a$  воды, а также оксигенированной цельной (гематокрит 45 %) [12] и разбавленной

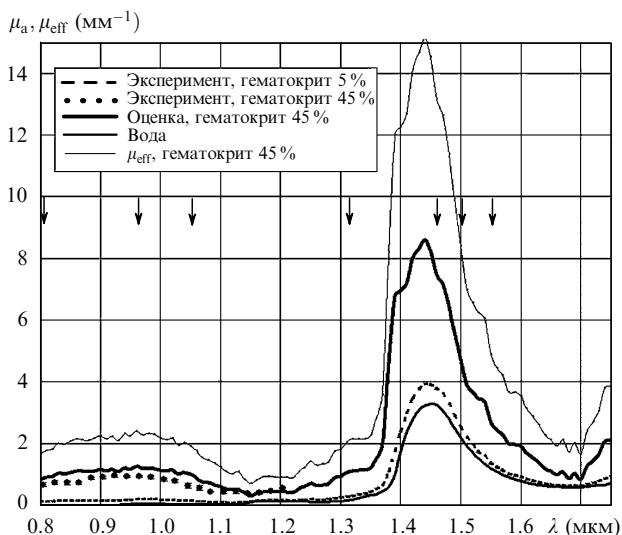


Рис.2. Коэффициенты поглощения  $\mu_a$  воды [9], разбавленной (гематокрит 5 %) [13] и цельной (гематокрит 45 %, эксперимент [12] и оценка) оксигенированной крови, а также эффективный коэффициент ослабления излучения в крови  $\mu_{\text{eff}}$ . Стрелками указаны длины волн излучения, используемые для ЭВЛК.

(гематокрит 5 %) [13] крови. Здесь и далее будем рассматривать оксигенированную кровь, поскольку именно она доминирует даже в венозной крови. На этом же рисунке представлена оценочная зависимость поглощения крови с гематокритом 45 %, построенная нами по данным авторов [13] для гематокрита 5 %. Оценка сделана исходя из предположения, что в эритроцитах содержится 30 % гемоглобина, другими словами, концентрация гемоглобина в цельной крови составляет 150 г/л [9]. Влиянием остальных компонентов крови пренебрегаем в силу его малости.

Сравнение коэффициентов поглощения в воде и крови позволяет оценить баланс энергий, поглощаемых водой и неводными компонентами крови. Из приведенных зависимостей видно, что неводные компоненты крови (представленные в основном гемоглобином) вносят заметный вклад в поглощение.

При рассмотрении процесса распространения излучения в биотканях существенной оказывается роль рассеяния, которое дополнительно уменьшает глубину проникновения. Так, излучение с длиной волны 0.94 мкм имеет «эффективную» глубину проникновения в кровь 0.3 мм [3], тогда как коэффициент поглощения на этой длине волны равен  $\sim 1 \text{ мм}^{-1}$ , что соответствует глубине проникновения 1 мм. Трехкратное уменьшение глубины проникновения излучения является следствием его рассеяния в крови. Поэтому на рис.2, кроме коэффициентов поглощения, представлены коэффициенты ослабления излучения  $\mu_{\text{eff}}$  в крови с учетом рассеяния, рассчитанные по формуле [10]:

$$\mu_{\text{eff}} = \{3\mu_a[\mu_a + \mu_s(1 - g)]\}^{1/2},$$

где  $\mu_s$  — коэффициент рассеяния;  $g$  — фактор анизотропии. При оценке использовались данные для  $\mu_s$  и  $g$  из [13] с пересчетом на гематокрит 45 %.

В соответствии с полученной зависимостью эффективная глубина проникновения в кровь излучения с длинами волн в районе 0.94–0.98 мкм составляет  $\sim 0.42$  мм.

#### 4. Выбор оптимального диапазона воздействия

Из рис.2 следует, что отнесение излучения с длиной волны 1.32 мкм к водопоглощаемому является весьма условным, поскольку его поглощение содержащейся в крови водой хотя и становится заметно больше, чем в диапазоне 0.8–1.1 мкм, составляет малую часть суммарного поглощения. Однако и этого оказывается достаточно для улучшения результатов ЭВЛК.

Видно, что и для длин волн 1.47–1.56 мкм доля излучения, поглощаемая неводными компонентами крови, остается довольно большой, хотя и меньше, чем при 1.32 мкм. Предложенное и использованное в [5, 6] излучение с длиной волны 1.47 мкм приходится на локальный максимум поглощения в воде. Вместе с тем на этой длине волны остается значительным поглощение в неводных составляющих крови. Это снижает уровень мощности излучения, при котором может начаться карбонизация с сопутствующими ей негативными проявлениями. Кроме того, поглощение на этой длине волны настолько велико, что оцененная глубина проникновения излучения не превышает 0.1 мм, т. е. область, в которой при поглощении выделяется энергия, оказывается, по мнению авторов, слишком малой, что также снижает порог карбонизации. Из наличия достаточно сильного поглощения гемоглобином излучения с длиной волны 1.47 мкм вытекает, что предложенное в [14] добавление к нему «гемоглобинпоглощаемого» излучения с длиной волны 0.98 мкм с целью дополнительного воздействия на гемоглобин при ЭВЛК не только бесполезно, но, скорее всего, даже вредно.

Несколько лучшие условия для теплового воздействия реализуются на длине волны 1.5 мкм [7]. Однако наилучшим из использованных к настоящему времени представляется излучение с длиной волны 1.56 мкм [8], которое достаточно просто реализуется в лазерах на волокне, активированном эрбием.

Сравнение результатов клинических исследований [15], выполненных с использованием лазерного излучения с длиной волны 1.56 мкм, с результатами, полученными в течение нескольких лет использования для ЭВЛК излучения с длиной волны 0.94–0.98 мкм [1], подтвердили преимущества излучения с длиной волны 1.56 мкм. Благодаря более эффективному использованию излучения для облитерации вен достаточно примерно вдвое меньшей энергии, чем требуется при ЭВЛК с использованием излучения с  $\lambda = 0.97$  мкм. Успешно достигается облитерация варикозно расширенных вен диаметром до 18–20 мм. Уменьшилось число нежелательных побочных эффектов, наблюдается снижение уровня болевого синдрома.

Из рис.2 следует, что роль поглощения в неводных компонентах крови минимальна по сравнению с поглощением в воде при длинах волн излучения 1.68 и 1.7 мкм. На этих же длинах волн глубина проникновения в кровь увеличивается до  $\sim 0.5$  мм, т. е., возможно, создаются наилучшие условия для осуществления ЭВЛК. Однако это утверждение требует экспериментально-клинического подтверждения.

#### 5. Заключение

Таким образом, оптимальное лазерное воздействие при эндовенозном лечении варикозно расширенных вен

должно обеспечивать необходимый прогрев стенок вены, исключая при этом их перфорацию в результате контактного воздействия раскаленного конца световода и сильное проникновение излучения в окружающие сосуд ткани, вызывающее нежелательные побочные эффекты и болевой синдром.

Для этого необходимо, чтобы лазерное излучение главным образом поглощалось в воде, а поглощение в неводных компонентах крови было минимальным. Глубина проникновения в кровь и другие биоткани должна составлять примерно 0.3–1 мм. Этим требованиям удовлетворяет лазерное излучение с длинами волн 1.55–1.75 мкм, что подтверждено клиническими исследованиями при длине волны излучения 1.56 мкм, обеспечившей надежную облитерацию варикозно расширенных вен диаметром до 18–20 мм. По сравнению с использованным ранее излучением с длиной волны 0.94–0.98 мкм удалось примерно в 2 раза уменьшить необходимую для получения облитерации вены мощность воздействия; при этом уменьшилось число побочных явлений, снизился уровень болевого синдрома.

Из проведенного анализа следует, что наилучшие для осуществления ЭВЛК условия реализуются при использовании излучения с длинами волн 1.68 и 1.7 мкм. Однако это утверждение нуждается в экспериментально-клиническом подтверждении.

Работа выполнена при поддержке ООО НТО «ИРЭ-Полус» и ООО «Азор». Авторы признательны Dr. Mar-

tina Meinke из Института медицинской физики и лазерной медицины (Берлин) за любезно предоставленные числовые данные по коэффициентам поглощения лазерного излучения в разбавленной крови.

1. Соколов А.Л. и др. *Эндовенозная лазерная коагуляция в лечении варикозной болезни* (М.: Медпрактика-М, 2007).
2. Bone Salat C. *Rev. Patal. Vasc.*, **5**, 35 (1999).
3. Proebstle T.M. et al. *Dermatol. Surg.*, **28**, 596 (2002).
4. Proebstle T.M. et al. *Dermatol. Surg.*, **31**, 1678 (2005).
5. Göckeritz O. *Endovenos Laser: 1470 nm versus Closure Fast. Controversies and Update in Venos Disease* (Paris, Jan. 2007, p. 389).
6. Maurins U. *Mid Term Results (12 Month) with 1470 nm. Controversies and Update in Venos Disease* (Paris, Jan. 2007, p. 390).
7. Vandekerckhove P.J., Vuylsteke M. *9th Intern. Cong. of Phlebology. The Use of a New Endovenos Laser Device: Result of the 1500 nm Laser* (Bologna, Italy, 2008, p. 61).
8. Соколов А.Л. и др. *Флебологическая диагностика, специальный выпуск. Тез. VII науч.-практич. конф. Ассоциации флебологов России* (Москва, 2008, с. 45).
9. Kou L. et al. *Appl. Opt.*, **32**, 3531 (1993).
10. *Оптическая биомедицинская диагностика*. Под ред. В.В.Тучина (М.: Физматлит, 2007, т. 1).
11. Лопатин В.Н. и др. *Методы светорассеяния в анализе дисперсных биологических сред* (М.: Физматлит, 2004).
12. Yaroslavsky A.N. et al. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **2678**, 314 (1996).
13. Roggan A. et al. *J. Biomed. Opt.*, **4** (1), 36 (1999).
14. Neuberger W., Labuan F.T. Patent US 2008/0065058A1.
15. Соколов А.Л. и др. *Ангиология*, **15**, 1. 69 (2009).