

УДК 535.243-616.72

## ОЦЕНКА ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КРОВИ В ДИАПАЗОНЕ ДЛИН ВОЛН ИЗЛУЧЕНИЯ 1,3–2,0 МКМ

А.А. Марченко<sup>1</sup>, В.П. Минаев<sup>1</sup>, И.В. Смирнов<sup>2</sup>, Е.Д. Шевелкина<sup>1</sup><sup>1</sup> ООО «Научно-техническое объединение «ИРЭ-Полус»<sup>2</sup> ООО «Агат-Мед»

### Резюме

*Целью* настоящей работы является оценка соотношений коэффициентов поглощения лазерного излучения  $\mu_a$  в воде и в крови, а также эффективного коэффициента ослабления излучения  $\mu_{\text{эф}}$  в крови в диапазоне длин волн излучения 1,3–2,0 мкм. Для моделирующих кровь растворов окси- и метгемоглобина с концентрацией, соответствующей гематокриту  $\text{Hct} \approx 50\%$  экспериментально измерены коэффициенты поглощения. Проведенная оценка подтвердила, что вблизи локальных максимумов поглощения лазерного излучения, соответствующих длинам волн 1,45 и 1,94 мкм, поглощение в воде превосходит поглощение в крови. Полученные зависимости позволяют оценить глубину воздействия лазерных излучений с длинами волн в указанном диапазоне на биоткани при облучении через поверхность и размеры области, в которой поглощается излучение в крови при интерстициальном воздействии, а также распределение количеств поглощенной энергии между водой и гемоглобином.

**Ключевые слова:** лазеры в хирургии, оптические свойства крови.

**Для цитирования:** Марченко А.А., Минаев В.П., Смирнов И.В., Шевелкина Е.Д. Оценка оптических свойств крови в диапазоне длин волн излучения 1,3–2,0 мкм // Лазерная медицина. – 2019. – Т. 23. – Вып. 2. – С. 44–51.

**Контакты:** Минаев В.П., e-mail: minaev46@mail.ru

## EVALUATION OF BLOOD OPTICAL PROPERTIES IN THE WAVELENGTH RANGE OF 1.3–2.0 MM

Marchenko A.A.<sup>1</sup>, Minaev V.P.<sup>1</sup>, Smirnov I.V.<sup>2</sup>, Shevelkina E.D.<sup>1</sup><sup>1</sup> «IRE-Polus» Ltd<sup>2</sup> LLC «Agat-Med»

### Abstract

*Purpose.* To find out the ratio of laser light absorption coefficients  $\mu_a$  in water and in blood and the effective attenuation coefficient of radiation  $\mu_{\text{eff}}$  in blood in the wavelength range of 1.3–2.0  $\mu\text{m}$ . Absorption coefficients were experimentally measured for blood modeling solutions of oxo- and methemoglobin with concentration corresponding to hematocrit  $\text{Hct} \approx 50\%$ . The performed estimations confirmed that absorption in water exceeds absorption in blood close to local maxima of laser light absorption which correspond to wavelengths 1.45 and 1.94  $\mu\text{m}$ . The obtained dependences allow to define the depth of effective impact of superficial laser irradiation of studied wavelengths at biotissues. They also allow to find out dimensions of areas in which laser radiation is absorbed in blood under interstitial irradiation and to find out distribution of absorbed energy amounts in water and in hemoglobin.

**Keywords:** lasers in surgery, optical properties of blood.

**For citation:** Marchenko A.A., Minaev V.P., Smirnov I.V., Shevelkina E.D. Evaluation of blood optical properties in the wavelength range of 1.3–2.0  $\mu\text{m}$ . *Lasernaya Medicina*. 23 (2): 44–51. [In Russ.].

**Contacts:** Minaev V.P., e-mail: minaev46@mail.ru

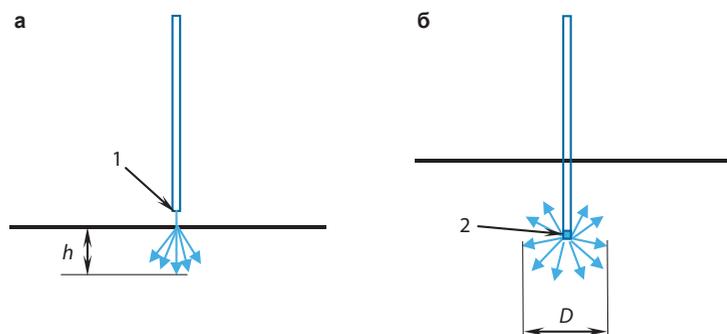
### Введение

Результат воздействия лазерного излучения на биологические ткани определяется количеством энергии, доставленной к месту воздействия, а значит, процессами, происходящими с излучением при распространении в биотканях: рассеянием и поглощением. Ослабление излучения при распространении в биотканях из-за рассеяния и поглощения определяет глубину воздействия  $h$  при облучении через поверхность (рис. 1а) или размер облучаемой области  $D$  при интерстициальном облучении (рис. 1б).

Поскольку биоткани содержат несколько хромофоров (веществ, поглощающих излучение), то различие коэффициентов поглощения хромофоров определяет распределение поглощаемых этими хромофорами долей энергии, которое может существенно влиять на результат воздействия лазерного излучения. В ближней инфракрасной (ИК) области в мягких биотканях работают два основных хромофора – вода и содержащийся в крови гемоглобин, в основном, оксигемоглобин. При преобладании поглощения в гемоглобине увеличение мощности излучения с некоторого момента начинает приводить к тому, что тепловая энергия, выделяемая в гемоглобине, не успевает передаваться воде.

Это вызывает быстрый разогрев эритроцитов и при достижении температуры 250 °С – их обугливание (карбонизацию) вблизи торца световода [1]. При этом увеличивается поглощение излучения и уменьшается область, в которой выделяется тепло, и происходит разогрев конца световода. В этом случае на биоткань воздействует не только излучение, но и разогретый конец световода. На этом эффекте основан метод рассеяния ткани концом световода, предложенный М.С. Плужниковым и соавт. [3]. Но в некоторых случаях этот эффект ведет к негативным последствиям, например, перфорации стенки вены при эндовенозной лазерной коагуляции (ЭВЛК) варикозно расширенных вен или уменьшении области нагрева патологической ткани при лазерной интерстициальной термотерапии опухолей (ЛИТТ).

Если основное поглощение излучения происходит в воде, то при достижении температуры 100 °С начинается кипение, и поступающая энергия расходуется на преодоление скрытой теплоты парообразования. Температура при этом удерживается на уровне 100 °С и не достигает температуры карбонизации 250 °С, а, значит, не происходит сильного разогрева конца световода.



**Рис. 1.** Область воздействия при облучении биоткани через поверхность (а) и интерстициальном облучении (б): 1 – торец световода; 2 – диффузор

**Fig. 1.** Area of biological tissue which absorbs laser light when irradiated superficially (a) and interstitially (b): 1 – fiber tip; 2 – diffuser

Благодаря такому подходу удалось повысить эффективность ЭВЛК за счет использования «водопоглощаемого» излучения с длиной волны 1,56 мкм [1].

К сожалению, для диапазона длин волн 1,35–2,0 мкм данные о зависимости поглощения излучения в крови, имеющиеся в литературе, противоречивы. Это противоречие особенно сильно проявляется в районе локальных максимумов поглощения вблизи 1,44 и 1,94 мкм, а именно, измеренное в работе Roggan A. et al. [7] поглощение излучения в разбавленной крови на указанных длинах волн превосходит поглощение в воде, тогда как, по данным Friebe M. et al. [6], поглощение в крови оказывается меньше поглощения в воде.

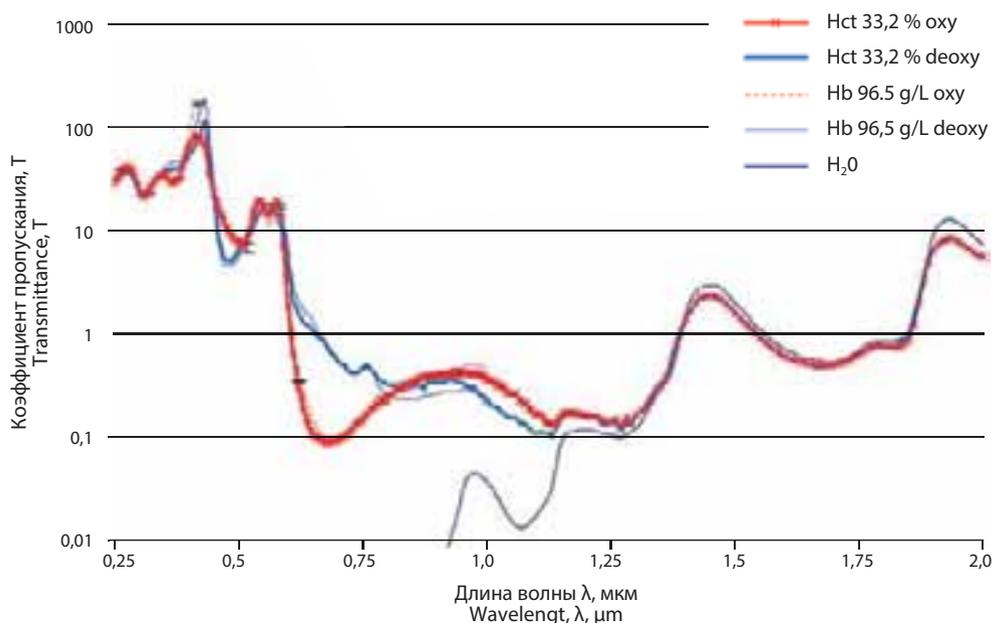
**Целью** настоящей работы является оценка соотношений коэффициентов поглощения излучения в воде и в крови, а также эффективного коэффициента ослабления излучения в крови в диапазоне длин волн излучения 1,3–2,0 мкм.

Проведение экспериментов по изучению поглощения излучения непосредственно на цельной крови затруднено из-за того, что в образцах крови эритроциты быстро агрегируются, при этом существенно меняются ее оптические свойства. Поэтому в ряде исследований такие эксперименты проводились на моделирующих кровь суспензиях эритроцитов в солевом растворе, что не должно заметно сказаться на результатах, поскольку именно эритроциты составляют основную часть клеток

в крови. Но и прямое измерение коэффициентов поглощения излучения в крови невозможно, поскольку размеры эритроцитов превосходят длину волны излучения, и в крови, и в моделирующей кровь суспензии оказывается существенным рассеяние излучения. Приходится применять сложную методику с использованием двойных интегрирующих фотометрических сфер с последующей обработкой результатов измерений с помощью обратной процедуры Монте-Карло [6, 7].

Вместе с тем можно утверждать, что коэффициенты поглощения излучения в крови, моделирующей кровь суспензии эритроцитов и в растворе гемоглобина, имеющим ту же концентрацию оксигемоглобина, что и в крови, должны быть одинаковыми. При этом, поскольку размер молекул гемоглобина много меньше длины волны излучения, рассеяние излучения в растворе гемоглобина отсутствует, и поглощение может быть измерено непосредственно. Проведенные измерения коэффициентов поглощения излучения  $\mu_a$  в диапазоне длин волн 1–2 мкм для оксигенированных и деоксигенированных суспензий эритроцитов с гематокритом Hct = 33,2%, а также растворов оксигемоглобина и дезоксигемоглобина с соответствующей указанному гематокриту концентрацией 96,5 г/л подтвердило это предположение [6] (рис. 2).

Таким образом, существует простой способ измерить непосредственно коэффициенты поглощения, соответствующие коэффициентам поглощения излучения в крови.



**Рис. 2.** Зависимости коэффициентов поглощения  $\mu_a$  в воде, эмульсиях эритроцитов, моделирующих кровь, и растворах оксигемоглобина и дезоксигемоглобина от длины волны излучения

**Fig. 2.** Dependence of absorption coefficient  $\mu_a$  on wavelength in water, erythrocyte emulsion modeling the blood, in oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin solutions

**Материал и методы****Подготовка препаратов**

Измерения проводили для растворов оксигемоглобина, очищенного от стромальных примесей и плазменных белков, изготовленных из донорской крови, прошедшей медицинское освидетельствование согласно приказу МЗ СССР № 408 от 12.07.89, в том числе на отсутствие антител к возбудителям гепатита и СПИДа.

Оксигемоглобин получали тетрахлорэтиленовым методом [5].

Эритроциты отделяли от плазмы седиментацией на центрифуге при 2000 об/мин в течение 20 мин при 4 °С. Плазму, лейкоциты и тромбоциты удаляли отсасыванием, эритроциты промывали 2 раза гипертоническим (0,30 моль/л), а затем изотоническим (0,15 моль/л) растворами NaCl в указанных выше условиях. Далее 40 мл суспензии отмытых эритроцитов помещали в колбу, погруженную в термостатируемую баню, и при 20 °С в процессе перемешивания приливали 40 мл тетрахлорэтилена (1:1). Не прекращая перемешивания, смесь выдерживали 20 мин при 20 °С, затем 20 мин – при 37 °С. Полученную массу центрифугировали при 4000 об/мин в течение 40 мин при 4 °С, верхний слой, содержащий раствор оксигемоглобина, отделяли. Показатель pH раствора оксигемоглобина корректировали до 7,2–7,4 раствором NaOH (1 моль/л) при интенсивном перемешивании. Полученный раствор диализовали в буфере из раствора NaCl с концентрацией 0,15 моль/л и фильтровали через фильтр с диаметром пор 0,22 мкм. Концентрацию гемоглобина (исходно около 220 г/л) доводили до 140 г/л.

Концентрацию гемоглобина определяли гемоглобинцианидным методом с использованием набора реагентов «Гемоглобин-Агат» в соответствии с инструкцией, pH растворов определяли потенциометрически.

Для получения метгемоглобина (наиболее стабильная форма гемоглобина) раствор оксигемоглобина после корректировки pH обрабатывали феррицианидом калия (1,2-мольный избыток по гемю) с последующим исчерпывающим диализом в диализных мешках (проводился качественный анализ на феррицианид и ферроцианид ионы с ионами Fe (II) и Fe (III). Осуществлялся трехкратный диализ в соотношении объемов диализного мешка и буфера (раствора NaCl с концентрацией 0,15 моль/л) 1:200. Раствор метгемоглобина также фильтровали через фильтр с диаметром пор 0,22 мкм и доводили концентрацию до 140 г/л. Содержание (доля) метгемоглобина определяли с помощью спектрофотометрии [6] на характерных длинах волн 0,523 и 0,575 мкм в 0,2 моль/л фосфатном буфере с pH = 6,85. Для этого 0,02 мл образца гемоглобина с концентрацией 100–200 г/л разводили в 5 мл буфера и измеряли оптическую плотность A при длинах волн излучения 0,523 и 0,575 мкм по сравнению с оптической плотностью буфера. Находили отношение  $X = A_{0,575}/A_{0,523}$ . Рассчитывали долю метгемоглобина  $\text{MetHb}_{(\text{доли})} = 1,340 - 0,654 \cdot X$ .

Измерения проводили на растворах оксигемоглобина в физиологическом растворе и физиологическом растворе с добавлением консерванта тимеросала (табл.). Кроме этого исследовали характеристики раствора метгемоглобина в физиологическом растворе.

**Таблица**

Параметры исследуемых растворов

**Table**

Parameters of studied solutions

№ р-ра solution No	Параметр Cmeters	Требования ТЗ Specification requirements	Результаты анализа Test findings
1	Раствор гемоглобина человека (окси-форма) Human hemoglobin solution (oxy form)		
	Состав растворителя – NaCl, моль/л Solvent composition – NaCl, mol/L	0,15	0,15
	Содержание общего гемоглобина в растворе, г/л Total hemoglobin content in solution, g/L	135–145	145
	Содержание мет-формы, %, не более Met-form content, %, not more	10	5,1
	pH раствора Solution pH	7,2–7,4	7,2
2	Раствор гемоглобина человека (окси-форма) Human hemoglobin solution (oxy form)		
	Состав растворителя – NaCl, моль/л Solvent composition – NaCl, mol/L	0,15	0,15
	Консервант: Тимеросал, мг/л Preservative: Thimerosal, mg/L	20	20
	Содержание общего гемоглобина в растворе, г/л Total hemoglobin content in solution, g/L	135–145	145
	Содержание мет-формы, %, не более Met-forms content, %, not more	10	8,1
	pH раствора solution pH	7,2–7,4	7,2
3	Раствор гемоглобина человека (мет-форма) Human hemoglobin solution (met-form)		
	Состав растворителя – NaCl, моль/л Solvent composition – NaCl, mol/L	0,15	0,15
	Консервант: Тимеросал, мг/л Preservative: Thimerosal, mg/L	20	20
	Содержание гемоглоби- на в растворе, г/л Hemoglobin content in solution, g/L	135–145	143
	Содержание мет-формы, %, не менее Met-form content, %, not less	95	96,7
	pH раствора Solution pH	7,2–7,4	7,2

**Примечание.** Концентрация гемоглобина 145 г/л соответствует гематокри-  
ту Hct ≈ 50%

**Note.** Hemoglobin concentration equal to 145 g/l corresponds to hectocrit  
Hct ≈ 50%

**Оптические измерения**

Измерения проводили на спектрофотометре Lambda 950 производства компании «Perkin Elmer». Используемые для проведения измерений кюветы имели малую толщину по причине достаточно высоких коэффициентов поглощения исследуемых жидкостей в интересующем диапазоне длин волн (от 0,8 до 2,1 мкм). Для обеспечения достаточно тонких слоев исследуемого вещества использовали самодельные кюветы, представляющие собой две стеклянные пластинки толщиной 0,85 мм, между которыми устанавливалась петля из проволоки толщиной  $h_1 = 0,31$  мм и  $h_2 = 0,5$  мм. Пространство между пластинами снаружи петли заполнялось влагостойким герметиком. Меньший диаметр проволоки определялся диаметром иглы инсулинового шприца, с помощью которого производилось заполнение и очистка кювет при смене исследуемых жидкостей. Использование кювет с разными толщинами слоя исследуемого раствора позволило избавиться от необходимости учета потерь в пластинах и на границах раздела сред.

Действительно, пропускание  $i$ -той кюветы с тестируемым раствором ( $T_i$ ) можно записать как

$$T_i = T_{ст.}^2 \cdot e^{-\mu_a \cdot h_i}, \tag{1}$$

$T_{ст.}$  – величины коэффициентов пропускания стенок с учетом потерь на границах раздела;  
 $\mu_a$  – коэффициент поглощения тестируемого раствора;  
 $h_i$  – толщина слоя тестируемого раствора ( $i = 1, 2, i$  – порядковый номер кюветы).

Тогда отношение коэффициентов пропускания, измеренных для кювет толщинами  $h_1$  и  $h_2$ , будет равно:

$$T_1/T_2 = e^{\mu_a(h_1-h_2)}, \tag{2}$$

а величина коэффициента поглощения для тестируемого раствора составит

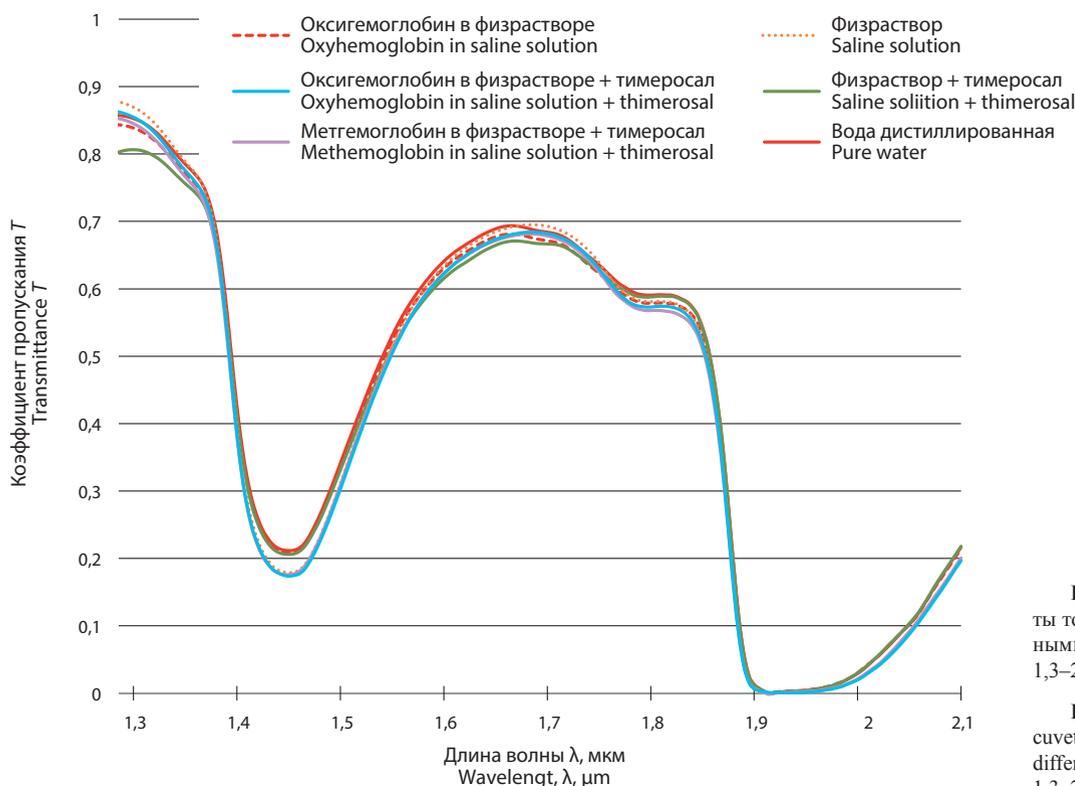
$$\mu_a = \left( \frac{I}{h_1-h_2} \right) \cdot \ln \left( \frac{T_1}{T_2} \right). \tag{3}$$

**Результаты и обсуждение**

На рис. 3 представлены зависимости коэффициентов пропускания кюветы с величиной зазора  $h_1 = 0,31$  мм, последовательно заполнявшейся дистиллированной водой, физиологическим раствором, смесью физиологического раствора с тимеросалом, раствором оксигемоглобина в физрастворе и смеси физраствора с тимеросалом, а также раствором метгемоглобина в смеси физраствора с тимеросалом в диапазоне 1,3–2,1 мкм.

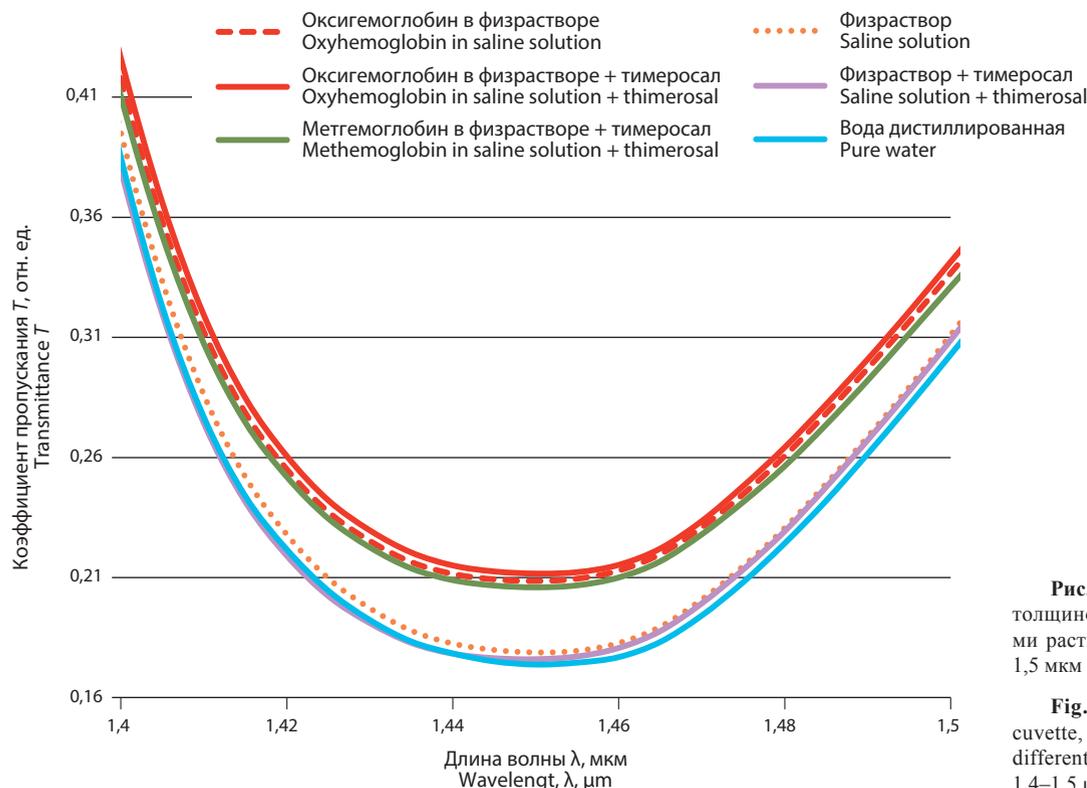
На рис. 4 более детально представлены те же зависимости в окрестности длины волны 1,45 мкм (локальный максимум поглощения излучения в воде).

Как показывают графики, абсолютный разброс значений, измеренных для обоих растворов оксигемоглобина и раствора метгемоглобина, оказывается в пределах 1%. Такой же разброс наблюдается для значений коэффициентов пропускания, измеренных для дистиллированной воды, физраствора и смеси физраствора с тимеросалом. В свою очередь, уровень пропускания кюветы с растворами гемоглобинов оказывается выше, чем у кюветы с водой и растворами без гемоглобина, таким образом, уровень поглощения излучения в гемоглобине в этом диапазоне ниже, чем уровень поглощения в воде.



**Рис. 3.** Пропускание кюветы толщиной 0,31 мм с различными растворами в диапазоне 1,3–2,1 мкм

**Fig. 3.** Transmission of the cuvette, thickness 0.31 mm, with different solutions in the range of 1.3–2.1 μm

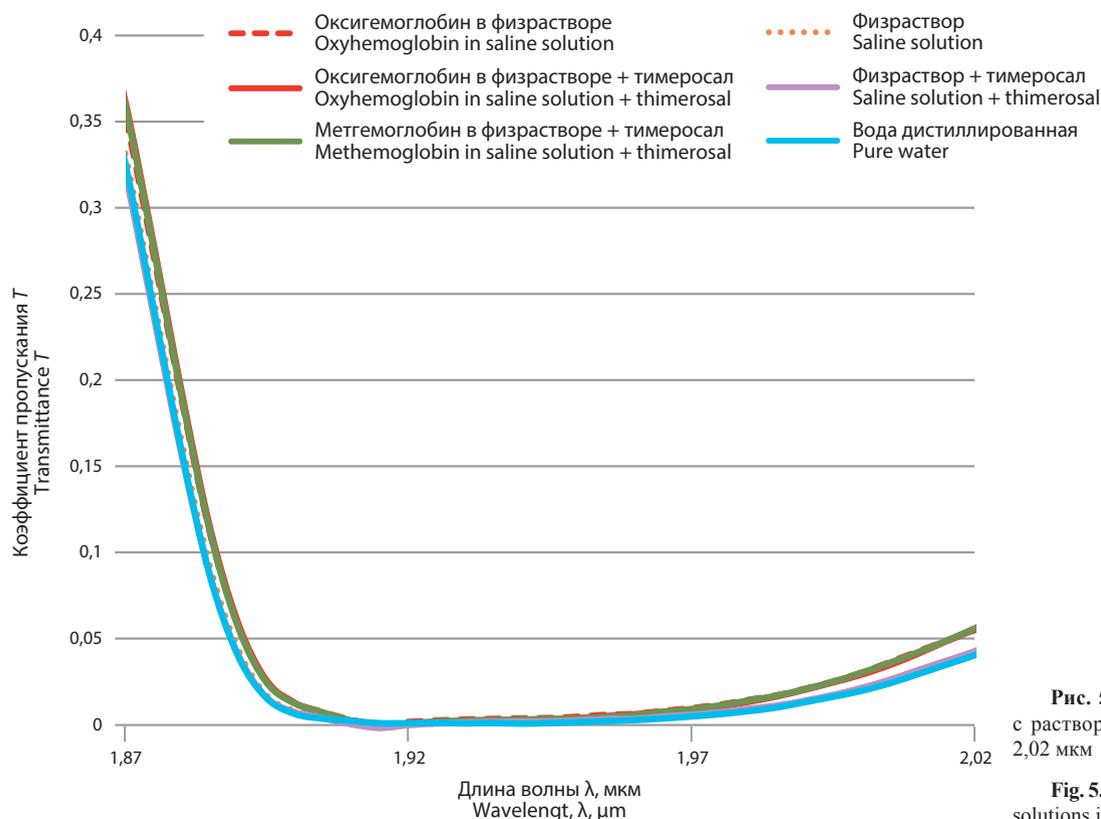


**Рис. 4.** Пропускание кюветы толщиной 0,31 мм с различными растворами в диапазоне 1,4–1,5 мкм

**Fig. 4.** Transmission of the cuvette, thickness 0.31 mm, with different solutions in the range of 1.4–1.5 μm

На рис. 5 также более детально представлены графики зависимости коэффициентов пропускания кюветы с исследуемыми растворами от длины волны в окрестностях максимума поглощения воды вблизи  $\lambda = 1,91$  мкм. В диапазоне длин волн больше 1,9–1,96 мкм наблюдается «насыщение» по причине

«слишком высокого» для выбранной толщины кюветы коэффициента поглощения. Данное обстоятельство не позволяет использовать полученные данные для анализа. В то же время из зависимостей видно, что добавление в раствор окси- или метгемоглобина ведет к увеличению пропускания излучения раствором.



**Рис. 5.** Пропускание кюветы с растворами в диапазоне 1,88–2,02 мкм

**Fig. 5.** Cuvette transmission with solutions in the range 1.88–2.02 μm

Из приведенных зависимостей видно, что оптические свойства растворов оксигемоглобина практически совпадают с оптическими свойствами раствора более стабильного метгемоглобина.

На основе измерений поглощений кювет с толщинами просвета  $h_1$  и  $h_2$  по формуле (3) были рассчитаны коэффициенты поглощения излучения  $\mu_a$  в воде и растворе оксигемоглобина.

На рис. 6 представлены результаты оценки коэффициентов поглощения в растворе оксигемоглобина с концентрацией 144 г/л, соответствующей гематокриту Hct = 50% в сравнении с результатами, полученными Friebel M. et al. [6] для раствора оксигемоглобина с концентрацией 96,5 г/л (Hct = 33,2%).

На рис. 7 представлены зависимости  $\mu_a$ , полученные для раствора оксигемоглобина с концентрацией 144 г/л и воды.

Из приведенных зависимостей видно, что повышение концентрации оксигемоглобина ведет к уменьшению коэффициента поглощения излучения.

В работе Friebel M. et al. [6] определены зависимости эффективных коэффициентов рассеяния  $\mu'_s$  (рис. 8):

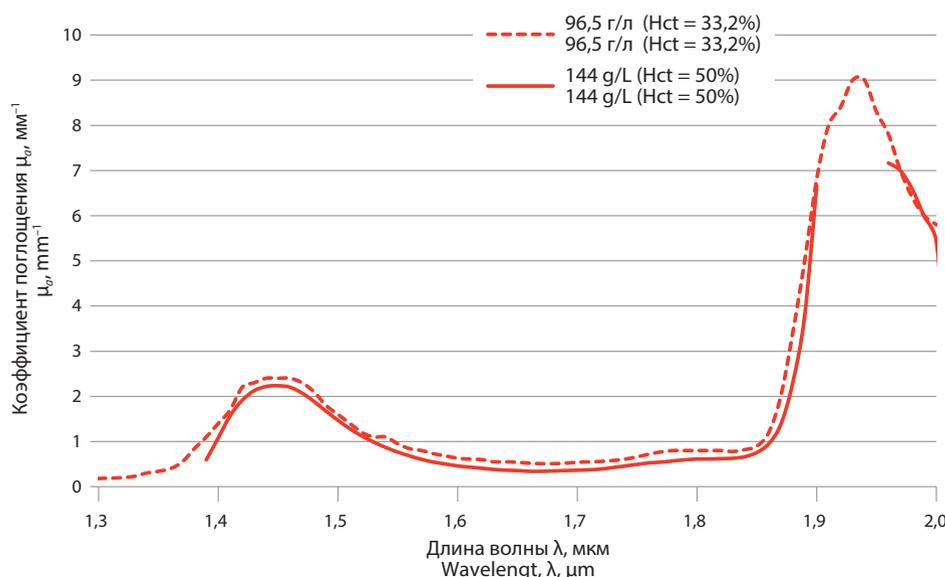
$$\mu'_s = \mu_s \cdot (1 - g), \tag{4}$$

где  $\mu_s$  – коэффициент рассеяния;  $g$  – фактор анизотропии. Знание этих величин позволяет оценить величину эффективного коэффициента ослабления  $\mu_{эфф}$ , определяющего глубину проникновения лазерного излучения в кровь [4]:

$$\mu_{эфф} = \sqrt{3\mu_a [\mu_a + \mu_s (1 - g)]}. \tag{5}$$

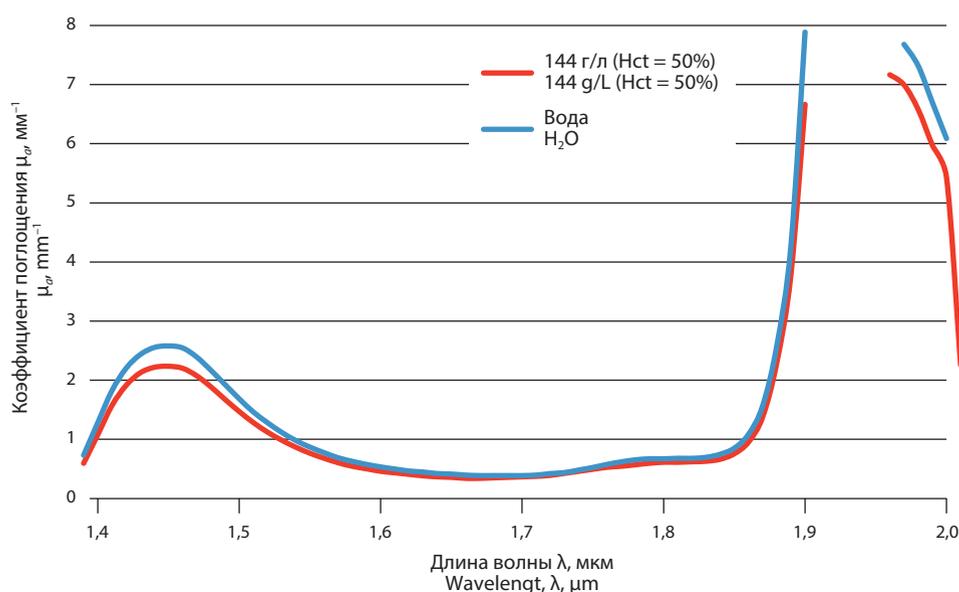
На рис. 9 представлены зависимости коэффициентов поглощения  $\mu_a$  излучения в воде, крови (моделирующей кровь суспензии эритроцитов) с гематокритом Hct = 33,2% и эффективный коэффициент ослабления  $\mu_{эфф}$  в крови.

При использовании полученных зависимостей следует помнить, что при воздействии лазерного излучения на биологические ткани меняются их оптические свойства. Наиболее серьезным подобным изменением является изменение свойств при карбонизации биотканей.



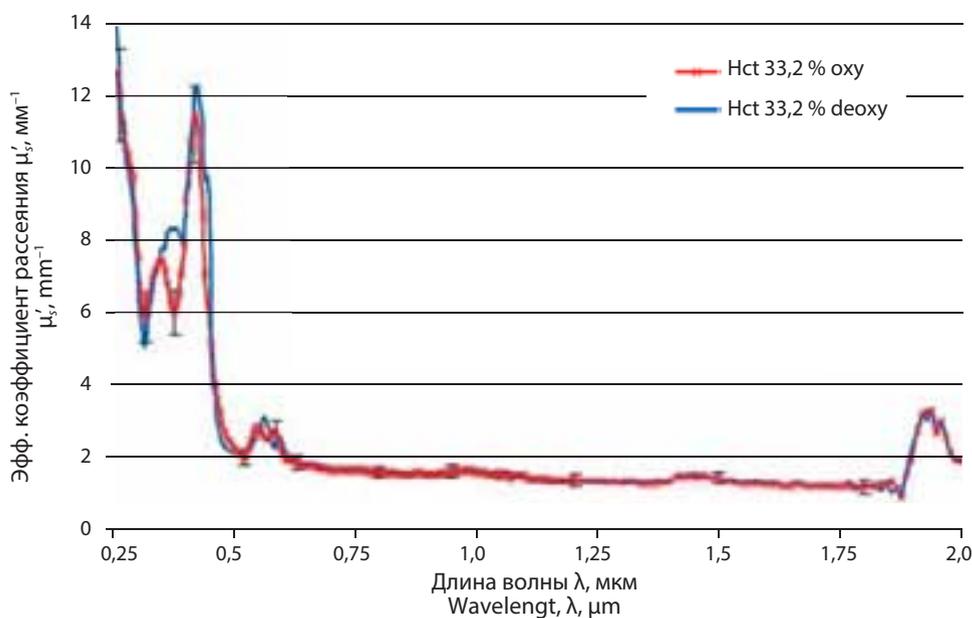
**Рис. 6.** Сравнение результатов измерений  $\mu_a$  для раствора оксигемоглобина с концентрацией 1,44 г/л (Hct = 50%) с результатами [6] для 96,5 г/л (Hct = 33,2%)

**Fig. 6.** Comparison of  $\mu_a$  measurement findings for oxyhemoglobin solution having concentration 1.44 g/L (Hct = 50%) with results for 96.5 g/L (Hct = 33.2%) [6]



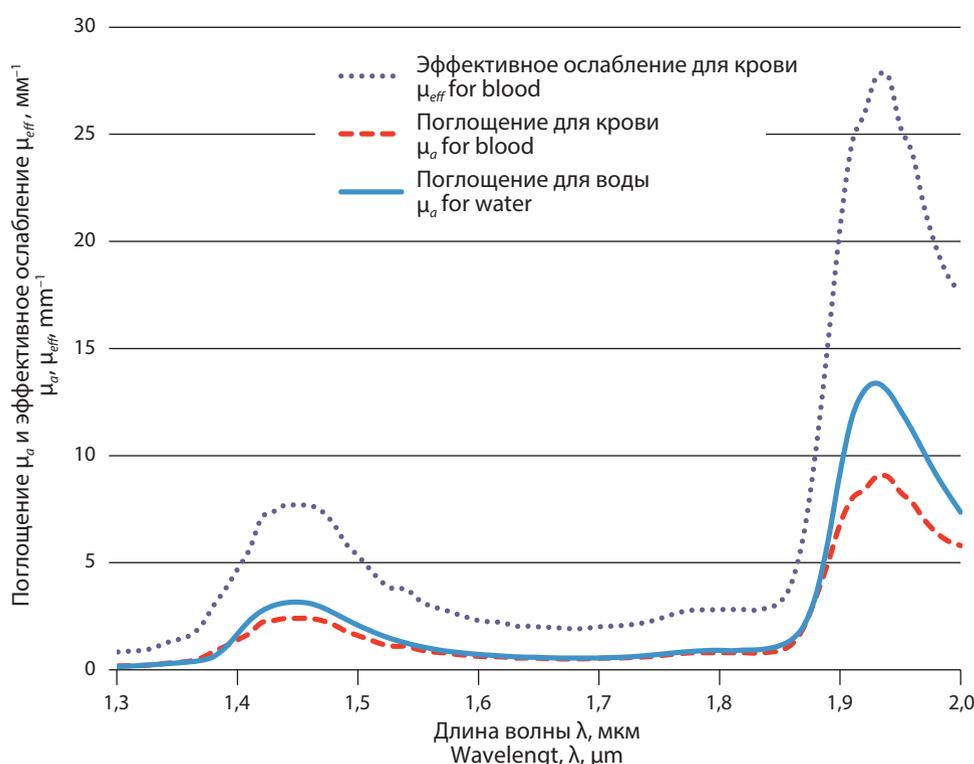
**Рис. 7.** Сравнение результатов измерений  $\mu_a$  для раствора оксигемоглобина с концентрацией 144 г/л (Hct = 50%) и воды

**Fig. 7.** Comparison of  $\mu_a$  measurement findings for oxygenated hemoglobin solution with concentration 144 g/L (Hct = 50%) and for water



**Рис. 8.** Зависимость эффективного коэффициента рассеяния  $\mu_s'$  в суспензии эритроцитов Hct = 33,2% при насыщении кислородом 100 и 0% [6]

**Fig. 8.** Dependence of the effective scattering coefficient  $\mu_s'$  in the erythrocyte suspension with Hct 33.2% under 100 and 0% oxygen saturation [6]



**Рис. 9.** Зависимости от длины волны излучения коэффициентов поглощения  $\mu_a$  и эффективного ослабления  $\mu_{\text{эфф}}$  в крови (моделирующей кровь эмульсии эритроцитов) с Hct = 33,2%, а также поглощения  $\mu_a$  в воде

**Fig. 9.** Dependence of the absorption coefficient  $\mu_a$  and coefficient of effective attenuation  $\mu_{\text{эфф}}$  in blood (simulating blood of erythrocyte emulsion) with Hct = 33.2 as well as the absorption coefficient  $\mu_a$  in water on the irradiation wavelength

### Заключение

Таким образом, экспериментально подтверждено, что вблизи локальных максимумов поглощения лазерного излучения, соответствующих длинам волн 1,45 и 1,94 мкм, поглощение в воде превосходит поглощение в крови (моделирующих кровь эмульсии эритроцитов и раствора оксигемоглобина). Полученные зависимости позволяют оценить глубину воздействия лазерных излучений с длинами волн в диапазоне 1,3–2,0 мкм на биоткани при облучении через поверхность и размеры области, в которой поглощается излучение в крови при интерстициальном воздействии, а также распределение количества поглощенной энергии между водой и гемоглобином.

### Литература

1. Жилин К.М., Минаев В.П., Соколов А.Л. О влиянии особенностей поглощения лазерного излучения в воде и крови на выбор рабочей длины волны для эндовенозной облитерации вен при лечении варикозной болезни // Квантовая электроника. – 2009. – Т. 39. – Вып. 8. – С. 781–784.
2. Кушаковский М.С. Клинические формы повреждения гемоглобина. Л.: Медицина, 1968. – 324 с.
3. Плужников М.С., Березин Ю.Д., Иванов Б.С. и др. Лазерный коагулятор в оториноларингологии // Вестник оториноларингологии. – 1986. – Вып. 6. – С. 68–72.
4. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. 2-е изд. – М.: Физматлит, 2010. – 478 с.
5. Хачатурьян А.А., Смирнов И.В., Иванов Ю.Г. и др. Модификация метода выделения гемоглобина из эритроцитов быка //

- Гематология и трансфузиология. – 1988. – Т. 33. – Вып. 9. – С. 55–57.
- Friebel M., Helfmann J., Netz U.J., Meinke M.C. Influence of oxygen saturation on the optical scattering properties of human red blood cells in the spectral range 250 to 2000 nm. *J. of Biomedical Optics*. 2009; 14 (03): 034001-1-034001-6.
  - Roggan A., Friebel M., Doerschel K. et al. Optical Properties of Circulating Human Blood in the Wavelength Range 400–2500 nm. *J. of Biomedical Optics*. 1999; 4 (01): 36–46.
  - Zhilin K.M., Minayev V.P., Sokolov A.L. Influence of absorption characteristics of laser radiation in water and blood on the selection of working wavelengths for endovenous obliteration of the veins in the treatment of varicose disease. *Quantovaya electronica*. 2009; 39 (8): 781–784. [In Russ.].
  - Kushakovskiy M.S. Clinical forms of hemoglobin damage. L: Medicina, 1968: 324. [In Russ.].
  - Pluzhnikov M.S., Berezin Yu.D., Ivanov B.S. et al. Laser coagulator in otorhinolaryngology. *Vest. otorhinolaryngologia*. 1986; 6: 68–72. [In Russ.].
  - Tuchin V.V. Lasers and fiber optics in biomedical researches. 2nd ed. Moscow. Fizmatlit. 2010: 478. [In Russ.].
  - Khachatryan A.A., Smirnov I.V., Ivanov Yu.G. et al. Modification of the technique of hemoglobin isolation from bull erythrocytes. *Hematologia i transfusiologia*. 1988; 33 (9): 55–57. [In Russ.].
  - Friebel M., Helfmann J., Netz U.J., Meinke M.C. Influence of oxygen saturation on the optical scattering properties of human red blood cells in the spectral range 250 to 2000 nm. *J. of Biomedical Optics*. 2009; 14 (03): 034001-1-034001-6.
  - Roggan A., Friebel M., Doerschel K. et al. Optical Properties of Circulating Human Blood in the Wavelength Range 400–2500 nm. *J. of Biomedical Optics*. 1999; 4 (01): 36–46.

## References

- Zhilin K.M., Minayev V.P., Sokolov A.L. Influence of absorption characteristics of laser radiation in water and blood on the selection of working wavelengths for endovenous obliteration of the veins in the treatment of varicose disease. *Quantovaya electronica*. 2009; 39 (8): 781–784. [In Russ.].
- Kushakovskiy M.S. Clinical forms of hemoglobin damage. L: Medicina, 1968: 324. [In Russ.].
- Pluzhnikov M.S., Berezin Yu.D., Ivanov B.S. et al. Laser coagulator in otorhinolaryngology. *Vest. otorhinolaryngologia*. 1986; 6: 68–72. [In Russ.].
- Tuchin V.V. Lasers and fiber optics in biomedical researches. 2nd ed. Moscow. Fizmatlit. 2010: 478. [In Russ.].
- Khachatryan A.A., Smirnov I.V., Ivanov Yu.G. et al. Modification of the technique of hemoglobin isolation from bull erythrocytes. *Hematologia i transfusiologia*. 1988; 33 (9): 55–57. [In Russ.].
- Friebel M., Helfmann J., Netz U.J., Meinke M.C. Influence of oxygen saturation on the optical scattering properties of human red blood cells in the spectral range 250 to 2000 nm. *J. of Biomedical Optics*. 2009; 14 (03): 034001-1-034001-6.
- Roggan A., Friebel M., Doerschel K. et al. Optical Properties of Circulating Human Blood in the Wavelength Range 400–2500 nm. *J. of Biomedical Optics*. 1999; 4 (01): 36–46.

УДК 616.23-007.271-053.1-085.849.19

## ЛЕЧЕНИЕ ВРОЖДЕННОГО СТЕНОЗА ТРАХЕИ У ДЕТЕЙ С ПРИМЕНЕНИЕМ ЛАЗЕРНОЙ ТЕХНОЛОГИИ (ПРАКТИЧЕСКИЙ ОПЫТ)

А.Н. Воронетский

УО «Белорусский государственный медицинский университет» г. Минск, Беларусь

### Резюме

**Цель.** В настоящей статье приведены результаты лечения 3 детей с врожденным стенозом верхнего отдела трахеи с использованием разработанного в детском хирургическом центре на базе 1-й городской клинической больницы г. Минска метода применения неодимового лазера с эндоскопическим доступом для лечения врожденных аномалий верхних дыхательных путей. **Материал и методы.** При обследовании детей использовали рентгенологический метод, трахеобронхоскопию с помощью аппарата «Olimpus MAF TYPE GM» под общей анестезией. Стеноз трахеи лечили с использованием медицинского многофункционального лазерного комплекса Multiline (ООО «Линлайн Медицинские системы», Беларусь), оснащенного высокоэнергетичным неодимовым лазерным излучателем. Вспаривание выполняли с использованием световода со сферическим диффузором и излучателя с длиной волны 1340 нм мощностью 15 Вт с экспозицией 2 секунды. При рубцовом стенозе трахеи делали насечки лазерным излучателем длиной волны 1064 нм мощностью 20 Вт. **Результаты.** У всех троих детей с врожденным стенозом трахеи до применения лазера была трахеостомия в возрасте от 3 до 8 месяцев. Одному ребенку лазером лечили осложнение после реконструктивной хирургической операции на трахее и пищеводе, что завершилось успешной деканюляцией. Двоим детям без хирургической операции выполняли многократно эндоскопическую абляцию и впаривание мягких тканей, после чего у одного ребенка была успешная деканюляция. **Заключение.** Трахеостомия у детей в младенческом возрасте способствует стенозу трахеи, что в дальнейшем затрудняет деканюляцию. Неодимовый лазер с эндоскопическим доступом может быть успешно использован для лечения врожденного стеноза трахеи.

**Ключевые слова:** стеноз трахеи у детей, трахеостомия, впаривание, неодимовый лазер.

**Для цитирования:** Воронетский А.Н. Лечение врожденного стеноза трахеи у детей с применением лазерной технологии // Лазерная медицина. – 2019. – Т. 23. – Вып. 2. – С. 51–54.

**Контакты:** Воронетский А.Н., e-mail: anvoron@mail.ru

## CONGENITAL TRACHEAL STENOSIS IN CHILDREN TREATED WITH A LASER TECHNIQUE (PRACTICAL EXPERIENCE)

Voronetsky A.N.

Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus

### Abstract

**Purpose.** Three children with congenital stenosis of the upper trachea were treated with neodymium laser light via endoscopic approach. The technique was developed in the First City Clinical Hospital at the Pediatric Surgical Center (Minsk, Belarus) for treating congenital anomalies of the upper respiratory tract in children. **Material and methods.** X-ray and tracheobronchoscopy with Olympus MAF TYPE GM apparatus were used for examination under general anesthesia. Tracheal stenosis was treated with Multiline medical multifunctional laser complex (Linline Medical Systems LLC, Belarus) equipped with a high-level neodymium laser emitter. Vaporization was done with the fiber having a spherical diffuser and an emitter with wavelength 1340 nm and power 15 W; exposure – for 2 seconds. In cicatricial stenosis, the trachea was notched with laser scalpel having wavelength 1064 nm and power 20 W. **Results.** All three children with congenital tracheal stenosis prior to laser treatment had tracheostomy at the age between 3 and 8 months. In one child, laser technique was used for treating complications after reconstructive surgery on the trachea and esophagus. The performed treatment resulted in successful decanulation. In two children, endoscopic ablation and vaporization of soft tissues – instead of surgery- were repeatedly made. After that, in one child of these two a successful decanulation was made. **Conclusion.** Tracheostomy performed in children of very young age promotes the formation of tracheal stenosis what can cause later problems with decanulation. Neodymium laser light with endoscopic access can be successfully used to treat congenital tracheal stenosis.

**Key words:** tracheal stenosis in children, tracheostomy, vaporization, neodymium laser.

**For citation:** Voronetsky A.N. Congenital tracheal stenosis in children treated with a laser technique. *Lasernaya Medicina*. 23 (2): 51–54. [In Russ.].

**Contacts:** Voronetsky A.N., e-mail: anvoron@mail.ru