

*В.А. Михайлов, Ю.Л. Калачев, И.А. Щербаков, М.А. Фролов, П.А. Гончар,  
К.А. Казакова, А.М. Фролов, В.В. Шклярук, Г.Н. Душина, М.А. Танаш*

## **Применение лазерного коагулятора 1,43 мкм для лечения язвы роговицы**

### **Аннотация**

В наше время офтальмологи часто прибегают к помощи лазера при коагуляции тканей на глубине. Простота и точность позволяют применять его в амбулаторно-поликлинических условиях. Лазерные коагуляторы также широко используются и при роговичных патологиях несмотря на ограниченную глубину проникновения лучей. В статье рассматривается применение лазерного коагулятора 1,43 мкм для лечебных целей.

### **Введение**

В офтальмологии широко применяют различные приборы для коагуляции тканей. Особое место занимают коагуляторы, в которых для нагрева тканей используется лазерное излучение, доставляемое к месту воздействия, как правило, при помощи гибкого тонкого волокна или щелевой лампы. Преимуществом лазерных коагуляторов является возможность коагуляции компактных областей размерами от десятков микрон и более при глубине проникновения излучения в ткани от долей миллиметра до нескольких миллиметров. Кроме того, благодаря использованию тонкого гибкого световолокна и устройств его доставки (эндоскопическое оборудование, игла шприца и т. д.) возможны доставка излучения и воздействие на глубоко расположенные ткани. Это делает лазерный коагулятор уникальным многофункциональным прибором для применения на любом уровне специализированной офтальмологической помощи как в амбулаторно-поликлинических условиях, так и в стационаре.

В офтальмологии к коагуляторам предъявляют особые требования по сравнению с другими областями медицины [1]-[5]. Особенностью коагуляции роговицы, например, является ее малая толщина 0,6...1,0 мм. Обычные термические коагуляторы в случае воздействия на роговицу являются слишком грубыми инструментами, при действии которых могут значительно повредиться глубоколежащие ткани. В связи с этим значительные преимущества имеют лазерные коагуляторы.

Эффективность и безопасность лазерного лечения определяются оптимальным соотношением между длиной волны,

энергией воздействия лазера и точкой приложения конкретного лазерного излучения (объект воздействия). При воздействии на воспалительный очаг роговицы необходимо создать на определенную глубину зону с повышенной температурой, зависящей от желаемого эффекта лазерного излучения, и добиться неизменной или малоизмененной температуры вне границы этой зоны. Естественно, что особое внимание уделяется возможному повреждающему воздействию на эндотелий роговицы.

Глубина проникновения лазерного излучения, как показали многочисленные эксперименты, определяется спектром поглощения воды [6], [7].

Известно, что именно вода составляет около 80 % состава роговицы. При исследовании спектров пропускания воды и роговицы человека было выявлено, что по чередованию и выраженности локальных минимумов и максимумов поглощения эти спектры идентичны и что в спектральной области более 1,3 мкм есть два интенсивных максимума поглощения – 1,45 и 2,0 мкм (рис. 1).

Поглощение 0,5 мм слоем воды излучения с длинами волн 1,43 и 2,1 мкм составляет примерно 60...70 %, что дает возможность провести достаточно глубокую коагуляцию с относительной безопасностью для глубоколежащих тканей [8].

### **Материал и методы**

В рассматриваемой работе вместо распространенного лазерного коагулятора на основе голмийевого лазера Ho:YAG с длиной волны излучения 2,1 мкм предлагается относительно простой, компактный, недорогой и высокоеффективный лазер-

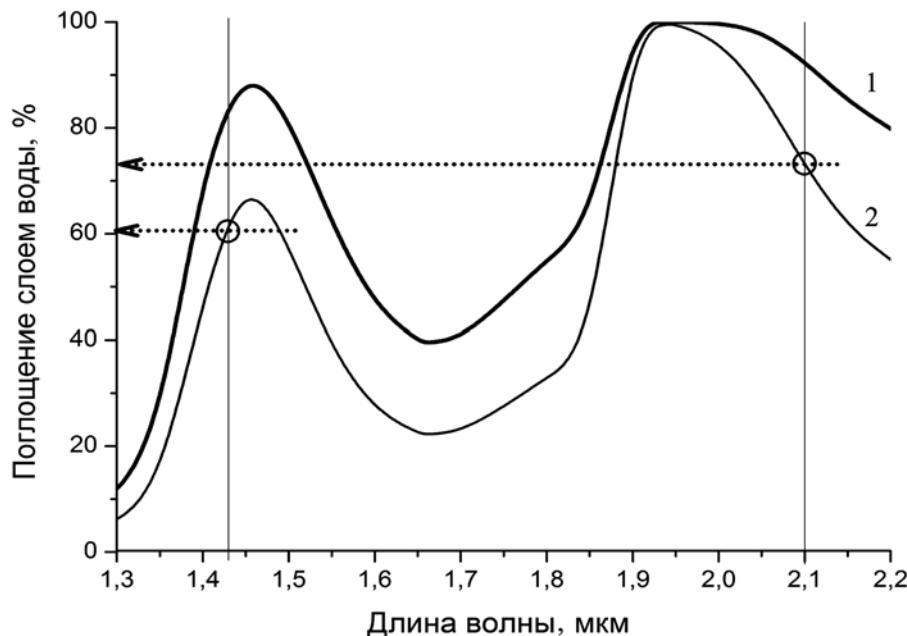


Рис. 1. Поглощение оптического излучения слоями воды толщиной 1 мм (кривая 1) и 0,5 мм (кривая 2) в диапазоне длин волн излучения диодного лазера 1,43 мкм и голмийевого лазера 2,1 мкм

ный коагулятор на основе лазерного диода с длиной волны излучения в области 1,43 мкм, соответствующей одному из пиков поглощения воды [9] (рис. 1).

В качестве лазерного коагулятора был создан прибор, в котором источником лазерного излучения является лазерный диод фирмы «BOSTON LASER INC.» с выходной мощностью 270 мВт и длиной волны 1,43 мкм при дифференциальном КПД до 25 % (рис. 2).

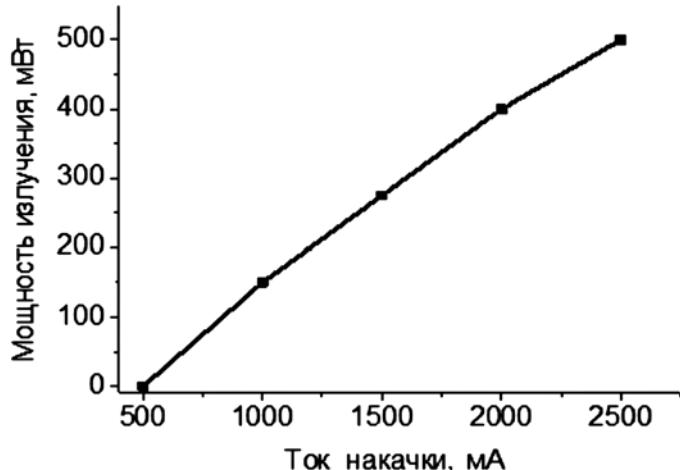


Рис. 2. Зависимость мощности лазерного излучения диода от тока накачки

Диаметр сердцевины кварцевого волокна составлял 400 мкм. На выходном конце волокна крепился волоконный наконечник (фото 1).

Лазер генерирует в диапазоне длин волн 1430...1437 нм. Мощность излучения менялась пропорционально току накачки. Лазер генерировал импульс лазерного излучения с регулируемой длительностью в пределах от 0,1 до 3 с.

Конец волоконного вывода излучения лазера располагался перпендикулярно поверхности роговицы на расстоянии 1 мм. На конце волоконного наконечника использовали специальный силиконовый ограничитель, обеспечивающий одинаковые расстояния от конца волокна до поверхности роговицы (фото 2).

Клиническим исследованиям предшествовала серия экспериментов по изучению воздействия лазерного коагулятора 1,43 мкм на интактную роговицу лабораторных животных в остром и хроническом опытах, а также по применению лазера для лечения экспериментально созданной язвы роговицы. Лазерный коагулятор применяли в острой фазе деструктивного воспаления для коагуляции язвенного очага. Результаты экспериментальных исследований показали, что процесс заживления язвы роговицы намного интенсивнее происходил при сочетании лазерной коагуляции с лекарственной терапией по сравнению с группой только консервативного лечения. Это можно объяснить тем, что лазерная коагуляция позволяет эффективно санитаровать очаг воспаления, ускоряя тем самым наступление фазы пролиферации. На основании результатов экспериментальных исследований был выбран режим работы лазерного коагулятора 1,43 мкм для коагуляции роговицы в клинических условиях, при котором достигается эффективная санация язвенного очага и при этом не оказывается повреждающего воздействия на глубжележащие структуры (десцеметова мембрана, эндотелий). Лазерную коагуляцию роговицы проводили при мощности излучения 0,25 Вт и длительности импульса 0,79 с энергией излучения 231 мДж [9], [10].

В клиническую часть исследования вошли 25 пациентов с язвами роговицы различной этиологии: бактериальная, вирусная и грибковая с вторичным инфицированием. Основная группа включала в себя 10 пациентов (10 глаз). Пациентам наряду с проводимой лекарственной терапией однократно выполняли лазерную коагуляцию язвы роговицы. В контрольной группе 15 пациентов (15 глаз) получали только консервативное лечение. Группы были сопоставимы по возрасту и полу пациентов.

Оценку эффективности применения лазерного излучения в лечении язвы роговицы проводили на основании сроков эпителизации язвенного дефекта роговицы, наличия осложнений, а также интенсивности сформировавшегося помутнения роговицы в исходе заболевания. Статистическую обработку результатов проводили по формулам и критериям для малых выборок.

## Результаты

Сравнительный анализ результатов лечения выявил более высокую эффективность лечения язвы роговицы при применении лазерной коагуляции по сравнению с группой консервативного лечения.

В основной группе эпителизация роговицы начиналась раньше, чем в контрольной: в группе консервативного лечения эпителизация поверхности роговицы наступала на  $(10,7 \pm 5,28)$  сутки, а в основной группе начало эпителизации происходило на  $(7,0 \pm 2)$  сутки. Как следствие, в основной группе в более ранние сроки, чем в контрольной, наступала полная эпителизация язвенного дефекта роговицы: при использовании лазера период полной эпителизации сократился и составил в основной группе  $(3,4 \pm 0,55)$  суток, тогда как в контрольной группе – только  $(6,13 \pm 1,36)$  суток. В ходе лечения у 2 пациентов контрольной группы отмечено прогрессирование язвенного процесса в глубину роговицы.

У пациентов основной группы развития осложнений отмечено не было. Также отмечено, что формирующееся в исходе

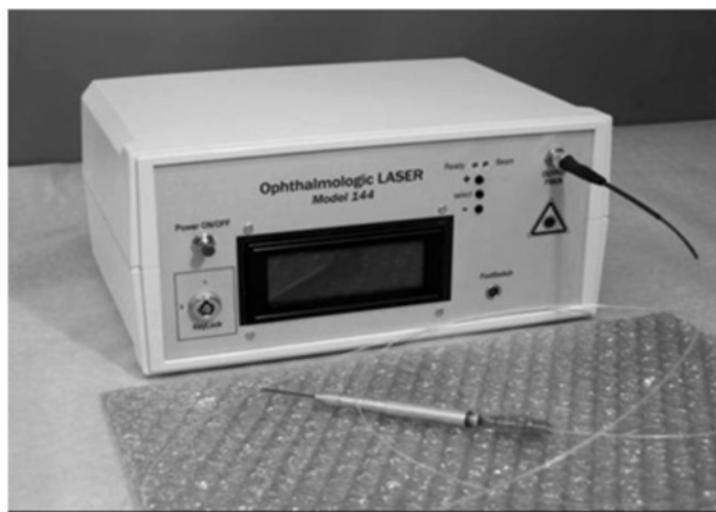


Фото 1. Лазерный коагулятор с длиной волны 1,43 мкм

язвы роговицы помутнение у пациентов, получавших комплексное лечение с применением лазерной коагуляции, было значительно меньшей интенсивности, чем у пациентов в группе контроля. Максимальный срок наблюдения составил 2 года с момента проведения лазерной коагуляции роговицы.

## Выводы

Коагуляция язвы роговицы с применением диодного лазерного коагулятора 1,43 мкм позволяет эффективно санировать очаг воспаления, ускоряя тем самым наступление фазы пролиферации. При этом быстрее купируется роговичный синдром по сравнению с группой контроля. Использование лазерной коагуляции в комплексном лечении язвы роговицы повышает эффективность лечения, ускоряя сроки полной эпителизации роговицы, а также позволяет добиться менее интенсивного помутнения роговицы.

## Список литературы:

1. Волков В.В., Балащевич Л.И., Гацу А.Ф. и др. О выборе лазера для лечения заболеваний переднего отдела глазного яблока и век // Офтальмологический журнал. 1985. № 8. С. 455-459.
2. Rehany U., Landa E. Diode laser thermal keratoplasty to correct hyperopia // J. Refract. Surg. 2004. № 20 (1). PP. 53-61.
3. Derse M., Bende T., Wannke B., Mathys B., Jean B. Diode laser thermokeratoplasty for hyperopia correction – results of a two-center study / 97th DOG Annual Meeting. 1999.
4. Kopaeva V.G., Andreev Iu.V., Belikov A.V., Kravchuk O.V., Men'shikov A.Iu. Laser extraction of brown cataracts with an Nd-YAG 1.44 mcm laser // Vestn. Oftalmol. 2002. Vol. 118. № 1. PP. 6-22.
5. Репях В.С., Привалов А.П., Чечин П.П. Безопасность применения низкоинтенсивных лазерных приборов видимого и ближнего инфракрасного диапазона спектра в офтальмологии // Офтальмолог. журн. 2003. № 3. С. 66-69.
6. Irvine W.M., Pollack J.B. Infrared optical properties of water and ice spheres // Icarus. 1968. Vol. 8. № 9. PP. 324-360.
7. Filatova S.A., Shcherbakov I.A., Tsvetkov V.B. Optical properties of animal tissues in the wavelength range from 350 to 2600 nm // Journal of Biomedical Optics. 2017. Vol. 22. № 3. PP. 9-35.
8. Мушкирова И.А. Инфракрасная лазерная кератопластика в коррекции гиперметропии, гиперметропического и смешанного астигматизма / Дис. ... д-ра мед. наук: 14.01.07. – М., 2011. 289 с.
9. Фролов М.А., Гончар П.А., Казакова К.А., Михайлов В.А., Федоров А.А., Фролов А.М., Калачев Ю.Л., Щербаков И.А. Морфологические особенности воздействия излучения экспериментального лазерного коагулятора ближнего инфракрасного диапазона на роговицу *in vitro* // Вестник офтальмологии. 2012. № 6. С. 41-44.
10. Казакова К.А., Фролов М.А., Федоров А.А., Михайлов В.А., Гончар П.А., Фролов А.М., Калачев Ю.Л., Щербаков И.А. Применение нового лазерного коагулятора ближнего инфракрасного диапазона для лечения язвы роговицы в эксперименте // Врач-аспирант. 2014. Т. 64. № 3. С. 22-29.

Виктор Алексеевич Михайлов,  
д-р техн. наук, зав. лабораторией,  
отдел лазерных кристаллов,  
Юрий Львович Калачев,  
ст. научный сотрудник,  
Иван Александрович Щербаков,  
академик РАН,  
научный руководитель ИОФ РАН,  
ФГБУН «Институт общей физики  
им. А.М. Прохорова» РАН,  
Михаил Александрович Фролов,  
д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,  
Петр Андреевич Гончар,  
д-р мед. наук, профессор, доцент,  
кафедра глазных болезней,  
ФГАОУ ВО «Российский университет  
дружбы народов»,  
Ксения Александровна Казакова,  
канд. мед. наук, ассистент,  
кафедра глазных болезней,  
ФГАОУ ВО «Российский университет  
дружбы народов»,  
врач-офтальмолог,  
многопрофильный медицинский  
холдинг «СМ-Клиника»,  
Александр Михайлович Фролов,  
канд. мед. наук, доцент,  
Виктор Васильевич Шклярук,  
канд. мед. наук, ассистент,  
Галина Николаевна Душина,  
канд. мед. наук, ассистент,  
Мохаммед Ахмед Мустафа Танаи,  
ассистент,  
кафедра глазных болезней,  
ФГАОУ ВО «Российский университет  
дружбы народов»,  
г. Москва,

e-mail: dushina\_galina@mail.ru

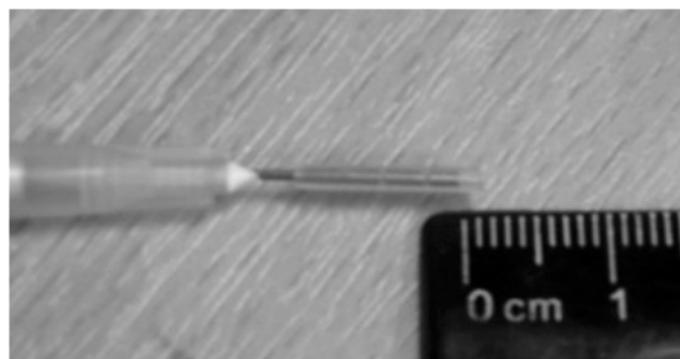


Фото 2. Силиконовый ограничитель на волоконном наконечнике