

Оценка воздействия лазерного излучения среднего инфракрасного диапазона на ткани глаза (экспериментальное исследование)



Ю.Н. Юсеф



Д.В. Петрачков



Е.Н. Коробов



И.А. Новиков

М.В. Кравчик

ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней им. М.М. Краснова»
ул. Россолимо, 11а, б, Москва, 119021, Российская Федерация

РЕЗЮМЕ

Офтальмология. 2023;20(3):508-514

Цель — оценить воздействие лазерного излучения среднего инфракрасного диапазона с длиной волны 3,0 мкм на ткани глаза.

Материалы и методы. Использована экспериментальная лазерная установка «Лазерный скальпель среднего ИК-диапазона 2–8 мкм для прецизионной хирургии». Диапазон спектра излучения, генерируемого этим лазером, совпадает с пиками спектрального поглощения таких хромофоров биологической ткани, как вода, белки и холестерин. Это дает возможность применения данного лазера в прецизионной хирургии (офтальмология, нейрохирургия, сосудистая хирургия). В исследовании выбрана длина волны лазерного излучения 3 мкм, что совпадает с пиком спектрального поглощения воды. В качестве биологического объекта использовали сетчатку, сосудистую оболочку, склеру свиных и кадаверных глаз. Воздействие лазерного излучения на ткань проводилось в воздушной среде. Нанесение коагулятов выполняли в разных режимах: 1) одиночные импульсы, 2) имитация реза скальпеля в непрерывном режиме. Оценка воздействия лазерного излучения на ткани глаза осуществляли с помощью сканирующего электронного микроскопа. **Результаты.** При воздействии одиночным лазерным импульсом с энергией даже 1 мДж наблюдался сквозной дефект сетчатки. При воздействии одиночным лазерным импульсом на собственно сосудистую оболочку глаза с энергией от 1 до 3 мДж глубина кратера составила 110–130 мкм, ширина кратера — 97–122 мкм, зона коллатерального повреждения — 22–28 мкм. При воздействии одиночным лазерным импульсом на склеру с энергией от 1 до 3 мДж глубина кратера составила 170–201 мкм, ширина кратера — 260–303 мкм, зона коллатерального повреждения — 57–72 мкм. При непрерывном воздействии лазерным излучением на хориоидею и склеру глубина, ширина коагулята, зона коллатерального повреждения при аналогичных параметрах лазера были больше, чем при одиночном импульсе. **Заключение.** С помощью данного лазера при длине волны излучения, равной 3 мкм, возможно выполнить резы на сетчатке, хориоиде, склере. При определенных параметрах лазерного излучения возможно добиться реза ткани глаза на необходимую глубину. Однако для этого необходимы дальнейшие исследования по оптимизации таких параметров лазера, как количество импульсов в пакете, длительность и энергия импульса. В перспективе данные подходы могут быть применены в витреоретинальной хирургии при ретиномии, выкраивании комплекса «хориоидея — пигментный эпителий», при непроницающей глубокой склерэктомии.

Ключевые слова: витреоретинальная хирургия, витрэктомия, фотовитрэктомия, лазерная витрэктомия, Nd:YAG-лазер, Er:YAG-лазер, CO₂-лазер, средний инфракрасный диапазон спектра, лазерная абляция, прецизионная хирургия

Для цитирования: Юсеф Ю.Н., Петрачков Д.В., Коробов Е.Н., Новиков И.А., Кравчик М.В. Оценка воздействия лазерного излучения среднего инфракрасного диапазона на ткани глаза (экспериментальное исследование). *Офтальмология*. 2023;20(3):508-514. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2023-3-508-514>

Прозрачность финансовой деятельности: Никто из авторов не имеет финансовой заинтересованности в представленных материалах или методах

Конфликт интересов отсутствует



Evaluation of the Impact of Mid-Infrared Laser Radiation on Eye Tissues (Experimental Study)

Yu.N. Yusef, D.V. Petrachkov, E.N. Korobov, I.A. Novikov, M.V. Kravchik

M.M. Krasnov Research Institute of Eye Disease
Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation

ABSTRACT

Ophthalmology in Russia. 2023;20(3):508–514

Purpose — to study the effect of a mid-infrared laser with a wavelength of 3.0 μm on the eye tissue. **Materials and methods.** An experimental laser device "Laser scalpel in the middle infrared range 2–8 μm for precision surgery" was used. The range of the radiation spectrum generated by this laser coincides with the spectral absorption peaks of such biological tissue chromophores as water, proteins and cholesterol esters, which makes it possible to use this laser in precision surgery (ophthalmology, neurosurgery, vascular surgery). In this study, we chose a wavelength of 3 μm , which coincides with the peak of the spectral absorption of water. The retina, choroid, sclera of porcine and cadaveric eyes was used as biological tissue. The effect of laser radiation on tissue was carried out in air. The application of coagulates was performed in different modes: 1) single pulses, 2) continuous mode. The impact of laser radiation on eye tissues was assessed using a scanning electron microscope. **Results.** When exposed to a single laser pulse with an energy of even 1 mJ, a through defect of the retina was observed. When exposed to a single laser pulse on the choroid with an energy of 1 to 3 mJ, the depth of the crater was 110–130 μm , the width of the crater was 97–122 μm , and the zone of collateral damage was 22–28 μm . When exposed to a single laser pulse on the sclera with an energy of 1 to 3 mJ, the depth of the crater was 170–201 μm , the width of the crater was 260–303 μm , and the zone of collateral damage was 57–72 μm . With continuous exposure to laser radiation on the choroid and sclera, the depth, width of the coagulate, the zone of collateral damage with similar laser parameters were greater than with a single pulse. **Conclusion.** Using this laser at a wavelength of 3 μm , it is possible to dissect eye tissues, which can be useful in vitreoretinal surgery for retinotomy, cutting out the choroid-pigment epithelium complex, and in antiglaucoma surgery for non-penetrating deep sclerectomy. However, further research is needed to optimize such laser parameters as the number of pulses in a packet, pulse duration, and pulse energy.

Keywords: vitreoretinal surgery, vitrectomy, photovitrectomy, laser vitrectomy, Nd:YAG laser, Er:YAG laser, CO₂ laser, mid-infrared spectrum, laser ablation, precision surgery

For citation: Yusef Yu.N., Petrachkov D.V., Korobov E.N., Novikov I.A., Kravchik M.V. Evaluation of the Impact of Mid-Infrared Laser Radiation on Eye Tissues (Experimental Study). *Ophthalmology in Russia*. 2023;20(3):508–514. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2023-3-508-514>

Financial Disclosure: No author has a financial or property interest in any material or method mentioned

There is no conflict of interests

ВВЕДЕНИЕ

Пролиферативная витреоретинопатия является одним из грозных заболеваний глаза, при котором формируются мембраны, шварты и новообразованные сосуды на поверхности сетчатки. При прогрессировании процесса они начинают врастать в толщу стекловидного тела и сетчатки, что в итоге приводит к ее тракционной отслойке. Данная патология крайне тяжело поддается лечению, единственным вариантом которого в настоящее время может выступать витрэктомия. Удаление этих структур с поверхности сетчатки является наиболее сложным и трудоемким этапом витреоретинальной хирургии. Сегментацию и деламинацию эпиретинальных мембран, шварт выполняют с помощью витректора, пинцета и ножниц. Однако эти манипуляции создают чрезмерное натяжение сетчатки, увеличивая риск ее разрыва и развития других осложнений, таких как отслойка сетчатки, гемофтальм, субретинальное кровоизлияние. При этом существенно снижаются функциональные и анатомические результаты операции. Для устранения данных осложнений часто приходится прибегать к повторному эндовитреальному вмешательству. Таким образом, возникает необходимость создания технологии, уменьшающей тракционное воздействие на сетчатку во время сегментации и деламинации пролиферативных мембран.

В качестве альтернативы механическим инструментам могут выступать лазеры, работающие по принципу «лазерного ножа», при использовании которых за счет энергии лазерного излучения можно добиться реза биологических тканей с высокой точностью и минимальными геморрагическими осложнениями. В основе лежат механизмы воздействия лазерного излучения на биологические ткани: фотоабляция, фотоинцизия, фотодеструкция. Понятие «лазерный нож» связано с изобретением в 1964 году С.К. Patel CO₂-лазера [1], который получил широкое распространение в хирургии за счет того, что на месте воздействия лазерного излучения сокращается экссудативная фаза воспаления, рано формируется грануляционная ткань и отсутствует грубая рубцовая ткань. Следует обратить внимание, что все лазеры подобного типа имеют инфракрасную (ИК) длину волны от 0,75 до 11 мкм. Воздействие лазерным излучением с указанным диапазоном длины волны может иметь эффект высокой прецизионности реза с низким коллатеральным повреждением. В связи с этим было необходимо провести серию экспериментов по изучению лазерного излучения среднего ИК-диапазона на ткани глаза.

Цель исследования: оценить воздействие лазерного излучения с длиной волны 3,0 мкм на ткани глаза.

Yu.N. Yusef, D.V. Petrachkov, E.N. Korobov, I.A. Novikov, M.V. Kravchik

Contact information: Korobov Egor N. egorkorobov1991@mail.ru

Evaluation of the Impact of Mid-Infrared Laser Radiation on Eye Tissues (Experimental Study)

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследовании использована экспериментальная лазерная установка «Лазерный скальпель среднего ИК-диапазона 2–8 мкм для прецизионной хирургии», разработанная в ГОИ им. С.И. Вавилова. Это первый компактный лазер, перестраиваемый в среднем ИК-диапазоне, с параметрами, необходимыми для проведения медико-биологических экспериментов. В его основе лежит оптическая схема $Tm:Ho:ZGP-ПГС$ (ПГС — параметрический генератор света) мультиволнового твердотельного лазера с параметрической конверсией излучения в средний ИК-диапазон: 2,75–3,2 и 5,7–8,0 мкм с энергией излучения не ниже 10 мДж на частоте следования импульсов 100–1000 Гц.

Диапазон спектра излучения, генерируемого этим лазером, совпадает с пиками спектрального поглощения таких хромофоров биологической ткани, как вода, белки и холестеринные эфиры, что дает возможность применения данного лазера в прецизионной хирургии (офтальмология, нейрохирургия, сосудистая хирургия). В этом исследовании использовано лазерное излучение с длиной волны 3 мкм, что совпадает с пиком спектрального поглощения воды. Работа лазера на данной длине волны может быть довольно перспективной в плане минимального коллатерального повреждения ткани в месте воздействия лазерного излучения.

В качестве биологического объекта использовали сетчатку, сосудистую оболочку, склеру свинных и кадаверных глаз. Учитывая, что на данном этапе исследования отсутствуют системы доставки лазерного излучения внутрь глаза, была разработана система фокусировки лазерного излучения в заданном месте. После энуклеации глаза были препарированы следующим образом. Вначале выполняли вскрытие глазного яблока по экватору, затем корнеосклеральную часть удаляли. Из оставшегося глазного бокала с помощью тупфера извлекали стекловидное тело для улучшения проникновения лазерного луча в сетчатку и сосудистую оболочку. Следующим этапом разрезали глазной бокал до ДЗН на четыре части для расположения оболочек на плоской поверхности. Дополнительно, чтобы избежать смещения сетчатки относительно сосудистой оболочки, осуществляли фиксацию английскими иголками к поролоновой подложке. Непосредственно перед воздействием лазерным излучением поверхность тканей высушивали с помощью тупфера. В промежутках между нанесением лазерных импульсов для предотвращения пересыхания оболочек их орошали сбалансированным солевым раствором.

После этого воздействовали на ткани лазерным излучением в непрерывном режиме в виде одиночных импульсов и путем имитации реза скальпеля. Параметры лазерного излучения: длина волны — 3 мкм, энергия излучения — 1, 2 и 3 мДж, частота излучения — 100 Гц (одиночный импульс), 1000 Гц (непрерывное). Воздействие лазерным излучением на ткань проводили в воздушной среде.

Оценку воздействия лазерного излучения на ткани глаза осуществляли непосредственно в момент работы лазера с помощью фото- и видеофиксации, а также посредством сканирующего электронного микроскопа EVO LS10 фирмы Zeiss (Германия), использовали катод LaB6.

После нанесения лазерных коагулятов образцы фиксировали в глутаровом альдегиде в течение 24 часов. Зафиксированные образцы разрезали микротомным лезвием Accu-Edge (Sakura Seiki Co, Япония). При этом часть образцов подготавливали таким образом, чтобы срез проходил по центру коагулята (для визуализации профиля сечения коагулята). Подготовленные таким образом образцы обезжизивали в батарее спиртов от 20 до 97 %. Высушивание в обход критической точки CO_2 с последующим напылением металлами не проводилось в связи с необходимостью избежать исчезновения части вещества в CO_2 и предотвратить излишнюю контракцию образца (что было необходимо для решения морфометрической задачи).

Наблюдения вели в режиме низкого вакуума (ЕР, 70 Па) при ускоряющем напряжении 21 кВ и токе на образце 94 пА. Изображения захватывали в режиме детекции обратно-рассеянных электронов (BSE). Изображения 3072×2304 пикселя захватывались с разрешениями: 1,8 мкм/пиксель (увеличение для дисплея микроскопа ×200), 1,3 мкм/пиксель (увеличение для дисплея микроскопа ×200), 898,9 нм/пиксель (увеличение для дисплея микроскопа ×300). Наблюдения проводили с применением рабочего отрезка в диапазоне 7–12 мм.

После получения изображения на электронном микроскопе в формате TIF с помощью программы GNU Image Manipulation Program рассчитывали глубину, диаметр коагулята, ширину коллатерального повреждения.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В качестве объекта воздействия лазерного излучения использовали сетчатку, сосудистую оболочку, склеру свинных и кадаверных глаз. Всего было использовано 8 свинных и 2 кадаверных глаза. По причине отсутствия волновода с рабочим наконечником для данного лазера эксперимент выполнен в условиях воздушной среды. В водной среде лазерное излучение с длиной волны 3 мкм полностью поглощается с формированием большого количества пузырей на поверхности жидкости без оказания какого-либо воздействия на ткани глаза, расположенные в толще воды. Для осуществления воздействия лазерного излучения на ткань в жидкой среде необходимо доставить излучение максимально близко к облучаемой поверхности. В связи с тем что эксперимент проводился более чем через 12 часов с момента энуклеации, в сетчатке наблюдались выраженные явления аутолиза, соответственно, не во всех случаях удавалось сохранить сетчатку на поверхности хориоидеи при удалении стекловидного тела. По этой же причине даже при воздействии одиночным лазерным импульсом

с энергией 1 мДж наблюдался сквозной дефект сетчатки, который невозможно было изучить с помощью сканирующей электронной микроскопии.

При воздействии одиночным лазерным импульсом на собственно сосудистую оболочку глаза (рис. 1) с энергией от 1 до 3 мДж глубина кратера составила 110–130 мкм, ширина кратера — 97–122 мкм, зона коллатерального повреждения — 22–28 мкм.

При воздействии одиночным лазерным импульсом на склеру (рис. 2) с энергией от 1 до 3 мДж глубина кратера составила 170–201 мкм, ширина — 260–303 мкм, зона коллатерального повреждения — 57–72 мкм.

При непрерывном воздействии лазерным излучением на собственно сосудистую оболочку глаза (рис. 3) с энергией от 1 до 3 мДж глубина кратера составила 128–150 мкм, ширина — 87–110 мкм, зона коллатерального повреждения — 50–71 мкм.

При непрерывном воздействии лазерным излучением на склеру (рис. 4) с энергией от 1 до 3 мДж глубина кратера составила 250–335 мкм, ширина кратера — 349–483 мкм, зона коллатерального повреждения — 68–80 мкм.

ОБСУЖДЕНИЕ

Многие исследователи сосредоточились на разработке средних ИК лазерных систем со стабильной средней мощностью из-за потенциального применения их в спектроскопии, дистанционном зондировании (сбор информации об объекте или явлении с помощью регистрирующего прибора, не находящегося в непосредственном контакте с данным предметом или явлением) и медицине [2, 3]. Лазеры среднего ИК-диапазона стали широко изучать для оценки взаимодействия лазерного излучения и биологической ткани. Это связано с тем, что различные молекулы проявляют сильные характеристические полосы поглощения при ИК-спектре, кроме того, у ИК излучения отсутствует мутагенное воздействие на биологическую ткань. Основной целью данных работ является достижение абляции ткани лазером при минимизации термически индуцированного побочного повреждения [4].

Наибольший интерес может иметь лазерное излучение короткого (1,4–

3 мкм) и среднего (3–8 мкм) ИК-диапазона. В этих диапазонах длин волн находится пик спектрального поглощения воды — 3 мкм и пик спектрального поглощения



Рис. 1. СЭМ-изображение профиля сечения коагулята хориоидеи при одиночном лазерном импульсе, полученное в режиме детекции обратно-рассеянных электронов (BSE). Белая стрелка — зона коллатерального повреждения

Fig. 1. SEM-cross-sectional profile image of the choroidal coagulate with a single laser pulse, obtained in the back-scattered electron (BSE) detection mode. White arrow — zone of collateral injury

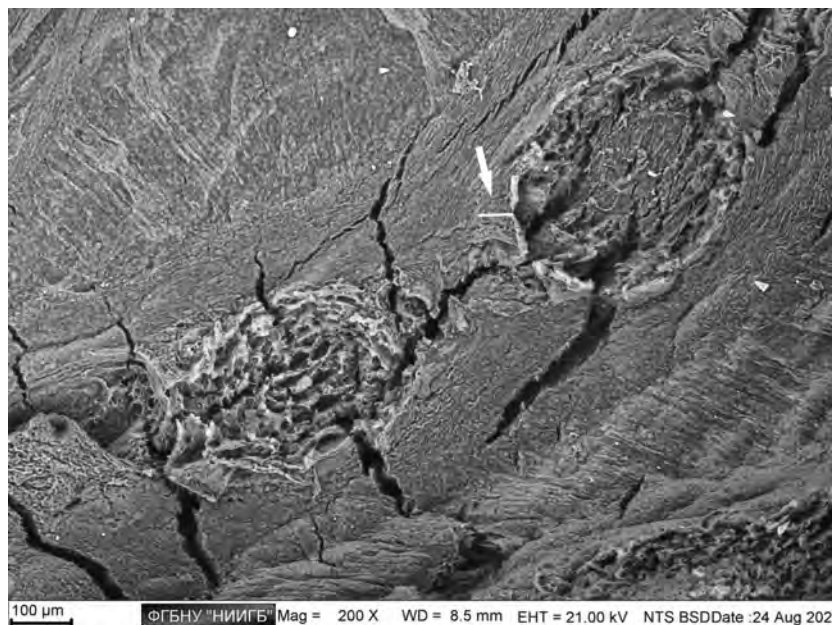


Рис. 2. СЭМ-изображение поверхности коагулята склеры при одиночном лазерном импульсе, полученное в режиме детекции обратно-рассеянных электронов (BSE). Белая стрелка — зона коллатерального повреждения

Fig. 2. SEM-image of the surface of the scleral coagulate with a single laser pulse, obtained in the back-scattered electron (BSE) detection mode. White arrow — zone of collateral injury

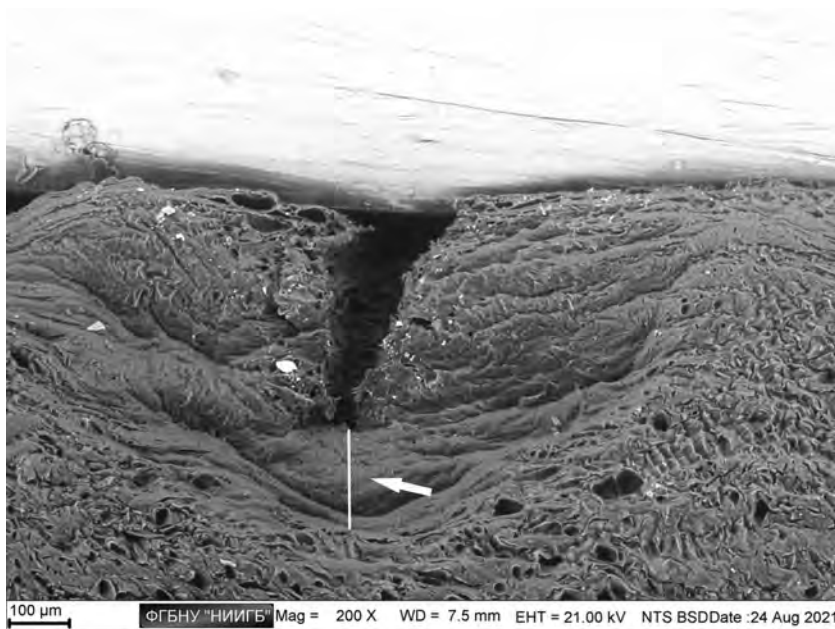


Рис. 3. СЭМ-изображение профиля сечения коагулята хориоидеи при непрерывном лазерном излучении, полученное в режиме детекции обратно-рассеянных электронов (BSE). Белая стрелка — зона коллатерального повреждения

Fig.3. SEM-cross-sectional profile image of the choroidal coagulate under continuous laser irradiation obtained in the back-scattered electron (BSE) detection mode. White arrow — zone of collateral injury

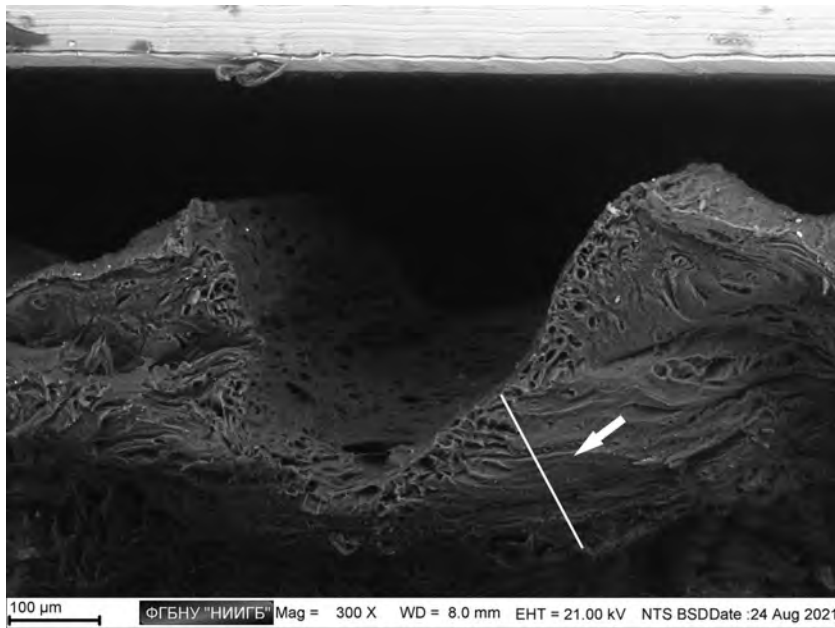


Рис. 4. СЭМ-изображение профиля сечения коагулята склеры при непрерывном лазерном излучении, полученное в режиме детекции обратно-рассеянных электронов (BSE). Белая стрелка — зона коллатерального повреждения

Fig.4. SEM-cross-sectional profile image of the scleral coagulate under continuous laser irradiation obtained in the back-scattered electron (BSE) detection mode. White arrow — zone of collateral injury

белков — 6–8 мкм. Таким образом, лазерные источники среднего ИК-диапазона являются перспективными кандидатами для абляции тканей глаза, состоящих в основ-

ном из воды и белков. Воздействие лазерным излучением с указанными длинами волн может иметь эффект высокой точности реза с низким коллатеральным повреждением.

В условиях эксперимента изучена эффективность лазерного излучения с длиной волны 3 мкм для абляции поверхности сетчатки, хориоидеи, склеры свинных и кадаверных глаз в воздушной среде без использования системы доставки (волновода). Оболочки глаза были выбраны в качестве модельной ткани для изучения нескольких видов потенциального применения данного лазера в офтальмохирургии, в частности в витреоретинальной хирургии и хирургии глаукомы. Сквозное рассечение сетчатки может быть полезно при выполнении ретиномии, однако, учитывая тот факт, что рассечение сетчатки удалось достигнуть при одиночном импульсе с энергией 1 мДж, возможности применения данного лазера ограничены при рассечении мембран и шварт стекловидного тела, расположенных на поверхности сетчатки, в связи с высоким риском ее повреждения. Возможно, такое выраженное повреждение сетчатки связано с процессами аутолиза в энуклеированных свинных и кадаверных глазах, что требует продолжений исследований *in vivo*.

Наиболее близким аналогом при указанных настройках используемого в эксперименте лазера выступает Er:YAG-лазер, рабочая длина которого составляет 2,94 мкм. Первые попытки применения данного лазера на экспериментальной модели для заднего отрезка глаза были проведены в 1987 году известным витреоретинальным хирургом G.A. Peyman и соавт. [5].

В 1994 году D. D'Amico и соавт. впервые провели испытание данного лазера на сетчатке энуклеированных глаз кроликов. Согласно результатам исследования, в воздушной среде одиночные импульсы образовывали дискретные кратеры на поверхности сетчатки с глубиной, пропорциональной плотности потока энергии, в диапазоне от 30 мкм для импульса 1,3 Дж/см² до ретиномии

на всю толщину при 3,9 Дж/см². Наблюдали зону коллатерального поражения ткани размером от 15 до 40 мкм. Множественные импульсы имели аддитивный эффект.

Частичная абляция внутренней поверхности самой сетчатки может также выступать в качестве предварительной модели для абляции тонкого слоя ткани, лежащего на поверхности сетчатки. Таким образом, по мнению авторов, Er:YAG-лазер может играть большую роль в витреоретинальной хирургии [6].

Т. Hutchens и соавт. также оценивали влияние Er:YAG-лазера на ткани глаза. Однако они дополнительно разработали сменный эндозонд из оксида германия и диоксида кремния на основе полого волновода, в конец которого поместили пять сапфировых микросфер, что позволило получить фокус лазерного излучения непосредственно на конце эндозонда с самоограничивающейся глубиной абляции от 10 до 20 мкм. Дополнительно авторы интегрировали в лазерный зонд освещение, что позволило лучше визуализировать зону манипуляций. По мнению авторов, разработанные ими эндозонды могут обеспечить витреоретинальным хирургам большую точность и безопасность по сравнению с механическими ножницами при работе на деликатных и чувствительных тканях, таких как сетчатка [7].

Несмотря на то что в нашем эксперименте была смоделирована воздушная тампонада витреальной полости, так же как и в других исследованиях, результаты разнятся с литературными данными в сторону увеличения размеров коагулята. Возможно, что другие факторы, такие как видовые различия в толщине сетчатки и ее васкуляризации, в толщине остаточной жидкости на поверхности сетчатки, времени проведения эксперимента от момента энуклеации, параметры лазерного излучения оказывают влияние на полученную абляцию. Чем больше остаточной жидкости на поверхности сетчатки, тем больше кратер в ткани и больше зона коллатерального повреждения за счет термического воздействия нагретой жидкости. Чем больше времени прошло с момента энуклеации глаза до воздействия лазерного излучения на ткань, тем более выражен процесс аутолиза и, соответственно, будут больше размеры кратера и зона коллатерального повреждения.

В литературе были попытки использования экспериментального лазера (длина волны 193 нм) для частичной абляции сетчатки и рассечения мембран стекловидного тела. Согласно результатам исследования, проведенного S. Schastak и соавт., рассечение сетчатки было возможно только при контактной технике, так как в противном случае энергия лазерного излучения полностью поглощалась тонкой пленкой жидкости между кончиком «скальпеля» и тканью. При частоте импульсов 20 Гц рассечение сетчатки свиньи на всю глубину было достигнуто только при плотности энергии 1,0 Дж/см². При частоте повторения импульсов 50 Гц даже при плотности энергии 0,05 Дж/см² можно разрезать сетчатку кролика на всю толщину без гистологического повреждения нижележащего пигментного эпителия сетчатки [8].

S. Borirakchanyavat и соавт. использовали Ho:YAG-лазер (длина волны лазерного излучения 2 мкм)

для рассечения экспериментальных мембран стекловидного тела кроликов. Авторы пришли к выводу, что плотность энергии в диапазоне 190 Дж/см² необходима для сквозного рассечения сетчатки, если зонд находится в пределах 1,5 мм от поверхности сетчатки. В мембранах, пересеченных Ho:YAG-лазером, отмечена зона коллатерального термического повреждения от 150 до 450 мкм [9], что значительно превышает зону коллатерального повреждения в нашем эксперименте.

Результаты нашего эксперимента показали, что глубина кратера после воздействия лазерным излучением в режиме одиночного импульса при энергии, равной 3 мДж, составила 130 мкм, в непрерывном режиме с такой же энергией — 150 мкм, а зона коллатерального повреждения — 22–28 и 50–71 мкм соответственно. Учитывая, что толщина хориоидеи у человека в возрасте старше 50 лет составляет в среднем 230–250 мкм [10, 11], при данных параметрах лазера рассечение сосудистой оболочки будет несквозным. Однако при увеличении энергии излучения, что позволяют выполнить настройки лазерной системы, возможно добиться сквозного рассечения хориоидеи без риска значительного увеличения коллатерального термического повреждения ткани. Это может быть полезным при эндорезекции опухолей сосудистой оболочки глаза и пересадке комплекса «пигментный эпителий сетчатки — хориоидея».

Результаты эксперимента показали, что ширина и глубина кратера, зона коллатерального поражения в склере значительно больше, чем в сосудистой оболочке глаза, при аналогичных параметрах лазерного излучения. Т. Klink и соавт. проводили диссекцию корнеосклерального лоскута на энуклеированных свиных глазах при помощи Er:YAG-лазера. Параметры работы лазера были следующими: энергия 75–80 мДж, длительность импульса 50–250 мс, частота 5–70 Гц. При указанных настройках зона коллатерального теплового повреждения ткани составила 10–30 мкм [12], что в три раза меньше полученных нами результатов, несмотря на то что энергия излучения в нашем эксперименте была существенно ниже — 1–3 мДж, однако частота излучения в 100 раз выше. Таким образом, увеличить глубину проникновения лазерного излучения без значительного расширения зоны коллатерального повреждения ткани можно путем увеличения энергии и частоты импульса и одновременном сокращении длительности воздействия.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В условиях эксперимента изучено воздействие лазерного излучения с длиной волны 3 мкм в воздушных условиях на сетчатку, хориоидею и склеру энуклеированных свиных и кадаверных глаз. Согласно результатам исследования, с помощью данной лазерной системы возможно проводить рассечение тканей глаза, что может быть полезным в витреоретинальной хирургии при ретиномии, выкраивании комплекса «хориоидея — пигментный эпителий», при непроникающей

глубокой склерэктомии. Однако необходимы дальнейшие исследования по оптимизации таких параметров лазера, как количество импульсов в пакете, длительность и энергия импульса. Кроме вышеперечисленного необходимо разработать волновод и рабочий наконечник лазера, который подойдет для перестраиваемой длины волны «Лазерного скальпеля среднего ИК-диапазона 2–8 мкм для прецизионной хирургии». Необходимо провести исследования при длине волны 6–8 мкм. Дальнейшие исследования будут

способствовать развитию лазерной абляции тканей глаза, что может стать альтернативой механическим инструментам для хирургического рассечения и удаления патологических тканей с поверхности сетчатки.

УЧАСТИЕ АВТОРОВ:

Юсеф Н.Ю. — концепция и дизайн исследования;
Петрачков Д.В. — концепция и дизайн исследования, редактирование текста;
Коробов Е.Н. — проведение эксперимента, сбор и обработка материала, написание текста;
Новиков И.А. — обработка материала;
Кравчик М.В. — обработка материала.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- Patel KKN. Continuous-Wave Laser Action on Vibrational-Rotational Transitions of CO₂. Physical review journals archive. 1964;136(5):1187–1193. doi: 10.1103/PhysRev.136.A1187.
- Blackwell RE, Jemison DM, Foy BD. The holmium: Yttrium-aluminum-garnet laser in wrist arthroscopy: A five-year experience in the treatment of central triangular fibrocartilage complex tears by partial excision. J. Hand Surg. 2001;26A:77–84. doi: 10.1053/jhsu.2001.20157.
- Ceccato P, Flasse S, Tarantola S. Detecting vegetation leaf water content using reflectance in the optical domain. Remote Sens. Environ. 2001;77:22–33. doi: 10.1016/S0034-4257(01)00191-2.
- Anderson RR, Parrish JA. Selective photothermolysis: Precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. Science. 1983;220:524–527. doi: 10.1126/science.6836297.
- Peyman GA, Katoh N. Effects of an erbium: YAG laser on ocular structures. Int Ophthalmol. 1987;10(4):245–253. doi: 10.1007/BF00155632.
- D'Amico DJ, Moulton RS, Theodossiadis PG. Erbium:YAG Laser Photothermal Retinal Ablation in Enucleated Rabbit Eyes. Am J Ophthalmol. 1994;117(6):783–790. doi: 10.1016/s0002-9394(14)70323-x.
- Hutchens TC, Darafsheh A, Fardad A. Detachable microsphere scalpel tips for potential use in ophthalmic surgery with the erbium:YAG laser. J Biomed Opt. 2014;19(1):18003. doi: 10.1117/1.JBO.19.1.018003.
- Schastak S, Yafai Y, Yasukawa T. Flexible UV Light Guiding System for Intraocular Laser Microsurgery. Lasers Surg Med. 2007;39(4):353–357. doi: 10.1002/lsm.20480.
- Borirakchanyavat S, Puliafito CA, Kliman GH. Holmium-YAG Laser Surgery on Experimental Vitreous Membranes. Arch Ophthalmol. 1991;109(11):1605–1609. doi: 10.1001/archophth.1991.01080110160502.
- Астахов Ю.С., Белехова С.Г., Даль Н.Ю. Толщина хориоидеи в норме и при возрастной макулярной дегенерации. Офтальмологические ведомости. 2014;7(1):4–7.
- Астахов Ю.С., Белехова С.Г., Даль Н.Ю. Choroidal thickness in normal subjects and in age-related macular degeneration. Ophthalmology journal. 2014;7(1):4–7 (In Russ.). doi: 10.17816/OV201414-7.
- Доба А.В., Магарамов Д.А., Соломин В.А. Диагностическая ценность измерения толщины хориоидеи у пациентов с субмакулярной неоваскулярной мембраной. Офтальмохирургия. 2014;2:40–43.
- Doga AV, Magaramov DA, Solomin VA. Importance of choroidal thickness measurement in patients with submacular neovascular membrane. Fyodorov Journal of Ophthalmic Surgery. 2014;2:40–43 (In Russ.).
- Klink T, Schlunck G, Lieb W. CO₂, Excimer and Erbium:YAG Laser in Deep Sclerectomy. Ophthalmologica. 2008;222(2):74–80. doi: 10.1159/000112622.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней им. М.М. Краснова»
Юсеф Наим Юсеф
доктор медицинских наук, директор
ул. Россолимо, 11а, 6, Москва, 119021, Российская Федерация
<https://orcid.org/0000-0003-4043-456>

ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней им. М.М. Краснова»
Петрачков Денис Валерьевич
кандидат медицинских наук, заведующий отделом «Инновационные витреоретинальные технологии»
ул. Россолимо, 11а, 6, Москва, 119021, Российская Федерация
<https://orcid.org/0000-00034757-5584>

ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней им. М.М. Краснова»
Коробов Егор Николаевич
кандидат медицинских наук, младший научный сотрудник отдела «Инновационные витреоретинальные технологии»
ул. Россолимо, 11а, 6, Москва, 119021, Российская Федерация
<https://orcid.org/0000-0003-3254-4451>

ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней им. М.М. Краснова»
Новиков Иван Александрович
кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник лаборатории фундаментальных исследований в офтальмологии
ул. Россолимо, 11а, 6, Москва, 119021, Российская Федерация

ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней им. М.М. Краснова»
Кравчик Марина Владимировна
кандидат медицинских наук, младший научный сотрудник лаборатории фундаментальных исследований в офтальмологии
ул. Россолимо, 11а, 6, Москва, 119021, Российская Федерация
<https://orcid.org/0000-0001-5764-4198>

ABOUT THE AUTHORS

M.M. Krasnov Research Institute of Eye Disease
Yusef Yusef N.
MD, director
Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation
<https://orcid.org/0000-0003-4043-456>

M.M. Krasnov Research Institute of Eye Disease
Petrachkov Denis V.
PhD, head of the Department "Innovative vitreoretinal technologies"
Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation
<https://orcid.org/0000-00034757-5584>

M.M. Krasnov Research Institute of Eye Disease
Korobov Egor N.
PhD, junior researcher of the Department "Innovative vitreoretinal technologies"
Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation
<https://orcid.org/0000-0003-3254-4451>

M.M. Krasnov Research Institute of Eye Disease
Novikov Ivan A.
PhD, senior researcher laboratory of fundamental research in ophthalmology
Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation
<https://orcid.org/0000-0003-4898-4662>

M.M. Krasnov Research Institute of Eye Disease
Kravchik Marina V.
PhD, junior researcher laboratory of fundamental research in ophthalmology
Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation
<https://orcid.org/0000-0001-5764-4198>