

Возможности применения лазерного излучения в витреоретинальной хирургии



Д.В. Петрачков



Е.Н. Коробов

Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Научно-исследовательский институт
глазных болезней имени М.М. Краснова»
ул. Россолимо, 11а, б, Москва, 119021, Российская Федерация

РЕЗЮМЕ

Офтальмология. 2023;20(3):405–413

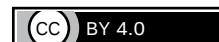
В настоящее время лазерные технологии получили широкое распространение в офтальмологии. В основном они используются в окулопластике при операциях на придаточном аппарате глаза, в рефракционной и роговичной хирургии, лазерном сопровождении фанотомулификации катаракты, лечении глаукомы, лазеркоагуляции сетчатки, термотерапии образований сосудистой оболочки. В XXI веке начали активно популяризировать лечение плавающих помутнений в стекловидном теле с помощью Nd:YAG лазера, хотя и с неоднозначными результатами. В витреоретинальной хирургии, которая совершенствуется с каждым десятилетием, лазерные технологии остаются на уровне XX столетия, например по-прежнему применяются только для эндо-лазеркоагуляции сетчатки, несмотря на то что существует огромный потенциал по использованию лазеров в качестве «лазерного скальпеля» для удаления стекловидного тела, прецизионном удалении с поверхности сетчатки шварт, эпиретинального фиброза, а также ретиномии и хориоидотомии. В связи с этим необходим поиск наиболее подходящего лазерного излучения, которое позволяло бы проводить тонкие резы на сетчатке и сосудистой оболочке с высокой точностью, минимальным повреждением окружающих тканей, достаточной степенью коагуляции для профилактики кровоизлияний. Лазер, разработанный на основе данного излучения, позволит проводить оперативные вмешательства на заднем отрезке глаза с меньшим риском интра- и послеоперационных осложнений, а также лучшими анатомическими и функциональными результатами. При дальнейшем развитии такой подход к лазерной абляции может стать альтернативой механическим инструментам для хирургического рассечения и удаления патологических тканей с поверхности сетчатки.

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: Петрачков Д.В., Коробов Е.Н. Возможности применения лазерного излучения в витреоретинальной хирургии. *Офтальмология*. 2023;20(3):405–413. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2023-3-405-413>

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

Конфликт интересов отсутствует



Possibilities of Using Laser Radiation in Vitreoretinal Surgery

D.V. Petrachkov, E.N. Korobov

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

ABSTRACT

Ophthalmology in Russia. 2023;20(3):405–413

Currently, laser technologies are widely used in the treatment of diseases of the eye and its accessory apparatus. Basically, they are used in oculoplastic surgery during operations on the accessory apparatus of the eye, in refractive and corneal surgery, laser support for ultrasound cataract surgery, laser treatment of glaucoma, laser coagulation of the retina, thermotherapy of choroidal formations. In the 21st century, Nd: YAG laser treatment of floating opacities in the vitreous body began to be actively popularized with mixed results. In vitreoretinal surgery, which is improving every decade, laser technology remains at the level of the 20th century. In endovitreoretal surgery, the laser is still used only for endolaser coagulation of the retina, despite the fact that there is a huge potential for using lasers as a "laser scalpel" for removing the vitreous, precision removal of a retinal tear, epiretinal fibrosis, precision retinotomy, and choroidotomy. In this regard, it is necessary to search for the most suitable laser radiation, which will make it possible to carry out thin cuts on the retina and choroid with high accuracy, minimal damage to the surrounding tissues, and a sufficient degree of coagulation to prevent hemorrhages. This laser will allow for surgical interventions in the posterior eye segment with a lower risk of intra- and postoperative complications, as well as better anatomical and functional results. With further development, this new approach to laser ablation may become an alternative to mechanical instruments for surgical dissection and removal of pathological tissue from the surface of the retina.

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

For citation: Petrachkov D.V., Korobov E.N. Possibilities of Using Laser Radiation in Vitreoretinal Surgery. *Ophthalmology in Russia*. 2023;20(3):405–413. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2023-3-405-413>

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

There is no conflict of interests

АКТУАЛЬНОСТЬ

В настоящее время научно-технический прогресс наблюдается во всех сферах деятельности человека, что существенно повлияло и на развитие офтальмологии, в первую очередь это касается лазерных методов лечения различных заболеваний глаза и его придаточного аппарата.

Следует подчеркнуть, что основоположником современных методов лазерной микрохирургии глаза является советский офтальмолог академик РАМН СССР М.М. Краснов [1], а пионерами отечественной лазерной хирургии стекловидного тела выступают А.Н. Иванов, А.В. Степанов и соавт. [2, 3], работами которых еще в 1990–1991 гг. доказано, что воздействие неодимовым иттрий-алюминий-гранатовым лазером (Nd: YAG-лазер) вызывает изменение коллагеновых структур стекловидного тела, приводя к его оводнению и вакуолизации, что обусловлено ионизацией и активацией окислительных процессов. Воздействие данного лазера на стекловидное тело сопровождается также разжижением его структуры, появлением энзимов и усилением гидроциркуляции внутри него. Все вышеперечисленное легло в основу YAG-лазерной деструкции патологического компонента стекловидного тела, что появляется при кровоизлияниях. По мнению авторов, лазерное воздействие позволяет не только устранять изменения в стекловидном теле, но и не допускать их развития.

Характер взаимодействия оптического излучения с биологическими тканями определяется его проникающей способностью. Биологические ткани в зависимости от их особенностей неодинаково поглощают лазерное

излучение разной длины волны. Глубина проникновения света увеличивается при переходе от ультрафиолетового (УФ) излучения до ближнего инфракрасного (ИК) диапазона с 1,0 до 2,5 мм, а в среднем и дальнем ИК диапазонах резко снижается до 0,3–0,5 мм. Глубина проникновения излучения в биологические ткани с интенсивностью, достаточной для возникновения клинически значимых фотобиохимических и термодинамических эффектов, зависит от наличия и соотношения концентраций основных фотохромов (вода, меланин и гемоглобин), длины волны, мощности излучения и его временно-пространственных характеристик.

Таким образом, тщательный выбор параметров лазерного излучения, с учетом степени поглощения облучаемой ткани, позволяет достигнуть оптимального биологического эффекта.

БИОЛОГИЧЕСКИЕ ЭФФЕКТЫ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Биологические эффекты лазерного излучения определяются длиной волны, частотой, энергией светового излучения, временем воздействия, а также биологическими и химическими особенностями облучаемых тканей. Выделяют следующие основные направления использования лазеров в офтальмологии по их механизму действия.

- Фотодеструкция (фотодисцизия) — в основе лежит электрооптический «пробой» ткани, возникающий вследствие высвобождения большого количества энергии в ограниченном пространстве. В точке воздействия лазерного излучения образуется плазма, что приводит к созданию ударной волны и микроразрыву ткани.

Д.В. Петрачков, Е.Н. Коробов

Контактная информация: Коробов Егор Николаевич egorkorobov1991@mail.ru

Возможности применения лазерного излучения в витреоретинальной хирургии

По такому принципу работает Nd: YAG-лазер (длина волны 1,064 мкм).

- Фотоабляция (фотодекомпозиция) — в основе лежат нелинейные процессы. Суть фотоабляции заключается в дозированном удалении биологических тканей. По данному принципу работает эксимерный лазер (длина волны 0,193 мкм).

- Фотоиспарение и фотоинцизия — эффект заключается в испарении ткани в результате длительного теплового воздействия. По данному принципу работает CO₂-лазер (длина волны 10,6 мкм).

- Лазеркоагуляция — в основе лежит кратковременное термическое воздействие лазерного излучения на ткань, сопровождающееся формированием на этом месте ожога с последующим образованием рубца. В настоящее время по-прежнему наиболее часто используемым является аргонный лазер (длина волны 0,488 и 0,514 мкм).

- Лазерстимуляция — в основе лежат сложные фотохимические процессы в тканях, возникающие при взаимодействии лазерного излучения, в результате которых проявляются противовоспалительный, десенсибилизирующий, рассасывающий эффекты, а также имеет место стимулирующее влияние на процессы репарации и трофики. По данному принципу работает He-Ne-лазер (длина волны 0,630 мкм).

Лазерстимуляция в офтальмологии применяется с терапевтической целью и не получила такого широкого распространения как фотодеструкция, фотоабляция, фотоинцизия, лазеркоагуляция, которые используются для хирургических целей. Область применения лазера в офтальмологии определяется длиной волны лазерного излучения.

СИСТЕМЫ ДОСТАВКИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Широкое распространение лазерных технологий в офтальмологии было бы невозможным без системы лазерной доставки. Способ доставки — ключевой аспект лазерной фототерапии. В то время как рубиновый лазер был адаптирован к монокулярному прямому офтальмоскопу, последующие поколения лазеров стали адаптировать к непрямому офтальмоскопу [4], щелевой лампе [5] и операционному микроскопу [6]. Сочетание лазеров со щелевой лампой улучшило доставку лазерного излучения, особенно для его применения в области заднего полюса глаза, что позволило проводить лечение широкого спектра заболеваний сетчатки и хориоидеи в амбулаторных условиях. С появлением оптоволоконной стала развиваться эндолазерная фотокоагуляция [7], при которой лазерный луч доставляется зондом, помещенным в витреальную полость, непосредственно к внутренним оболочкам глаза. Данная технология существенно сократила время лечения и улучшила результаты витреоретинальной хирургии.

Непрерывный прогресс в понимании взаимодействия лазера и ткани, а также достижения в лазерных

технологиях вместе с открытием различных механизмов реакции тканей продолжают обеспечивать повышение точности и избирательности глазной лазерной терапии, хирургии и позволяют разрабатывать новые стратегии лечения, которые будут рассмотрены ниже.

«ЛАЗЕРНЫЙ СКАЛЬПЕЛЬ»

Большой интерес в медицине и в офтальмологии в частности представляет использование лазеров, работающих по принципу «скальпеля», с помощью которых можно добиться рассечения биологических тканей без кровоизлияний и с высокой прецизионностью за счет энергии лазерного излучения. В настоящее время разработаны несколько десятков типов лазеров, обладающих такой характеристикой, в основе которой лежат ранее указанные механизмы воздействия лазерного излучения на биологические ткани: фотодеструкция, фотоабляция, фотоинцизия. Понятие «лазерный скальпель», «лазерный нож» напрямую связано с изобретением в 1964 году С.К. Patel CO₂-лазера [8], который получил широкое распространение за счет высокоэнергетического лазерного излучения, в первую очередь в промышленности и только потом в медицине.

CO₂-лазер (длина волны 10,6 мкм) активно используется в хирургической практике по причине характерных особенностей заживления операционных ран после воздействия лазерного излучения. Заключаются они в сокращении экссудативной фазы воспаления, раннем формировании грануляционной ткани, отсутствии грубой рубцовой ткани на месте воздействия. Все вышеуказанное послужило морфологическим обоснованием широкого применения CO₂-лазера в различных областях хирургии. В последнее время наиболее активно данный лазер применяется в гинекологии, стоматологии, дерматовенерологии, эндоскопической хирургии. В офтальмологии углекислотный лазер используется в окулопластике, в офтальмоонкологии при операциях по удалению доброкачественных и злокачественных новообразований на веках и конъюнктиве [9, 10]. За счет того, что CO₂-лазер обладает высокой прецизионностью, коагуляционной способностью при низком термическом поражении края раны, а также абсолютной стерильностью, данный лазер применяется при антиглаукомных операциях, в частности при непроникающей глубокой склерэктомии и ее различных модификациях [11, 12].

В качестве «лазерного скальпеля» в офтальмологии также используется Nd:YAG-лазер, который был сконструирован М. Ross в 1968 году. Наибольшее применение данный лазер получил для иридотомии и дисцизии вторичной катаракты [13, 14]. С 1980-х годов Nd:YAG-лазер с переменным успехом применяется для лечения заболеваний заднего отрезка глаза [15–17]. В литературе имеются статьи по использованию данного лазера для рассечения витреоретинальных шварт при диабетической ретинопатии [15, 17, 18], ретиномии клапанных

разрывов [19], для лечения субгиалоидных кровоизлияний [2, 20], при окклюзии центральной артерии сетчатки [21], серповидноклеточной ретинопатии [16], регматогенной отслойке сетчатки [22]. В 1993 году W.F. Tsai и соавт. впервые применили Nd:YAG-лазер для лечения плавающих помутнений стекловидного тела [23]. Данная процедура получила название витреолизиса и в последние годы значительно популяризируется [24–26]. Возможно, это связано с тем, что процедура является амбулаторной, не требующей проникновения внутрь глаза, относительно недорогой. Однако в литературе имеются противоречивые данные, отражающие неоднородность результатов лечения [3, 27, 28], потенциально опасные для зрения осложнения Nd:YAG-лазерного витреолизиса [29–32].

В 2002 году Y.M. Dellaney и соавт. опубликовали результаты исследования, в котором был проведен лазерный витреолизис на 42 глазах по поводу плавающих помутнений. В 54% случаев процедура не привела к уменьшению симптомов, а в 7,7% наблюдалось даже ухудшение в виде увеличения количества плавающих помутнений. Осложнений после лазерного витреолизиса не наблюдалось. В целом, авторы пришли к выводу, что YAG-лазерный витреолизис относительно безопасная процедура с умеренной эффективностью в плане лечения помутнений стекловидного тела, так как положительный эффект наблюдался только у одной трети пациентов [27].

Ряд других работ указывает на наличие осложнений после витреолизиса. В первую очередь это поражение сетчатки [29, 33] — интратретиальные геморрагии, ретиальные разрывы и повреждение капсулы хрусталика [29–31]. Во вторую очередь это развитие рефрактерной открытоугольной глаукомы с очень высоким внутриглазным давлением. L.A. Cowan и соавт. предположили, что в основе патогенеза такой глаукомы лежит обструкция трабекулярной сети микрочастичками стекловидного тела, появившимися в результате витреолизиса, макрофагами или другими воспалительными клетками. Авторы также предположили, что при YAG-лазерном витреолизисе может возникать или высвобождаться из стекловидного тела неизвестное вещество, которое оказывает длительное отрицательное воздействие на трабекулярную сеть [32]. A.K. Vine предположил, что в основе патогенеза глаукомы после Nd:YAG-лазерного воздействия лежит повреждение эндотелиальных клеток трабекулярной сети ударной волной лазерного воздействия [34].

В настоящее время наиболее широкое распространение в офтальмологии в качестве «лазерного скальпеля» получил УФ-эксимерный лазер. В УФ-диапазоне поглощение зависит от содержания белков, огромное число которых являются неспецифическими хромофорами для излучения 0,180–0,390 мкм. Применение этого лазера в рефракционной хирургии произошло случайным образом в 1980 году, когда R. Srinivasan при испытании воздействия на различные органические материалы

недавно разработанного эксимерного лазера с длиной волны 0,193 мкм [35] обнаружил, что кратер при воздействии на биологическую ткань лазерным излучением имеет достаточно ровные и чистые края без термического поражения, а размеры кратера были сформированы с недостижимой ранее точностью 0,2 мкм. S. Trokel и F.L. Esperance в 1983 году впервые применили данный лазер вместо скальпеля при кератотомии, а в последующем стали использовать его при фоторефрактивной кератотомии [36].

Еще одним революционным шагом в рефракционной хирургии стала разработка фемтосекундного лазера для рассечения локуса роговицы, впервые примененная группой Tibor Juhasz's в 1998 году [37]. Однако его на практике применяют только для переднего отрезка глаза в рефракционной [38], роговичной хирургии (удаление лентиккулы, формирование карманов для интрастромальных колец, пересадка роговицы в различных ее вариантах [39]) и для фемтосопровождения ультразвуковой факоэмульсификации катаракты (формирование парацентезов и основного разреза в роговице, капсулорексиса, дробление ядра на фрагменты) [40]. Это связано с его низкой проникающей способностью в ткань толщиной 0,2 мкм.

Положительные результаты применения фемтосекундного лазера в сопровождении ультразвуковой факоэмульсификации катаракты сподвигли некоторых авторов на испытания данного лазера на стекловидном теле. Так, M. Merker и соавт. в 2013 году опубликовали результаты исследования, в котором с помощью контактной линзы без проникновения в полость глаза осуществляли воздействие излучением фемтосекундного лазера на стекловидное тело, основываясь на принципе нелинейного взаимодействия тканей, ограниченных фокальным объемом, что позволяло импульсам лазера распространяться в витреальную полость. Согласно результатам, полученным авторами, при воздействии лазерным излучением на стекловидное тело образуется большое количество пузырьков. Однако при этом возможно добиться абляции стекловидного тела, хотя существует большой риск повреждения сетчатки [41].

Все вышеуказанные лазеры, работающие по принципу «лазерного скальпеля», несмотря на хорошие показатели по резанию тканей глаза, не получили применения в витреоретинальной хирургии, при которой существует необходимость в такого рода лазерах, особенно при диабетической ретинопатии, пролиферативной витреоретинопатии, ретинопатии недоношенных, тракционных отслойках сетчатки, эпиретинальных фиброзах. При таких заболеваниях требуется прецизионный разрез преретинальных мембран, их отделение от сетчатки без ее повреждения или выполнение ретинотомии без повреждения хориоидеи.

Наиболее значимой проблемой, ограничивающей применение данных лазеров в витреоретинальной хирургии, является отсутствие системы доставки к заднему

полюсу глаза и системы фокусировки излучения в пятно малого диаметра, которая должна обеспечивать прецизионное, селективное рассеечение тканей с разрешением порядка 10–100 мкм. В витреоретинальной хирургии для достижения точности манипуляций, уменьшения интраоперационных осложнений применяются инструменты, в частности, волноводы для эндоосветителей и эндолазеров, которые должны быть гибкими и небольшого размера (наружный диаметр наконечника волновода не более 530 мкм, что соответствует современным стандартам эндовитреальной хирургии — 25G).

Говоря про ИК волоконную оптику, в основном подразумевают оптические волокна и волноводы для трансляции излучения в диапазоне 2–20 мкм, которые по своим физико-химическим свойствам подразделяют на три основные группы: стекловолокна (Glass fiber), кристаллические волокна (Crystalline) и полые волноводы (Hollow Waveguide, HWG), которые, в свою очередь, можно классифицировать по материалу и (или) структуре, а также по потерям пропускания.

Определенный успех достигнут при разработке гибких полых волноводов, состоящих из металлического (Ag) и диэлектрического покрытия (AgI). Однако к недостаткам полых волноводов необходимо отнести значительные потери на пропускание при уменьшении диаметра отверстия [42, 43], что создает ограничение при использовании их в качестве гибких волноводов, необходимых для витреоретинальной хирургии (диаметр отверстия должен быть < 200 мкм при наружном диаметре < 500 мкм). Одной из проблем полых волноводов является также необходимость герметизировать их дистальный конец от попадания во внутреннее отверстие жидкости или продуктов абляции во время проведения эндовитреальных операций [44].

Все сказанное в очередной раз указывает на сложность подбора системы доставки для «лазерного скальпеля» в соответствии с требованиями витреоретинальной хирургии. Это значительным образом ограничивает применение такого типа лазеров в эндовитреальных операциях.

Несмотря на большой ряд проблем, в литературе имеются статьи, отражающие привлекательные возможности применения «лазерных скальпелей» в витреоретинальной хирургии.

Одним из кандидатов, претендующих на роль «лазерного скальпеля» в витреоретинальной хирургии, является УФ-лазер, такой как эксимерный лазер на фториде аргона (ArF) с длиной волны 0,193 мкм и Nd:YAG-лазер с 5-й гармоникой и длиной волны 0,213 мкм. При их применении имеется незначительное тепловое повреждение коллатеральных тканей, отчасти из-за высокой энергии фотонов, достаточной для разрыва химических связей, и короткой длительности импульса в наносекундах, что позволяет проводить «холодную» абляцию ткани. Сообщалось, что эксимерный лазер ArF с длиной волны 0,193 мкм может обеспечить точное и воспроизводимое

разрезание мембранной ткани в жидкой среде глаза у животных и человека [45].

Однако поскольку обычное оптическое волокно из плавленого кварца не подходит для этой длины волны, возникают проблемы, связанные с тяжестью и жесткостью кронштейна лазерного зеркала, а также с необходимостью проведения большой склеротомии для введения наконечника волновода в витреальную полость [46]. В 2007 году S. Schastak и соавт. разработали гибкий полый волновод, покрытый изнутри Al и подключенный к одноразовому наконечнику 20G, для доставки УФ-лазера к заднему сегменту глаза, и оценили возможность использования этой новой системы доставки для витреоретинальной хирургии. Простота использования инструмента была подтверждена экспериментом *in vivo*. Согласно результатам исследования, рассеечение 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 заданной частоте повторения импульсов 20 Гц рассеечение 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 [47]. Таким образом, новая система доставки УФ-лазера позволила применить его в витреоретинальной хирургии. Тем не менее существенные недостатки, такие как большая стоимость, технические сложности лазерной установки, отсутствие практической системы направления пучка, использование в эксимерном лазере опасного газа (ArF), цитотоксический и мутагенный эффект излучения с длиной волны 0,193 и 0,213 мкм [48], ограничили применение УФ-лазера в витреоретинальной хирургии.

Еще одним из основных кандидатов, претендующих на роль «лазерного скальпеля» в витреоретинальной хирургии, является лазер, который уже прошел многоцентровое клиническое испытание для оценки возможности его использования в витреоретинальной хирургии — лазерная система на эрбий-иттрий-алюминиевом гранате (Er:YAG) [49]. Преимущество длины волны, равной 2,94 мкм, в том, что она соответствует пику поглощения воды. Первые попытки применения излучения данного лазера для заднего отрезка глаза были проведены в 1987 году на экспериментальной модели известным витреоретинальным хирургом G.A. Peyman и соавт. [50].

В 1989 году T. Margolis и соавт. испытали Er:YAG-лазер в эксперименте на тяжках стекловидного тела [51]. 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 плотности энергии 3,9 Дж/см². Авторы наблюдали прилегающую зону коагулированной ткани размером от 15 до 40 мкм. Множественные импульсы имели аддитивный эффект. При воздействии на сетчатку в жидкой среде одиночными импульсами при плотности энергии 3,6 Дж/см² авторы добивались ретиномии на всю толщину с прилегающей зоной поврежденной ткани до 1 мм за счет эффекта испарения жидкости между кончиком лазера и сетчатки. Таким образом, по их мнению, Er:YAG-лазер может играть большую роль в витреоретинальной хирургии [52].

В 1996 году D. D'Amico и соавт. опубликовали результаты многоцентрового клинического исследования, в котором приняли участие 66 пациентов, 68 глаз, перенесших витреоретинальную операцию, с использованием Er:YAG-лазера с выходной энергией излучения от 0,2 до 5,0 мДж, частотой повторения импульсов от 2 до 30 Гц и оснащенным гибким волоконно-оптическим кабелем со сменными эндоскопами 20G. Данный лазер использовался для выполнения определенных манипуляций, включая рассечение, разрез и абляцию эпиретинальных мембран, ретиномию, коагуляцию сосудов, иридэктомию и абляцию ткани хрусталика. Пациенты получали лечение по хирургическим показаниям, включая пролиферативную диабетическую ретинопатию, пролиферативную витреоретинопатию, эпиретинальный фиброз и ретинопатию недоношенных. Согласно результатам исследования, было выполнено 174 манипуляции с общей оценкой хирургической эффективности «отлично» или «хорошо» в 84 % манипуляций, в диапазоне от 100 % для пересечения субретинальной мембраны до минимума 25 % для коагуляции кровеносных сосудов. Осложнения включали разрыв сетчатки или фотокоагуляционное повреждение в 5 % при разрезании эпиретинальной мембраны, незначительное кровотечение из пересеченных сосудов сетчатки во время ретиномии в 29 % и повреждение интраокулярной линзы во время задней капсулотомии в 9 %.

Авторы пришли к заключению, что Er:YAG-лазер позволяет использовать новые универсальные подходы, предлагая точное разрезание тканей и абляцию при витреоретинальных хирургических вмешательствах с высокой степенью безопасности. Основным ограничением данной методики является низкая скорость некоторых критических манипуляций вблизи сетчатки [49]. В большей степени это связано с образованием пузырьков воздуха вследствие испарения воды, что существенно затрудняло визуализацию рабочей зоны и приводило к неисправности зонда, так как образовывалась накипь на его поверхности. Вышеперечисленное приводило к частой смене зондов, увеличению времени операции и ограничению спектра выполняемых манипуляций.

Чтобы преодолеть эти проблемы и сделать Er:YAG-лазер полезным инструментом для хирургии стекловидного тела, он был объединен с системой инфузии

и аспирации для более эффективного выполнения хирургических вмешательств на стекловидном теле (Wavelight Laser Technology, Erlangen, Германия). Эта Er:YAG-лазерная система была протестирована с использованием техники открытого неба в экспериментах на животных. M. Mrochen и соавт. добились разжижения стекловидного тела с меньшими силами растяжения и сдвига по сравнению с механическими витректорами, а также отметили незначительное повышение температуры в витреальной полости при ее использовании [53].

В серии экспериментов на свинных и кадаверных глазах S. Binder и соавт. сначала сообщили, что выполнили открытую и закрытую витрэктомию, рассечение мембран, ретиномию и ретинэктомию с целью определения параметров лазерного излучения для операций на стекловидном теле и изучения коагуляционного эффекта в отношении сетчатки и ее сосудов. Авторы использовали закрытый концевой наконечник, позволяющий применять более высокие уровни лазерной энергии без риска для внутренних оболочек глаза, поскольку абляция и испарение ткани всегда происходят внутри концевого наконечника. Частота лазерных импульсов до 30 Гц обеспечивала в три раза большую скорость витрэктомии, чем при использовании обычно применяемых механических витректоров, а более высокие уровни энергии до 30–40 мДж были предназначены для сокращения времени и повышения эффективности при рассечении тканей различной плотности.

Далее авторы представили результаты клинического применения Er:YAG-лазерной системы для фотовитрэктомии у 67 пациентов (68 глаз). При настройке параметров лазера: энергия — 20 мДж, частота импульсов — 20 Гц и аспирация от 100 до 200 мм рт. ст. среднее время работы лазерной системы составляло 4,5 минуты для базовой витрэктомии. Кровоизлияния, рыхлые интравитреальные и преретинальные мембраны разной плотности хорошо удалялись при регулировке энергии. После минимального срока наблюдения 6 месяцев (медиана 12,7 месяца) никаких осложнений, связанных с применением лазера, выявлено не было. Авторы пришли к выводу, что применение Er:YAG-лазера в сочетании с инфузионной системой является перспективной технологией для витреоретинальной хирургии. Ее преимущества по сравнению с механическими витректорами — более высокая скорость резания и модуляция энергии [54]. Для дальнейшего развития этой системы необходимы модификации концевого наконечника.

Витрэктомию с использованием лазерного излучения получила название фотовитрэктомии [55]. M. Krause и D. D'Amico также экспериментально подтвердили, что скорость абляции стекловидного тела увеличивается линейно с частотой повторения импульсов и нелинейно — с энергией импульса [56].

Другое альтернативное решение проблемы пузыреобразования при Er:YAG-лазерной витрэктомии предложили M. Mrochen и соавт., которые выяснили,

что на размер пузырей пара влияет энергия и частота лазерных импульсов, а также форма наконечника. С увеличением энергии лазерного импульса длина кавитационного пузырька увеличивалась до 1,6 мм при энергии 10 мДж. Напротив, размер кавитационного пузырька (длина и ширина) уменьшался с увеличением длительности лазерного импульса. Нежелательный выход кавитационных пузырьков из аспирационного отверстия наконечников Er:YAG-лазера был примерно на 50 % меньше при прямоугольной, щелевидной форме аспирационного отверстия, чем при круглой [57].

Несмотря на достигнутые успехи фотовитректомии, требовалась дальнейшая доработка эндозондов Er:YAG-лазера, так как отсутствовала точная фокусировка лазерного излучения, что приводило к разному фокусному расстоянию относительно поверхности ткани и, как следствие, к большому разбросу глубины реза и коллатеральному повреждению ткани. Т. Hutchens и соавт. разработали сменный эндозонд из оксида германия и диоксида кремния на основе полого волновода, в конец которого поместили пять сапфировых микросфер. Последнее 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 пинцетами и ножницами при работе на деликатных и чувствительных тканях, таких как сетчатка [58].

Наиболее привлекательными для абляции мягких тканей могут выступать лазеры среднего инфракрасного диапазона с длиной волны 6–8 мкм [59]. В этом диапазоне волн отмечается высокое поглощение излучения водой и белками (амид I, амид II, амид III), что вызывает конформационные изменения белковой матрицы, снижая коллатеральные термopовреждения до 4–7 мкм и повышая эффективность абляции [60]. Это уменьшит порог абляции и позволит удалять ткань с коллатеральными повреждениями, в 3–10 раз меньшими по сравнению с наиболее прецизионными на сегодняшний день Er:YAG- или CO₂-лазерами.

Если рассматривать только минимизацию коллатеральных повреждений, то вероятная оптимальная длина волны для операций на сетчатке и сосудистой оболочке может составлять 6–7 мкм. Другим важным преимуществом лазеров должно быть отсутствие зоны разрушения кровяного барьера, обычно возникающей при распространении волны давления при абляции ткани излучением Er:YAG- или CO₂-лазера за счет более низкого порога абляции, и соответственно, меньшей амплитуды акустических переходных процессов.

В настоящее время существует несколько экспериментальных лазеров, работающих на длине волны

6–8 мкм. Впервые перспективность клинического использования среднего ИК диапазона продемонстрировал лазер на свободных электронах FEL (Free Electron Laser) [61]. К ним также относятся лазер на парах стронция Sr [62], лазер на квантовых точках QCL (Quantum Cascade Lasers) [63], твердотельные лазеры с параметрической генерацией света (ПГС) [60, 64]. Отечественными учеными также разработана лазерная установка Но:YLF/ZGP ПГС с плавной перестройкой длины волны в среднем ИК диапазоне [59]. Перечисленные выше лазерные установки представлены в виде экспериментальных моделей и требуют клинических исследований.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Современная лазерная хирургия достигла больших успехов в офтальмологии, что подтверждается многочисленными результатами исследований. Прогрессивное развитие лазерных технологий и витреоретинальной хирургии привели к закономерной взаимной интеграции этих областей. В связи с этим были разработаны лазерные системы, работающие по принципу «лазерного скальпеля». Наиболее успешным стал прототип на основе Er:YAG-лазера. Основной задачей внедрения «лазерных скальпелей» в витреоретинальную хирургию является достижение высокой прецизионности при работе со стекловидным телом и сетчаткой, чтобы максимально уменьшить ее повреждение для сохранения зрительных функций. Однако существует ряд проблем при использовании Er:YAG-лазера. Это, в частности, образование пузырей пара, затрудняющих визуализацию рабочей зоны, неконтролируемое фокусное расстояние лазерного излучения и глубина реза.

В связи с этим необходимо провести поиск наиболее подходящего лазерного излучения, которое позволит проводить тонкие резы на сетчатке и сосудистой оболочке с высокой точностью, минимальным повреждением окружающих тканей и достаточной степенью коагуляции для профилактики кровоизлияний. Подобный лазер даст возможность проводить оперативные вмешательства на заднем отрезке глаза с меньшим риском интра- и послеоперационных осложнений, а также лучшими анатомическими и функциональными результатами.

При дальнейшем развитии такой подход к лазерной абляции с использованием излучения в среднем ИК-диапазоне может стать альтернативой механическим инструментам для хирургического рассечения и удаления патологических тканей с поверхности сетчатки. Чтобы работать с наибольшей точностью, необходимы разные конструкции эндозондов. Дальнейшие исследования необходимы для развития такой лазерной системы и определения ее окончательной роли в витреоретинальной хирургии.

УЧАСТИЕ АВТОРОВ:

Петрачков Д.В. — концепция, редактирование текста;
Коробов Е.Н. — сбор и обработка материала, написание текста.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- Краснов М.М., Сапрыкин П.И., Доронин П.П. Электронно-микроскопическое изучение тканей глазного дна при лазерной коагуляции. Вестник офтальмологии. 1973;89(2):13–15.
- Краснов М.М., Сапрыкин П.И., Доронин П.П. Electron Microscopic examination of the eye fundus during laser coagulation. Annals of Ophthalmology. 1973;89(2):13–15 (In Russ.).
- Степанов А.В., Бабижаев М.А., Иванов А.Н. Фотоповреждение глаза при воздействии излучения Nd:YAG лазера с модулированной добротностью: физико-химические структурные изменения хрусталика и стекловидного тела. Вестник офтальмологии. 1990;106(1):31–35.
- Stepanov AV, Babizhaev MA, Ivanov AN. Photodamage to the eye when exposed to Q-switched Nd:YAG laser radiation: physical and chemical structural changes in the lens and vitreous body. Annals of Ophthalmology. 1990;106(1):31–35 (In Russ.).
- Степанов А.В. ИАГ-лазерная хирургия осложнений после реконструктивной кератопластики. Офтальмологический журнал. 1990;5:273–276.
- Stepanov AV. IAG-lazernaya khirurgiya oslozhnenii posle rekonstruktivnoi keratoplastiki. Journal of Ophthalmology (Ukraine) 1990;5:273–276 (In Russ.).
- L'Esperance FA. The treatment of ophthalmic vascular disease by argon laser photocoagulation. Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngol. 1969;73:1077–1096.
- Little HL, Zweng HC, Peabody RR. Argon laser slit-lamp retinal photocoagulation. Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngol. 1970;74(1):85–97.
- Draeger J. Integrated YAG laser microsurgical microscope. Dev Ophthalmol. 1987;14:88–92. doi: 10.1159/000414369.
- Peyman GA, Conway MD, Ganti S. A neodymium-YAG endolaser. Ophthalmic Surg. 1983;14(4):309–313.
- 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.
- Langelier NA, Liss J, Leyngold IM. CO₂ Laser Lash Tilt Technique for the Treatment of Mild to Moderate Lash Ptosis and Augmentation of Upper Eyelid Blepharoplasty Results. Ophthalmic Plast Reconstr Surg. 2019;35(4):399–402. doi: 10.1097/IOP.0000000000001362.
- Zhang J, Duan J, Gong L. Super pulse CO₂ laser therapy for benign eyelid tumors. J Cosmet Dermatol. 2018;17(2):171–175. doi: 10.1111/jocd.12375.
- Zhang H, Tang T, Yan X. CO₂ Laser-Assisted Deep Sclerectomy Surgery Compared with Trabeculectomy in Primary Open-Angle Glaucoma: Two-Year Results. J Ophthalmol. 2021;2021:6639583. doi: 10.1155/2021/6639583.
- Klink T, Schlunck G, Lieb W. CO₂Excimer and Erbium:YAG Laser in Deep Sclerectomy. Ophthalmologica. 2008;222(2):74–80. doi: 10.1159/000112622.
- Ling R, Borkenstein EM, Borkenstein AF. Evaluation of Nd:YAG Laser Capsulotomy Rates in a Real-Life Population. Clin Ophthalmol. 2020;14:3249–3257. doi: 10.2147/OPTH.S276329.
- He M, Jiang Y, Huang S. Laser peripheral iridotomy for the prevention of angle closure: a single-centre, randomised controlled trial. Lancet. 2019;393(10181):1609–1618. doi: 10.1016/S0140-6736(18)32607-2.
- Brown GC, Benson WE. Treatment of diabetic traction retinal detachment with the pulsed neodymium-YAG laser. Am J Ophthalmol. 1985;99:258–262. doi: 10.1016/0002-9394(85)90353-8.
- Hrisomalos NF, Jampol LM, Moriarty BJ. Neodymium-YAG laser vitreolysis in sickle cell retinopathy. Arch Ophthalmol. 1987;105:1087–1091. doi: 10.1001/archophth.105.10.1087.
- Jagger JD, Hamilton AM, Polkinghorne P. Q-switched neodymium YAG laser vitreolysis in the therapy of posterior segment disease. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 1990;228:222–225. doi: 10.1007/BF00920024.
- Tatsui T, Ohara K, Shimizu H. Nd:YAG laser photodisruption of the vitreous traction in avulsed retinal vessel syndrome. Ophthalmic Surg. 1990 Jun;21(6):423–427.
- Шаймова В.А., Шаймов Т.Б., Боико Э.В. Отдаленные результаты профилактического лазерного лечения тракционных симптоматических клапанных разрывов сетчатки. Вестник офтальмологии. 2020;136(3):32–38.
- Shaimova VA, Shaimov TB, Boiko EV. Preventive laser treatment of tractional symptomatic retinal flap tears: long-term outcomes. Annals of Ophthalmology. 2020;136(3):32–38 (In Russ.). doi: 10.17116/oftalm202013603132.
- Khadka D, Bhandari S, Bajimaya S. Nd:YAG laser hyaloidotomy in the management of Premacular Subhyaloid Hemorrhage. BMC Ophthalmol. 2016;16:41. doi: 10.1186/s12886-016-0218-0.
- Akduman I, Currie M, Scanlon C. Nd-yag laser arteriotomy for central retinal artery occlusion. Retin Cases Brief Rep Fall. 2013;7(4):325–327. doi: 10.1097/ICB.0b013e31828ef0f2.
- Fleck BW, Dhillion BJ, Khanna V. Nd:YAG laser augmented pneumatic retinopexy. Ophthalmic Surg. 1988;19:855–858.
- Tsai WF, Chen YC, Su CY. Treatment of vitreous floaters with neodymium YAG laser. Br J Ophthalmol. 1993;77:485–488. doi: 10.1136/bjo.77.8.485.
- Sendrowski DP, Bronstein MA. Current treatment for vitreous floaters. Optometry. 2010;81:157–161. doi: 10.1016/j.optm.2009.09.018.
- Milton R, Madigan MC, Sebag J. Vitreous floaters: etiology, diagnostics, and management. Surv Ophthalmol. 2016;61:211–227. doi: 10.1016/j.survophthal.2015.11.008.
- Katsanos A, Tsaldari N, Gorgoli K. Safety and Efficacy of YAG Laser Vitreolysis for the Treatment of Vitreous Floaters: An Overview. Adv Ther. 2020 Apr;37(4):1319–1327. doi: 10.1007/s12325-020-01261-w.
- Delaney YM, Oyinloye A, Benjamin L. Nd:YAG vitreolysis and pars plana vitrectomy: surgical treatment for vitreous floaters. Eye (Lond). 2002;16:21–26. doi: 10.1038/sj.eye.6700026.
- Shah CP, Heier JS. YAG laser vitreolysis vs sham YAG vitreolysis for symptomatic vitreous floaters: a randomized clinical trial. JAMA Ophthalmol. 2017;135:918–923. doi: 10.1001/jamaophthalmol.2017.2388.
- Hahn P, Schneider EW, Tabandeh H, Wong RW, Emerson GG, American Society of Retina Specialists Research and Safety in Therapeutics (ASRS ReST) Committee. Reported Complications Following Laser Vitreolysis. JAMA Ophthalmol. 2017;135:973–976. doi: 10.1001/jamaophthalmol.2017.2477.
- Huang KH, Weng TH, Chen YJ, Chang YH. Iatrogenic posterior lens capsule rupture and subsequent complications due to Nd:YAG laser vitreolysis for vitreous floaters: a case report. Ophthalmic Surg Lasers Imaging Retina. 2018;49:214–217. doi: 10.3928/23258160-20181101-21.
- Koo EH, Haddock LJ, Bhardwaj N. Cataracts induced by neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser lysis of vitreous floaters. Br J Ophthalmol. 2017;101:709–711. doi: 10.1136/bjophthalmol-2016-309005.
- Cowan LA, Khine KT, Chopra V. Refractory open-angle glaucoma after neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser lysis of vitreous floaters. Am J Ophthalmol. 2015;159:138–143. doi: 10.1016/j.ajo.2014.10.006.
- Van der Veken A, Van de Velde F, Smeets B, Tassignon MJ. Nd:YAG laser posterior hyaloidotomy for the treatment of a premacular vitreous floater. Bull Soc Belge Ophthalmol. 1997;265:39–43.
- Vine AK. Ocular hypertension following Nd:YAG laser capsulotomy: a potentially blinding complication. Ophthalmic Surg. 1984;15:283–284.
- Srinivasan R, Wynne JJ, Blum SE. Far-UV photoetching of organic material. Laser Focus. 1983;May:62–66.
- Trokel SL, Srinivasan R, Braren B. Excimer laser-surgery of the cornea. Am. J. Ophthalmol. 1983;96:710–715. doi: 10.1016/s0002-9394(14)71911-7.
- Kurtz RM, Horvath C, Liu HH. Lamellar refractive surgery with scanned intrastromal picosecond and femtosecond laser pulses in animal eyes. J. Refract. Surg. 1998;14:541–548.
- Bashir ZS, Ali MH, Anwar A. Femto-lasik: The recent innovation in laser assisted refractive surgery. J Pak Med Assoc. 2017;67(4):609–615.
- Abdellah MM, Ammar HG. Femtosecond Laser Implantation of a 355-Degree Intrastromal Corneal Ring Segment in Keratoconus: A Three-Year Follow-Up. J Ophthalmol. 2019;2019:6783181. doi: 10.1155/2019/6783181.
- Charles Crozaon P, Bouchet C, Zignani M. Comparison of real-world treatment outcomes of femtosecond laser-assisted cataract surgery and phacoemulsification cataract surgery: A retrospective, observational study from an outpatient clinic in France. Eur J Ophthalmol. 2021;31(4):1809–1816. doi: 10.1177/1120672120925766.
- Merkel M, Ackermann R, Kammel R. An In Vitro Study on Focusing fs-Laser Pulses Into Ocular Media for Ophthalmic Surgery. Lasers Surg Med. 2013;45(9):589–596. doi: 10.1002/lsm.22179.
- Серебряков В.А. Опорный конспект лекций по курсу «Лазерные технологии в медицине». СПб.: СПбГУ ИТМО; 2009.
- Serebryakov VA. Reference abstract of lectures on the course “Laser technologies in medicine”. Saint Petersburg: SPbGU ITMO; 2009 (In Russ.).
- Серебряков В.А. Отчет о выполненных работах по проекту «Разработка лазерного аппарата с перестраиваемым излучением для прецизионной аграмматической хирургии мягких тканей в нейрохирургии и офтальмологии». СПб.: СПбГУ ИТМО; 2009.
- Serebryakov VA. Report on the work performed under the project “Development of a laser device with tunable radiation for precision atraumatic soft tissue surgery in neurosurgery and ophthalmology. Saint Petersburg: SPbGU ITMO; 2009 (In Russ.).
- Shen JH, Harrington JA, Edwards GS. Hollow-glass waveguide delivery of an infrared free-electron laser for microsurgical applications. Applied Optics. 2001;40(4):583–587. doi: 10.1364/ao.40.000583.
- Hemo I, Palanker D, Turovets I. Vitreoretinal surgery assisted by the 193-nm excimer laser. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1997;38:1825–1829.
- Palanker D, Hemo I, Turovets I. Vitreoretinal ablation in fluid media with 193 nm excimer laser beam. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1994;35:3835–3840.
- 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.
- Kaido TJ, Kash RL, Sasnett MW. Cytotoxic and mutagenic action of 193-nm and 213-nm laser radiation. J Refract Surg. 2002;18:529–534.
- D'Amico DJ, Blumenkranz MS, Lavin MJ. Multicenter Clinical Experience Using an Erbium:YAG Laser for Vitreoretinal Surgery. Ophthalmology. 1996;103(10):1575–1585. doi: 10.1016/s0161-6420(96)30460-0.
- Peyman GA, Katoh N. Effects of an erbium: YAG laser on ocular structures. Int Ophthalmol. 1987;10(4):245–253. doi: 10.1007/BF00155632.
- Margolis TI, Farnath DA, Destro M. Erbium-YAG laser surgery on experimental vitreous membranes. Arch Ophthalmol. 1989;107(3):424–428. doi: 10.1001/archophth.1989.01070010434040.
- D'Amico DJ, Moulton RS, Theodosiadis 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.
- Mrochen M, Petersen H, Wüllner CH. Experimental results of erbium:YAG laser vitrectomy. Klin Monbl Augenheilkd. 1998;212(1):50–54. doi: 10.1055/s-2008-1034831.
- Binder S, Stolba U, Kellner L. Erbium:YAG Laser Vitrectomy: Clinical Results. Am J Ophthalmol. 2000;130(1):82–86. doi: 10.1016/s0002-9394(00)00399-8.

Д.В. Петрачков, Е.Н. Коробов

55. Bochow TW, Kim RY, Berger JW. Photovitreotomy-a novel approach for vitreous removal. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1995;36:S384.
56. Krause MH, D'Amico DJ. Ablation of vitreous tissue with a high repetition rate erbium:YAG laser. *Eur J Ophthalmol*. 2003;13(5):424–432. doi: 10.1177/112067210301300502.
57. Mrochen M, Riedel P, Donitzky C. Erbium: yttrium–aluminum–garnet laser induced vapor bubbles as a function of the quartz fiber tip geometry. *J Biomed Opt*. 2001;6(3):344–350. doi: 10.1117/1.1381052.
58. 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.
59. Серебряков В.А., Бойко Э.В., Калинин А.Г. Лазер среднего инфракрасного диапазона спектра для прецизионной хирургии. *Оптический журнал*. 2015;82(12):3–13. Serebryakov VA, Boiko EV, Kalintsev AG. Middle infrared laser for precision surgery. *Journal of Optical Technology*. 2015;82(12):3–13 (In Russ.).
60. Mackanos MAW, Simanovskii D, Joos KM/ Mid infrared optical parametric oscillator (OPO) as a viable alternative to tissue ablation with the free electron laser (FEL). *Lasers Surg Med*. 2007;39(3):230–236. doi: 10.1002/lsm.20461.
61. Haglund RE. Applications of free electron lasers in biological sciences, medicine and material. *Photonbased Nanoscience and Nanobiotechnology*. Springer, Netherlands, 2006.
62. Soldatov AN, Mirza S, Polunin JP. Multiwavelength metal vapor laser systems for applied spectroscopy of the atmosphere. *J. Applied Spectroscopy*. 2015;81(6):1025–1029. doi: 10.1007/s10812-015-0045-8.
63. Hashimura K, Ishii K, Akikusa N. Coagulation and ablation of biological soft tissue by quantum cascade laser with peak wavelength of 5.7 μm . *J. Innovative Optical Health Sciences*. 2014;7(3):1450029. doi: 10.1142/s1793545814500291.
64. Stoeppel G, Schellhorn M, Eichhorn M. Enhanced beam quality for medical applications at 6.45 μm by using a RISTRA ZGP OPO. *Laser Physics*. 2012;22(6):1095–1098. doi: 10.1134/s1054660x12060114.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

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

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

ABOUT THE AUTHORS

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

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