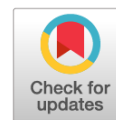


DOI: <https://doi.org/10.17816/OV109082>

Научная статья

Формирование разреза роговицы фемтосекундным лазером

Ю.Ш. Низаметдинова¹, Ю.В. Тахтаев²¹ Городская многопрофильная больница № 2, Санкт-Петербург, Россия;² Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, Санкт-Петербург, Россия

Актуальность. Режущее свойство, оказываемое фемтосекундным лазером (ФС-лазер) на ткань роговицы, возникает за счёт фотодеструктивного эффекта. В настоящее время при всём разнообразии применения ФС-лазера в хирургии роговицы изучение данного эффекта остаётся актуальным направлением.

Цель — в эксперименте изучить поверхность роговичной ткани в зоне воздействия ФС-лазера при формировании сквозного разреза роговицы.

Материалы и методы. На 20 свиных глазах выполнена электронная микроскопия поверхности роговичной ткани в зоне соприкосновения двух губ разреза, при формировании его фемтосекундными лазерными импульсами и стандартным методом, с помощью режущего инструмента (кератома).

Результаты. Во всех случаях был получен сквозной разрез ткани роговицы ФС-лазером. Поверхность роговицы имела однородную структуру за счёт равномерного воздействия лазерных импульсов на всём протяжении, при этом отсутствовали признаки грубого повреждения, деформации и термического воздействия на ткань.

Выводы. ФС-лазер исполняет роль скальпеля с микроскопической точностью. Прецизионное разъединение тканей происходит за счёт фотодеструктивного эффекта, возникающего при механическом разрыве ткани кавитационными пузырьками.

Ключевые слова: фемтосекундный лазер; ФС-лазер; роговичный разрез; фотодеструкция.

Как цитировать:

Низаметдинова Ю.Ш., Тахтаев Ю.В. Формирование разреза роговицы фемтосекундным лазером // Офтальмологические ведомости. 2022. Т. 15. № 2. С. 75–81. DOI: <https://doi.org/10.17816/OV109082>

DOI: <https://doi.org/10.17816/OV109082>

Research Article

The creation of a corneal incision with a femtosecond laser

Yulduz Sh. Nizametdinova¹, Yuri V. Takhtaev²

¹ Saint Petersburg State Hospital No. 2, Saint Petersburg, Russia;

² I.P. Pavlov First St. Petersburg State Medical University, Saint Petersburg, Russia

BACKGROUND: The cutting action of a femtosecond laser (FS-laser) on the corneal tissue is performed using a photodestructive effect. FS-laser technology is used in many different areas of corneal surgery, and studying this effect is an actual issue.

AIM: To evaluate the surface of the corneal incision created by a FS-laser (experimental study).

MATERIALS AND METHODS: 20 porcine eyes were divided into two groups (FS-laser and keratome). The corneal tissue surface in the area of contact between two lips of the incision was visualized by electron microscopy.

RESULTS: In all cases, we received a full-thickness incisions through the cornea. Images obtained by electron microscopy showed regular surface, no signs of thermal or mechanical damage to the corneal structure.

CONCLUSIONS: The FS-laser is used as a microscopic scalpel in surgery. The precision cutting process is performed by mechanical forces generated by photodestruction by expanding cavitation bubbles.

Keywords: femtosecond laser; FS-laser; corneal incision; photodestruction.

To cite this article:

Nizametdinova YuSh, Takhtaev YuV. The creation of a corneal incision with a femtosecond laser. *Ophthalmology Journal*. 2022;15(2):75-81.

DOI: <https://doi.org/10.17816/OV109082>

Received: 11.04.2022

Accepted: 16.06.2022

Published: 30.06.2022

АКТУАЛЬНОСТЬ

За последние 40 лет возможности лазерного излучения нашли широкое применение в офтальмологии. Лазерные технологии открывают совершенно новые способы разрешения проблем и уже сегодня трудно представить развитие медицины без них. Глазное яблоко для лазерной хирургии — идеальный биологический объект, так как существует возможность прогнозировать и визуализировать дозозависимые эффекты воздействия лазерного излучения на критическую ткань [1, 2]. Оптически прозрачные структуры глаза (роговица, хрусталик, стекловидное тело) позволяют доставлять лазерную энергию на различную фокусную глубину, обеспечивая доступ без дополнительного механического раскрытия глаза. Лазеры с различной длиной волны, длительностью импульса и уровнем мощности взаимодействуют с тканями глаза различными способами. Офтальмологи в своей практике используют различные биологические эффекты лазерного излучения, основными из которых являются три вида лазерного воздействия на ткани глаза: фотодеструкция (ND: YAG лазер), фотокоагуляция (аргоновый лазер), фотодеконпозиция или фотоабляция (эксимерный лазер) [1, 2].

Первое сообщение об использовании в офтальмологии короткоимпульсных лазеров ближнего инфракрасного диапазона было сделано в 1979 г. D. Aron-Rosa и соавт. [3] при лечении пациента с помутнением задней капсулы после операции по удалению катаракты. Эффект фоторазрушения стали использовать с наносекундным оптическим пробоем (10^{-9}) на Nd:YAG-лазере, ударная волна которого вызывает повреждающее действие окружающей ткани [6]. Кроме того D. Aron-Rosa применял сверхкороткие импульсы Nd:YAG-лазера длиной волны 1,064 мкм для транскорнеального фрагментирования передних слоёв хрусталика [4]. В конце 1980-х в экспериментальных исследованиях впервые применили фемтосекундную лазерную технологию для воздействия на ткань сетчатки [5]. T. Juhasz и соавт. в 1996 г. изучили данный эффект воздействия лазерного импульса на ткань роговицы и подчеркнули его большой потенциал для внутриглазной хирургии [6]. В 1994 г. впервые описано применение фемтосекундного лазера (ФС-лазера) *in vitro* на ткани роговицы человека [7]. Целевая ткань для ФС-лазера — роговица и хрусталик, так как разрезание возможно только на прозрачных тканях. Девять лет спустя, в 2003 г., в мире появился первый коммерческий ФС-лазер, который открыл новую главу в хирургии роговицы и катаракты. Первоначально ФС-лазер применяли в рефракционной хирургии и хирургии роговицы, что значительно улучшило хирургическую точность и безопасность по сравнению с микрокератомом [8, 9]. В 2008 г. его применение было расширено, чтобы охватить хирургию катаракты [10]. На сегодняшний день опубликован ряд работ доказывающих, что ФС-лазер

обеспечивает высокую точность, лучшее центрирование капсулотомии, меньшее эффективное время фактоэмulsификации и чёткий разрез роговицы в хирургии катаракты [10–12].

Фоторазрушение происходит путем лазерного оптического пробоя (Laser induced optical breakdown), который представляет собой действие сфокусированной энергии в пространстве и во времени [1, 12]. В результате его воздействия на ткань создаётся высокоинтенсивное электрическое поле, которое приводит к образованию газобразной плазмы свободных электронов и ионов. Плазма расширяется, вытесняет и испаряет окружающую ткань, в результате чего образуется кавитационная полость. Кавитационный пузырёк легко растворяется, так как состоит из диоксида углерода, азота и воды (рис. 1). Фоторазрушение происходит за счёт механического разрыва ткани, не вызывая при этом термического воздействия [13, 14].

Минимальная длительность лазерного импульса в 1 фемтосекунду равняется 10^{-15} секунды, когда частота излучения монохроматического света с длиной волны 1053 нм составляет 10 000 импульсов в секунду, и формирует «фемтосекундный» лазерный рез. Сочетание сверхкороткого времени воздействия и малого диаметра фокусировки позволяет использовать ФС-лазер в качестве хирургического скальпеля для высокоточного разрезания тканей глаза на микроскопическом уровне [1, 12, 13].

При длине волны у ФС-лазера в ближнем инфракрасном диапазоне 1053 нм импульсы не поглощаются оптически прозрачными тканями глаза и могут воздействовать на любую заданную глубину в пределах передней камеры [1, 14].

Особенность создания плоскости разреза состоит в алгоритме нанесения лазерных импульсов ФС-лазером по направлению от наибольшей глубины ткани к её поверхности, так как пузырьки газа создают в ткани тень и могут препятствовать следующему импульсу. По этой причине необходимо соблюдать определённую последовательность [13].

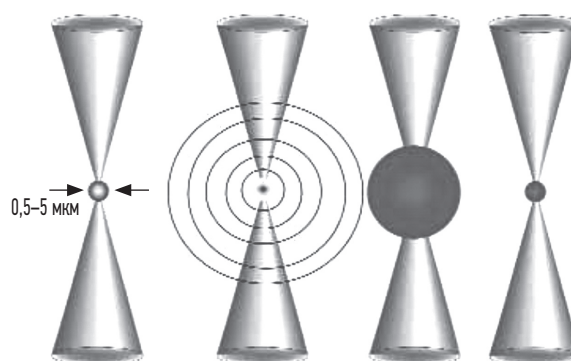


Рис. 1. Лазерный оптический пробой: плазма → расширение плазмы → кавитационная полость → газовый пузырёк

Fig. 1. Laser optical breakdown: plasma → expansion of plasma → cavitation cavity → gas bubble

Способность ФС-лазеров успешно и безопасно выполнять разрезы зависит от правильного взаимоотношения между энергией импульса, расстоянием между импульсами и частотой их проведения. В различных лазерных платформах энергия лазерного импульса варьирует. Импульс, нанесённый ткани, проходит стадии от микроплазмы до кавитационного пузырька, этот временной промежуток нужно учитывать до того, как будет нанесён следующий лазерный импульс. Соседние кавитационные полости перекрывают друг друга не на всём протяжении воздействия, в результате формируются тканевые мостики, которые в дальнейшем разделяются механически. При уменьшении промежутка между импульсами необходимо также уменьшить энергию импульса, чтобы каждый последующий (надвигающийся) импульс не вошёл в расширяющийся кавитационный пузырёк [11, 13, 14].

Режущее свойство, оказываемое ФС-лазером на ткань роговицы, возникает за счёт фотодеструктивного эффекта. В настоящее время при всём разнообразии применения ФС-лазера в хирургии роговицы, изучение данного эффекта становится актуальным направлением [14].

Показательные данные по изменениям стромы роговицы под действием ФС-лазера приводят в своих работах М. Lombardo и соавт. (2012). В исследовании, для оценки регулярности поверхности ткани, была использована сканирующая электронная микроскопия, а также впервые применён метод атомно-силовой микроскопии. Сравнивали изменения, происходящие в строме роговицы после воздействия лазерной энергии различной мощности: 1,0, 0,75 и 0,5 мкДж. Лазерное воздействие за счёт вторичного теплого эффекта вызывало образование кратеров и гранул. Регулярность поверхности стромы и дифференциация коллагеновых волокон зависят от энергии импульса [15].

Первая ФС-лазерная установка IntraLase®FS (IntraLaseCorp., США), предназначенная для рефракционной хирургии, появилась в 2001 г. С этого времени ФС-лазеры стали использовать для формирования роговичного лоскута (laser in situ keratomileusis — LASIK) с целью отказа от механического кератома. Такие лоскуты были более воспроизводимы и равномерны, хорошо центрированы при сравнении со сформированными кератомом вручную [8, 9, 13, 16].

К 2008 г. в США в 50 % случаев операцию LASIK выполняли с фемтолазерным сопровождением. В последующем показания к использованию ФС-лазера стали расширяться от формирования туннелей для имплантации интрастромальных сегментов, послойной и сквозной кератопластики, интрастромального формирования роговичной лентикулы и интрастромальной коррекции пресбиопии до использования в хирургии катаракты с целью формирования разрезов роговицы, фрагментации ядра хрусталика и капсулотомии [16].

Использование ФС-лазера в офтальмологии имеет определённые преимущества перед выполняемыми

раннее «механическими» хирургическими методиками лечения. Как современная технология фемтолазерная хирургия находится на стадии внедрения в широкую клиническую практику. Достижение сверхбыстрой лазерной технологии продолжает совершенствоваться хирургическую безопасность, эффективность, скорость и универсальность ФС-лазеров в офтальмологии [13, 14].

Цель работы — в эксперименте изучить поверхность роговичной ткани в зоне воздействия ФС-лазера при формировании сквозного разреза роговицы.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для решения поставленной задачи выполнена электронная микроскопия поверхности роговичной ткани в зоне соприкосновения двух губ разреза, при формировании его фемтосекундными лазерными импульсами и стандартным методом, с помощью режущего инструмента (кератома).

Экспериментальное исследование выполнили на 20 свиных глазах, со сроком после энуклеации не более 24 ч. Для исследования поверхности роговичной ткани в зоне воздействия ФС-лазера и металлического кератома на 10 глазах был сформирован роговичный разрез с помощью фемтосекундного лазера; на 10 глазах разрез формировался калиброванным металлическим кератомом (Mani Angled Keratome, Япония).

В работе была использована фемтосекундная лазерная платформа Victus (Technolas Perfect Vision/Bausch&Lomb), с длиной волны 1040 ± 25 нм, длительностью импульса 400–550 фемтосекунд, частотой 40, 80, 160 кГц; максимальная энергия импульса менее 10 мДж; комбинированная система для рефракционной и катарактальной хирургии.

Выделяли «зону интереса» — участок роговицы с разрезом. Разрез раскрывали и помещали на предметное стекло. Полученный материал изучали без дополнительной обработки биологической ткани при 100-кратном увеличении с помощью электронного микроскопа Axio Imager 2 (Carl Zeiss, Германия).

Настройки числовой апертуры лазерного луча и его энергии рассмотрены как определяющие для эффективного воздействия на соответствующие структуры глаза. Энергия лазерного импульса выставляется в зависимости от проводимого этапа операции (максимальная энергия в платформе Victus не более 10 000 нДж), для туннельного разреза роговицы рекомендуется энергия 1600–1700 нДж. Энергия должна соответствовать заданной частоте и интервалу между импульсами для более эффективного формирования лазерного реза роговицы.

В компьютерной системе ФС-лазера задаются основные параметры воздействия, которые в дальнейшем планировалось использовать в ежедневной клинической практике: энергия импульса 1700 нДж, точечный интервал 5 мкм, интервал между линиями 2 мкм.

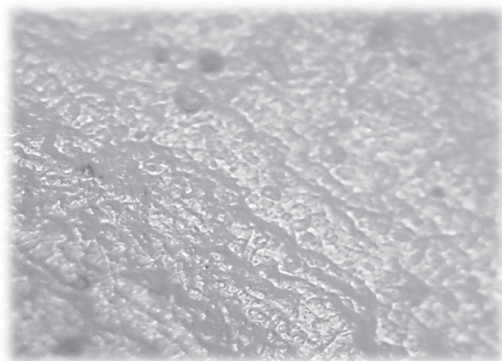


Рис. 2. Изображение поверхности роговицы свиного глаза ($\times 100$) после воздействия фемтосекундного лазера

Fig. 2. The surface of the porcine cornea ($\times 100$) after FS laser

При электронной микроскопии были получены структурные изображения поверхности роговичной ткани (рис. 2, 3).

Полученные данные свидетельствуют, что поверхность роговицы, после воздействия ФС-лазера при заданных настройках, во всех случаях имела регулярную структуру, что связано с равномерным воздействием импульсов на всём протяжении разреза. При электронной микроскопии визуализируются следы от лазерных импульсов в виде кавитационных полостей. Поверхность имеет небольшие «зазубренности» и гладкие микроборозды. Признаки термического воздействия на неё отсутствуют.

Изображения роговичной ткани, полученные после механического разделения её кератомом, демонстрируют иррегулярность поверхности (рис. 3). На всём протяжении разреза прослеживаются неравномерные микроборозды, что связано с механическим продвижением в тканях роговицы и в ряде случаев с разрывом коллагеновых волокон, а не с их рассечением.

Как показал анализ полученных изображений, во всех случаях отсутствовали признаки грубого повреждения и деформации ткани. Результаты проведённых исследований не позволяют сделать выводы, основанные на фиксированных цифровых критериях, но весьма демонстративно показывают возможность оптимизации структурного рельефа поверхности роговицы в зоне разрезов.

Положительные результаты экспериментальных исследований позволили перейти к оценке эффективности использования фемтосекундного лазера в клинической работе с учетом полученных рекомендаций по повышению безопасности и эффективности технологии формирования операционного доступа.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

ФС-лазер исполняет роль скальпеля с микроскопической точностью. Прецизионное разъединение тканей осуществляется за счёт фотодеструктивного

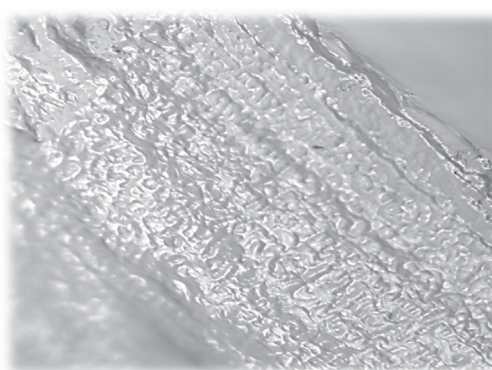


Рис. 3. Изображение поверхности роговицы свиного глаза ($\times 100$) в зоне механического реза стальным кератомом

Fig. 3. The surface of the porcine cornea ($\times 100$) after keratome

эффекта, возникающего при механическом разрыве ткани кавитационными пузырьками. При этом фемтодеструкция координируется в определенной точке без распространения тепла и повреждения на соседние структуры.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Вклад авторов. Все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией. Вклад каждого автора: Ю.Ш. Низаметдинова — концепция и дизайн работы, сбор, анализ и обработка материала, написание текста, редактирование; Ю.В. Тахтаев — концепция и дизайн работы, редактирование, окончательное утверждение версии статьи.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

ADDITIONAL INFORMATION

Author contribution. Thereby, all authors made a substantial contribution to the conception of the study, acquisition, analysis, interpretation of data for the study, drafting and revising the article, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the study. Yu.Sh. Nizametdinova — concept and design of the work, collection, analysis and processing of the material, writing the text, editing; Yu.V. Takhtaev — concept and design of the study, editing, final approval of the version of the article.

Competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

Funding source. This study was not supported by any external sources of funding.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бойко Э.В. Лазеры в офтальмохирургии: теоретические и практические основы. Санкт-Петербург: ВМедА, 2003. 39 с.
2. Kurtz R.M., Sarayba M.A., Juhasz T. Ultrafast lasers in ophthalmology. *Ultrafast Lasers: Technology and Applications*. New York: Marcel Dekker, Inc. 2001. P. 745–765. DOI: 10.1201/9780203910207.ch16
3. Aron-Rosa D., Aron J.J., Griesemann M., Thyzel R. Use of the neodymium-YAG laser to open the posterior capsule after lens implant surgery: A preliminary report // *J Am Intraocul Implant Soc*. 1980. Vol. 6, No. 4. P. 352–354. DOI: 10.1016/s0146-2776(80)80036-x
4. Aron-Rosa D. Use of a pulsedneodymium-YAG laser for anterior capsulotomy before extracapsular cataract extraction // *Am Intra-Ocular Implant Soc J*. 1981. Vol. 7, No. 4. P. 332–333. DOI: 10.1016/s0146-2776(81)80029-8
5. Birngruber R., Puliafito C.A., Gawande A., et al. Femtosecond Laser Tissue Interaction: Retina Injury Studies // *IEEE J Quantum Electron*. 1987. Vol. 23, No. 10. P. 1836–1844. DOI: 10.1109/JQE.1987.1073235
6. Juhasz T., Kastis G.A., Suare C., et al. Time resolved observations of shock waves and cavitation bubbles generated by femtosecond laser pulses in corneal tissue and water // *Lasers Surg Med*. 1996. Vol. 19, No. 1. P. 23–31. DOI: 10.1002/(SICI)1096-9101(1996)19:1<23::AID-LSM4>3.0.CO;2-S
7. Kautek W., Mitterer S., Krueger J., et al. Femtosecond-pulse laser ablation of human cornea // *Appl Phys A*. 1994. Vol. 58. P. 513–518. DOI: 10.1007/BF00332446
8. Ratkay-Traub I., Juhasz T., Horvath C., et al. Ultra-short puls (femtosecond) laser surgery: Initial use in LASIK flap creation // *Ophthalmol Clin N Am*. 2001. Vol. 14. P. 347–355.
9. Kim P., Sutton G.L., Rootman D.S. Applications of femtosecond laser in corneal refractive surgery // *Curr Opin*. 2011. Vol. 22, No. 4. P. 238–244. DOI: 10.1097/ICU.0b013e3283477c9c
10. Nagy Z. Intraocular femtosecond laser applications in cataract surgery // *Cataract Refract Surg Today*. 2009. Vol. 4. P. 29–30.
11. Nagy Z.Z. New technology update: femtosecond laser in cataract surgery // *Clin Ophthalmol*. 2014. Vol. 8. P. 1157–1167. DOI: 10.2147/OPHTH.S36040
12. Donaldson K.E., Braga-Mele R., Cabot F., et al. Femtosecond laser assisted cataract surgery // *J Cataract Refract Surg*. 2013. Vol. 39, No. 11. P. 1753–1763. DOI: 10.1016/j.jcrs.2013.09.002
13. Latz C., Asshauer T., Rathjen Ch., Mirshahi A. Femtosecond-laser assisted surgery of the eye: overview and impact of the low-energy concept // *Micromachines (Basel)*. 2021. Vol. 12, No. 2. P. 122. DOI: 10.3390/mi12020122
14. Pajic B., Pajic-Eggspuehler B., Rathjen Ch., et al. Why use ultrashort pulses in ophthalmology and which factors affect cut quality // *Medicina (Kaunas)*. 2021. Vol. 57, No. 7. P. 700. DOI: 10.3390/medicina57070700
15. Serrao S., Lombardo M., De Santo M.P., et al. Femtosecond laser photodisruptive effects on the posterior human corneal stroma investigated with atomic force microscopy // *Eur J Ophthalmol*. 2012. Vol. 22, No. 7. P. 89–97. DOI: 10.5301/ejo.5000113
16. Salomao M.Q., Wilson S.E. Femtosecond laser in laser in situ keratomileusis // *J Cataract Refract Surg*. 2010. Vol. 36, No. 6. P. 1024–1032. DOI: 10.1016/j.jcrs.2010.03.025

REFERENCES

1. Boiko EhV. *Lazery v oftalmokhirurgii: teoreticheskie i prakticheskie osnovy*. Saint Petersburg: VMeDA, 2003. 39 p. (In Russ.)
2. Kurtz RM, Sarayba MA, Juhasz T. *Ultrafast Lasers in Ophthalmology. Ultrafast Lasers: Technology and Applications*. New York: Marcel Dekker, Inc. 2001. P. 745–765. DOI: 10.1201/9780203910207.ch16
3. Aron-Rosa D, Aron JJ, Griesemann M, Thyzel R. Use of the neodymium-YAG laser to open the posterior capsule after lens implant surgery: A preliminary report. *J Am Intraocul Implant Soc*. 1980;6(4):352–354. DOI: 10.1016/s0146-2776(80)80036-x
4. Aron-Rosa D. Use of a pulsedneodymium-YAG laser for anterior capsulotomy before extracapsular cataract extraction. *Am Intra-Ocular Implant Soc J*. 1981;7(4):332–333. DOI: 10.1016/s0146-2776(81)80029-8
5. Birngruber R, Puliafito CA, Gawande A, et al. Femtosecond laser tissue interaction: retina injury studies. *IEEE J Quantum Electron*. 1987;23(10):1836–1844. DOI: 10.1109/JQE.1987.1073235
6. Juhasz T, Kastis GA, Suare C, et al. Time resolved observations of shock waves and cavitation bubbles generated by femtosecond laser pulses in corneal tissue and water. *Lasers Surg Med*. 1996;19(1):23–31. DOI: 10.1002/(SICI)1096-9101(1996)19:1<23::AID-LSM4>3.0.CO;2-S
7. Kautek W, Mitterer S, Krueger J, et al. Femtosecond-pulse laser ablation of human cornea. *Appl Phys A*. 1994;58:513–518. DOI: 10.1007/BF00332446
8. Ratkay-Traub I, Juhasz T, Horvath C, et al. Ultra-short puls (femtosecond) laser surgery: Initial use in LASIK flap creation. *Ophthalmol Clin N Am*. 2001;14:347–355.
9. Kim P, Sutton GL, Rootman DS. Applications of femtosecond laser in corneal refractive surgery. *Curr Opin*. 2011;22(4):238–244. DOI: 10.1097/ICU.0b013e3283477c9c
10. Nagy Z. Intraocular femtosecond laser applications in cataract surgery. *Cataract Refract Surg Today*. 2009;4:29–30.
11. Nagy ZZ. New technology update: femtosecond laser in cataract surgery. *Clin Ophthalmol*. 2014;8:1157–1167. DOI: 10.2147/OPHTH.S36040
12. Donaldson KE, Braga-Mele R, Cabot F, et al. Femtosecond laser assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2013;39(11):1753–1763. DOI: 10.1016/j.jcrs.2013.09.002
13. Latz C, Asshauer T, Rathjen Ch, Mirshahi A. Femtosecond-laser assisted surgery of the eye: overview and impact of the low-energy concept. *Micromachines (Basel)*. 2021;12(2):122. DOI: 10.3390/mi12020122
14. Pajic B, Pajic-Eggspuehler B, Rathjen Ch, et al. Why use ultrashort pulses in ophthalmology and which factors affect cut quality. *Medicina (Kaunas)*. 2021;57(7):700. DOI: 10.3390/medicina57070700
15. Serrao S, Lombardo M, De Santo MP, et al. Femtosecond laser photodisruptive effects on the posterior human corneal stroma investigated with atomic force microscopy. *Eur J Ophthalmol*. 2012;22(7):89–97. DOI: 10.5301/ejo.5000113
16. Salomao MQ, Wilson SE. Femtosecond laser in laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. 2010;36(6):1024–1032. DOI: 10.1016/j.jcrs.2010.03.025

ОБ АВТОРАХ

***Юлдуз Шавкатовна Низаметдинова**, врач-офтальмолог;
адрес: Россия, 194354, Санкт-Петербург, Учебный пер., д. 5;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6789-5780>;
eLibrary SPIN: 7482-5163; e-mail: yulduzik55@gmail.com

Юрий Викторович Тахтаев, д-р мед. наук; профессор кафедры офтальмологии с клиникой им. проф. Ю.С. Астахова;
e-mail: ytakhtaev@hotmail.com

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author

AUTHORS' INFO

***Yulduz Sh. Nizametdinova**, Ophthalmologist;
address: 5, Uchebnyi per., 194354, Saint Petersburg, Russia;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6789-5780>;
eLibrary SPIN: 7482-5163; e-mail: yulduzik55@gmail.com

Yuri V. Takhtaev, Dr. Sci. (Med.), Professor,
Professor Yu.S. Astakhov Ophthalmology Department with Clinic;
e-mail: ytakhtaev@hotmail.com