

## Оптимизация фемтосекундной лазерной транссекции гидрофобной интраокулярной линзы и отдаленные результаты в клиническом исследовании (первый опыт)

Б.Э. Малюгин<sup>1</sup>, Н.С. Анисимова<sup>1</sup>, С.А. Борзенок<sup>1</sup>, Н.П. Соболев<sup>1</sup>, Д.А. Дибина<sup>1</sup>,  
А.А. Назыров<sup>1</sup>, Р.В. Киртаев<sup>2</sup>, И.А. Попов<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава России, Москва;

<sup>2</sup> Московский физико-технический институт, Москва

### РЕФЕРАТ

**Цель.** Оптимизировать энергетические параметры ФЛ сопровождения на ФЛ установке LenSx для транссекции ИОЛ из гидрофобного материала, а также разработать щадящую хирургическую методику удаления ИОЛ из передней камеры.

**Материал и методы.** В экспериментальной части исследования фемтосекундная лазерная транссекция ИОЛ проводилась на установке LenSx при различных энергиях (1, 2, 4, 6, 8, 10 мкДж). Последующее механическое разделение ИОЛ оценивалось по 4-балльной шкале. Отдельные фрагменты ИОЛ после проведения транссекции (n=3) в экспериментальных условиях изучали с помощью оптической световой микроскопии при увеличениях x40 и x100.

Предэксплантационная ФЛ транссекция была проведена в клинических условиях на одном пациенте. Оценка ФЛ транссекции ИОЛ производилась на электронном микроскопе при увеличениях x47 и x800.

**Результаты.** В экспериментальных условиях уровни энергии импульса (2, 4, 6, 8, 10 мкДж) показали одинаковую эффективность транссекции ИОЛ. Уровень энергии 1 мкДж – мануальное разделение ИОЛ по линии транссекции было невозможно. Высокие энергетические нагрузки (8, 10 мкДж) повлекли за собой изменение поверхности ИОЛ неизвестной природы.

В клинических условиях методика ФЛ транссекции ИОЛ показала свою безопасность и эффективность.

**Заключение.** Гидрофобная ИОЛ может быть фрагментирована с помощью фемтосекундного лазера.

**Ключевые слова:** интраокулярная линза, фемтосекундный лазер, транссекция, замена интраокулярной линзы, эксплантация интраокулярной линзы, рефракционная ошибка. ■

**Авторы не имеют финансовых или имущественных интересов в упомянутых материале и методах.**

Офтальмохирургия. – 2018. – № 4. – С. 18–24.

## Optimization of the femtosecond laser transection of the hydrophobic intraocular lens and long-term outcomes in clinical experience (initial experience)

B.E. Malyugin<sup>1</sup>, N.S. Anisimova<sup>1</sup>, S.A. Borsenok<sup>1</sup>, N.P. Sobolev<sup>1</sup>, D.A. Dibina<sup>1</sup>, A.A. Nazirov<sup>1</sup>, R.V. Kirtaev<sup>2</sup>, I.A. Popov<sup>1</sup>

<sup>1</sup> The S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution, Moscow;

<sup>2</sup> The Moscow Institute of Physics and Technology

**Purpose.** To optimize the energy parameters of the FL assistance using the LenSx FL unit for transection of IOL made of hydrophobic material, as well as to develop a sparing surgical technique for the IOL removal from the anterior chamber.

**Material and methods.** In the experimental part of the study, the femtosecond laser transection of IOL was carried out using the LenSx unit in different energies (1, 2, 4, 6, 8, 10 μJ). The subsequent mechanical separation of IOL was evaluated according to a 4-point scale. Single IOL fragments after transection (n=3) were studied under experimental conditions using the optical light microscopy in 40 and X100 magnifications. The pre-explantation FL transection was performed under clinical conditions in one patient. The Evaluation of FL transection of IOL was carried out using the electron microscope with magnification x47 and x800.

**Results.** Under experimental conditions, the pulse energy levels (2, 4, 6, 8, 10 μJ) showed the similar efficiency of IOL transection. The level of energy 1 μJ – manual separation of the IOL along the line of transection was impossible. High energy loads (8, 10 μJ) entailed a change in the surface of IOL of unknown nature. In clinical conditions the technique of FL transection of IOL showed its safety and efficiency.

**Conclusion.** Hydrophobic IOLs can be fragmented using the femtosecond laser.

**Key words:** intraocular lens, femtosecond laser, transection, intraocular lens exchange, femtosecond laser fragmentation, intraocular lens explantation surgery, refractive error. ■

**No author has a financial or proprietary interest in any material or method mentioned.**

Fyodorov Journal of Ophthalmic Surgery. – 2018. – No. 4. – P. 18–24.



## АКТУАЛЬНОСТЬ

В современной катарактальной и рефракционной хирургии нередки случаи, когда возникают показания к удалению интраокулярных линз (ИОЛ), а именно: рефракционные ошибки; помутнение ИОЛ различной природы (например, в виде «глистенинга», помутнения в результате влияния газа на поверхность ИОЛ при витреоретинальных вмешательствах); их децентрация или полный вывих в витреальную полость; осложнения, связанные с имплантацией линз по типу «Piggyback» [1, 3, 10, 18]. Микроинвазивная эксплантация ИОЛ сегодня включает этапы: 1) выведение ИОЛ из задней камеры в переднюю (для заднекамерных линз); 2) её бимануальное разрезание ножницами в передней камере; 3) выведение её частей из передней камеры наружу через роговичные разрезы размером 2,5 мм и менее [13]. Нестабильное положение ИОЛ в передней камере при её мануальном разрезании зачастую приводит к избыточным интраокулярным манипуляциям и неизбежной травматизации структур передней камеры, что, в свою очередь, приводит к соответствующим интра- и послеоперационным осложнениям: отёку роговицы, иридоциклиту, транзиторному повышению внутриглазного давления, гифеме и др. [2, 8, 13, 15]. В настоящей работе мы выдвигаем гипотезу о том, что более безопасной альтернативой мануальному разрезанию ИОЛ может стать её рассечение лазерной энергией ультракоротких импульсов.

Фемтосекундное лазерное (ФЛ) сопровождение факоэмульсификации катаракты применяется в клинической практике с 2009 г. [14]. Сегодня ФЛ технологии в офтальмохирургии успешно используют для рассечения тканей различной степени прозрачности: нанесения сквозных роговичных разрезов, проведения передней капсулотомии и фрагментации ядра хрусталика, для аркуатной кератотомии, для диссекции фиброзированной капсулы, для выкраивания роговичных трансплантатов и проведения рефракционных вмешательств на роговице [7, 14].

ФЛ методика была также использована в экспериментальных условиях для фрагментации ИОЛ и показала свою эффективность и относительную безопасность [5, 6].

В доступной литературе нами не было обнаружено данных об использовании ФЛ энергии для рассечения гидрофобной ИОЛ в клинических условиях, в связи с чем нами была сформулирована цель настоящего исследования.

## ЦЕЛЬ

Оптимизировать энергетические параметры ФЛ сопровождения на ФЛ установке LenSx для транссекции ИОЛ из гидрофобного материала, а также разработать щадящую хирургическую методику удаления ИОЛ из передней камеры.

## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Экспериментальная часть – ФЛ транссекция ИОЛ in vitro.

В эксперименте были использованы 3 гидрофобные акриловые ИОЛ AcrySof Natural (Alcon, США) оптической силой 20 дптр каждая.

Для транссекции ИОЛ был использован фемтосекундный лазер LenSx (Alcon, США).

ИОЛ центрировали на пластиковой подставке относительно интерфейса лазера. Когезивным вискоэластическим материалом (ВЭМ) Provisc (1,0% гиалуронат натрия 4,0% хондроитин сульфат; Alcon, США) выполняли пространство между интерфейсом лазера и ИОЛ, а также между ИОЛ и пластиковой подставкой.

Резы наносили на ИОЛ линейным паттерном в режиме фрагментации ядра хрусталика. Для поиска условий получения оптимального реза параметры лазера варьировали: энергия единичного импульса – 1, 2, 4, 6, 8, 10 мкДж; во всех случаях расстояние между лазерными пятнами составило 7 мкм, расстояние между слоями разрезов – 7 мкм.

После ФЛ транссекции ИОЛ отмывали от ВЭМ в физиологическом растворе и мануально разделяли пополам микрохирургическими пинцетами. Оценку эффективно-

сти транссекции проводили по четырехбалльной шкале:

4 балла – самопроизвольный распад ИОЛ без мануального вмешательства;

3 – резы четкие, ИОЛ разделяется с минимальным усилием по линиям транссекции;

2 – резы четкие, ИОЛ разделяется с усилием по линиям транссекции;

1 – резы заметны визуально, ИОЛ не разделяется мануально;

0 баллов присваивали при полном отсутствии видимых разрезов.

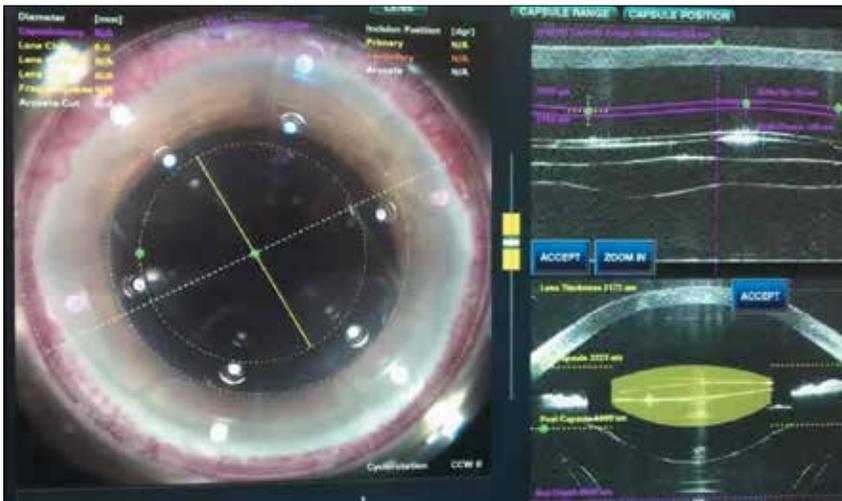
Отдельные фрагменты ИОЛ после проведения транссекции ИОЛ в экспериментальных условиях изучали микроскопически при увеличениях  $\times 40$  и  $\times 100$  в стандартном, фазово-контрастном режимах (оптический микроскоп IX-81, Olympus, Япония).

Клиническая часть – ФЛ фрагментация ИОЛ в клинических условиях.

*Клинический случай № 1.* Пациент К. поступила примерно через два месяца после имплантации монолитной гидрофобной акриловой ИОЛ (AcrySof SN60AT; Alcon Laboratories, Inc., США). 27 лет назад пациенту была проведена радиальная кератотомия (РК) для коррекции миопии высокой степени. Сразу после недавней операции по удалению катаракты и имплантации ИОЛ у пациента наблюдалась диплопия из-за высокой гиперметропической ошибки. После подтверждения относительно стабильной рефракции было принято решение провести замену ИОЛ на ИОЛ такого же типа, но с различной диоптрийностью. До операции по эксплантации некорректированная острота зрения (НКОЗ) составляла 0,01, а наилучшая скорректированная острота зрения (КОЗ) составляла 0,5 с рефракцией sph +6,50 cyl +0,25 ax 95°. На кератотопографии роговицы (TMS-4, Tomey Corp, Nagoya, Япония) не было выявлено астигматизма роговицы (плоский меридиан 39,95 дптр – 90°; крутой меридиан 40,15 дптр – 0°). Длина глаза, определенная с помощью

## Для корреспонденции:

Анисимова Наталья Сергеевна, аспирант  
ORCID ID: 0000-0002-6105-1632  
E-mail: mdnsanisimova@gmail.com



**Рис. 1.** Интраоперационный вид экрана ФЛ лазера LenSx. Линейный паттерн лазерного разреза (желтая линия). С помощью оптической когерентной томографии ИОЛ визуализируется в области зрачка, задняя капсула вне области паттерна реза ФЛ (нижняя правая картинка)

**Fig. 1.** Intraoperative screenshot from the LenSx laser. Linear pattern from the femtosecond laser cut (yellow line). The optical coherence tomography visualizes the IOL in the proximity of the iris plane. The posterior capsule is localized in the safety zone, out of the laser cut (bottom right picture)

Таблица 1

**Различные энергетические параметры ФЛ транссекции ИОЛ и субъективная оценка легкости разрыва ИОЛ исследователя**

Table 1

**Energy parameters for femtosecond laser IOL transection and a subjective estimation of the manual IOL separation**

Энергия фрагментации, мкДж Energy, $\mu\text{J}$	Легкость разделения ИОЛ после ФЛ транссекции, в баллах от 1 до 4 Subjective estimation of the manual IOL separation after femtosecond IOL transection, score from 1 to 4 points
10	3
8	3
6	3
4	3
2	3
1	1

оптической биометрии (IOL Master 700, Carl Zeiss Meditec AG, Германия), составила 27,50 мм, а средняя плотность эндотелиальных клеток (ПЭК), определенная с помощью зеркальной микроскопии (EM-3000, Nidek, Япония), составляла 1540 клеток/мм<sup>2</sup>. Для расчета новой ИОЛ была использована формула Barrett Universal II.

Хирургическая техника. После предоперационной местной анесте-

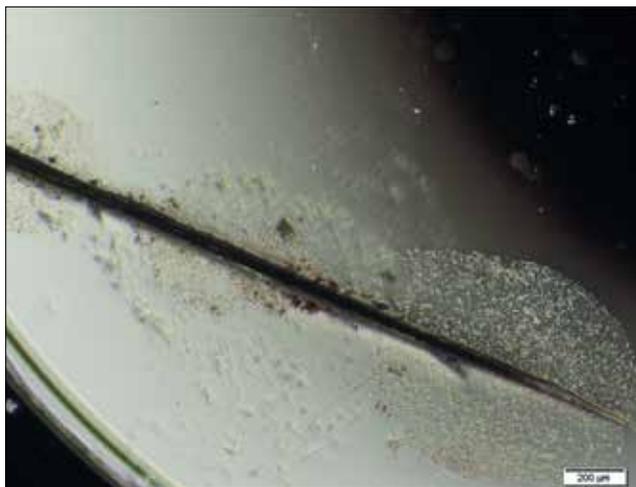
зии и дилатации зрачка были сделаны два парацентеза, передняя камера была выполнена однородным когезивным ВЭМ Provisc (гиалуронат натрия 1,0%, Fort Worth, TX, США), а дополнительный ВЭМ был введен за ИОЛ, особое внимание уделялось отсутствию образованию пузырьков. ИОЛ был выведен из капсульного мешка, гаптический элемент был расположен в цилиарной борозде в горизонтальном меридиане.

Роговичные разрезы гидратированы сбалансированным солевым раствором для обеспечения герметичности роговичного разреза. После чего интерфейс пациента устанавливали в стерильных условиях.

Параметры лазера LenSx (Alcon Laboratories, Inc., США) были отрегулированы только на фрагментацию ИОЛ, длина реза 6,0 мм, энергия 6,0 мкДж, расстояние между пятнами 7,0 мкм и расстояние между слоями резов 7,0 мкм. Паттерн лазерного разреза располагался центрально с помощью онлайн-контроля, оптической когерентной томографии (ОКТ) (рис. 1), после чего была произведена транссекция ИОЛ. Интерфейс был удален, пациент переведен к микроскопу в положении лежа. ИОЛ был захвачен двумя пинцетами 25G (Grieshaber revolution DSP ILM-пинцеты, Alcon Grieshaber AG, Швейцария) через ранее сформированные противоположные друг другу парацентезы и разделен на две части разнонаправленным движением. Был сделан новый длиной 2,5 мм роговично-склеральный разрез, чтобы избежать повреждения стромальных рубцов после радиальной кератотомии, части ИОЛ были удалены из передней камеры через основной роговично-склеральный разрез. Затем в капсульный мешок имплантировали ИОЛ. После бимануальной аспирации и ирригации ВЭМ из передней и задней камер все роговичные разрезы были гидратированы водно-солевым раствором для поддержания герметичности.

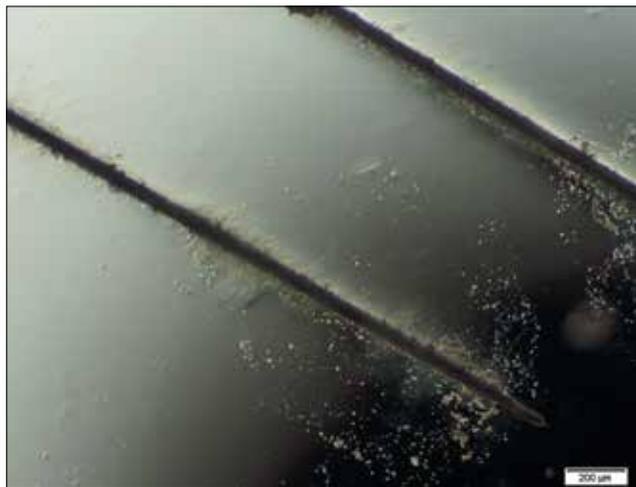
Фрагменты ИОЛ, подвергнутые транссекции в клиническом исследовании, изучали микроскопически при увеличениях  $\times 40$  и  $\times 100$  в стандартном, фазово-контрастном режиме (оптический микроскоп IX-81, Olympus, Япония), а также двухлучевым растровым электронным микроскопом с интегрированной системой фокусированного ионного пучка (Quanta 3D 200, FEI, США) при увеличениях  $\times 47$  и  $\times 800$  после проведения электронно-лучевого осаждения алюминия на образцах ИОЛ толщиной 40 нм с помощью установки Plassys MEB550S (Plassys-Bestek, Франция) в режиме низкого вакуума.

В качестве контроля аналогичная ИОЛ была разрезана вручную с помощью микрохирургических нож-



**Рис. 2.** Лазерная транссекция ИОЛ. В области вокруг реза 8 мкДж заметно значительное изменение поверхности линзы

**Fig. 2.** Laser IOL transection line (8μJ). The superficial alteration of the IOL surface is identified around the laser cut



**Рис. 3.** В области вокруг верхнего и нижнего резов (4 и 6 мкДж соответственно) поверхность ИОЛ изменена незначительно

**Fig. 3.** The area around superior and inferior transection lines is visualized (4 and 6 μm respectively). The minimal alteration of the IOL surface is identified

ниц 20G (S-2151, Cilita, Россия) и исследована по описанным методикам.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Экспериментальная часть. Испытанные уровни энергии импульса (2, 4, 6, 8, 10 мкДж) показали одинаковую эффективность транссекции – ИОЛ во всех случаях можно было разорвать пинцетами по линии реза с некоторым усилием (*табл. 1*). Причем высокие энергетические нагрузки (8, 10 мкДж) повлекли за собой изменение поверхности ИОЛ неизвестной природы (*рис. 2*) вокруг зоны транссекции линзы, напоминающие по своей форме исход оплавления материала линзы.

При низких энергетических параметрах (2, 4, 6 мкДж) изменение поверхности ИОЛ вокруг зоны резов было значительно менее выражено (*рис. 3*), фрагментация ИОЛ была завершена и также не требовала значительных усилий для ее мануального разделения. Уровень энергии 1 мкДж показал наличие линии транссекции ИОЛ, но разделение ИОЛ по линии транссекции было невозможно.

Клиническая часть. Через 1 мес. наблюдения НКОЗ пациента была 1,0. Значимых изменений ПЭК не наблюдалось. Пациент был очень удовлетворен качеством зрения.

ФЛ фрагментация ИОЛ у данного пациента позволила произвести разделение ИОЛ с помощью микрохирургических пинцетов на мануальном этапе с минимальным усилием по сформированным линиям реза фемтосекундного лазера. В раннем послеоперационном периоде не отмечено биомикроскопических признаков интраокулярного воспаления, изменений роговицы, подъема внутриглазного давления, отмечено повышение некорригированной остроты зрения (*табл. 2*).

После проведения транссекции ИОЛ фемтосекундным лазером в зоне воздействия лазера при электронной микроскопии была выявлена шероховатая поверхность с углублениями от 6 до 25 мкм, расположенными рядами (*рис. 4, 5*).

Для сравнения на поверхности ИОЛ после разрезания микрохирургическими ножницами отсутствовали углубления, характерные для лазерного воздействия, а поверхность была гладкой, однородной, с равномерной волнистой деформацией (*рис. 6*).

## ОБСУЖДЕНИЕ

Гидрофобные материалы ИОЛ отличаются от гидрофильных повышенной жесткостью, что осложняет их мануальную эксплантацию через малые разрезы [20]. Мануаль-

ное разрезание микрохирургическими ножницами [9, 11, 12, 16, 18, 19] – это эффективная методика деления мягких ИОЛ, но при делении более жестких линз последние могут из-за особенности смыкания режущей части ножниц неконтролируемо поворачиваться в передней камере и повреждать её стенки. Травматизация окружающих тканей – распространенное осложнение, особенно часто возникающее при мелкой передней камере на глазах с относительно короткой передне-задней осью глаза [17, 21].

Кроме того, быстрое развитие и совершенствование ИОЛ приводит к созданию ИОЛ со сложным дизайном, которые могут увеличить потребность и сложность эксплантации различных видов ИОЛ [4].

В литературе описано успешное предэксплантационное разделение ИОЛ с помощью ФЛ в клинических условиях, тем не менее в исследовании применялись высокие энергетические параметры (8 мкДж, 3 мкм – расстояние между лазерными пятнами, 6 мкм – расстояние между лазерными слоями), способные приводить к оплавлению ИОЛ и выделению токсических веществ [6]. Предположительно не только высокие энергетические параметры, но и значения пространственных параметров могут влиять на описанные нежелательные эффекты. Увеличе-

Таблица 2

Основные морфофункциональные и клинические показатели  
прооперированного глаза до и после замены ИОЛ

Table 2

Clinical parameters of the eye before and after IOL exchange surgery  
with the use of the femtosecond IOL transection

Пациент К. Patient K.			
Показатель Parameter	До эксплантации Before IOL exchange	1 мес. после реимплантации 1 month after IOL exchange	1 год после реимплантации 1 year after IOL exchange
Острота зрения Visual acuity	0,03 sph+6,5=0,7 н/к	1,0 н/к	0,9 н/к
Внутриглазное давление, мм рт.ст. IOP, mmHg	17	17	18
Плотность эндотелиальных клеток, кл/мм <sup>2</sup> Endothelial cell density, cell/mm <sup>2</sup>	1540	1476	1495

ние расстояния между лазерными пятнами и лазерными слоями может позволить снизить суммарную энергию, затраченную на транссекцию ИОЛ. В проведенном нами исследовании была показана принципиальная возможность использования ФЛ оснащения для транссекции ИОЛ с использованием более низких энергетических и более высоких значе-

ний пространственных параметров расположения лазерных пятен.

В экспериментальной части было показано, что при одинаковых пространственных параметрах расположения лазерных пятен (7 мкм – расстояние между отдельными пятнами и 7 мкм – расстояние между слоями резов) практическая эффективность реза остается неизмен-

ной, несмотря на вариацию энергии импульсов. В то же время импульсы высоких энергий могут приводить к изменению характера поверхности ИОЛ вокруг резов. Природа этих изменений остается неясной и требует дальнейшего изучения. Несмотря на то что при воздействии на ИОЛ фемтосекундной лазерной энергии процессы образования кавитационных пузырей газа отсутствуют из-за эффектов пиролиза материала линзы, в литературе имеется указание на то, что высокие энергии фрагментации могут вызывать образование большого количества кавитационных пузырей газа в среде ВЭМ [14], которые предположительно могут приводить к дислокации ИОЛ непосредственно во время процедуры проведения ФЛС. С другой стороны, недостаток энергии может приводить к незавершенному делению и, как следствие, к утрате смысла всей процедуры ФЛ транссекции.

Предложенная техника предварительного выведения ИОЛ из капсульного мешка с расположением гаптических элементов ИОЛ в sulcus ciliaris с выполнением пространства передней и задней камер ВЭМ позволяет добиться стабилизации ИОЛ во время всей процедуры ФЛ транссекции и обеспечения зоны безопасности от задней капсулы до паттерна ФЛ реза. Когезивные свойства ВЭМ позволяют создать пространство для воздействия ФЛ энергии и обе-

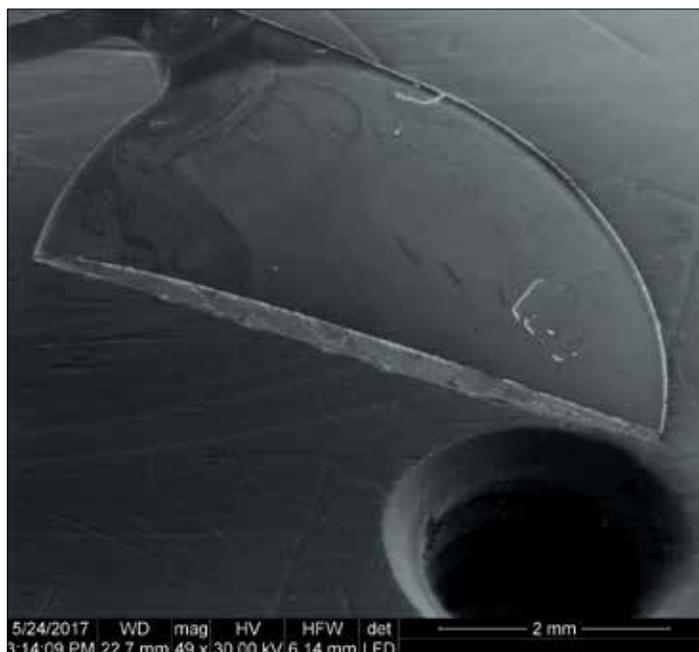


Рис. 4. Сканирующая электронная микроскопия ИОЛ после проведенного электронно-лучевого напыления алюминием толщиной 40 нм. Общий вид фрагмента оптической части ИОЛ

Fig. 4. The scanning electron microscopy of the transected IOL is present (40nm of Aluminum coating)

зопастить интраокулярные структуры от высвобождения нежелательных продуктов пиролиза материала ИОЛ, а подобранные нами параметры ФЛ транссекции ИОЛ позволяют достичь удовлетворительного разделения ИОЛ пинцетами без применения ножниц.

В перспективе дальнейших исследований требуется изучение фемтосекундной лазерной транссекции для оценки эффективности метода в случае наличия различных видов ИОЛ, а также при наличии помутнений ИОЛ. Актуальна разработка и исследование эффективности применения специфических паттернов реза фемтосекундного лазера для обеспечения прецизионного реза различных форм ИОЛ с минимизацией или полным исключением воздействия на окружающие интраокулярные среды (к примеру, вискоэластический материал) и тканевые структуры.

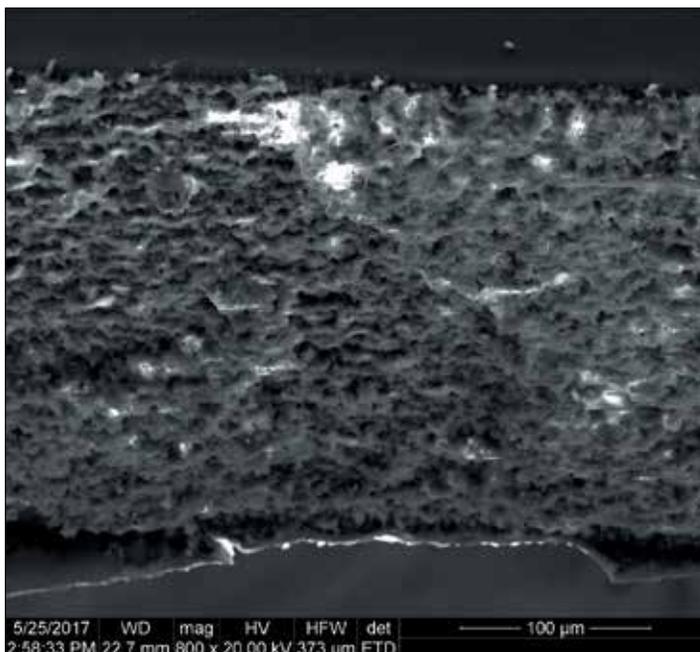
## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанная хирургическая методика эксплантации ИОЛ является эффективной и безопасной, позволяет с минимальными интраокулярными манипуляциями фрагментировать гидрофобную ИОЛ фемтосекундным лазером и эксплантировать ее малоинвазивным доступом.

Предэксплантационная фрагментация гидрофобной ИОЛ с помощью ФЛ сопровождения в режиме «2, 4 или 6 мкДж, расстояние между лазерными пятнами 7 мкм, расстояние между слоями резов 7 мкм» в экспериментальных условиях вызвала минимальные физические изменения поверхности ИОЛ и явилось наиболее эффективным режимом для последующего механического разделения ИОЛ.

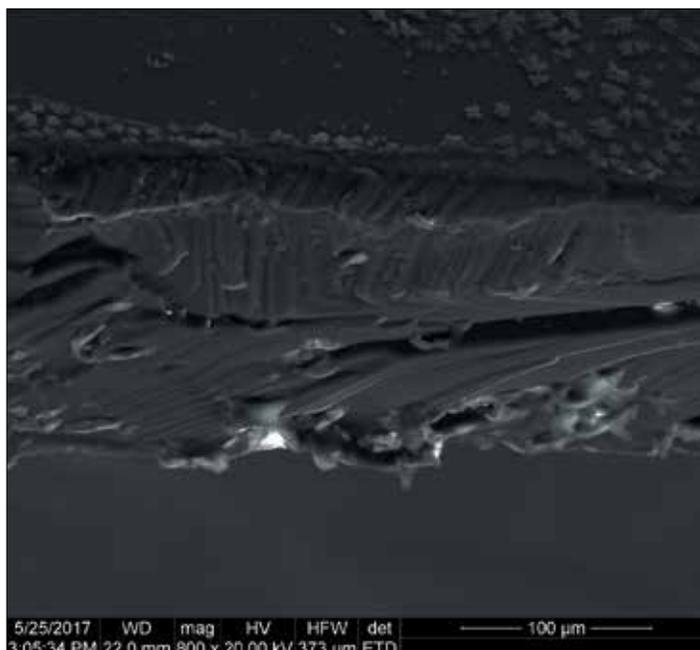
## ЛИТЕРАТУРА

1. Аветисов С.Э., Липатов Д.В., Федоров А.А. Морфологические изменения при несостоятельности связочно-капсулярного аппарата хрусталика // Вестник офтальмологии. – 2002. – № 4. – С. 22-23.
2. Дьяченко Ю.Н., Сорокин Е.Л. Сравнительная оценка двух различных методик эксплантации ИОЛ путем фрагментации в передней камере или цельным блоком // Современные технологии в офтальмологии. – 2016. – № 2. – С. 53-56.
3. Терещенко Ю.А., Кривко С.В., Сорокин Е.Л., Егоров В.В. Выяснение частоты и вероятных причин дислокации интраокулярных линз в позднем после-



**Рис. 5.** Сканирующая электронная микроскопия. Увеличение 800х. Шероховатая поверхность, напоминающая губку с углублениями от 6 до 25 мкм. Белесоватая поверхность – зоны отсутствия электронно-лучевого напыления алюминием

**Fig. 5.** Scanning electron microscopy (800x magnification). Rough surface, resembling a sponge with indentations from 6 to 25 μm. The whitish surface is the zone of absence of aluminum electron-beam coating



**Рис. 6.** Сканирующая электронная микроскопия. Увеличение 800х. Край ИОЛ после мануального разрезания микрохирургическими ножницами 20G (S-2151, Cilita, Россия) однородной структуры, с волнистыми линиями предположительно по направлению разреза. Передняя поверхность ИОЛ со звездчатыми образованиями остаточного дегидратированного водно-солевого раствора

**Fig. 6.** Scanning electron microscopy (800x magnification). The homogeneous structure, with wavy lines presumably in the direction of the incision is identified along the IOL edge after manual cutting with the microsurgical scissors 20G (S-2151, Cilita, Russia). The anterior surface of the IOL with stellate formations of residual dehydrated water-salt solution

операционном периоде хирургии катаракты // Докладная медицина – основа современного здравоохранения: Междунар. конгр. 9-й: Мат-лы. – Хабаровск, 2010. – С. 290-293.

4. Alió J.L., Simonov A., Plaza-Puche A.B. et al. Visual outcomes and accommodative response of the Lumina accommodative intraocular lens // Am. J. Ophthalmol. – 2016. – Vol. 164. – P. 37-48.

5. Bala C., Pattamatta U., Chan T., Shi J., Meades K. Transection and explantation of intraocular lenses using femtosecond lasers // J. Cataract Refract. Surg. – 2017. – Vol. 43, № 3. – P. 420-423.

6. Bala C., Shi J., Meades K. Intraocular lens fragmentation using femtosecond laser: an in vitro study // Transl. Vis. Sci. Technol. – 2015. – Vol. 4, № 3. – P. 8-8.

7. Farid M., Steinert R.F. Femtosecond laser-assisted corneal surgery // Curr. Opin. Ophthalmol. – 2010. – Vol. 21, № 4. – P. 288-292.

8. Fernández-Buenaga R., Alió J.L., Pinilla-Cortés L., Barraquer R.I. Perioperative complications and clinical outcomes of intraocular lens exchange in patients with opacified lenses // Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. – 2013. – Vol. 251. – P. 2141-2146.

9. Gekka T., Ogawa T., Ohkuma Y. et al. Trisection technique for the extraction of dislocated intraocular lenses through a small surgical incision // J. Cataract Refract. Surg. – 2015. – Vol. 41, № 10. – P. 2040-2042.

10. Hiscott P., Magee R.M., Colthurst M. et al. Clinicopathological correlation of epiretinal

membranes and posterior lens opacification following perfluorohexyloctane tamponade // Br. J. Ophthalmol. – 2001. – Vol. 85, № 2. – P. 179-183.

11. Karamaounas N., Kourkoutas D., Prekates C. Surgical technique for small-incision intraocular lens exchange // J. Cataract Refract. Surg. – 2009. – Vol. 35, № 7. – P. 1146-1149.

12. Lee S.J., Sun H.J., Choi K.S., Park S.H. Intraocular lens exchange with removal of the optic only // J. Cataract Refract. Surg. – 2009. – Vol. 35, № 3. – P. 514-518.

13. Marques F.F., Marques D.M.V., Osher R.H. et al. Longitudinal study of intraocular lens exchange // J. Cataract Refract. Surg. – 2007. – Vol. 33. – P. 254-257.

14. Nagy Z., Takacs A., Filkorn T., Sarayba M. Initial clinical evaluation of an intraocular femtosecond laser in cataract surgery // J. Refract. Surg. – 2009. – Vol. 25, № 12. – P. 1053-1060.

15. Narang P., Agarwal A., Kumar D.A. et al. Clinical outcomes of intraocular lens scaffold surgery; a one-year study // Ophthalmology. – 2013. – Vol. 120. – P. 2442-2448.

16. Osher R.H. Crisscross lensotomy: New explantation technique // J. Cataract Refract. Surg. – 2006. – Vol. 32, № 3. – P. 386-388.

17. Pandey S.K., Wilson M.E., Trivedi R.H. et al. Pediatric cataract surgery and intraocular lens implantation: current techniques, complications, and management // Int. Ophthalmol. Clin. – 2001. – Vol. 41, № 3. – P. 175-196.

18. Parikakis E.A., Chalkiadakis S.E., Mitropoulos P.G. Piggybacking technique for vitreous protection during opacified intraocular lens exchange in eyes with an open posterior capsule // J. Cataract Refract. Surg. – 2012. – Vol. 38. – P. 1130-1133.

19. Por Y.M., Chee S.P. Trisection technique: a 2-snip approach to intraocular lens explantation // J. Cataract Refract. Surg. – 2007. – Vol. 33, № 7. – P. 1151-1154.

20. Tetz M., Jorgensen M.R. New hydrophobic IOL materials and understanding the science of glistenings // Curr. Eye Res. – 2015. – Vol. 40, № 10. – P. 969-981.

21. Wu W., Dawson D.G., Sugar A. et al. Cataract surgery in patients with nanophthalmos: results and complications // J. Cataract Refract. Surg. – 2004. – Vol. 30, № 3. – P. 584-590.

Поступила 24.07.2017

Данная работа была выполнена при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации с привлечением оборудования Центра коллективного пользования уникальным научным оборудованием в области нанотехнологий (ЦКП МФТИ) (код проекта RFMEFI59417X0014).

## КНИГИ



Н.П. Паштаев, А.Н. Андреев

### «Клиническая анатомия и физиология органа зрения»

Паштаев Н.П., Андреев А.Н. Клиническая анатомия и физиология органа зрения. – М.: Издательство «Офтальмология», 2018. – 296 с., ил.

В монографии представлены разделы, объединяющие анатомию глаза с другими фундаментальными дисциплинами, такими как гистология, физиология, биохимия. Приводится микроскопическое строение структур глазного яблока и объясняются их функциональные особенности. В монографии использовано большое количество цветного иллюстрированного материала и данные исследования живого глаза с помощью современных методов визуализации, таких как конфокальная прижизненная микроскопия роговицы, ультразвуковая биометрия, флуоресцентная ангиография, оптическая когерентная томография глаза и др.

Монография может служить и учебным пособием, поскольку оригинальное написание разделов заканчивается вопросами для самопроверки для лучшего усвоения материала. Поэтому она будет востребована не только врачами-офтальмологами, врачами общей практики, но и студентами старших курсов, ординаторами, аспирантами в качестве дополнительного учебного материала.

Адрес издательства «Офтальмология»: 127486, Москва, Бескудниковский бульвар, д. 59А.  
Тел.: 8 (499) 488-89-25. Факс: 8 (499) 488-84-09.  
E-mail: publish\_mntk@mail.ru