

*На правах рукописи*

**Гамидов Алибек Абдулмуталимович**

**ЛАЗЕРНЫЕ РЕКОНСТРУКТИВНЫЕ ВМЕШАТЕЛЬСТВА В ЗОНЕ  
ИРИДОХРУСТАЛИКОВОЙ ДИАФРАГМЫ ПРИ АРТИФАКИИ**

**(клинико-экспериментальное исследование)**

**14.01.07 - глазные болезни**

**АВТОРЕФЕРАТ**

**диссертации на соискание ученой степени**

**доктора медицинских наук**

**Москва – 2016**

Диссертационная работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном научном учреждении «Научно-исследовательский институт глазных болезней»

**Научный консультант:**

доктор медицинских наук, профессор **Большунов Андрей Валентинович**

**Официальные оппоненты:**

**Арестова Наталия Николаевна**, доктор медицинских наук, ФГБУ «Московский научно-исследовательский институт глазных болезней им. Гельмгольца» Министерства здравоохранения РФ, ведущий научный сотрудник отдела патологии глаз у детей

**Корниловский Игорь Михайлович**, доктор медицинских наук, профессор, ФГБУ «Национальный медико-хирургический центр им. Н.И. Пирогова» Министерства здравоохранения РФ, профессор кафедры офтальмологии

**Пашинова Надежда Федоровна**, доктор медицинских наук, ООО «Современные медицинские технологии» офтальмологический центр «Эксимер», главный врач

**Ведущая организация:** Федеральное государственное автономное учреждение «Межотраслевой научно-технический комплекс «Микрохирургия глаза» имени академика С.Н. Федорова» Министерства здравоохранения РФ

Защита диссертации состоится 26 сентября 2016 г. в 14.00 на заседании диссертационного совета Д 001.040.01 при Федеральном государственном бюджетном научном учреждении «Научно-исследовательский институт глазных болезней», по адресу: 119021, г. Москва, ул. Россолимо, д. 11 А, Б.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте [www.niigb.ru](http://www.niigb.ru) Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт глазных болезней».

Автореферат диссертации разослан « \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2016 г.

Ученый секретарь диссертационного совета,  
доктор медицинских наук

М.Н. Иванов

#### **СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ В ТЕКСТЕ:**

ВГД	-	внутриглазное давление;
ВК	-	вторичная катаракта;
ЗКХ	-	задняя капсула хрусталика;
ЗМ	-	зрачковая мембрана;
ЗПМ	-	зрачковая псевдомембрана;
ЗЭР	-	задний эпителий роговицы;
ИАГ	-	иттрий-алюминиевый гранат;
ИК	-	инфракрасный;
ИОЛ	-	интраокулярная линза;
КХ	-	капсула хрусталика ;
ЛПКР	-	лазерный передний капсулорексис;
ЛФД	-	лазерная фотодеструкция;
ЛФМ	-	лазерный фотомидриаз;
МХК	-	микроинвазивная хирургия катаракты;
ПКС	-	переднекапсулярный контракционный синдром;
ПКХ	-	передняя капсула хрусталика;
ПММА	-	полиметилметакрилат;
ТЭЭК	-	традиционная экстракапсулярная экстракция катаракты;
УБМ	-	ультразвуковая биомикроскопия;
ФЭ	-	факоэмульсификация;
ЦТ	-	цилиарное тело;
ЦС	-	цинновы связки

#### **ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ**

**Актуальность темы и степень ее разработанности.** Удельный вес послеоперационной патологии, связанной с последствиями хирургии катаракты, в структуре инвалидизирующих заболеваний хрусталика продолжает сохраняться высоким, составляя по разным данным, от 17 до 57% (Аветисов С.Э. и соавт., 2008; Нероев В.В., 2014). Несмотря на очевидный прогресс в технике хирургии катаракты и уменьшение числа осложнений, послеоперационное помутнение капсулы хрусталика (КХ) продолжает выявляться в значительном (до 60%) проценте случаев (Акмирзаев А.А. и соавт., 2012; Павлюченко К.П. и соавт., 2002; Ajite K.O. et al., 2013; Apple D.J. et al., 2001). Сохраняется риск развития и другого осложнения - эктопии зрачка, в 40% случаев являющегося следствием хирургии катаракты (Кириченко В.О., 2011). Пациенты с подобными изменениями нуждаются в реабилитационных мероприятиях. Наиболее эффективным способом восстановления сниженного зрения в этих случаях

является способ лазерной реконструкции, ставший достойной альтернативой хирургическим методам коррекции послеоперационных осложнений. Высокая эффективность лазерных реконструктивных технологий в офтальмохирургии, их востребованность в клинической практике и социальная значимость не вызывают сомнений, что подтверждается многочисленными публикациями: Акопян В.С., 1975-1988; Арестова Н.Н., 1998-2015; Архангельский В.В., 1966; Балашевич Л.И., 1996; Большунов А.В., 1994-2014; Волков В.В., 1985; Иванов А.Н., 1986-2014; Краснов М.М., 1973-1988; Либман Е.С., 1969; Линник Л.А., 1973; Магарамов Д.А., 1989; Нероев В.В., 1998-2008; Сапрыкин П.И., 1974-1982; Семенов А.Д., 1994; Степанов А.В., 1991-2011; Федоров С.Н., 1981-1997; Aron-Rosa D., 1980-1992; Fankhauser F., 1982-2003; L'Esperance, 1985 и др.

Несомненными достоинствами лазерных вмешательств по праву являются неинвазивный характер, возможность строгого дозирования параметров излучения, отсутствие выраженного эмоционального стресса, возможность проведения повторной операции, даже при отягощенном соматическом статусе (Gilmour M.A., 2002).

Несмотря на явные преимущества, не все потенциальные возможности лазерного излучения реализуются в полной мере. Это связано с недостаточным знанием механизмов взаимодействия различных видов лазерного излучения с гетерогенными структурами глаза, отсутствием специальной методической литературы, содержащей сведения о безопасных для глаза энергетических уровнях излучения. Угроза развития различных осложнений (повреждений глазных тканей, искусственных внутриглазных элементов, повышение ВГД и др.) в ходе лазерной реконструкции, не всегда имеющаяся возможность предвидеть реальную локализацию и размеры области повреждения глазных тканей переднего отрезка глаза также могут препятствовать дальнейшему совершенствованию и внедрению в клиническую практику инновационных лазерных технологий. Для объективного планирования технологии лазерного вмешательства, объёма операции и прогнозирования результатов лечения необходимо

руководствоваться соответствующей классификацией. Имеющиеся на сегодняшний день классификационные схемы не содержат данных о клинико-морфологических особенностях изменений капсульной сумки хрусталика после современных микрохирургических операций, выполняемых по поводу катаракты. Между тем, помутнения КХ после такого рода операций имеют ряд отличительных клинико-морфологических признаков, не представленных ранее в доступных литературных источниках и не получивших отражения ни в одной из существующих классификаций. Последние также отличаются и тем, что не содержат сведений о так называемых зрачковых псевдомембранах (минеральных отложениях на поверхности искусственного хрусталика), возникающих в связи с использованием популярных и получивших широкое распространение в настоящее время эластичных гидрофильных акриловых ИОЛ. Работы по исследованию химического состава зрачковых псевдомембран представлены немногочисленными, исключительно иностранными публикациями (Mamalis N., 2008; Neuhann I.M., 2008).

Сохраняющийся риск развития осложнений после лазерной реконструкции в области иридохрусталиковой диафрагмы требует проведения дальнейших научных изысканий и ставит новые задачи по повышению безопасности лазерных вмешательств. В связи с этим важным представляется изучение факторов риска, способных влиять на развитие такого рода осложнений, а также разработка и клиническая апробация новых лазерных технологий и технических средств, позволяющих, с одной стороны, снизить травматичность лазерных вмешательств, а с другой – повысить их терапевтическую эффективность.

**Цель:** разработка системы лазерных реконструктивных вмешательств в зоне иридохрусталиковой диафрагмы при артифакии для повышения эффективности результатов хирургии катаракты.

**Задачи исследования:**

1. Провести сравнительную морфологическую оценку изменений капсулы хрусталика после различных способов экстракции катаракты.

2. Провести анализ клинических случаев помутнений акриловых ИОЛ (зрачковых псевдомембран) на основе результатов светооптической и сканирующей электронной микроскопии ИОЛ, а также химического микроанализа кристаллических отложений на поверхности эксплантированных гидрофильных акриловых ИОЛ.
3. Разработать рабочую классификацию пленчатых помутнений в зоне иридохрусталиковой диафрагмы при артификации.
4. Провести сравнительную оценку влияния способа экстракции катаракты на сроки формирования и характер послеоперационных осложнений.
5. Изучить факторы риска повреждения ИОЛ и развития других осложнений, связанных с лазерной фотодеструкцией (ЛФД) пленчатых помутнений в области иридохрусталиковой диафрагмы.
6. Разработать алгоритм выбора оптимальных (безопасных) энергетических параметров лазерного излучения при фотодеструкции пленчатых помутнений в артификачных глазах.
7. Изучить в эксперименте механизмы ЛФД КХ.
8. Разработать фокусирующую насадку для отечественного лазерного фотодеструктора, повышающую эффективность лазерных вмешательств в зоне иридохрусталиковой диафрагмы.
9. Разработать безопасную технологию комбинированного лазерного переднего капсулорексиса (ЛПКР) при контракционном синдроме в артификачных глазах.
10. Разработать технологию лазерного фотомидриаза (ЛФМ) при эктопиях зрачка в артификачных глазах с использованием излучения в ближнем инфракрасном (ИК) диапазоне (0,810 мкм).
11. Разработать программы для ЭВМ, предназначенные для оценки эффективности лазерных реконструктивных вмешательств в зоне иридохрусталиковой диафрагмы.

## Научная новизна

Установлены четыре основные формы вторичной катаракты (ВК), имеющие специфические морфологические признаки. Впервые выявлены морфологические признаки помутнения КХ, названные гиалоподобным помутнением или гиалоподобной формой ВК. Установлено, что данные изменения характерны для пациентов, перенесших факоэмульсификацию (ФЭ).

Установлен неоднородный химический состав минеральных отложений, составляющих зрачковую псевдомембрану (ЗПМ) на поверхности ИОЛ. Выявлено, что основное участие (91-99%) в построении поверхностного кристаллического агрегата принимает минерал гидроксилапатит (фосфат кальция). Впервые определено участие цинка, образующего отдельную минеральную фазу (фазу второго фосфата) в виде минерала, именуемого климанитом. Содержание климанита, входящего в состав минерального агрегата составляет всего 1-9%. Высокие концентрации цинка именно в ростковых зонах сферокристаллов могут указывать на решающее значение данного химического элемента в зарождении минерального образования на поверхности ИОЛ. Впервые обнаружено зарождение кристаллов в толще ИОЛ, на глубине до 3 мм от поверхности линзы, что доказывает возможность распространения процессов кристаллизации вглубь оптического элемента гидрофильных линз.

Разработана рабочая классификация пленчатых помутнений в зоне иридохрусталиковой диафрагмы при артифакии, способствующая повышению эффективности технологии ЛФД.

Установлено, что сроки эволюционирования помутнений КХ после традиционной экстракции катаракты (ТЭЭК) короче, более чем в 2 раза (10 мес.), по сравнению с тем же показателем после микроинвазивной хирургии катаракты (МХК) (18-22 мес.). Отмечено, что фиброзные изменения КХ чаще развиваются после традиционной хирургии катаракты, тогда как «мягкие» формы помутнений капсулы присущи больше пациентам, перенесшим микроинвазивное вмешательство.

Установлена степень резистентности к лазерному излучению всех используемых в хирургии катаракты имплантатов (акрил, силикон, ПММА). Отмечена максимальная частота повреждений (треков) в силиконовых ИОЛ, реже в ИОЛ из ПММА. Линзы из акрила, напротив, обладают относительно высокой устойчивостью к излучению ИАГ-лазерного деструктора. Характер и частота повреждений ИОЛ не всецело определяются физическими свойствами материала, из которого изготовлена линза. Увеличение дистанции между ИОЛ и КХ уменьшает вероятность формирования повреждений в линзах. Напротив, увеличение энергии лазерного излучения, повышение плотности облучаемой пленки ведут к повреждению ИОЛ. Впервые разработан алгоритм выбора оптимальных (безопасных) энергетических параметров лазерного излучения для ЛФД пленчатых помутнений в артифакичных глазах с различными типами ИОЛ.

Впервые установлено, что основным механизмом ЛФД КХ является термическое расширение перегретой воды (тканевой жидкости), происходящее после окончания лазерных импульсов. Образование газовых пузырьков играет важную, но не основную роль в процессе лазерной деструкции. Формирование газовых пузырьков вызывает снижение предела прочности КХ и повышение ее эффективного коэффициента поглощения, что также способствует разрушению ткани. Доказано, что достижение конечного результата (деструкции ткани КХ) целесообразнее обеспечивать не путем повышения энергии импульса, а за счет увеличения кратности лазерных импульсов. Последнее должно способствовать уменьшению побочного фотодеструктивного эффекта от лазерного вмешательства, связанного с возможным действием излучения на другие анатомические структуры глаза.

Впервые разработана коаксиальная фокусирующая насадка для отечественного лазерного фотодеструктора, повышающая эффективность лазерных вмешательств в зоне иридохрусталиковой диафрагмы (патент РФ 106103, 2011).



Впервые разработана безопасная технология комбинированного лазерного переднего капсулорексиса (ЛПКР) при контрактном синдроме в артефактичных глазах (патент РФ 2567600, 2015).

Разработана технология ЛФМ при эктопиях зрачка в артефактичных глазах с использованием излучения в ближнем ИК-диапазоне (0,810 мкм) (патент РФ 2466700, 2012).

Впервые разработаны программы для ЭВМ, позволяющие оценить эффективность лазерных реконструктивных вмешательств (Свидетельство о гос. регистрации 2011615869, 2011).

### **Теоретическая и практическая значимость работы**

Комплекс разработанных мер, направленных на оптимизацию технологий лазерного лечения пациентов с пленчатыми помутнениями в зоне иридохрусталиковой диафрагмы и деформацией радужки при артефактии, позволяет повысить терапевтическую эффективность (реконструктивно-оптический эффект) реабилитационных лечебных мероприятий.

Разработка и внедрение в клиническую практику новых лазерных технологий и технических средств позволяет расширить показания к проведению лазерных реконструктивных вмешательств на тканях переднего отдела глаза. Новые лазерные технологии дают возможность значительно снизить риск возникновения возможных осложнений за счет: уменьшения затрачиваемой энергии в среднем на 20 % (при использовании коаксиальной насадки для лазерного фотодеструктора); использования комбинированных лазерных разрезов в передней капсуле хрусталика (ПКХ), обеспечивающих прогнозируемость результата вмешательства и стабильность сформированного отверстия в течение длительного времени (при применении технологии ЛПКР); применения в иридопластике ближнего ИК-излучения, не вызывающего выраженных деструктивных изменений радужки.

Учет в клинической практике всех выявленных факторов риска развития осложнений, связанных с лазерным воздействием, и основанный на этом

алгоритм оптимальных энергетических параметров излучения способствуют более безопасному выполнению ЛФД пленчатых помутнений, локализующихся в плоскости зрачка.

Полученная на основании экспериментальных и клинических исследований информация о том, что достижение конечного результата в виде пробоя КХ целесообразнее обеспечивать не за счет повышения энергии излучения, а за счет увеличения кратности лазерных импульсов, позволяет снизить побочное фотодеструктивное действие на соседние структуры глаза.

Дифференцированный подход к выбору ИОЛ, учитывающий степень гидрофильности линзы, соматический и глазной статус, должен способствовать снижению числа случаев возникновения зрачковых псевдомембран, оказывающих влияние на прозрачность искусственных хрусталиков, а также приводящих к значительному снижению зрительных функций и необходимости проведения реимплантации ИОЛ.

### **Методология и методы диссертационного исследования**

Методологической основой диссертации явилось применение комплекса методов научного исследования. Работа выполнена в форме проспективного, ретроспективного и открытого сравнительного исследования с использованием клинических, инструментальных, аналитических и статистических методов.

### **Основные положения, выносимые на защиту**

1. Разработанная коаксиальная фокусирующая насадка для отечественного лазерного деструктора способствует оптимизации метода ЛФД пленок ВК, позволяя снизить уровень затрачиваемой энергии излучения, уменьшить риск развития осложнений, провести вмешательство в тех случаях, когда использование штатной насадки не представляется возможным.
2. Разработанная технология ЛПКР при контракционном синдроме в артефактичных глазах способствует эффективному и безопасному

устранению контракции капсульной сумки хрусталика, созданию полноценного и стабильного отверстия в ПКХ.

3. Разработанная оригинальная технология ЛФМ при эктопиях зрачка в артификачных глазах с использованием излучения в ближнем ИК-диапазоне (0,810 мкм) способствует снижению риска развития осложнений (кровоотечения из сосудов радужки, грубой атрофии стромы радужки, выраженной ожоговой пигментации радужки), возникающих при использовании лазерного излучения видимого диапазона длин волн.

4. Многофакторность причин, вызывающих осложнения во время и после лазерного вмешательства, указывает на необходимость учета всех существующих факторов риска; предложенный алгоритм выбора оптимальных безопасных энергетических параметров лазерного излучения при фотодеструкции пленчатых помутнений в артификачных глазах позволяет учесть имеющиеся факторы риска, приводящие к осложнениям лазерного вмешательства.

5. Термическое расширение перегретой воды (тканевой жидкости), происходящее после окончания лазерных импульсов, является основным механизмом ЛФД КХ.

6. Выявленные клинико-морфологические признаки в виде гиалоподобных помутнений КХ являются специфическими для вторичных катаракт, развивающихся после микроинвазивных хирургических вмешательств.

7. Зрачковые псевдомембраны в виде кристаллических отложений на поверхности акриловых гидрофильных ИОЛ имеют минеральную основу и состоят из минералов гидроксилпатита и климанита; наличие цинка, входящего в состав климанита и имеющего пиковые концентрации в ростковых зонах сферокристаллов, косвенно указывает на его решающее значение в зарождении и дальнейшей эволюции минеральных депозитов на поверхности ИОЛ.

8. Обнаружение индивидуальных кристаллических депозитов в толще гидрофильной ИОЛ указывает на возможность распространения процессов кристаллизации вглубь оптического элемента гидрофильных линз.

### **Степень достоверности**

Степень достоверности полученных результатов определяется количеством клинических наблюдений и стандартизированными условиями исследования для выполнения поставленных задач. Анализ результатов исследования и их статистическая обработка проведены с помощью современных методов сбора и обработки научных данных. В работе использовано современное отечественное и зарубежное офтальмологическое, лабораторное и аналитическое оборудование, имеющее соответствующую сертификацию. Научные положения и выводы, сформулированные в диссертационной работе, аргументированы и логически вытекают из полученных результатов исследований.

### **Апробация результатов исследования**

Основные положения диссертации доложены и обсуждены на международной конференции «Лазерные и информационные технологии в медицине XXI века» (С-Петербург, 2001), Российской научно-практической конференции «Новые лазерные технологии в офтальмологии» (Калуга, 2002), симпозиуме «Актуальные проблемы офтальмологии» (Москва, 2003), научно-практической конференции «Сахарный диабет и глаз» (Москва, 2006), заседании Московского Научного общества офтальмологов (Москва, 2008), Научно-практической конференции «Лазеры в офтальмологии: вчера, сегодня, завтра» (Москва, 2009), IX Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Федоровские чтения» (Москва, 2011), VII Российском общенациональном офтальмологическом форуме (Москва, 2014), заседании проблемной комиссии ФГБНУ «НИИ глазных болезней» («НИИГБ») от 18 апреля 2016г.

### **Личный вклад автора в проведенное исследование**

Личный вклад автора состоит в непосредственном участии в проведении клинических исследований, клинической апробации полученных

результатов, подготовке публикаций и докладов по теме диссертационной работы. Обработка и интерпретация полученных результатов выполнена лично автором.

### **Внедрение результатов работы**

Разработанные лазерные технологии, включающие в себя коаксиальную насадку для отечественного лазерного офтальмодеструктора, способ ЛПКР и способ ЛФМ, внедрены в клиническую практику НИЛ новых лазерных технологий ФГБНУ «НИИГБ» и широко используются в повседневной лечебной работе при проведении лазерных реконструктивных вмешательств на тканях переднего отдела глаза. Результаты работы включены в учебную программу преподавания клинической офтальмологии студентам, ординаторам и интернам кафедры глазных болезней ГБОУ ВПО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова» и ФГБНУ «НИИГБ».

### **Публикации**

По теме диссертации опубликовано 36 печатных работ, из них 14 в журналах, входящих в перечень ведущих рецензируемых научных журналов и изданий, рекомендованных ВАК, 1 монография, 3 главы в рецензированном руководстве «Вопросы лазерной офтальмологии», 1 статья в зарубежном издании, 17 – научные материалы и тезисы докладов.

Получено 3 патента РФ (2 на изобретение, 1 на полезную модель), а также 1 свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. Подготовлены 3 медицинские технологии.

### **Структура и объем диссертации**

Диссертация изложена на 329 страницах машинописного текста и состоит из введения, обзора литературы, описания материалов и методов исследования, результатов собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций и списка использованной литературы. Работа иллюстрирована 44 таблицами, 120 рисунками. Библиографический указатель содержит 447 источников (197 отечественных и 250 зарубежных).

## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

### Характеристика материала и методов исследования

**Материал.** Клиническое исследование основано на результатах лечения 725 пациентов (770 глаз) с артификацией, осложненной патологией в области иридохрусталиковой диафрагмы. Пациенты, оперированные методом ультразвуковой ФЭ, составили 58,6% случаев (451 глаз), методом ТЭЭК – 41,4% (319 глаз). Среди пациентов было 408 (56%) женщин и 317(44%) мужчин. Возраст пациентов варьировал от 16 лет до 91 года и в среднем составил  $69\pm 12$  лет. У 45 пациентов (6,1%) имели место двусторонние изменения. Патология правого глаза была отмечена в 414 (53,7%) случаях, левого – 356 (46,3%). В структуре глазной патологии, вошедшей в рамки настоящего исследования, преобладали пленчатые помутнения в плоскости зрачка (ВК, патологические пре- и ретролентальные ЗМ, фиброз ПКХ с контракцией капсульного мешка). На их долю пришлось 728 (94,5%) случаев. В рамках исследования выполняли следующие лазерные реконструктивные вмешательства: лазерную заднюю капсулотомию; ЛПКР. В 42 (5,5%) случаях пленчатые помутнения в плоскости зрачка сопровождались деформацией радужки и эктопией зрачка, что потребовало проведения дополнительного лазерного иридопластического вмешательства с использованием предложенной авторами технологии ЛФМ.

В 538 случаях проводили ретроспективный анализ клинического материала. В 153 случаях оценивали эффективность предложенной насадки к лазерному излучателю и ее ближайшего аналога. Результативность разработанной технологии переднего капсулорексиса изучали на примере 20 глаз с контрактным синдромом. Сравнение результатов иридопластических вмешательств при эктопии зрачка, проводили в 42 случаях. На 17 глазах изучали т.н. зрачковые псевдомембраны, связанные с отложением кристаллических депозитов на поверхности ИОЛ.

Для проведения модельных экспериментов по изучению механизмов ЛФД КХ использовали в работе 8 аутопсийных глаз человека. Для оценки морфологических особенностей структуры КХ после хирургии катаракты

использовали 5 пар артификачных аутопсийных глаз человека. Эксперименты *in vivo* проводили на 10 глазах 5 кроликов (серых) породы шиншилла, массой 2 – 2,5 кг.

Для проведения электронной микроскопии и определения химического состава минеральных отложений на поверхности ИОЛ исследовали 5 изолированных образцов акриловых гидрофильных линз.

### **Офтальмологические и клинико-диагностические методы обследования пациентов**

Офтальмологическое обследование больных включало: сбор жалоб и изучение анамнеза заболевания, стандартное офтальмологическое обследование, использование специальных диагностических методов.

Визометрию с максимальной коррекцией аметропии проводили с помощью фороптера и проектора знаков фирмы Carl Zeiss Jena (Германия). Для рефрактометрии использовали авторефрактометр фирмы Topcon (Япония). Биомикроскопию переднего отдела глаза, прямую и обратную биомикроофтальмоскопию проводили с помощью щелевой лампы фирмы Opton (Германия), используя бесконтактную линзу 90дптр или контактную трехзеркальную линзу Гольдмана фирмы Ocular Instruments (США). Для тонометрии использовали тонометр Гольдмана, входящий в комплект к щелевой лампе фирмы Opton (Германия).

Эндотелиальную микроскопию роговицы выполняли на приборе SP 3000P фирмы Topcon (Япония). В ряде случаев проводили конфокальную микроскопию роговицы на приборе «Confoscan 4» фирмы Nidek (Япония).

Интенсивность помутнений КХ с определением оптической плотности оценивали с помощью сканирующей системы для переднего отрезка глазного яблока Oculus Pentacam HR производства фирмы Oculus (Германия). Ультразвуковую биомикроскопию (УБМ) проводили с помощью ультразвукового биомикроскопа UBM Hi-scan фирмы Optikon (Италия). В некоторых случаях использовали флюоресцентную ангиографию переднего отрезка глаза, которую выполняли на фундус-камере FF450 plus фирмы Carl Zeiss (Германия).

Гистологические препараты (полутонкие и парафиновые срезы) исследовали с помощью микроскопа Leica DM-2500 (Leica, Германия), после чего регистрировали изображения на фотокамере Leica DFC320 (Leica, Германия). Все морфологические исследования образцов радужки и КХ выполняли в лаборатории фундаментальных исследований в офтальмологии (зав. лаб. – к.м.н. А.А. Федоров).

Для оценки эффективности иридопластических вмешательств использовали оригинальную программу для ЭВМ «Iris meter» (Свидетельство о гос. регистрации №2011615869). Для оценки эффективности лазерного переднего капсулорексиса исследовали средний диаметр отверстия в ПКХ с помощью оригинальной программы для ЭВМ «АСМ» («APERTURA-CAPSULA-METER»).

Фоторегистрацию картины помутнений ИОЛ проводили с помощью цифровой фотокамеры EOS 350D digital фирмы Canon (Япония). В ряде случаев использовали оптический когерентный томограф для переднего отрезка Visante OCT фирмы Carl Zeiss Meditec (Германия).

Эксплантированные искусственные хрусталики исследовали с помощью светооптического микроскопа фирмы Opton (Германия) и сканирующего электронного микроскопа EVO LS10 фирмы Carl Zeiss (Германия–Великобритания). Химический состав кристаллических депозитов на поверхности ИОЛ изучали при помощи детектора обратно-рассеянных электронов с использованием энергодисперсионного спектрометра EDS «X-Max™» (Великобритания).

В модельном эксперименте мощность падающего и прошедшего через КХ излучения, изменяющуюся в процессе лазерного воздействия, сравнивали с помощью измерителя энергии ИМО-2Н (Россия).

### **Методы лазерного лечения пациентов**

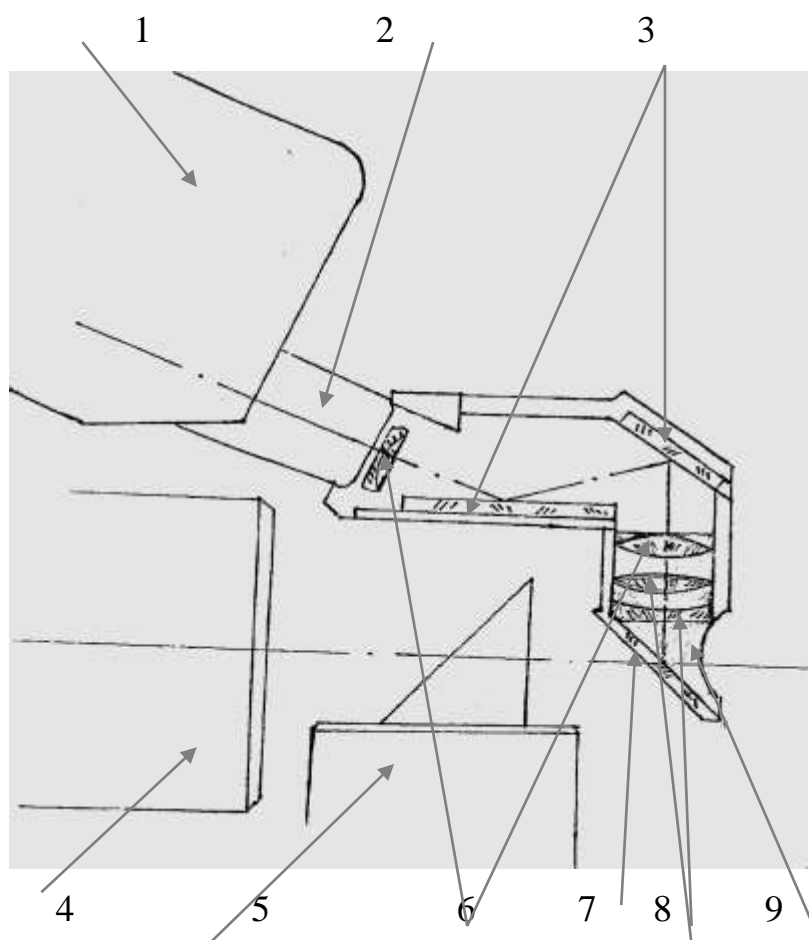
Методы лазерного лечения включали технологии фотодеструкции и лазерной коагуляции. В работе использовали полупроводниковый диодный офтальмокоагулятор фирмы Milon Lahta (Россия) с непрерывным излучением на длине волны 0,810 мкм, мощностью от 0,1 до 3 Вт,



длительностью импульсов от 100 до 1000 мс, диаметром пятна 150-200 мкм; офтальмокоагулятор Novus Varia фирмы Lumenis (США) с непрерывным излучением на длине волны 0,532 мкм, мощностью от 0,05 до 1,5 Вт, длительностью импульсов от 100 до 3000 мс, диаметром пятна 50-1000 мкм; паттерн-лазерную систему для офтальмокоагуляции PASCAL фирмы OptiMedica (США) с излучением на длине волны 0,532 мкм, мощностью от 0,1 до 3 Вт, длительностью импульсов от 10 до 1000 мс, диаметром пятна 60-400 мкм; офтальмодеструктор ИАГ-лазерный «АЛОФ мх – 01 - оптимум» фирмы Алком Медика (Россия) с импульсным режимом работы, с излучением на длине волны 0,1064 мкм, энергией импульса 0,5-16 мДж, длительностью импульса 5-8 нсек, диаметром пятна 20 мкм, углом сходимости сфокусированного излучения 16 и 25°; Nd:YAG лазерный офтальмодеструктор LPULSA SYL-9000 Premio фирмы LightMed (Тайвань, США) с импульсным режимом работы, с излучением на длине волны 0,1064 мкм, энергией импульса 0,2-10 мДж, длительностью импульса 4 нсек, диаметром пятна 8 мкм, углом сходимости сфокусированного излучения 16°. Для подфокусировки лазерного луча использовали комплект лазеропрочных контактных линз типа Abraham, Magna и Pollak фирмы Ocular Instruments (США), а также отечественные микрообъективы с углом сходимости 16° фирмы Алком Медика (Россия).

В работе использовали разработанную **коаксиальную фокусирующую насадку** к отечественному ИАГ-лазерному офтальмодеструктору АЛОФ мх-01 «Оптимум». Сравнительную оценку эффективности фокусирующих насадок (разработанной и штатной) выполняли в трех группах (1-я группа – пациенты после МХК, с мягкими формами ВК, акриловой ИОЛ; 2-я группа – пациенты после ТЭЭК, с мягкими формами ВК, ИОЛ из ПММА; 3-я группа – пациенты после ТЭЭК, с фиброзными формами ВК, ИОЛ из ПММА). Каждая группа была подразделена на 2 подгруппы. Пациентам 1-х подгрупп ЛФД выполняли с помощью разработанной насадки, 2-х – с помощью сравниваемого образца (штатной насадки-микрообъектива).

Конструкция разработанной насадки представлена на рис.1, где 1 – лазерный оптический блок, 2 – втулка для соединения с лазерным блоком, 3 – зеркала между телескопическими линзами, 4 – объектив щелевой лампы, 5 – осветитель щелевой лампы, 6 – телескопические линзы, 7 – выходное зеркало с селективным покрытием, 8 – фокусирующие линзы, 9 – боковая стеклянная стенка.



*Рис.1. Конструкция коаксиальной фокусирующей насадки к отечественному лазерному фотодеструктору АЛОФ мх-01 «Оптимум».*

Реализацию технологии **лазерного переднего капсулорексиса** (ЛПКР) осуществляли следующим образом: после достижения медикаментозного мидриаза начинали наносить лазерные аппликации излучением лазерного деструктора, последовательно увеличивая энергию импульса до появления сквозного точечного пробоя. Рассечение передней капсулы начинали в периферической (околоэкваториальной) зоне капсульного мешка. Для этого, точечные микроперфорации (в количестве от 3 до 4) наносили группами в один ряд, вдоль экватора хрусталика, в косых часовых меридианах: 2,4,8 и 10 часов (рис.2,а).

Последующими лазерными импульсами выполняли соединение микроперфораций, формируя единые, расположенные параллельно экватору хрусталика продольные разрезы (рис. 2,б).

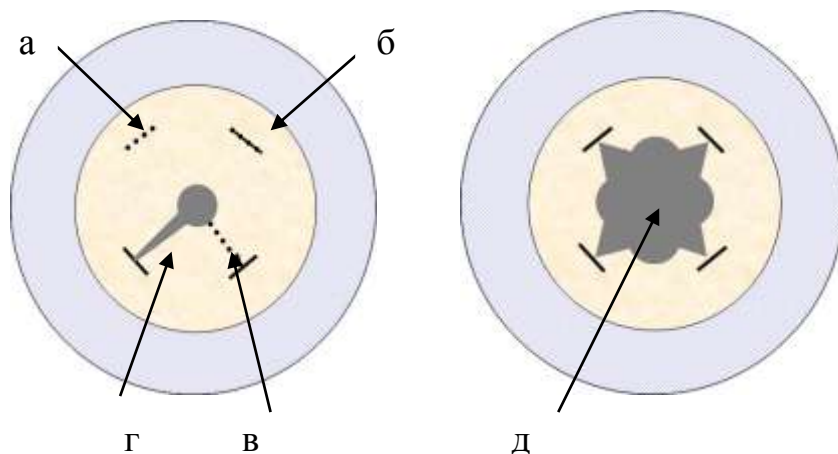


Рис. 2. Этапы нанесения лазерных аппликаций (микроперфораций) при проведении переднего лазерного капсулорексиса (описание в тексте).

Второй этап начинали с последовательного нанесения радиально ориентированных точечных микроперфораций по направлению от края оптического отверстия в ПКХ к периферии капсульного мешка (рис. 2,в). В результате дистальный конец каждого радиального разреза сливался с серединой каждого продольного разреза. Соединением перфораций заканчивали формирование полноценного радиального разреза (рис. 2,г). Завершение соединения всех продольных и радиальных разрезов приводило к окончательному устранению контракции капсульной сумки и расширению оптического отверстия (рис. 2,д).

**Лазерный фотомидриаз (ЛФМ)** осуществляли следующим образом: лазерные аппликации (коагуляты) (в количестве 3–5 по каждому из направлений) наносили в противоположных смещению зрачка участках радужки, добиваясь ее сокращения, что обеспечивало перемещение зрачка в нужном направлении и устранение экранирования оптического центра (рис. 3). Пациентам 1-й группы ЛФМ выполняли с использованием излучения **ближнего (0,810 мкм) ИК-диапазона** диодного лазера с применением разработанной технологии. Пациентам 2-й группы перед выполнением ЛФМ излучением ближнего ИК-диапазона (0,810 мкм) проводили другие иридопластические

вмешательства (лазерный синехиолизис, лазерную корепраксию). В 3-й группе пациентов для проведения ЛФМ использовали излучение «зеленого» лазеркоагулятора (0,532 мкм).

### **Методы статистического анализа полученных результатов**

Полученные результаты вносили в базу данных Microsoft Excel. Статистическую обработку результатов проводили с использованием пакета программ Statistica 10.0. Результаты обработки данных представлены в виде таблиц частот (для качественных данных), а также в виде таблиц с описательными статистическими показателями. Различия считали достоверными при уровне значимости меньше 0,05 ( $p < 0,05$ ). Степень количественных показателей тесноты связи между параметрами оценивали по качественным характеристикам соответственно шкале Чеддока.

## **РЕЗУЛЬТАТЫ**

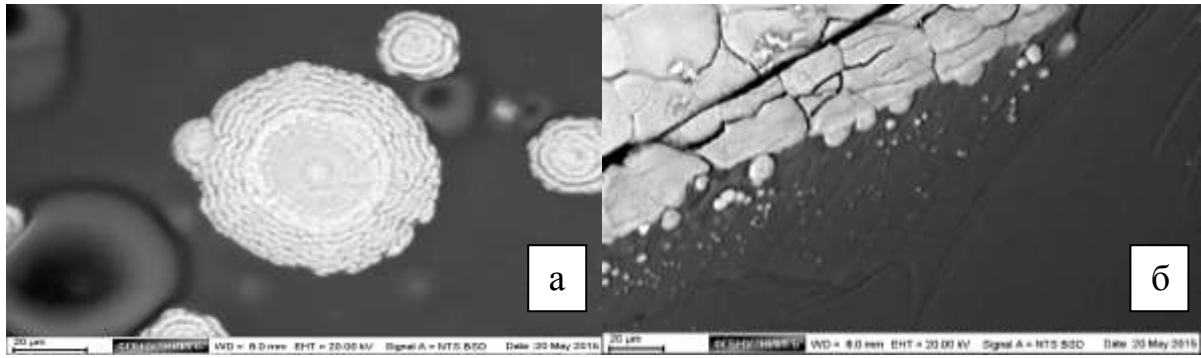
**Результаты морфологической оценки изменений капсулы хрусталика после различных способов экстракции катаракты** показали, что развитие классических форм ВК после ТЭЭК и МХК сопровождалось наличием схожих морфологических признаков, а именно: развитием фиброзной метаплазии на внутренней поверхности КХ или появлением на ней псевдорегенераторных клеточных элементов – шаров Эльшнига–Адамюка. При этом изменения КХ после ТЭЭК отличались более выраженным характером по сравнению с изменениями после МХК. Результаты проведенного исследования показали целесообразность замены часто используемого в практике термина «регенераторный» при обозначении одной из форм ВК на «псевдорегенераторный», поскольку процесс замещения ткани хрусталика реализуется за счет формирования на внутренней поверхности КХ атипичных клеточных структур.

В результате исследования, кроме так называемых классических форм ВК, была выявлена новая клиничко-морфологическая форма помутнений

задней капсулы хрусталика (ЗКХ), названная «гиалоподобной». Данные изменения сопровождались выраженными нарушениями архитектоники ЗКХ. При этом изменение нормальной структуры капсулы выразилось появлением в ней микрощелевидных пространств и разволоknений, которые, возможно, являлись следствием акустической кавитации, возникающей в результате ультразвукового воздействия. Потеря капсулой свойственной для нее роли плотной подложки делала невозможной адгезию и миграцию по ее измененной поверхности пролиферирующих клеточных элементов и фибриллярных структур. С этим было связано то, что при данной форме ВК отсутствовали изменения, характерные для «классических» (пролиферативно-фиброзных, псевдорегенераторных) форм ВК.

### **Результаты сканирующей электронной микроскопии и изучения микротопографии эксплантированных гидрофильных акриловых ИОЛ с поверхностными помутнениями (зрачковыми псевдомембранами)**

Результаты исследования пяти образцов мягких гидрофильных акриловых линз (образец 1 - ИОЛ LS-312-1Y с гидрофобным покрытием фирмы Oculentis (Германия); образец 2 - ИОЛ Micro+A 123 фирмы PhysIOL (Бельгия); образец 3 – ИОЛ Akreos Adapt AO фирмы Bausch & Lomb (США); образцы 4 и 5 – ИОЛ C-flex и SuperFlex фирмы Rayner (Великобритания)) показали наличие кристаллических депозитов на поверхности всех искусственных хрусталиков. Признаки поверхностного помутнения гидрофильных акриловых ИОЛ выявляли в сроки от 3 до 6 лет после хирургической операции. При этом выявленные изменения характеризовали разные стадии процесса образования кристаллов. Зарождение кристаллов начиналось со сноподобного расщепления первичных депозитов (образец 1) размерами 3-5 мкм. По мере роста (до 20-50 мкм) кристаллы приобретали типичное для них зональное строение (рис.3,а), характерное для «взрослых» сферокристаллов (образцы 2-5).



*Рис.3.Картина сканирующей электронной микроскопии ИОЛ (образца 3). а - выраженная осцилляторная зональность кристалла; б - под кромкой, на созданной механическим путем рассеченной поверхности видны зарождающиеся кристаллы размером до 10 мкм.*

Изменение кристаллической структуры растущего минерала выразилось изменяющейся кристалломорфологией. Растущие кристаллы при их смыкании вызывали кристаллизационное усилие, что приводило к раздвиганию центров зарождения кристаллов и возникновению разрывов ИОЛ и ее деформации (образец 2). Исследование показало, что наличие гидрофобного покрытия (образец 1) не исключает возможности формирования помутнений на поверхности гидрофильной акриловой линзы. Отмечена преимущественная локализации помутнений в искусственном хрусталике - центральная зона передней поверхности оптического элемента ИОЛ (образцы 2-5). Однако не исключено тотальное поверхностное помутнение ИОЛ, захватывающее и опорные элементы линзы (образец 1). Отмечено, что рост кристаллов возможен не только на поверхности, но и в толще линзы (образец 3) (рис.3,б).

### **Результаты химического микроанализа кристаллических отложений на поверхности эксплантированных гидрофильных акриловых ИОЛ**

Результаты химического анализа 5 эксплантированных линз позволили выявить относительное единообразие химического состава и сделать заключение о преобладании в составе найденных минеральных отложений химических элементов с большими атомными массами (P,Ca,Zn) относительно среднего состава неизмененных поверхностных участков ИОЛ. Исследование отложений с помощью энерго-дисперсионного спектрометра и детектора обратно-рассеянных электронов позволило провести локальный химический микроанализ и

оценить пространственное распределение химических элементов в режиме микрокартирования. Химический микроанализ кристаллических депозитов на поверхности ИОЛ показал полиминеральное строение поверхностных агрегатов с преобладанием гидроксилapatита (фосфата кальция). Доля другого минерала с содержанием цинка – климанита – в структуре полиминерального комплекса не превышала 9%.

Результат спектрального микроанализа найденных депозитов наглядно продемонстрирован на графическом изображении одного (образец 2) из образцов (рис. 4).

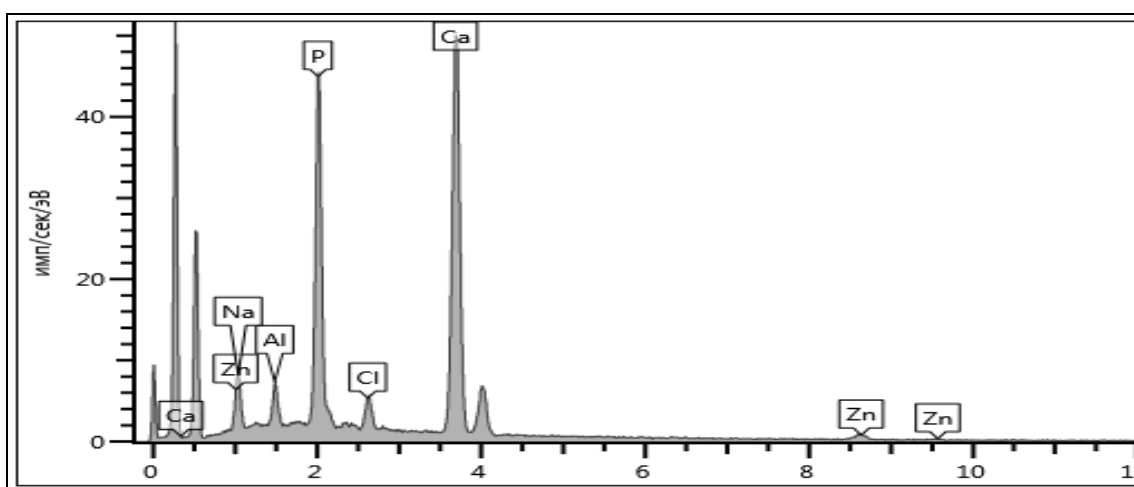


Рис. 4. Графическое изображение результатов спектрального микроанализа депозитов на поверхности 2-го образца ИОЛ.

Одним из наиболее важных наблюдений, сделанным при анализе минеральных отложений, является зафиксированное участие цинка в запуске процесса, приводящего к осаждению гидроксилapatита. Оценка эволюции химического состава минерала по мере его развития позволила говорить о том, что во всех случаях при зарождении сферокристалла концентрация цинка была максимальной. В связи с этим не исключалась роль цинка, как активирующего фактора, участвующего в патогенетической цепочке и приводящего к выпадению депозитов на поверхности линзы. Изменяющееся в процессе развития отдельно взятого кристалла содержание цинка представлено на рис. 5. Состав гидроксилapatита и Zn-содержащей минеральной фазы, а также их соотношения приведены в табл. 1.

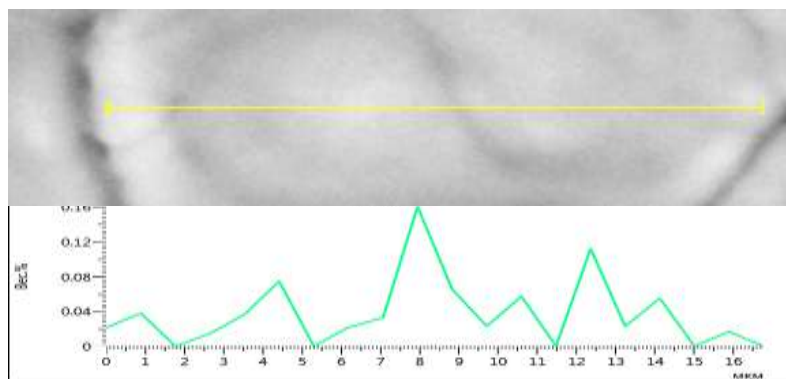


Рис. 5. Эволюция содержания цинка в отдельном сферокристалле на поверхности ИОЛ. В центральной (зародышевой) части сферокристалла концентрация Zn кратно выше, чем на периферии.

Таблица 1. Химический состав поверхностных минеральных отложений

ИОЛ	Формула гидроксилапатита $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ (нормировка по фосфору)	Содержание в минеральной фазе, %	Формула условного климанита $\text{ZnAl}_2(\text{PO}_4)_2(\text{OH})_2 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$ (нормировка по цинку)	Содержание в минеральной фазе, %
1-й образец	$(\text{Ca}_{4,7}\text{Mg}_{0,2}\text{Na}_{0,1})(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$	95	$\text{Zn}(\text{Al}_{1,6}\text{Si}_{0,3})(\text{PO}_4)_{1,8}(\text{OH})_2 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$	5
2-й образец	$(\text{Ca}_{4,8}\text{Na}_{0,3})(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$	91	$\text{Zn}(\text{Al}_{1,8}\text{Si}_{0,1})(\text{PO}_4)_{1,8}(\text{OH})_2 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$	9
3-й образец	$\text{Ca}_{5,1}(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$	94	$\text{ZnAl}_2(\text{PO}_4)_2(\text{OH})_2 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$	6
4-й образец	$\text{Ca}_{5,05}(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$	99	$\text{ZnAl}_{1,9}(\text{PO}_4)_2(\text{OH})_2 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$	1
5-й образец	$(\text{Ca}_{4,6}\text{Mg}_{0,4})(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$	97	$\text{Zn}(\text{Al}_{1,9}\text{Si}_{0,2})(\text{PO}_4)_{1,8}(\text{OH})_2 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$	3

Из табл. 1 следует, что расчетный состав минерала в образцах 1, 2 и 5 выявил низкую стехиометричность (неполное его соответствие идеальной кристаллохимической формуле). Напротив, в образцах 3 и 4 формула гидроксилапатита была близка к идеальной.

### Рабочая классификация

На основании проведенных исследований была разработана рабочая классификация, которая отражает все возможные клинкоморфологические варианты пленчатых помутнений, расположенных в проекции зрчка, включая гиалоподобную форму ВК и зрчковые псевдомембраны, а также содержит информацию о топографии, сроках формирования пленчатых помутнений, степени их выраженности и степени контакта пленчатого образования с поверхностью ИОЛ.



## **I. По топографии и клинико-морфологической форме:**

### **1. Прелентальные помутнения**

- прогрессирующий фиброз края отверстия в ПКХ;
- скопление пролиферирующих атипичных клеточных структур; хрусталика на передней поверхности ИОЛ;
- экссудативные пленчатые ЗМ;
- преципитаты;
- пигментные отложения или пигментные ЗМ;
- неоваскулярные ЗМ;
- остатки хрусталиковых масс;
- кальцифицированные ЗМ;
- смешанная форма помутнений.

### **2. Ретролентальные помутнения**

- псевдорегенераторная ВК;
- фиброзная ВК;
- гиалоподобная ВК;
- задняя неоваскулярная ЗМ;
- остатки хрусталиковых масс;
- пигментные отложения;
- экссудативная ретролентальная мембрана;
- складчатость + фиброз ЗКХ;
- смешанная форма.

### **3. Зрачковые псевдомембраны** (минеральные отложения на ИОЛ)

- локальные помутнения (центр, периферия, передняя, задняя стенка ИОЛ);
- сплошное поверхностное помутнение ИОЛ.

## **II. По срокам:**

- первичные помутнения (остаточные проявления катаракты);
- вторичные помутнения (формируются в послеоперационном периоде).

## **III. По степени выраженности** (по данным биомикроскопии и денситометрии):

- **1 степень** (начальные изменения в виде лёгкого помутнения КХ, не снижающие четкость рефлекса с глазного дна, оптическая плотность помутнений не более 10–15 ед.);
- **2 степень** (умеренные изменения в виде полупрозрачных или неравномерных по плотности помутнений КХ, снижающие четкость рефлекса с глазного дна, оптическая плотность помутнений - 16-30 ед.);
- **3 степень** (выраженные изменения в виде непрозрачной мембраны белого или серого цвета, делающие невозможным исследование глазного дна, оптическая плотность помутнений выше 30 ед.).

## **IV. По степени контакта ИОЛ с ЗКХ:**

- «0» - широкое пространство (0,4-0,5 мм и более);
- «I» - узкое, щелевидное пространство (0,1-0,3 мм);
- «II»- плотный контакт.

### **Факторы, влияющие на характер и сроки формирования послеоперационных осложнений в переднем отделе глаза**

В результате исследования установлено, что сроки формирования помутнений КХ после ТЭЭК (10 мес.) короче, более чем в 2 раза, по сравнению с тем же показателем после ФЭ (22 мес.) ( $p < 0,05$ ). Достоверно установлено, что фиброзные изменения КХ являются основными (68,7%) после проведения ТЭЭК ( $p < 0,05$ ). Для пациентов, оперированных методом ФЭ более (55,2%) характерны «мягкие» (гиалоподобные и псевдорегенераторные) формы ВК ( $p < 0,05$ ). Доказано, что наличие послеоперационных осложнений (иридоциклит, децентрация ИОЛ, эктопия зрачка) и сопутствующей глазной патологии (диабетическая ретинопатия, хронический увеит, глаукома, состояние после СКП) увеличивает риск развития помутнений КХ и формирования прелентальных ЗМ, в том числе неоваскулярных пленок ( $p < 0,05$ ). Выявлена взаимосвязь между характером патологических изменений и материалом ИОЛ. Присутствие линз из ПММА чаще приводило к фиброзу перерождению КХ ( $p < 0,05$ ). У пациентов с акриловыми и силиконовыми ИОЛ, изменения КХ носили неоднородный характер с превалированием «мягких» форм ВК ( $p < 0,05$ ).

### **Факторы риска развития повреждений ИОЛ и развития других осложнений, связанных с проведением ЛФД**

Результаты изучения лазерной резистентности различных материалов ИОЛ позволили зафиксировать максимальную (95,1%) частоту дистантных повреждений в силиконовых искусственных хрусталиках. ИОЛ из ПММА также подвергались разрушению (треки, трещины, сколы), но в меньшей степени (65,5%). Напротив, ИОЛ из акрила обладали относительно высокой лазероустойчивостью и реже (42,3%) имели признаки повреждения. Перечисленное выше отражалось на достоверности различий ( $p < 0,05$ ). Уменьшение дистанции между ИОЛ также достоверно ( $p < 0,05$ ) увеличивало риск дистантных повреждений в линзах из ПММА на 52,4%, в акриловых и силиконовых ИОЛ – на 41,9 и 83,6%, соответственно. Установлено, что лазерное рассеечение ВК с высокой оптической плотностью (фиброзная, смешанная формы ВК) требовало использования высоких (до 5,3 мДж) значений уровня энергии импульса, что достоверно ( $p < 0,05$ ) повышало риск

развития дистантного повреждения ИОЛ. Так, ЛФД фиброзных ВК сопровождалась развитием в ИОЛ трещин в 62% случаев, трещин – в 14%, сколов – в 3%. ЛФД мягких ВК приводила к дистантным повреждениям (трещинам) в меньшей (до 53%) степени и за редким исключением не вызывало трещин (3%) и сколов (0%). Результаты исследований показали, что сопутствующая патология (эктопия зрачка, децентрация ИОЛ с разворотом, помутнение роговицы, иридохрусталиковые сращения, астигматизм) в переднем отделе глаза также влияет на развитие повреждений ИОЛ ( $R_{sp} \geq 0,20$ ,  $p < 0,05$ ). В ходе работы выявлены и другие осложнения, связанные с проведением ЛФД. Это повышение ВГД ( $n=473$ ), гифема ( $n=15$ ), рецидив хронического увеита ( $n=12$ ), грыжа стекловидного тела ( $n=2$ ), гемофтальм ( $n=2$ ). Проведенный анализ позволил установить оптимальные уровни энергии, гарантирующие относительную безопасность лазерного вмешательства для каждого типа линз: 2,5-3,5 мДж для ИОЛ из ПММА и акрила, 1,3-2,0 мДж – для силиконовых хрусталиков.

### **Результаты изучения в эксперименте механизмов лазерной фотодеструкции капсулы хрусталика**

Результаты исследования показали, что температура в области деструкции ( $T_a$ ) КХ зависит от предела прочности рассекаемой пленки.  $T_a$  для мягких образцов КХ составила 90°C, для твердых - 120°C. Сравнительная оценка величин давления газового пузырька ( $P_b$ ) и давления, вызванного термическим расширением воды ( $P_w$ ), для  $T_a$  90 и 120°C, вычисленных по формулам:  $P_b = P_0 \exp[-\sigma V_0 / (Rk_B T)]$  и  $P_w = \alpha \Delta T E$ , где  $\sigma$  – поверхностное натяжение;  $V_0$  – молекулярный объем газа;  $R$  – радиус пузырька;  $\alpha$  – коэффициент термического расширения воды;  $E$  – модуль упругости материала пленки;  $\Delta T$  – изменение температуры, позволила определить то, что  $P_w$ , возникающее благодаря расширению перегретой воды, в сотни раз выше давления  $P_b$  в газовых пузырьках. Для мягких пленок  $P_w$  было равным 25 МПа.  $P_w$  для твердых мембран составляло 60 МПа. Данное сравнение позволило сделать заключение о том, что преобладающим механизмом лазерной абляции КХ следует считать процесс термического расширения воды. В то же время образование газовых пузырьков играет важную, но не основную роль.

## Результаты применения и сравнительная оценка разработанной фокусирующей насадки для лазерного фотодеструктора

Результаты показали, что во всех первых подгруппах (*описание групп/подгрупп см. в «Методах лазерного лечения пациентов»*) уровень энергии, затрачиваемый на рассечение ВК, был ниже, чем во вторых. Во 2-й и 3-й группах данные различия имели достоверный ( $p < 0,05$ ) характер (табл. 2).

Таблица 2. Уровень затраченной энергии лазерного излучения

Группа	Подгруппа	Энергия, мДж ( $M \pm \sigma$ )	P-уровень
1-я	1-я	2,75±0,44	0,1253
	2-я	3,16±0,72	
2-я	1-я	3,44±0,77	<b>0,0482</b>
	2-я	4,18±1,08	
3-я	1-я	3,97±0,75	<b>0,0069</b>
	2-я	5,20±1,21	

От уровня затраченной энергии зависела частота дистантных повреждений ИОЛ, что наглядно представлено на примере треков (рис.6).

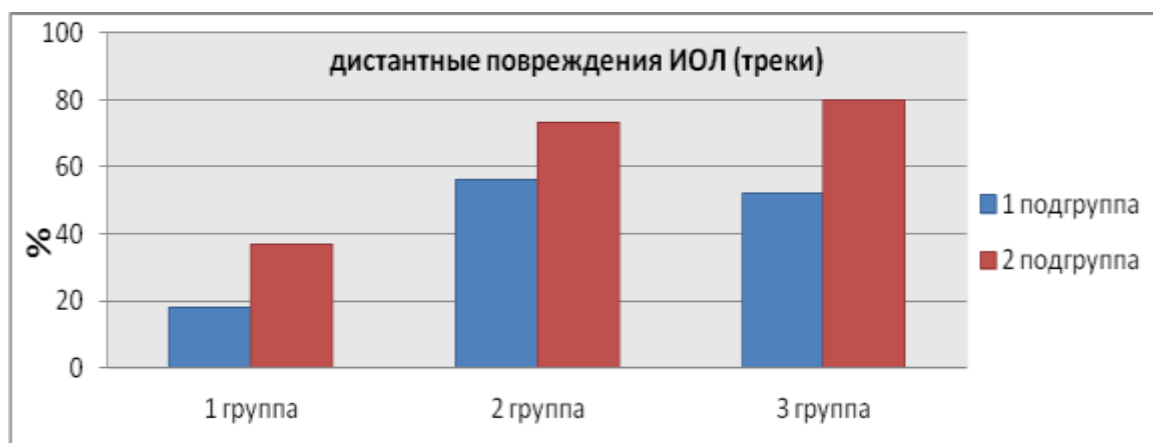


Рис. 6. Частота дистантных повреждений (треков) ИОЛ.

Особенно отчетливой данная зависимость оказалась во 2-й ( $R_p=0,22$ ,  $P=0,03$  для 1 подгруппы;  $R_p=0,39$ ,  $p=0,009$  для 2 подгруппы) и 3-й ( $R_p=0,71$ ,  $p=0,0001$  для 1 подгруппы;  $R_p=0,56$ ,  $p=0,004$  для 2 подгруппы) группах. Изучение корреляционной связи выявило зависимость ВГД от суммарного уровня лазерной энергии во всех группах, кроме подгруппы 1.1. Более выраженной зависимость данного показателя (по коэфф. Пирсона) была во 2-х подгруппах ( $R_p \leq 0,99$ ,  $p < 0,0001$ ), менее заметной – в 1-х ( $R_p \leq 0,81$ ,  $p < 0,0001$ ).

## Результаты применения технологии комбинированного лазерного переднего капсулорексиса при контракционном синдроме

Выполнение ЛПКР по предложенной технологии привело к увеличению среднего диаметра отверстия в ПКХ более чем в 2 раза по сравнению с показателями до вмешательства (табл. 3).

Таблица 3. Средний диаметр отверстия в передней капсуле хрусталика

Диаметр отверстия в ПКХ, мм (M±σ)		
до ЛПКР	через 2 недели после ЛПКР	через 1 год после ЛПКР
1,59±0,52	3,41±0,48	3,39±0,45

При сравнении показателей среднего диаметра отверстия в ПКХ до и после вмешательства были выявлены достоверные различия ( $p < 0,0001$ ). Сравнение того же показателя через 2 нед. и год достоверных различий не выявило ( $p > 0,05$ ), что указывало на стабильность размеров отверстия в ПКХ в течение 1 года наблюдений (табл. 4).

Таблица 4. Сравнение показателей среднего диаметра отверстия в ПКХ в отдельных выборках

<i>p</i> -уровень значимости в выборках		
До вмешательства - - Через 2 недели	До вмешательства - - Через 1 год	Через 2 недели - - Через 1 год
<b>0,0000</b>	<b>0,0000</b>	0,7911

Результаты исследования капсульной сумки хрусталика с помощью метода УБМ выявили увеличение ее размера после вмешательства, что указывало на ослабление контракции (табл. 5).

Таблица 5. Размер капсулы хрусталика в динамике

Размер капсулы хрусталика	мм (M±σ)		<i>p</i>
	До	После	
Горизонтальный размер	До	7,06 ± 0,17	<b>0,0237</b>
	После	7,52 ± 0,24	
Вертикальный размер	До	7,43 ± 0,41	0,0640
	После	7,73 ± 0,23	

Из таблицы следует, что более заметным было увеличение горизонтального размера, что сказалось на уровне достоверности различий ( $p < 0,05$ ). Увеличение вертикального диаметра оказалось менее значимым ( $p = 0,06$ ).

Выявленное уменьшение дистанции между ИОЛ и радужкой после ЛПКР при сравнении до и после вмешательства, достоверных различий не имело ( $p>0,05$ ).

**Сравнительная экспериментально-морфологическая оценка эффективности и безопасности лазерной иридопластики с применением излучения различного спектрального состава**

Результаты морфологического исследования показали, что после воздействия ИК-излучением (длина волны 0,810 мкм) диодного лазера область коагулята на поперечном срезе радужки представляла собой конусовидный участок некробиотических изменений с нечеткими границами, диаметром  $211 \pm 13$  мкм, небольшой глубиной ( $42 \pm 2$  мкм) и кратерообразным углублением ( $9 \pm 1,5$  мкм) на поверхности. Зона коагуляции отличалась выраженной дисперсией свободных гранул пигмента, скоплением стромальных меланоцитов и отсутствием признаков повреждения сосудов. После воздействия излучением на длине волны 0,532 мкм коагуляты радужки имели четкие границы и выглядели более объемными за счет того, что зона некробиотических изменений имела большую (до 68 мкм) глубину и составляла почти 1/3 толщины стромы радужки. Изменения сопровождались диапедезным кровоизлиянием. Изменение параметров коагулятов через 2 нед. было обусловлено, с одной стороны, контракцией коагулированной ткани, а с другой – тракционным действием фиброзной ткани, замещающей нежизнеспособные структуры стромы в области нанесения коагулятов. По степени изменения показателей судили об эффективности вмешательства. Пространственные характеристики лазеркоагулятов радужки представлены в табл. 6.

Таблица 6. Морфометрические показатели лазеркоагулятов

Тип лазера, длина волны, сроки исследования	Диаметр коагулята, мкм ( $m \pm \sigma$ )	глубина коагулята, мкм ( $m \pm \sigma$ )	Высота кратера, мкм ( $m \pm \sigma$ )
Диодный, 0,810 мкм, 1-е сутки	$211,80 \pm 13,14$	$42,12 \pm 1,65$	$9,26 \pm 1,21$
Диодный, 0,810 мкм, 14-е сутки	$182,35 \pm 12,41$	$18,12 \pm 1,92$	$20,01 \pm 2,02$
«Зеленый», 0,532 мкм, 1-е сутки	$207,07 \pm 14,11$	$68,90 \pm 2,27$	$12,98 \pm 1,05$
«Зеленый», 0,532 мкм, 14-е сутки	$210,62 \pm 11,52$	$25,96 \pm 2,17$	$15,07 \pm 1,24$
Паттерн, 0,532 мкм, 1-е сутки	$201,33 \pm 12,54$	$53,31 \pm 1,87$	$10,08 \pm 1,14$
Паттерн, 0,532 мкм, 14-е сутки	$192,58 \pm 11,88$	$23,06 \pm 1,62$	$14,71 \pm 1,82$

Как следует из табл. 6, выраженное сокращение диаметра коагулята и увеличение высоты кратера было более заметным после воздействия диодным лазером, что сказалось на достоверности различий при сравнении с результатами коагуляции излучением лазеров, работающих в видимом диапазоне длин волн ( $p \geq 95\%$ , по критерию Стьюдента). Уменьшение глубины коагуляционного некроза более чем в 2 раза наблюдали во всех сравниваемых группах.

### **Сравнительная оценка результатов использования технологии лазерного фотомидриаза с излучением в ближнем (0,810 мкм) ИК и видимом (0,532 мкм) диапазонах длин волн в клинике**

Пациентам 1-й группы (20 пациентов, 22 глаза) ЛФМ выполняли с использованием ближнего (0,810 мкм) ИК-излучения. Пациентам 2-й группы (7 пациентов, 7 глаз) выполнение ЛФМ излучением в ближнем ИК-диапазоне (0,810 мкм) завершало пластику зрачка после предварительного проведения других (синехиолизиса, корепраксии) иридопластических вмешательств. Пациентам 3-й группы (11 пациентов, 13 глаз) ЛФМ выполняли с использованием излучения «зеленого» (0,532 мкм) лазеркоагулятора. Во всех группах отмечали умеренно выраженную конъюнктивальную инъекцию. Обращало на себя внимание отсутствие в околозрачковой зоне видимых следов лазеркоагуляции и последующей ожоговой атрофии у пациентов 1-й группы. В 3-й группе, напротив, наблюдали интенсивную ожоговую пигментацию в зоне воздействия сразу после проведения вмешательства и образование там же рубцово-атрофических изменений спустя 2 недели. Кровотечение из сосудов радужки наблюдали только во 2-й группе у 4 пациентов. Эффективность лечения оценивали с помощью программы для ЭВМ «IrisMeter» по динамическим показателям зрачка (смещению оптических осей, изменению коэффициента формы зрачка и показателя соразмерности площади зрачка) до вмешательства и через 2 нед. после его проведения (табл. 7).

Таблица 7. Средние значения показателей зрачка по группам до и после лазерного вмешательства

Лазерное вмешательство, группа	n	Смещение зрачка от оптической оси, мм		Коэффициент формы зрачка, (эталон:1,0)		Показатель соразмерности площади фактического зрачка и модельного, %	
		до	после	до	после	до	после
ИК-ЛФМ, 1-я группа	22	1,72	0,95	0,75	0,91	28,68	81,45
Комбиниров. ЛФМ, 2-я группа	7	0,86	0,50	0,50	0,72	41,42	73,60
ЛФМ «зеленым» излучен., 3-я группа	13	1,66	1,09	0,61	0,80	26,04	58,43

При сравнении средних значений указанных показателей до и после процедуры выявлена их достоверная разница во всех без исключения группах ( $p \leq 0,02$ ). Тем не менее, степень изменения указанных показателей при сравнении между группами была неодинакова. Так, наиболее выраженное (на 0,77 мм) уменьшение показателя смещения зрачка от оптической оси было продемонстрировано в 1-й группе. Увеличение коэффициента формы зрачка до максимальных (0,91) значений и повышение показателя соразмерности площади фактического и модельного зрачка до 81% также отличало 1-ю группу от 2-й и 3-й групп ( $p < 0,05$ ).

## ВЫВОДЫ.

1. На основании проведенного анализа структурных изменений в зоне иридохрусталиковой диафрагмы, базирующегося на результатах обследования и лечения 725 пациентов (770 глаз) с артификацией, установлены послеоперационные осложнения, требующие проведения лазерных реконструктивных операций. Определено, что основными (94,5%) из них являются пленчатые помутнения, расположенные в плоскости зрачка (вторичные катаракты, прелентальные зрачковые мембраны, прогрессирующий фиброз передней капсулы хрусталика). Деформация радужки, сопровождающаяся эктопией зрачка, составляет 5,5%.



Выявленные в результате анализа факторы риска, связанные с проведением лазерных реконструктивных вмешательств, послужили основанием к разработке оригинальных технологий лазерного лечения пациентов с патологическими изменениями в области иридохрусталиковой диафрагмы.

2. Основными факторами, влияющими на сроки формирования и характер пленчатых помутнений в области зрачка, являются:

- **технология операции экстракции катаракты:** средний срок формирования помутнений при традиционной экстракапсулярной экстракции катаракты (ТЭЭК) составляет 10 мес., основная форма изменений – плотные пленчатые помутнения в виде фиброза задней капсулы хрусталика (ЗКХ); при факоэмульсификации (ФЭ) средний срок формирования помутнений – 22 мес., основные изменения – мягкие формы вторичной катаракты (ВК) ( $p < 0,05$ );

- **осложнения после хирургии катаракты:** послеоперационный иридоциклит, децентрация ИОЛ, иридохрусталиковые сращения ( $R_{Sp} \geq 0,25$ ,  $p < 0,05$ );

- **сопутствующая глазная патология:** средние сроки формирования помутнений ЗКХ у пациентов с диабетической ретинопатией и хроническим увеитом составляют 8 и 6 мес. соответственно. При отсутствии таковых – 18 мес ( $p < 0,05$ );

- **материал ИОЛ:** сроки развития помутнений ЗКХ при наличии ИОЛ из ПММА составляет 10 мес, из силикона – 18, из акрила – 22 ( $p < 0,05$ ). Установлено, что преобладающей формой ВК при наличии ИОЛ из ПММА являлся фиброз ЗКХ ( $p < 0,05$ ), ИОЛ из силикона и акрила – «мягкие» формы помутнений ЗКХ ( $p < 0,05$ ).

3. Факторами риска дистантного повреждения ИОЛ лазерным излучением являются: **низкая сопротивляемость лазерному излучению ИОЛ из силикона** (95,1% случаев повреждения ИОЛ в группе наблюдения) отличает данный тип линз от искусственных хрусталиков из ПММА (65,5%) и акрила (42,3%) ( $p < 0,05$ ); **отсутствие безопасной дистанции между ЗКХ и ИОЛ**, особенно силиконовых линз, в меньшей степени ИОЛ из акрила и

ПММА ( $p < 0,05$ ); **высокая плотность помутнений ЗКХ** и необходимость **увеличения уровня энергии** импульса увеличивают риск повреждения ИОЛ при рассечении твердых (фиброзных) пленок ВК до 62%, при воздействии на «мягкие» ВК - до 53%; **наличие сопутствующей глазной патологии** (дислокация ИОЛ, иридохрусталиковые сращения, эктопия зрачка), достоверно ( $R_{sp} \geq 0,32$ ,  $p < 0,05$ ) влияет на развитие повреждений ИОЛ.

4. Установлено, что оптимальными уровнями энергии, гарантирующими относительную безопасность лазерного вмешательства для ИОЛ из ПММА и акрила, являются значения в пределах 2,5-3,5 мДж, для силиконовых ИОЛ - 1,3-2,0 мДж (в зависимости от наличия дистанции между ИОЛ и ЗКХ).

5. Впервые выявлена морфологическая форма (гиалоподобная форма) ВК, имеющая отличительные признаки и развивающаяся после микроинвазивной хирургии катаракты.

6. Установлен химический состав зрачковых псевдомембран (кристаллических отложений) на поверхности эксплантированных гидрофильных акриловых ИОЛ, который указывает на полиминеральное строение минеральных агрегатов с преобладанием (до 91%) минерала гидроксилапатита (фосфат кальция). Впервые выявлено участие цинка, входящего в состав другого минерала – климанита, содержание которого в структуре полиминерального комплекса не превышает 9%. Пиковые концентрации цинка в зародышевых и ростковых зонах отдельных сферокристаллов указывают на возможное участие данного микроэлемента не только в зарождении самого минерала, но и в дальнейшей его эволюции. Доказана возможность роста кристаллов не только на поверхности гидрофильной акриловой ИОЛ, но и в толще искусственного хрусталика.

7. Разработана рабочая классификация, отражающая все возможные клиничко-морфологические варианты пленчатых помутнений, расположенных в проекции зрачка, включая впервые представленную гиалоподобную форму ВК и зрачковые псевдомембраны (кристаллические депозиты на поверхности ИОЛ), и содержащая информацию о сроках

формирования пленчатых помутнений, степени их выраженности и уровне контакта с поверхностью ИОЛ. Классификация позволяет составить алгоритм выбора оптимальной технологии лазерного вмешательства.

8. Впервые экспериментально установлено, что основным механизмом лазерной деструкции капсулы хрусталика при ее рассечении является термическое расширение перегретой воды (тканевой жидкости), происходящее непосредственно после окончания лазерных импульсов. Образование газовых пузырьков играет важную, но не основную, роль в процессе лазерного разрушения ткани капсулы хрусталика.

9. Разработана насадка для отечественного лазерного офтальмодеструктора АЛОФ мх-01"ОПТИМУМ". Доказано, что использование предложенной коаксиальной зеркально-линзовой насадки позволяет проводить лазерную деструкцию пленчатых помутнений в переднем отделе глаза тогда, когда выполнение вмешательства с помощью штатной насадки, проводящей излучение через верхний отдел роговицы, представляется технически сложным или практически не выполнимым, например при наличии помутнений роговицы в верхних отделах. Предложенная насадка способствует повышению безопасности лазерного вмешательства. Разница в показателях дистантных повреждений ИОЛ при использовании предложенной модели насадки и сравниваемого образца имела достоверные ( $p < 0,05$ ) значения.

10. Разработана новая технология комбинированного лазерного (продольного и радиального) переднего капсулорексиса при контракционном синдроме, которая обеспечивает создание в ПКХ стабильного оптического отверстия. Показатель среднего диаметра отверстия в ПКХ при сравнении до и после вмешательства имел достоверные различия ( $p < 0,0001$ ). Доказано, что предложенная технология препятствует развитию непрогнозируемых трещин в капсульной сумке во время и после выполнения лазерного вмешательства. Преимуществом разработанной технологии является отсутствие иссеченных фрагментов КХ,

способных вызвать раздражение радужки и травматизацию эндотелия роговицы.

11. Разработана оригинальная технология лазерного фотомидриаза с использованием ближнего ИК-излучения диодного лазера на длине волны 0,810 мкм. Эффект сокращения радужки при использовании ИК-лазерного (0,810 мкм) излучения превосходит по результату эффект от использования лазеров с излучением в видимом (0,532 мкм) диапазоне длин волн. Доказана перспективность использования ближнего ИК-излучения на длине волны 0,810 мкм для иридопластических вмешательств в клинической практике. ИК-излучение диодного лазера не вызывает выраженных деструктивно-атрофических изменений и косметических дефектов в ткани радужки в отличие от излучения видимого диапазона длин волн.

12. Разработанные программы для ЭВМ («Iris meter» и «APERTURA-CAPSULA-METR») позволяют эффективно оценивать изменяющиеся анатомо-топографические показатели в иридохрусталиковой зоне после лазерных вмешательств.

### **ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.**

1. При определении формы вторичной катаракты вместо термина «регенераторный» следует использовать термин «псевдорегенераторный», поскольку процесс восстановления утраченной структуры хрусталика происходит за счет роста атипичных клеточных структур.

2. При выборе вида акриловой ИОЛ необходимо руководствоваться степенью гидрофильности искусственного хрусталика и учитывать наличие сопутствующей, в том числе глазной, патологии, прежде всего глаукомы, диабетической ретинопатии, состояний после витреоретинальных вмешательств, достоверно повышающих риск развития так называемых зрачковых псевдомембран (отложений кристаллов, имеющих полиминеральное строение) на поверхности акриловых гидрофильных ИОЛ.

3. При прогнозировании результата хирургического вмешательства по поводу катаракты следует знать, что способ хирургического вмешательства, материал ИОЛ, наличие сопутствующих глазных заболеваний и послеоперационных осложнений могут определять клинкоморфологическую форму и сроки формирования пленчатого помутнения в области иридохрусталиковой диафрагмы. Традиционная экстракапсулярная экстракция катаракты с имплантацией ИОЛ из ПММА, наличие осложнений и сопутствующих заболеваний, как правило, приводят к формированию фиброзных изменений капсулы хрусталика в сроки до 1 года. После микроинвазивной хирургии катаракты с имплантацией мягких эластичных ИОЛ чаще развиваются «мягкие» формы вторичной катаракты, возникающие в сроки от 1,5 лет и более.

4. Возможность развития различных осложнений во время лазерного вмешательства, в первую очередь дистантных повреждений ИОЛ, требует всестороннего учета существующих факторов риска, к которым можно отнести низкую резистентность искусственных хрусталиков (силиконовых линз, в меньшей степени ИОЛ из ПММА) к лазерному излучению, отсутствие безопасной дистанции между ИОЛ и облучаемой пленчатой структурой, высокую оптическую плотность рассекаемых пленок ВК, высокий (несоответствующий прочности ИОЛ) уровень энергии лазерного излучения, наличие сопутствующих (дислокация ИОЛ, иридохрусталиковые сращения, помутнение роговицы, астигматизм) патологических изменений.

5. Достижение конечного результата (деструкции ткани КХ) целесообразнее обеспечивать не путем повышения уровня энергии, а за счет увеличения кратности лазерных импульсов.

6. Для ИОЛ из ПММА и акрила допустимый уровень энергии, гарантирующий относительную безопасность оптического элемента линзы, должен находиться в пределах 2,0-3,5 мДж, для силиконовых ИОЛ - 1,3-2,0 мДж.

7. Коаксиальная фокусирующая насадка для отечественного лазерного фотодеструктора позволяет снизить уровень энергии лазерного импульса при одновременном использовании контактных подфокусирующих линз типа Абрахама и может использоваться при наличии помутнений в верхних отделах роговицы.

8. Выполнение комбинированного переднего лазерного послабляющего капсулорексиса необходимо начинать с предварительного нанесения продольных разрезов. Следует иметь в виду, что полученное отверстие в передней капсуле может расширяться в последующие 2 нед., в связи с чем следует избегать формирования изначально широкого первичного отверстия.

9. При проведении лазерного фотомидриаза по предложенной технологии с воздействием на радужку излучением ИК-лазера на длине волны 0,810 мкм необходимо использовать следующие параметры: выходная мощность 0,2 - 0,6 Вт, экспозиция 0,15 – 0,2 с, диаметр пятна 150 - 200 мкм. Параметры лазерного излучения целесообразно подбирать в каждом конкретном случае индивидуально, начиная с минимальных значений, до получения эффекта локального стягивания радужки. Лазерные аппликации (коагуляты) следует наносить в противоположных смещению зрачка участках радужки (в количестве 3 – 5 по каждому из направлений), добиваясь ее сокращения. В случае необходимости проведения комбинированных иридопластических вмешательств (синехиолизис, корепраксия, сфинктеротомия) лазерный фотомидриаз выполняется на завершающем этапе.

## **СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ.**

1. Новые технологии лазерной фотодеструкции вторичных катаракт при артифакции // Тезисы докладов науч.-практ. конф. Северо-западного региона Российской Федерации. – СПб. – 2001. – С. 296-297 (Соавт.: Большунов А.В., Бузыкканова М.А., Житкова М.Б., Маштаков Д.М.).
2. О факторах риска повреждения ИОЛ при лазерной фотодеструкции пленок вторичных катаракт в артифакционных глазах // Тезисы докладов науч.-практ. конф. «Новые лазерные технологии в офтальмологии». – Калуга, 2002. – С. 11 (Соавт.: Большунов А.В., Боев В.И., Бузыкканова М.А.).
3. Оценка разрешающей способности ИОЛ после повреждения излучением YAG лазера // Тезисы докладов юбилейного симпозиума «Актуальные вопросы офтальмологии». – Москва, 2003. – С. 107-108 11 (Соавт.: Омельченко А.И., Боев В.И., Большунов А.В.).
4. К вопросу о полиморфизме вторичных катаракт // Юбилейный сборник научн. трудов, посвященный 110-летию со дня рожд. проф. Х.О. Булача. – Махачкала, 2004. – С. 94-95.
5. «Пленчатые» осложнения при псевдофакии: причины, профилактика, лазерное лечение // **Вестн. офтальмол.** – 2004. – Т. 120. - №4. – С. 51-54.
6. Факторы риска развития дистантных повреждений ИОЛ при проведении задней ИАГ-лазерной капсулотомии // Тезисы докладов VIII съезда офтальмологов России. – М., 2005. – С. 573-574 (Соавт.: Сосновский В.В.).
7. К вопросу о полиморфизме вторичных катаракт // Тезисы докладов VIII съезда офтальмологов России. – М., 2005. – С. 573 (Соавт.: Сосновский В.В.).
8. Оптимизация лазерного лечения пациентов с пленчатыми зрачковыми мембранами после экстракции катаракты при сопутствующем сахарном диабете // Материалы науч.-практ. конф. «Сахарный диабет и глаз». – М., 2006. – 84-86 (Соавт.: Большунов А.В., Бузыкканова М.А.).
9. Лазерная хирургия вторичных катаракт при артифакции в глазах после тампонады витреальной полости силиконовым маслом // Материалы науч.-практ. конф. «Сахарный диабет и глаз». – М., 2006. – 86-88.
10. Изучение факторов риска повреждения ИОЛ лазерным излучением // **Вестн. офтальмол.** – 2006. – Т.122. - №5. – С. 28-31 (Соавт.: Сосновский В.В., Боев В.И., Бузыкканова М.А.).
11. Влияние лазерного излучения на состояние роговицы при проведении лазерной дисцизии зрачковых мембран // Материалы науч.-практ. конф. «Современные методы диагностики и лечения заболеваний роговицы и склеры». – М., 2007. – 217-219 (Соавт.: Бородина Н.В.).
12. Современные технологии лазерной хирургии зрачковых мембран при артифакции // **Вестн. офтальмол.** – 2007. – Т.123. - №6. – С. 46-51 (Соавт.: Большунов А.В.).
13. Лазерная микрохирургия зрачковых мембран. Иллюстрированное руководство. - М.: Памятники исторической мысли, 2008. - 80 с. (Соавт.: Большунов А.В.).
14. Применение инфракрасного излучения в лазерной реконструкции радужки при деформациях и смещении зрачка // Материалы науч.-практ.

- конф. «Лазеры в офтальмологии: вчера, сегодня, завтра». – М., 2009. – С. 172-174 .
15. Лазерные оптико-реконструктивные вмешательства в области иридохрусталиковой диафрагмы // *Материалы науч.-практ. конф. «Лазеры в офтальмологии: вчера, сегодня, завтра».* – М., 2009. – С. 175-179 (Соавт.: Большунов А.В.).
16. Анализ структурных изменений роговицы после проведения лазерной дисцизии задней капсулы хрусталика // *Материалы науч.-практ. конф. «Лазеры в офтальмологии: вчера, сегодня, завтра».* – М., 2009. – С. 180-183 (Соавт.: Бородина Н.В., Кобзова М.В., Велиева И.А.).
17. Классификация пленчатых помутнений в зоне иридохрусталиковой диафрагмы при артификации // **Вестн. офтальмол.** – 2010. – Т.126. - №2. – С. 22-27.
18. Экспериментально-морфологическая оценка эффективности и безопасности лазерной иридопластики излучением ближнего инфракрасного диапазона // *Тезисы IX Всероссийской науч.-практ. конф. с международным участием «Федоровские чтения-2011».* – М., 2011. – С. 355 (Соавт.: Федоров А.А.).
19. Ближнее инфракрасное излучение в лазерной реконструкции радужки // *Тезисы IX Всероссийской науч.-практ. конф. с международным участием «Федоровские чтения-2011».* – М., 2011. – С. 190-191 (Соавт.: Новиков И.А., Бурсов А.И., Велиева И.А.).
20. Способ количественной оценки эффективности лазерной иридопластики при деформациях зрачка // *Тезисы IX Всероссийской науч.-практ. конф. с международным участием «Федоровские чтения-2011».* – М., 2011. – С. 191-192 (Соавт.: Новиков И.А., Бурсов А.И., Велиева И.А.).
21. Сравнительная экспериментально-морфологическая оценка эффективности и безопасности лазерной иридопластики излучением ближнего инфракрасного и видимого диапазонов длин волн // **Вестн. офтальмол.** - 2011. – Т.127. - № 4. С. 49-56 (Соавт.: Федоров А.А., Сипливый В.И.).
22. Лазерная реконструкция радужки при деформациях и смещении зрачка в афакичных и артификачных глазах // **Вестн. офтальмол.** 2011. – Т.127. - № 6. - С. 51-53 (Соавт.: Велиева И.А.).
23. Сравнительное изучение эффективности и атравматичности лазерной иридопластики излучением ближнего инфракрасного и видимого диапазонов длин волн (экспериментально-морфологическое исследование). *Офтальмология в Беларуси.* - 2011. № 1(08). - С. 45-59 (Соавт.: Федоров А.А., Сипливый В.И.).
24. Клинические случаи нарушения прозрачности акриловых ИОЛ // **Практическая медицина.** – 2012. – Т.1. - №4(59). – С. 267-270 (Соавт.: Касьянов А.А., Федоров А.А., Сипливый В.И.).
25. Лазерные оптико-реконструктивные операции на радужке // **Практическая медицина.** – 2012. – Т.2. - №4(59). – С. 221-223.
26. Оптические элементы (контактные линзы, микрообъективы) для лазерной офтальмологии // В книге «Вопросы лазерной офтальмологии» под



- ред. проф. А.В. Большунова. - М., 2013. - глава 3, С. 32-45 (Соавт.: Сипливый В.И., Маштаков Д.М.).
27. Лазерная микрохирургия зрачковых мембран в области иридохрусталиковой диафрагмы // В книге «Вопросы лазерной офтальмологии» под ред. проф. А.В. Большунова. - М., 2013. - глава 9, С. 106-130 (Соавт.: Большунов А.В.).
28. Лазерные реконструктивные вмешательства на радужке // В книге «Вопросы лазерной офтальмологии» под ред. проф. А.В. Большунова. - М., 2013. - глава 10, С. 131-137 (Соавт.: Велиева И.А.).
29. Ближнее инфракрасное излучение диодного лазера в реконструкции радужки при эктопии зрачка // Сб. науч. трудов VII Российского общенац. офтальмол. форума. – М., 2014. – С. 483-486 (Соавт.: Федоров А.А.).
30. Результаты применения инфракрасного излучения диодного лазера для реконструкции радужки при деформациях и смещении зрачка в артифакичных глазах // **Вестн. офтальмол.** - 2014. – Т.130. - № 2. С. 37-42 (Соавт.: Бурсов А.И., Новиков И.А., Сипливый В.И., Велиева И.А.).
31. Химический микроанализ кристаллических депозитов на поверхности гидрофильных акриловых ИОЛ // Материалы X съезда офтальмологов России. – М., 2015. – С. 234. (Соавт.: Велиева И.А.).
32. Оптическое пропускание и лазерная абляция патологически измененной капсулы хрусталика глаза // **Квантовая электроника.** – 2015. - Т.45. - №2. – С. 180-184 (Соавт.: Большунов А.В., Южаков А.В., Щербаков Е.М., Баум О.И., Соболев Э.Н.).
33. Анализ причин помутнений акриловых интраокулярных линз // **Вестн. офтальмол.** - 2015. – Т.131. - № 3. С. 64-70 (Соавт.: Федоров А.А., Новиков И.А., Касьянов А.А., Сипливый В.И.).
34. Химический микроанализ кристаллических депозитов на поверхности эксплантированных ИОЛ из гидрофильного акрила // **Вестн. офтальмол.** - 2015. – Т.131. - № 4. С. 74-78 (Соавт.: Аветисов С.Э., Новиков И.А., Федоров А.А., Касьянов А.А.).
35. Оптимизация технологии лазерного удаления пленок вторичной катаракты // **Альманах клинической медицины.** –2016.-Т.44.- №2.- С.58-67 (Соавт.: Баум О.И., Романов О.Г., Федоров А.А., Желтов Г.И., Соболев Э.Н.).
36. Морфологическая оценка изменений капсулы хрусталика после различных способов экстракции катаракты // **Вестн. офтальмол.** - 2016. – Т.132. - №1. С. 47-52 (Соавт.: Аветисов С.Э., Федоров А.А., Розина В.Н.).

## **СПИСОК ИЗОБРЕТЕНИЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ**

1. Насадка для лазерного офтальмодеструктора. Патент РФ 106103 от 10.07.2011г.
2. Способ проведения лазерного фотомидриаза. Патент РФ 2466700 от 20.11.2012.
3. Способ лазерного переднего капсулорексиса при контракционном синдроме. Патент РФ 2567600 от 10.11.2015 .
4. Программа для ЭВМ «ИрисМетер». Свидетельство о гос. регистрации 2011615869 от 27.07.2011.