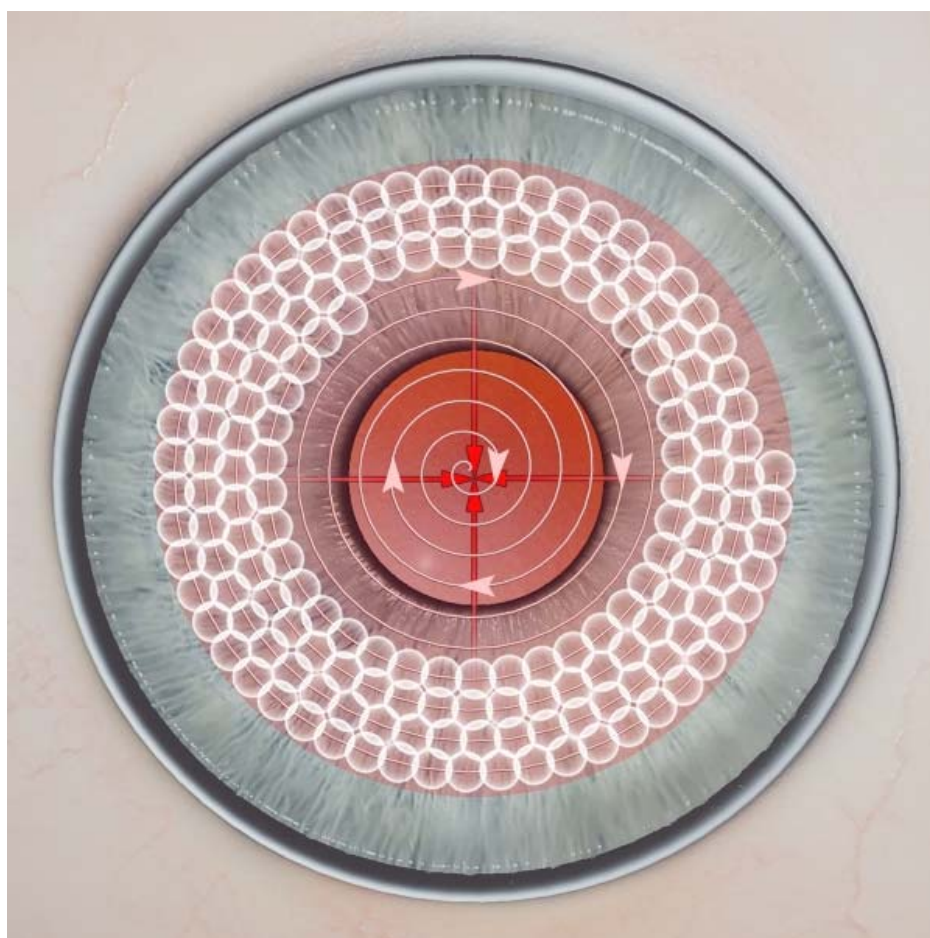


С.В. Костенёв, В.В. Черных

Фемтосекундная лазерная хирургия

Принципы и применение в офтальмологии



Новосибирск 2012

Костенёв С.В. Фемтосекундная лазерная хирургия, принципы и применение в офтальмологии / С.В. Костенёв, В.В. Черных. – Н., 2012. – 190 с., ил.

Авторы:

Костенёв Сергей Владимирович – офтальмохирург отделения рефракционной хирургии Новосибирского филиала ФГУ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова Росмедтехнологии», кандидат медицинских наук.

Черных Валерий Вячеславович – доктор медицинских наук, профессор, директор Новосибирского филиала ФГУ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова Росмедтехнологии».

Рецензенты:

Корниловский Игорь Михайлович – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой глазных болезней института усовершенствования врачей ФГУ «Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова»

Золотарев Андрей Владимирович - доктор медицинских наук, профессор, главный офтальмолог Министерства здравоохранения Самарской области, главный врач Самарской клинической офтальмологической больницы им. Т. И. Ерошевского

Работа посвящена новой эре развития офтальмохирургии – использованию фемтосекундного лазера. Данная тема очень слабо освещена в отечественной литературе. В книге изложена история создания лазера, становление рефракционной хирургии роговицы и собственно фемтосекундного лазера, описан физический принцип работы и взаимодействия фемтосекундного лазерного излучения с роговицей и другими структурами человеческого глаза. Проведен обзор мирового рынка производителей фемтосекундных лазеров. На основании данных литературы и собственных исследований даются рекомендации по использованию различных методик, как с рефракционной, так и терапевтической целью, с применением фемтосекундного лазера.

Книга предназначена в первую очередь для молодых врачей как пособие при прохождении курсов последипломной подготовки, для аспирантов и клинических ординаторов. Также она будет полезна для рефракционных хирургов самостоятельно осваивающих столь специализированную медицинскую технику и неизбежно сталкивающихся с рядом клинических и технических вопросов, а также офтальмологам, консультирующих пациентов с различными аномалиями рефракции, готовящихся выполнить рефракционную операцию с использованием фемтосекундного лазера.

Содержание

Введение	4
Список сокращений.....	6
Часть 1. Исторический очерк	7
1.1. История создания лазера.....	7
1.2. Генерация сверхкоротких импульсов.....	13
1.3. Развитие рефракционной хирургии роговой оболочки глаза.....	16
Часть 2. Физические принципы.....	27
2.1. Устройство и принцип действия лазера.....	28
2.2. Генерация и формирование сверхкоротких световых импульсов.....	30
2.3. Обзор фемтосекундных лазерных установок, применяемых в офтальмологии.....	34
Часть 3. Применение фемтосекундного лазера в офтальмологии.....	48
3.1. Введение.....	48
3.2. Механизм взаимодействия лазерного излучения с тканью.....	48
Часть 4. Клиническое применение.....	55
4.1. Анатомо-топографические характеристики Фемто-клапана.....	55
4.2. Формирование роговичного клапана при операции Фемто-Lasik.....	64
4.2.1 Клинические рекомендации и техника выполнения операции.....	64
4.2.2. Осложнения – причины, профилактика, лечение	72
4.2.3. Обсуждение.....	84
4.3. Интрастромальная рефракционная коррекция пресбиопии INTRACOR.....	85
4.3.1. Принцип и отбор пациентов.....	85
4.3.2. Техника выполнения операции.....	85
4.3.3. Клинический пример.....	91
4.4. Интрастромальные роговичные сегменты.....	95
4.4.1. История и механизм действия методики.....	95
4.4.2. Техника выполнения операции.....	104

4.4.3. Клинический пример и рекомендации.....	108
4.4.4. Обсуждение.....	111
4.5. Фемто-кератопластика.....	112
4.5.1. Введение.....	112
4.5.2. Сквозная кератопластика.....	113
4.5.3. Хирургия.....	118
4.5.4. Глубокая послойная передняя кератопластика.....	120
4.5.5. Эндотелиальная и задняя послойная кератопластика.....	124
4.5.6. Хирургия.....	129
4.6. Астигматическая кератотомия	131
4.6.1. Введение.....	131
4.6.2. Диагностические критерии и расчет топографических параметров операции.....	133
4.6.3. Техника проведения.....	137
4.6.4. Клинический пример.....	139
4.7. Технология кросслинкинга коллагена роговицы (cross linking CRL) с использованием ФС лазерной установки.....	142
4.7.1. Введение.....	142
4.7.2. Техника проведения с использование ФС лазерной установки.....	145
4.7.3. Клинический пример.....	148
4.7.4. Обсуждение.....	150
4.8. Технологии FLEx, ReLex, Smail.....	152
Часть.5. Фемтосекундная технология – вектор развития катарактальная хирургия.....	155
5.1. Введение	155
5.2. Обзор фемтосекундных лазерных установок, применяемых в катарактальной хирургии.....	158
5.3. Технология CustomLens.....	163
Заключение.....	165
Список литературы.....	166

Введение

Применение лазеров прочно вошло в офтальмологическую практику. Почти все структуры глаза могут быть подвергнуты лазерному воздействию. Создание и совершенствование лазеров, излучающих в ультрафиолетовой части спектра, и открытие процесса фотоабляции способствовало возникновению предпосылок в области поиска новых форм лазерной хирургии роговицы. На наш взгляд наиболее перспективным на сегодняшний день в рефракционной и терапевтической хирургии роговицы является использование фемтосекундного лазера.

Данный лазер позволяет хирургам, пользуясь им как лазерным «скальпелем» проводить с абсолютной точностью различные манипуляции на любом уровне роговицы и, с недавнего времени, хрусталика. В последние годы появилось множество разрозненных публикаций, имеются англоязычные монографии, но нет ни одной отечественной рукописи, которая объясняла бы принципы действия и систематизировала данные по применению фемтосекундного лазера при различных офтальмологических патологиях.

Таким образом, целью данной работы являлось доступное в плане понимания объяснение физических принципов генерации и биологическому действию ультракоротких импульсов, а также анализ всей имеющейся информации по применению фемтосекундных лазерных установок в современной рефракционной хирургии. На основе собственных научных исследований и практического опыта даются клинические рекомендации по использованию фемтосекундной лазерной установки в рефракционной и терапевтической офтальмохирургии.

Выражаем благодарность за ценные рекомендации и консультации при написании книги доктору медицинских наук, профессору А.Н. Трунову (НФ ФГУ МНТК «МГ»), доктору медицинских наук И.А. Исакову (НФ ФГУ МНТК «МГ»), кандидату физико-математических наук С.В. Чепурову (Институт лазерной физики СО РАН), немецким коллегам из компании Technolas Perfect Vision GmbH: Juergen Herzer-Canaria, Stephan Kammann, а также талантливому сотруднику образовательного сектора Новосибирского филиала МНТК «МГ» Михаилу Ваулину – за выполнение 3D иллюстраций.

Список сокращений

АК – астигматическая кератотомия

ВППГ – вертикальный прорыв газов

дптр – диоптрия

ДЛК – диффузный ламелярный кератит

ИРС – интрастромальные роговичные сегменты

Lasik – лазерный кератомилез *in situ*

мкДж – микроджоуль

МКЛ – мягкая контактная линза

мкм – микрон

нДж – наноджоуль

НФ ФГУ МНТК «МГ» – Новосибирский филиал Межотраслевого научно-технического комплекса «Микрохирургии глаза» имени академика С.Н. Федорова

НПС – непрозрачный пузырьковый слой

ОКТ – оптическая когерентная томография

ОЗ – острота зрения

фс – фемтосекунда

СКПСЧ – синдром кратковременного повышения светочувствительности

ФС лазер – фемтосекундный лазер

Фемто-Lasik – кератомилез с использованием фемтосекундного лазера для формирования лоскута роговицы

Фемто-кросслинкинг – кросслинкинг роговичного коллагена с применением фемтосекундного лазера

ЭЛ – эксимерный лазер

Часть 1. Исторический очерк

1.1. История создания лазера

История лазерной техники едва насчитывает полвека, однако за это короткое время лазер из лабораторного устройства превратился в инструмент, без которого уже невозможно представить себе современную науку, промышленность, медицину. Изобретение лазера по праву считается одним из наиболее значимых достижений физики XX столетия. Сейчас трудно найти такую область науки и техники, где бы ни работали лазеры. Лазерное излучение используется повсеместно: запись, чтение, передача информации; сверхточные измерения; резка и сварка сверхпрочных материалов; хирургические операции и терапия – это лишь малая часть из обширного списка.



Макс Планк

Первые работы, которые затем легли в основу создания лазера, датируются началом прошлого столетия. В первую очередь следует отметить труды основателя квантовой теории Макса Планка, который в 1918 году был удостоен Нобелевской премии за свой вклад в развитие квантовой физики – теории, совершившей революцию в науке. В классической работе по квантовой теории, опубликованной в 1900 году, Планк дал определение кванта (порции) энергии и выдвинул постулат о том, что энергия может

излучаться или поглощаться дискретно. В 1905 году Альберт Эйнштейн в работе по квантовой теории фотоэффекта и теплёмкости дал определение «светового кванта» – наименьшей порции световой энергии, который позднее получил определение «фотон» (Гилберт Льюис, 1926). В 1916 г. Эйнштейном были опубликованы основы теории индуцированного (вынужденного) излучения. Согласно его гипотезе, атом или молекула под действием электромагнитного поля может переходить из одного энергетического состояния в другое, при этом излучая или поглощая кванты света. Кроме того, существует вероятность самопроизвольного (спонтанного, в отсутствие электромагнитного поля) перехода частицы с верхнего на нижний энергетический уровень с испусканием излучения. Таким образом, были заложены теоретические основы работы лазера, однако до создания первого «живого» прибора оставалось еще 40 лет...

В период с 1920-х по 1950-е гг. было совершено немало важных шагов на пути к созданию лазера – экспериментально подтверждено существование вынужденного излучения, предсказана возможность использования вынужденного излучения среды с инверсией населённости для усиления излучения, предложен и реализован на практике метод оптической накачки среды для создания в ней инверсной населённости.

Основная же волна великих открытий в области квантовой физики пришлась на вторую половину 20-го века. В 1954 году американцем Чарльзом Таунсом впервые был экспериментально продемонстрирован первый мазер (от англ. «microwave amplification by stimulated emission of radiation» – усиление микроволн с помощью вынужденного излучения), двухуровневый квантовый генератор, излучающий когерентные волны в радиодиапазоне. Параллельно работы над мазером велись и в СССР, в 1955 г. советские ученые Николай Басов и Александр Прохоров из Физического института АН СССР им. Лебедева предложили трехуровневую схему мазера, позволившую существенно повысить эффективность генерации.

16 мая 1960 года Теодор Мейман демонстрирует работу первого оптического квантового генератора - твердотельного лазера на рубине. В отличие от мазера, где для создания положительной обратной связи использовался объемный резонатор, здесь применялся открытый резонатор Фабри-Перо, образованный серебряными зеркальными покрытиями, нанесенными на торцы рубинового кристалла. В качестве источника оптической накачки использовалась лампа-вспышка. Лазер работал в импульсном режиме на длине волны в 694 нм [1,2]. В декабре того же года был создан первый газовый гелий-неоновый лазер (А. Джаван, У. Беннет, Д. Хэрриот). Уже с начала 1961 года первые лазеры появились на коммерческом рынке.

С тех пор история лазеров развивалась стремительными темпами. Практически каждый год появлялись новые виды лазеров, в которых в качестве активной среды использовались вещества во всех агрегатных состояниях. Появляется первый лазер на неодиме (Элиас Снитцер, 1961). В декабре этого же года в США провели первую операцию на сетчатке с использованием рубинового лазера. В 1963 году разработана теория полупроводниковых гетероструктур – основа для создания светодиодов и полупроводниковых лазеров, используемых в медиа-плеерах, сотовых телефонах, компьютерах. В 1964 демонстрируются газовые аргоновый и CO_2 лазеры, которые и по сей день успешно применяются в промышленности и медицине. В 1966 году создан первый лазер на красителях с оптической накачкой рубиновым лазером. В 1970-е годы повысился интерес газовым лазерам высокого давления в связи с изобретением эксимерного лазера [3]. Особенностью этих лазеров является работа в ВУФ области спектра на переходах таких эксимерных молекул как Хе, Kr, Ar, образующихся лишь при высоких давлениях газовых активных сред [4-6]. В работах Басова Н.Г. с сотрудниками был описан первый эксимерный лазер на молекулах конденсированного ксенона – Хе (длина волны 176 нм), который положил

начало широкому классу эксимерных лазеров на различных молекулах [3,7,8].

В 1970 г. Ж. Алферов с сотрудниками впервые продемонстрировали непрерывное излучение полупроводниковых лазеров при комнатной температуре. Вскоре компания Corning продемонстрировала передачу светового сигнала по оптическому волокну с затуханием менее 20 дБ/км. В 1972 г. в университете штата Иллинойс (США) был изобретен лазер на квантовой яме, его работа была экспериментально продемонстрирована в 1977 г. В 1976 г. был создан первый лазер на свободных электронах, где в качестве активной среды используется пучок ускоренных электронов, пропускаемый через поперечное магнитное поле для получения когерентного излучения.

В начале 1980-х гг. появляются первые лазерные диски, информация с которых считывалась с помощью гелий-неонового лазера, впоследствии для считывания начали применяться более компактные лазерные диоды. В середине 1980-х компания Philips начинает выпуск миниатюрных компакт-дисков в том виде, в каком мы привыкли их видеть сегодня. В 1987 году Дэвид Пэйн из Великобритании представил кварцевое оптическое волокно, легированное эрбием. Такие волокна можно применять в качестве активных лазерных сред. Оптические усилители, изготовленные из этого волокна, усиливали лазерное излучение без конвертации в электрическую форму и позднее нашли широкое применение в оптоволоконной связи.

В 1990-е гг. продемонстрированы сверхкомпактные квантовые каскадные лазеры, началось массовое производство лазеров на квантовой яме. Активное развитие новых технологий в полупроводниковой промышленности позволило создать целый ряд новых соединений, пригодных для использования в качестве лазерных сред. В настоящее время спектральный диапазон генерации полупроводниковых лазеров перекрывает область от 400 до 2000 нм.

С начала 2000-х гг. все большее внимание привлекают волоконные лазеры, где в качестве резонатора используется оптическое волокно, внутри которого генерируется излучение. Этот вид лазеров отличается компактностью, дешевизной и возможностью создания необслуживаемых систем. Бурное развитие переживают импульсные лазеры, в том числе генерирующие сверхкороткие – фемто- и аттосекундные – световые импульсы. Сейчас такие источники излучения широко используются в оптоволоконной связи, навигации, прецизионных лазерных измерениях. Кроме того, были разработаны и находят свое применение такие специфические системы, как газодинамические лазеры (газовые лазеры с тепловой накачкой), химические лазеры (источником энергии являются химические реакции между компонентами рабочей среды), рентгеновские и гамма-лазеры [9,10].



Н. Басов



А. Прохоров



Ч. Таунс

Научное сообщество по достоинству оценило заслуги коллег-лазерщиков, отметив их достижения самыми высокими наградами: Ч. Таунс, Н. Басов, А. Прохоров – Нобелевская премия по физике за 1964 год «За фундаментальные работы в области квантовой электроники, которые привели к созданию излучателей и усилителей на лазерно-мазерном принципе»; А. Кастлер – Нобелевская премия по физике за 1966 год «За открытие и разработку оптических методов исследования резонансов Герца в атомах»; Н. Бломберген, А. Шавлов – Нобелевская премия по физике за 1981 год «За вклад в развитие лазерной спектроскопии»; Н. Рамзи, Х. Демелт, В. Пауль – Нобелевская премия по физике за 1989 год «За изобретение метода

раздельных колебательных полей и его использование в водородном мазере и других атомных часах» и «За разработку метода удержания одиночных ионов»; С. Чу, К. Коэн-Таннуджи, У. Филипс – Нобелевская премия по физике за 1997 год «За создание методов охлаждения и улавливания атомов лазерным лучом»; Ж. Алфёров и Г. Кремер – Нобелевская премия по физике за 2000 год «За разработки в полупроводниковой технике»; Т. Хэнш, Дж. Холл – Нобелевская премия по физике за 2005 год «За вклад в развитие лазерного высокоточного спектроскопирования и техники прецизионного расчета светового сдвига в оптических стандартах частоты» [11].

Несмотря на то, что в настоящее время лазеры широко применяются в повседневной жизни, прогресс в развитии лазерной техники не прекращается. Наиболее перспективные исследования в области лазерной физики сосредоточены на разработке и создании лазерных систем для спутниковой навигации и связи, космических исследований, обороны, ядерной энергетики, медицины.

1.2. История генерации сверхкоротких импульсов

Одним из наиболее значимых успехов современной лазерной физики стала разработка методов генерации и формирования световых импульсов длительностью порядка 10^{-15} с – фемтосекундных импульсов, под огибающей которых укладывается лишь несколько периодов оптических колебаний. Уменьшение временных масштабов сопровождалось стремительным прогрессом физики и техники сверхкоротких световых импульсов. Были предложены новые подходы в разработке генераторов сверхкоротких импульсов различных диапазонов спектра, прогрессировали физика лазерного воздействия на вещество и техника получения сверхсильных световых полей, возникли новые направления в оптической обработке информации, значительно расширились возможности спектроскопии быстропротекающих процессов. В этой связи последствия перехода к фемтосекундным импульсам по значимости уместно сравнить с изменениями в пространственном разрешении оптических приборов, последовавшими за изобретением микроскопа [12].

Таким образом, речь идет об очень широкой области знаний, многие разделы которой выходят за рамки традиционной физической и прикладной оптики. Кроме того, новые экспериментальные возможности стимулировали быстрое развитие работ по математическому моделированию. В настоящее время генерация все более коротких импульсов, концентрация световой энергии во времени, воздействие сверхкоротких импульсов на вещество, исследование быстропротекающих процессов являются магистральными направлениями развития лазерной физики и техники [13].

В начале 1960-х гг. после создания лазеров с модуляцией добротности резонатора, оптика получила в свое распоряжение источники мощных импульсов с длительностями 10^{-7} - 10^{-8} с [12]. Генераторы «гигантских» наносекундных световых импульсов (их мощности составляли в то время

10^7 — 10^8 Вт) совершили переворот во многих разделах лазерной физики и нелинейной оптики.

К концу 1960-х гг. был осуществлен прорыв в область пикосекундных импульсов (10^{-12} с). Тогда были предложены и реализованы методы синхронизации продольных мод лазеров и созданы первые лазеры на стекле с неодимом, генерировавшие импульсы с длительностями до нескольких пикосекунд (их стали называть «сверхкороткими») и мощностями 10^9 — 10^{10} Вт [12]. В те же годы впервые были предложены и продемонстрированы методы нелинейно-оптического формирования и сжатия пикосекундных импульсов, запущены перестраиваемые по частоте параметрические генераторы пикосекундных импульсов, позволившие перекрыть видимый и инфракрасный диапазоны спектра.

В начале 1980-х годов нескольким научным коллективам удалось преодолеть рубеж 10^{-13} с и началось быстрое освоение фемтосекундного диапазона длительностей (1 фс = 10^{-15} с) [14-16]. Первые успехи здесь были связаны с предложением в 1981 г. новой концепции лазера на красителе с самосинхронизацией мод – системы со сталкивающимися в поглотителе импульсами. В дальнейшем для генерации фемтосекундных импульсов были успешно применены иные схемы синхронизации мод, лазеры иных типов, разнообразные методы нелинейной оптики [12, 13].

Освоение фемтосекундного масштаба времени означает реализацию новых возможностей оптики в изучении быстропротекающих процессов в веществе. Один период оптического колебания – это предельная длительность светового импульса, но одновременно и предельная «скорость» оптического отклика материальной среды. С помощью интенсивных фемтосекундных импульсов можно создавать быстро релаксирующие неравновесные состояния (время релаксации 10^{-13} - 10^{-14} с), наблюдать новые типы быстрых вынужденных фазовых переходов в веществе. Фемтосекундная техника позволяет разработать экспериментальные методы

прямого изучения динамики сложных (в том числе биологически активных) молекул и конденсированных сред, явлений.

Что касается методов генерации сверхкоротких лазерных импульсов, то здесь существует два основных подхода. На начальном этапе основным методом являлась синхронизация мод лазеров с максимально широкой полосой усиления. Однако, в последние годы все больший интерес вызывают методы сжатия и формирования импульсов в пассивных системах. Важнейшую роль здесь сыграла разработка технологии изготовления высококачественных волоконных световодов (оптических волокон), обладающих малым затуханием и управляемыми нелинейными параметрами. Оптические волокна стали ключевыми элементами эффективных компрессоров фемтосекундных импульсов.

С прикладной точки зрения, появление эффективных источников коротких световых импульсов открывает возможность реализации предельных скоростей оптической обработки и передачи информации. Созданы оптические устройства передачи данных с временами переключения 10^{-12} с и элементы волоконно-оптических линий связи, в которых информация передается с помощью сверхкоротких оптических импульсов.

С другой стороны, фемтосекундные импульсы обладают высокой энергией. Например, импульс с длительностью 100 фс и сравнительно небольшой энергией 0.1 Дж будет иметь пиковую мощность 10^{12} Вт. При фокусировке фемтосекундных импульсов могут быть получены интенсивности 10^{17} - 10^{18} Вт/см². Таким образом, в сравнительно простых и компактных системах удастся достичь уровня мощности, достаточного для осуществления управляемого термоядерного синтеза.

1.3. Развитие рефракционной хирургии роговой оболочки глаза

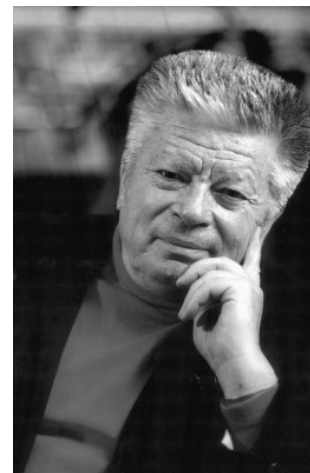
Принципы рефракционной хирургии самой сильной естественной линзы человеческого глаза – роговицы закладывались с 50-х годов прошлого века со всем известных работ японского офтальмолога T.Sato, который в 1953 г. опубликовал результаты своих операций, направленных на уплощение роговицы при миопии за счет надрезов ее стромы со стороны эндотелия [17].

Через двадцать лет выдающийся российский офтальмолог С.Н.Федоров с коллегами предложил кардинально новый подход, выполняя передние, дозированные роговичные разрезы, создав соответствующий инструментарий и технологию компьютерных расчетов операции.

Достигнутые в результате показатели точности в рефракционном эффекте и безопасность проведения операции сделали эту технологию одной из самых массовых и известных во всем мире [18,19].



Jose I. Barraquer



С.Н. Федоров

Другое направление в рефракционной хирургии связано с основополагающими работами испанского офтальмолога и ученого Jose I. Barraquer, который с конца 40-х годов занимался разработкой способов моделирования поверхностного лоскута роговицы. Он предложил методику, при которой ткань роговицы иссекалась с помощью ножа, в последствии роговичный диск стали замораживать и обтачивать на токарном станке.

Такая операция в дальнейшем получила название – кератомилёз (от греческих слов “keras” – роговица и “smileusis” – резать) [20]. Компания Steinway Instrument совместно с профессором J.I. Barraquer разработали и вывели на коммерческий рынок первый микрокератом для формирования роговичного «диска». В процессе операции хирург с помощью микрокератома формировал роговичный диск толщиной 350 мкм и 8 мм в диаметре, после заморозки и обработки с внутренней стороны согласно расчетам, предложенным J.I. Barraquer, он возвращался на место и фиксировался швами [21]. Однако операция не нашла широкого применения из-за невысокой точности получаемого результата и риска развития помутнения роговицы [22].

Техника, не требующая заморозки тканей, а, следовательно, снижающая риск помутнения и формирования неправильного астигматизма, обеспечивающая более быстрый и комфортный для пациента восстановительный период, была предложена учеником профессора Barraquer доктором L.A. Ruiz. Он предложил обрабатывать не внутреннюю поверхность изолированного роговичного диска, а основание стромы роговицы – так называемый кератомилёз *in situ*. Сначала с использованием мануального кератома, а в 1980-е гг. – автоматизированного микрокератома – автоматизированный ламеллярный кератомилёз (ALK) [23].

В данной технологии первым срезом формировался роговичный клапан на ножке, а вторым срезом удалялся стромальный роговичный диск, тем самым изменяя, в зависимости от толщины удаляемого диска, кривизну роговицы.

Первые клинические результаты ALK показали преимущества этой операции: простота, быстрое восстановление зрения, стабильность результатов и эффективность коррекции высоких степеней миопий.

Недостатки – относительно высокий процент неправильного астигматизма (2%) и предсказуемость результатов в пределах 2 диоптрий [24].

Первое клиническое внедрение и усовершенствование данной технологии в России в 90-х годах отражено в научной работе И.Б. Медведева под руководством С.Н. Федорова [25].

Механизм фотоабляции роговицы с использованием эксимерного лазера с длиной волны 193 нм в офтальмологии был предложен и проведен офтальмологом из Колумбийского университета S. Trokel и фотохимиком из фирмы «IBM» R. Srinivasan [26]. Следует отметить, что генерация на длине волны 193 нм эксимерного ArF лазера, возбуждаемого электрическим разрядом, на основе которого сегодня построены все офтальмологические эксимерлазерные системы для рефракционной хирургии, впервые была получена А.М. Ражевым и описана в работе [27].

В первых экспериментах излучение эксимерного ArF лазера использовалось для проведения радиальной кератотомии [28]. В дальнейшем S. Trokel и R. Kruger показали возможность абляции поверхности роговицы для снятия микронного слоя с высокой точностью и безопасностью для окружающих тканей [28, 29].

Математические расчеты изменения кривизны роговой оболочки в зависимости от объема абляции были представлены в работах С. Munnerlyn и J. Marshall [30].



Слева направо: S. Trokel, Charles Munnerlyn, Terry Clapham

Практически в это же время исследования по взаимодействию УФ излучения эксимерных газоразрядных лазеров с тканями роговицы глаза человека для применения этих лазеров в микрохирургии глаза проводились в нашей стране. Был исследован спектр пропускания роговицы в диапазоне

193–380 нм, изучена скорость абляции тканей роговицы человека при воздействии излучения разными длинами волн и плотностями энергии, степень травматичности лазерного излучения, а также биологическая безопасность применения эксимерных лазеров в микрохирургии глаза, связанная с хромосомными мутациями в глазе человека [31,32,33]. В дальнейшем на основе этих исследований были созданы первые отечественные офтальмологические системы на основе эксимерных лазеров для применения в офтальмологии.

Кроме того, нужно отметить, что первые клинические исследования использования УФ эксимерного лазера для абляции стромы роговицы под клапаном с целью уменьшения кривизны роговицы были выполнены в Новосибирске. В.В. Лантух, заведующий кафедрой офтальмологии Новосибирского государственного медицинского института, в соавторстве с учеными института лазерной физики СО РАН В.П. Чеботаевым и А.М. Ражеевым в 1986 году провели экспериментальную операцию, целью которой являлась коррекция близорукости высокой степени. Трепаном диаметром 5,0 была проведена круговая резекция роговицы и скальпелем срезан роговичный клапан с перешейком на 12-ти часах, а затем выполнена абляция на ультрафиолетовом эксимерном лазере с длиной волны 248 нм. О результатах ряда первых клинических случаев было сообщено на конференции в Лос-Анджелесе в 1988 году [34].



Использование УФ эксимерного лазера с длиной волны 248 нм при коррекции близорукости 1986 г. (слева направо): А.М. Ражев, В.В. Лантух, М.М. Пятин

Обращаясь к историческим фактам, S. Trokel в статье «Russia and Lasik» в журнале Eurotimes, посвященном двадцатилетию технологии Lasik, отметил роль Сибири в зарождении данной технологии [35]. В 2010 году на конгрессе Европейского общества катарактальных и рефракционных хирургов (ESCRS XXI) в Париже вышел видеофильм, посвященный истории Lasik, где также была отмечен данный исторический факт [36].

Одной из первых установок в России стала эксимерлазерная система на базе лазера EMG - 201 с оригинальной формирующей оптической системой, которая была создана в 1988 году в МНТК «Микрохирургия глаза», и вскоре С.Н.Федоровым и соавторами были опубликованы первые результаты клинического применения этой установки.

Огромный блок работы по определению оптимальных энергетических параметров воздействия ЭЛ на роговицу при создании отечественной ЭЛ установки был проведен заведующим лазерным центром МНТК «МГ» профессором А.Д. Семеновым с соавторами Г.Ф. Качалиной, Д.А. Магарамовым, А.А. Харизовым, Е.Н. Бейлиным. Исследования проводились в НИЦТЛ АН СССР (Научно-исследовательский центр по технологическим лазерам академии наук СССР) [37].



27 мая 1988 г. Москва. Первая в СССР фоторефрактивная кератэктомия (ФРК) на отечественной лазерной установке «Профиль». После операции (слева направо):

А.Д.Семенов, С.Н.Федоров, U.Dardenne (ФРГ), O.Kermani (ФРГ), Л.Ф.Линник

С 1987 по 1997 год были созданы несколько поколений ЭЛ установок «Профиль – 100,200,300,400». Каждая последующая модель расширяла рефракционные возможности, точность и безопасность эксимерлазерных операции.

Экспериментальные исследования, закладывающие фундаментальные знания в возможное развитие нового направления рефракционной хирургии, были выполнены в 1989 году И.М. Корниловским. Совместно с А.М. Ражевым он выдвинул теорию и провел серию научно-исследовательских работ по кератомоделированию низкоинтенсивным («безабляционным», «субпороговым») воздействием УФ излучения [38,39,40]. Данная работа и вопросы, поставленные автором, остаются актуальными по сегодняшний день.

Дальнейшие шаги по разработке отечественных ЭЛ технологий были сделаны в работах А.В. Дога (МНТК «МГ», Москва) совместно с Центром физического приборостроения института общей физики РАН РФ, возглавляемого лауреатом Нобелевской премии, академиком А.М.Прохоровым и заместителем директора С.К. Вартапетовым.

Результатом этих разработок стало создание серийной установки следующего поколения – «Профиль-500» с принципиально новой формирующей системой.

Завершением многолетней работы физиков и ученых офтальмологов МНТК «МГ» г. Москва (А.В. Дога, Г.Ф. Качалина, Ю.И. Кишкин) стало создание по сути единственной офтальмологической ЭЛ системы сканирующего типа "Микроскан 2000", включающей в себя все современные достижения рефракционной хирургии [41].

Параллельная научно-исследовательская работа по поиску альтернативного источника лазерного излучения проводилась в Новосибирске. Сотрудниками института лазерной физики СО РАН под руководством академика С.Н. Багаева совместно с Новосибирским филиалом МНТК «МГ» под руководством В.В. Черных была разработана УФ эксимерлазерная офтальмологическая система «Medilex», с возможностью генерации нескольких длин волн: 193 нм (ArF), 223 нм (KrCl), 248 (KrF), 308 нм (XeCl).

Впервые для лечения герпетического кератита было предложена и доказана эффективность использования ЭЛ с длиной волны 223 нм (В.В. Черных, С.Н. Багаев, А.М. Ражев, А.Н. Трунов). В основу данной установки был положен эксимерный *KrCl*- лазер, работающий на смеси *He-Kr-HCl-H₂* [42].



Визит академика С.Н. Федорова в институт Лазерной физики СО РАН (слева направо): С.Н. Багаев, С.Н. Федоров, А.М. Ражев, В.В. Черных

В дальнейшей работе на основе проведенного лабораторного исследования слезной жидкости и тепловизионного контроля при проведении операции была доказана безопасность и эффективность применения ЭЛ с длиной волны 223 нм в эксимерлазеной рефракционной хирургии. Выявлены определенные медико-биологические и физико-технические преимущества данной длины волны в сравнении с широко распространенной длиной волны 193 нм (Х.П. Тахчиди, С.В. Костенёв, В.В. Черных, А.М. Ражев, 2006 г.) [43].

Появление и усовершенствование аберрометров дали возможность регистрации и учета aberrаций высокого порядка, тем самым приведя к созданию отдельного направления в рефракционной хирургии – персонализированной эксимерлазерной абляции роговицы.

С момента появления операции Lasik в течение 20 лет продолжалась модернизация механических микрокератомов для формирования роговичного клапана. Однако, даже самый точный микрокератом выполняет менискообразный срез роговичного клапана, врезаясь глубоко на периферии роговицы и приближаясь к заявленной производителем толщине только в центральной зоне (погрешность ± 20 мкм). С целью снижения осложнений, связанных с работой микрокератома и достижения максимальной точности в формировании клапана, были исследованы биофизические свойства

ультракоротких лазерных импульсов и предложено использование ФС лазерной установки.

Концепция, которая легла в основу фемтосекундного лазера IntraLase, появилась в 1994 году. R.M. Kurtz из Мичиганского университета первым выдвинул идею применения сверхбыстрого лазера для хирургии в офтальмологии [44]. Вот как он описывает начало своей работы в данном направлении в статье «The Story of IntraLase» (Journal Cataract&Refractive Surgery Today/ May 2002):

«Свои исследования в области точки приложения сверхкоротких лазерных импульсов я начал с группой ученых центра «Ultrafast Optical Science» под руководством физика Gerard Mourou, PhD. Меня интересовало взаимодействие сверхкоротких лазерных импульсов с различными тканями».

«Совместно с ученым физиком Tibor Juhasz (Калифорнийский Университет, г. Ирвин) мы показали уникальные возможности фемтосекундного лазера применительно к роговице человека. Что привело к успешному получению патента на изобретение».



Ronald M Kurtz

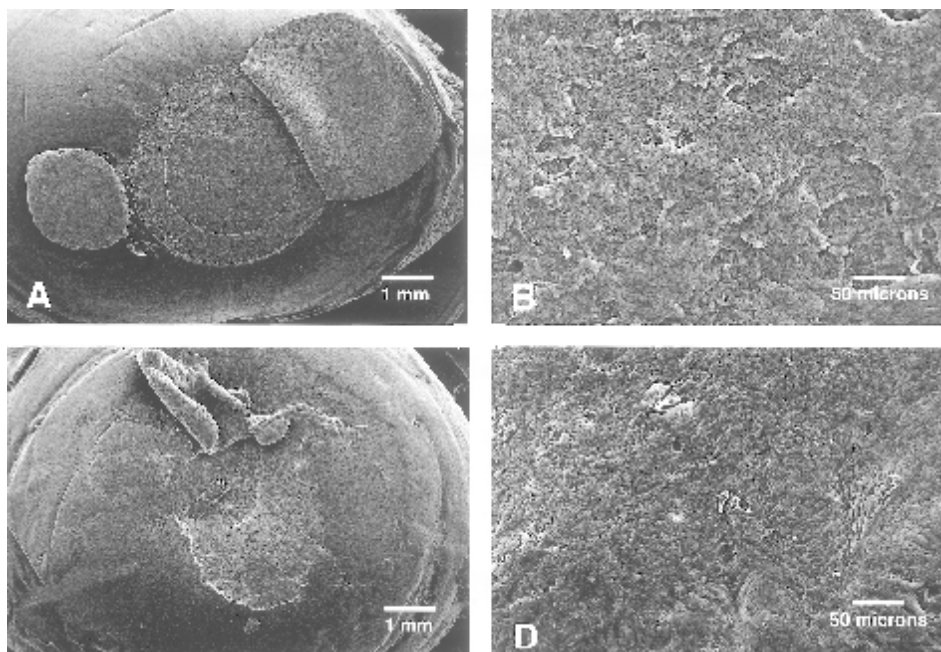


Tibor Juhasz

Идея использования лазерного микрокератома была предложена несколько годами ранее. Первые попытки формирования роговичного клапана при помощи пикосекундного лазера выполнялись на разных континентах, разными авторами: T. Juhasz, Vincenzo Marchi (Roma, Italy), Arturo Chayet (Tijuana, Mexico), Mark Speaker (New York, NY). Однако

скорость пикосекундных импульсов и параметры энергии приводили к некачественному срезу [45,46].

Дальнейшие основополагающие экспериментальные работы по оптимизации параметров лазерной энергии при фемтодиссекции роговичного клапана на глазах животных были проведены R.M. Kurtz в 1996-97 годах в соавторстве с ученым физиком Гейдельбергского университета С. Novarth [47].



Первые снимки сканирующей электронной микроскопии роговицы энуклированных глаз приматов после выполненной фемтодиссекции клапана (Фемто-Lasik) [44]

Первые клинические исследования были проведены только в 2003 году совместно с офтальмологами Imola Ratkay-Traub (Focus Medical Eye Microsurgery and Laser Center, Венгрия) и Vincenzo Marchi (Италия).

I. Ratkay-Traub в статье «First clinical results with the femtosecond neodymium-glass laser in refractive surgery» сообщила об успешном выполнении операции Фемто-Lasik у пациентов с близорукостью высокой степени (46 глаз) и имплантации роговичных сегментов в интрастромальный туннель, сформированный с помощью ФС лазера (16 пациентов) [48].

Российская практика использования ФС лазерной установки началась с 2007 года в Чебоксарском филиале МНТК «МГ» имени академии С.Н. Федорова. Директор филиала профессор Н.П. Паштаев успешно внедрил

методику работы на ФС лазерной установке IntraLase FS (АМО), сообщив о собственных клинических результатах по основным направлениям фемтосекундной лазерной хирургии [49].

На сегодняшний день использование фетосекундной технологии внедрено в различных областях современной индустрии, таких как автомобилестроение, военной промышленности [50].

Компания IBM использует фемтосекундный лазер в процессе производства микрочипов. В медицинской практике ФС лазер используется в сосудистой хирургии при разрушении внутриартериальных стентов, для безопасного для окружающей эмали удаления зубной ткани. А также для различных диагностических манипуляций с получением изображения с высоким разрешением [50-53].

Фемтосекундные лазеры произвели революцию в диагностике органических и неорганических материалов. Лазерный импульс настолько быстрый, что может захватить изображение атомов в молекуле, открывая возможность исследовать сложные межмолекулярные взаимодействия [54].

Одна из важнейших точек приложения фемтосекундной технологии – тканевая инженерия и геновая терапия. Исследование группы авторов показало возможность фокусировки фемтосекундного лазера и разрушения отдельных составных частей клетки, таких как митохондрия и других, с целью изменения свойств клетки без ее разрушения [55,56]. Таким образом, ФС лазер открыл двери для проведения геновой инженерии, терапии при проведении научно-исследовательских работ по борьбе с онкологическими заболеваниями.

Очень важным этапом в развитии отечественной лазерной промышленности стало создание офтальмологической хирургической ФС лазерной установки. Совместная работа ученых МНТК «МГ» (г. Москва) в этом направлении проводилась с Центром физического приборостроения Института общей физики имени А. М. Прохорова.

Часть 2. Физические принципы

Лазер (англ. Laser - light amplification by stimulated emission of radiation — усиление света вынужденным испусканием излучения) или оптический квантовый генератор — источник оптического когерентного излучения, характеризующегося высокой направленностью и большой плотностью энергии.

В основе работы лазера лежит квантовомеханическое явление вынужденного (индуцированного) излучения. Излучение лазера может быть непрерывным с постоянной средней мощностью или импульсным, достигающим высоких пиковых мощностей. Активная среда лазера может использоваться в качестве оптического усилителя для излучения от другого источника. Существует большое количество видов лазеров, использующих в качестве активной среды все агрегатные состояния вещества. Некоторые типы лазеров, например лазеры на растворах красителей или полихроматические твердотельные лазеры, могут генерировать целый набор частот (мод оптического резонатора) в широком спектральном диапазоне.

Габариты лазеров разнятся от микроскопических (полупроводниковые лазеры) до гигантских (мощные промышленные твердотельные и газовые лазеры). Уникальные свойства излучения лазеров позволили использовать их в различных отраслях науки и техники, а также в быту, начиная с чтения и записи компакт-дисков и заканчивая исследованиями в области управляемого термоядерного синтеза [57].

2.1 Устройство и принцип действия лазера

Лазеры состоят из трёх основных частей: активной среды, системы накачки, оптического резонатора.

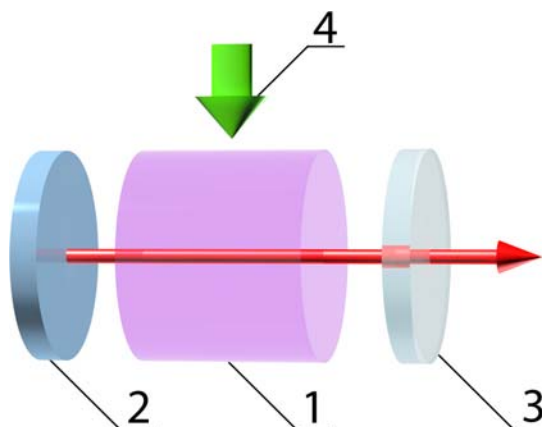


Рис.1. Схематическое устройство лазера: 1 — активная среда; 2 — непрозрачное зеркало; 3 — полупрозрачное зеркало; 4 — энергия накачки лазера

Работа лазера основана на явлении вынужденного излучения, суть которого состоит в том, что возбуждённый атом способен излучить фотон под действием другого фотона без его поглощения, если энергия последнего равняется разности энергий уровней атома до и после излучения. При этом излучённый фотон идентичен фотону, вызвавшему излучение, то есть имеет ту же частоту, фазу, поляризацию и направление (иными словами, фотоны когерентны). Так происходит усиление света. Вынужденное излучение отличается от спонтанного (самопроизвольного), в котором излучаемые фотоны имеют случайные направления распространения, поляризацию и фазу.

Вероятность того, что случайный фотон вызовет индуцированное излучение равна вероятности поглощения этого фотона атомом, находящимся в невозбуждённом состоянии. Поэтому для усиления света необходимо, чтобы возбуждённых атомов в среде было больше, чем невозбуждённых, то есть существовала так называемая инверсия населённостей. В состоянии термодинамического равновесия это условие не выполняется, поэтому используются различные системы возбуждения

активной среды лазера (оптические, электрические, химические и др.) [58,59].

Оптическая накачка применяется в твердотельных и полупроводниковых лазерах путем облучения мощными газоразрядными лампами, либо излучением других лазеров. В газовых и жидкостных лазерах используется накачка электрическим разрядом. Накачка химических лазеров происходит посредством протекания в их активной среде химических реакций. Накачка полупроводниковых лазеров происходит под действием электрического тока через р-п переход, а также пучком электронов. Существуют и другие методы накачки (газодинамические, заключающиеся в резком охлаждении предварительно нагретых газов; фотодиссоциация, частный случай химической накачки и др.) [58,59].

Лазерная генерация начинается с процесса спонтанного излучения, поэтому для обеспечения идентичности фотонов необходимо существование положительной обратной связи, за счёт которой излучённые фотоны вызывают последующие акты вынужденного излучения. Для этого активная среда лазера помещается в оптический резонатор. В простейшем случае он представляет собой два зеркала (**рис.1**), одно из которых полупрозрачное и через него часть излучения выходит из резонатора. Отражаясь от зеркал, поток фотонов многократно проходит через активную среду, вызывая в ней индуцированные переходы. Излучение может быть как непрерывным, так и импульсным. При этом, используя различные оптические элементы (призмы, ячейки Керра и др.) для быстрого выключения и включения обратной связи и уменьшения тем самым периода импульсов, можно создать условия для генерации излучения очень большой мощности (так называемые гигантские импульсы). Этот режим работы лазера называют режимом модулированной добротности.

2.2 Генерация и формирование сверхкоротких световых импульсов

Методы генерации световых импульсов делятся на два вида. Короткий световой импульс можно получить, модулируя интенсивность излучения непрерывного оптического источника. Альтернативный подход основывается на синхронизации (фазировке) различных спектральных компонент источника, генерирующего широкий оптический спектр [60,61].

Быстрая внутрирезонаторная модуляция используется в современных пико- и наносекундных лазерах. Большое увеличение интенсивности - генерацию «гигантского» оптического импульса - можно получить, управляя с помощью механического или оптического затвора добротностью лазерного резонатора. При этом длительность «гигантского» импульса определяется свойствами активной среды и скоростью переключения модулятора. В принципе, таким методом можно генерировать импульсы длительностью до 10^{-11} с, однако реально достигнутые значения относятся к наносекундному диапазону [62].

Синхронизация спектральных компонент импульса позволяет одновременно укоротить длительность и резко увеличить пиковую мощность. Именно эффективно использованию этого фундаментального принципа обязана своими достижениями современная пико- и фемтосекундная лазерная техника. В отличие от модуляции добротности этот метод позволяет получать импульсы с длительностью, значительно меньшей времени обхода резонатора. Суть метода заключается в генерации большого числа продольных мод с определенными фазовыми соотношениями.

Интерференция генерирующих мод приводит к перераспределению интенсивности поля и формированию периодической последовательности импульсов. Длительность импульса обратно пропорциональна ширине спектра, охватывающего эти моды, а период следования равен времени обхода резонатора.

Принцип синхронизации мод имеет аналогии в классической оптике волновых пучков. Задача о генерации последовательности импульсов за счет суперпозиции синхронизованных дискретных мод аналогична классической задаче о дифракции плоской волны на амплитудной решетке.

Световые импульсы в лазерном резонаторе могут генерироваться в результате пассивной или активной синхронизации мод. В первом случае генерация возникает сразу во всех модах со случайной фазой и интенсивностью (шумовой импульс), и после нескольких проходов через активную среду и компенсатор дисперсии групповой скорости в резонаторе остаются только синхронизованные продольные моды с определёнными частотами и интенсивностями. При пассивной синхронизации моды фазируются автоматически из-за нелинейного эффекта Керра в активной среде (фазовая самомодуляция). Для активной синхронизации мод требуется специальное устройство, которое модулирует либо усиление среды (синхронная накачка), либо потери в резонаторе (оптический модулятор).

Лазеры с пассивной синхронизацией мод позволяют генерировать более короткие импульсы благодаря отсутствию инерционных модулирующих элементов.

Основными элементами резонаторов лазеров, генерирующих сверхкороткие импульсы, являются активная среда и компенсатор дисперсии групповой скорости (**рис.2**). К активной среде таких лазеров предъявляются особые требования – широкая линия усиления и высокая нелинейность.

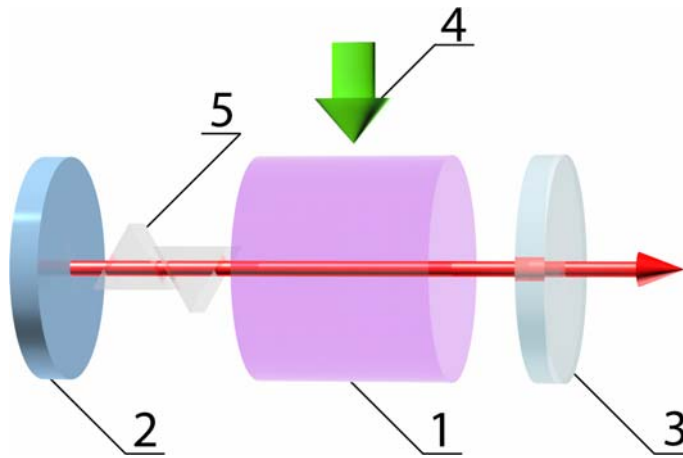


Рис.2. Схематическое устройство лазера сверхкоротких импульсов: 1 — активная среда; 2 — непрозрачное зеркало; 3 — полупрозрачное зеркало; 4 — энергия накачки лазера; 5 — призмный компенсатор дисперсии групповой скорости

На начальном этапе формирования импульса длительность шумовых выбросов обратно пропорциональна ширине линии усиления. После первых проходов по резонатору длительность импульсов сначала возрастает из-за недостаточного усиления мод, расположенных на краю линии усиления активной среды. Однако при этом наибольший шумовой импульс усиливается настолько, что начинают играть роль нелинейные эффекты, а именно изменение коэффициента преломления и самофокусировка в активной среде. Благодаря самофокусировке за счет нелинейного эффекта Керра, этот импульс фокусируется сильнее остальных и при согласовании с апертурой (пучком накачки) испытывает меньшие потери в резонаторе и усиливается лучше остальных. Когда интенсивность импульса достигает такого значения, что большая часть инверсии населённости снимается при прохождении его через активную среду, лазер выходит на стационарный режим работы и в резонаторе циркулирует только один импульс.

Важную роль в генерации коротких световых импульсов играет компенсатор дисперсии групповой скорости. При прохождении импульса через среду он испытывает фазовые искажения, связанные со спектральной зависимостью коэффициента преломления среды (дисперсия). Эти искажения приводят к тому, что длительность импульса увеличивается и, соответственно, уменьшается его мощность, что затрудняет получение

стационарной генерации. Чтобы скорректировать эти искажения, используются специальные оптические элементы, которые вносят дисперсию противоположного знака – пара дифракционных решёток или призм, либо специальные многослойные диэлектрические зеркала с отрицательной дисперсией. Таким образом, после прохода через все элементы лазерного резонатора, импульс воспроизводится в первоначальном виде, что позволяет получать стационарную генерацию импульсов предельно малой длительности.

2.3. Обзор фемтосекундных лазерных установок, применяемых в офтальмологии

С момента внедрения в клиническую практику ФС лазерной установки IntraLase TM (AMO, USA **рис.6**) в 2001 году, офтальмологические операции с использованием биофизических свойств ультракоротких лазерных импульсов, получили широкое распространение.

В настоящий момент в мире представлено достаточно большое количество ФС лазерных установок различных производителей. Наиболее широко распространенные: Femto LDV (Da Vinci femtosecond laser; Ziemer Ophthalmic Systems AG, Switzerland, **рис. 3**), VisuMax (Carl Zeiss Meditec AG, Germany **рис. 4**) и FemTec 520F (Technolas Perfect Vision, Germany **рис. 5**).



Рис.3. Femto LDV (Da Vinci femtosecond laser; Ziemer Ophthalmic Systems AG, Switzerland)



Рис.4. *VisuMax (Carl Zeiss Meditec AG, Germany)*



Рис.5. *FEMTEC 520F (Technolas Perfect Vision, Germany)*



Рис.6. *IntraLase (AMO, USA)*

Все ФС лазерные установки работают на инфракрасной длине волны и базируются на принципе фоторазрушения роговичной ткани с использованием лазерной компрессии для индукции нелинейной абсорбции высокоинтенсивного инфракрасного света. Но есть некоторые технические отличия, как самих установок, так и особенностей хирургических процедур, выполняемых на этих установках, которые требуют обсуждения.

ФС лазерные установки IntraLase и Femtec 520F используют высокую энергию в импульсе и относительно небольшую частоту импульсов, а Femto LDV и VisuMax, наоборот, используют низкую энергию импульса при высокой частоте. Также каждая из перечисленных установок использует для формирования клапана различные паттерны реза, заложенные производителем алгоритмы нанесения лазерных импульсов с целью проведения фемтодиссекции ткани.

Алгоритм фемтодиссекции ФС лазерной установки IntraLase основан на растровом паттерне, алгоритм Femto LDV заключается в вертикальном шаговом сканировании роговицы и наложении импульсов по типу «overlapping» паттерн. ФС лазерные установки Femtec 520F и VisuMax имеют спиралеобразный алгоритм фемтодиссекции (**рис. 7, 8**).

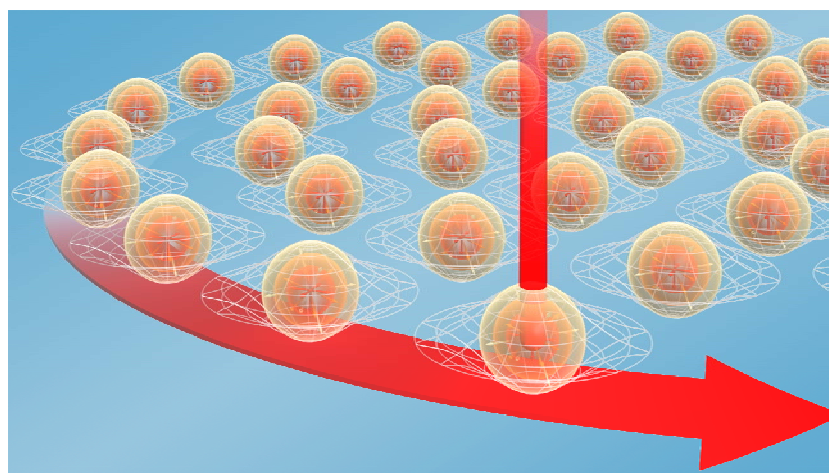
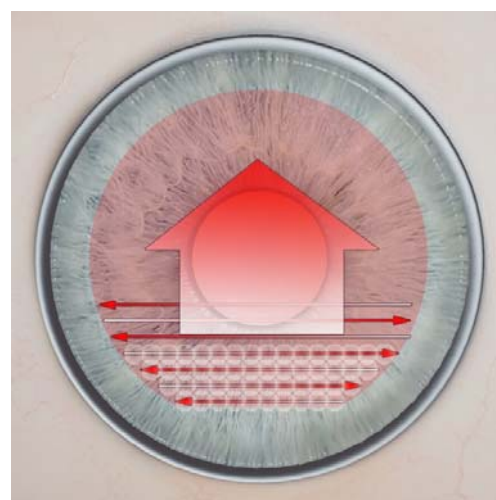


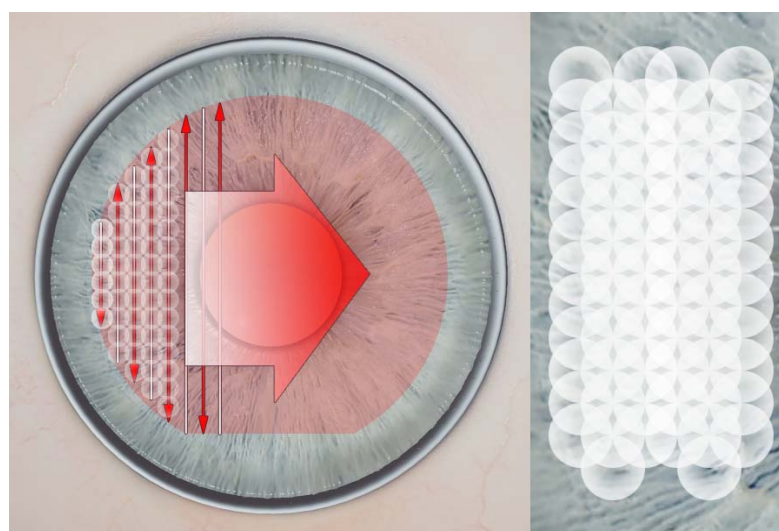
Рис. 7. Спиралеобразный паттерн фемтодиссекции



а



б



в

Рис.8. Виды алгоритмов фемтодиссекции: а – спиралеобразный паттерн (Femtec, VisuMax), б – горизонтальный паттерн (IntraLase), в - вертикальный «overlapping» паттерн (Femto LDV)

Имеются различия в размере пятна лазерной фокусировки. Размер лазерного пятна у ФС лазерной установки Femtec 520F – 5.0 мкм, VisuMax – 5.0 мкм, IntraLase – 5.0-7.0 мкм. Величина пятна у Femto LDV составляет 2.0 мкм. Время, затрачиваемое на фемтодиссекцию роговичного клапана у всех установок небольшое, и укладывается во временной промежуток от 30 до 60 секунд.

Понимание технических различий между лазерными системами представляет наибольшую трудность для рефракционных хирургов, поскольку включает в себя целый ряд параметров и нюансов, от которых зависят специфические достоинства и недостатки каждого из обсуждаемых лазеров. В **табл. 1** представлены технические характеристики обсуждаемых ФС лазерных установок.

Табл. 1. Сравнительные физико-технические характеристики ФС лазерных установок

Характеристика	Femto LDV	IntraLase	VisuMax	Femtec 520F	FS-200
Тип лазера	Твердотельный, ИК	Усиленный, ИК	Усиленный, ИК	Усиленный, ИК	Усиленный, ИК
Длина волны	1045±10 нм	1053 нм	1040 нм	1053 нм	1043 нм
Продолжительность импульса	200-350 фс	600-800 фс	220-580 фс	500-700 фс	500 фс
Частота повторения импульсов	5 МГц	150 кГц	200-500 кГц	40-80 кГц	200 кГц,
Энергия импульса	10-20 нДж	1,5-7,8 мДж	50-420 нДж	4.6 мДж	0,7 мДж
Акустическая энергия	Низкая	Высокая	Средняя	Высокая	Низкая
Числовая апертура	Близко к 1	0,2	0,4-0,6	Нет данных	Нет данных
Размер пятна фокусировки	2 мкм	5-7 мкм	5 мкм	Более 5 мкм	Более 5 мкм
Визуальный контроль создания лоскута	На мониторе – компьютерная симуляция	Визуально	Визуально	Визуально	Визуально
Время создания лоскута	30 сек	10-20 сек	15-90 сек	20-60 сек	6-7 сек
Размер каверн, создаваемых лазером	Менее 2 мкм	10-20 мкм	5-10 мкм	10-20 мкм	Нет данных
Угол вреза клапана	Клиновидный	Выбирается	Выбирается	Выбирается	Выбирается
Диаметр клапана	8,5; 9,0; 9,5; 10,0 мм	Максимальный диаметр 9,5 мм	Максимальный диаметр 9,0 мм	Максимальный диаметр 9,5 мм	Максимальный диаметр 13 мм
Толщина клапана	90, 110, 140 мкм	90-450 мкм	80-220 мкм	100-450 мкм	100-450 мкм

В ФС лазерных установках IntraLase, Femtec 520F и VisuMax глубина среза лоскута роговицы и его диаметр контролируются компьютерной программой и могут варьироваться в значительных пределах.

Толщина лоскута в ФС лазерной установке Femto LDV задается специальной фольгой, а диаметр лоскута – фиксационными вакуумными кольцами различных размеров.

Выбор толщины роговичного лоскута варьируется у ФС лазерной установки IntraLase от 90 до 400 мкм, Femtec 520F от 100 до 200 мкм, и от 80 до 220 мкм у VisuMax.

В ФС лазерной установке Femto LDV имеются три фиксированных варианта толщины роговичного клапана: 90 мкм, 110 и 135 мкм. За счет плоского интерфейса и используемого вертикального «overlapping» паттерна формируется роговичный клапан без тканевых мостиков, с углом края клапана, аналогичным создаваемому механическим микрокератомом (**рис. 9**).



Рис. 9. Острый угол края клапана при операции Фемто-Lasik с помощью ФС лазерной установки Femto LDV

Практически все производители ФС лазерных установок имеют в своем арсенале эксимерный лазер, который наиболее оптимально сочетает эргономику и технические характеристики.

Так, например, ФС лазерная установка IntraLase наилучшим образом совместима с эксимерным лазером VisX S4 (AMO), а VisuMax очень эргономично работает вместе с системой Mel 80 (Carl Zeiss Meditec). По завершении фемтодиссекции кровать пациента поворачивается на 180° под эксимерный лазер. Компания Technolas – Perfect Vision предлагает эргономичную работу своей ФС лазерной установки Femtec 520F с эксимерным лазером Technolas 217Z100 (**рис. 10**).



Рис. 10. ЭЛ (слева) и ФС лазерная установка (справа) - Technolas 520 F

Благодаря своим конструктивным особенностям, небольшим габаритам и наличию специальной системы доставки лазерного излучения непосредственно к роговице при помощи секционного манипулятора, ФС лазерная установка Femto LDV может использоваться с любым эксимерным лазером. Однако, на сегодняшний день, основной недостаток данной ФС лазерной установки заключался в ограничении геометрии среза всего двумя плоскостями. Хотя компания на сегодняшний день анонсировала новую версию своей ФС лазерной системы Femto LDV Crystal Line (> 5 МГц), позволяющей также производить различные виды кератопластики и формирование роговичных туннелей для имплантации интрастромальных роговичных сегментов.

В зависимости от формы индивидуального интерфейса пациента (устройство, посредством которого производится стыковка роговицы пациента с ФС лазерной установкой), существуют различные положительные и отрицательные особенности каждой из рассматриваемых ФС лазерных установок.

Так, например, в ФС лазерных установках IntraLase и Femto LDV используют индивидуальный интерфейс пациента с плоской поверхностью, который при стыковке соответственно апплирует роговицу (**рис. 11**).

Интерфейс ФС лазерных установок Femtec 520F и VisuMax асферичный – близкий профилю роговицы, программное обеспечение и технические возможности этих лазерных установок позволяют сформировать изогнутый профиль среза, параллельный передней поверхности роговицы.

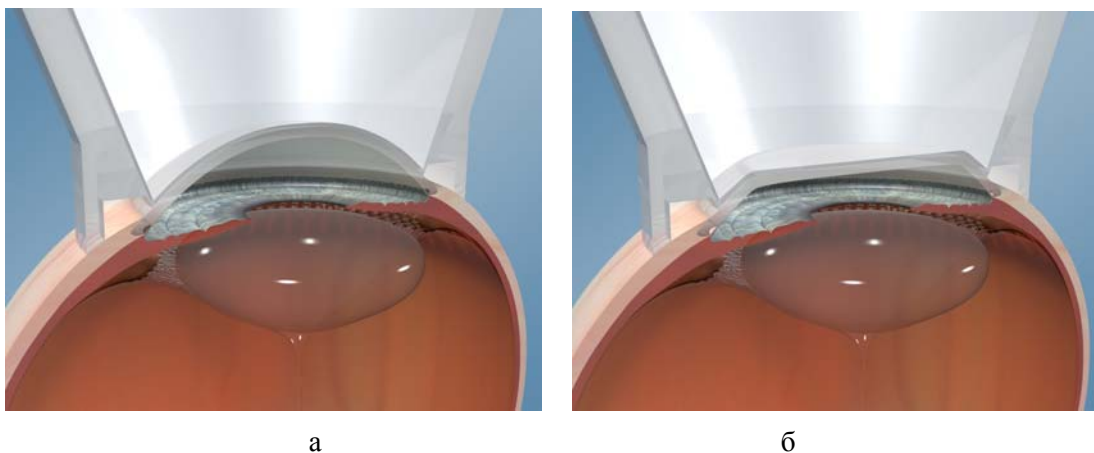


Рис. 11. Различия в действии: а – асферического и б – «плоского» индивидуального интерфейса пациента

При проведенных исследованиях на изолированных человеческих глазах ВГД повышалось существенно больше при формировании клапана с использованием плоских интерфейсов пациента. Так, среднее максимальное значение офтальмотонуса, достигнутое при формировании клапана роговицы, было равно 192.6 mmHg при использовании ФС лазерной установки IntraLase и 150.9 mmHg при Femto LDV. В то же время данный показатель у ФС лазерной установки VisuMax составил 104.9 mmHg. Данные различия могут влиять на кровоток и структурный стресс тканей глаза в ходе операции [63].

Важными отличающими особенностями каждой из обсуждаемых ФС лазерных установок являются наличие тех или иных функциональных возможностей. Так, например, ФС лазерные установки IntraLase и Femtec 520F имеют алгоритмы фемтодиссекции для проведения послойной и сквозной кератопластики, а также для формирования тоннелей для имплантации интрастромальных роговичных сегментов. Производители ФС лазерных установок VisuMax и Femto LDV также предложили офтальмологам возможность проведения данных методик, однако

клинический опыт выполнения данных операций на данных лазерах значительно меньше.

Отдельного обсуждения требуют такие физические характеристики ФС лазерных установок как частота и плотность энергии в одном импульсе.

Так, например, ФС лазерная установка Femto LDV обладает высокой частотой – 1 МГц (в первой установке) и плотностью энергии в импульсе 10-20 нДж. Ввиду этого образуются очень маленькие кавитационные пузырьки, выполняющие фемтодиссекцию без возникновения такого частого интраоперационного осложнения как непрозрачный пузырьковый слой. Все виды возможных интраоперационных осложнений будут обсуждаться в части 4, разделе 4.1.2. нашего издания.

Из индивидуальных особенностей различных ФС лазерных установок нужно отметить наличие у ФС лазерных установок Femtec 520F и VisuMax отличительных для каждой установки алгоритмов фемтодиссекции роговицы для интрастромальной рефракционной хирургии. Так, установка Femtec 520F имеет программу INTRACOR для интрастромальной рефракционной коррекции пресбиопии, а ФС лазерная установка VisuMax – программы для коррекции различных аномалий рефракции - FLEx, ReLex и Smile.

Последняя появившаяся в 2010 году ФС лазерная установка была разработана компанией WaveLight (Alcon Laboratories, Inc., USA, **рис. 12**).

ФС лазерная установка FS-200 позволяет выполнять все возможные на сегодняшний день виды фемтосекундной лазерной хирургии роговицы и имеет следующие физико-технические характеристики: частота следования импульсов 200 кГц, длина волны 1030 нм, энергия в импульсе 0,7 μ J, фокусировка лазерного пятна 5-мкм.



Рис.12. FS-200 (Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, Texas)

Описывая данную ФС лазерную установку, консультант компании Alcon профессор А.Ι. Kanellopoulos (директор центра «Laservision» Афины, Греция) отметил следующие преимущества: основной особенностью данной установки является время формирования стандартного роговичного клапана (диаметр 8,0 мм, толщиной 120 мкм) – всего 6-7 секунд. А также наличие широких возможностей в программировании архитектуры клапана («персонализации» – положении ножки, глубины, диаметра, угла формирования края клапана), изменении расположения клапана непосредственно на мониторе лазера после выполненной стыковки [64].

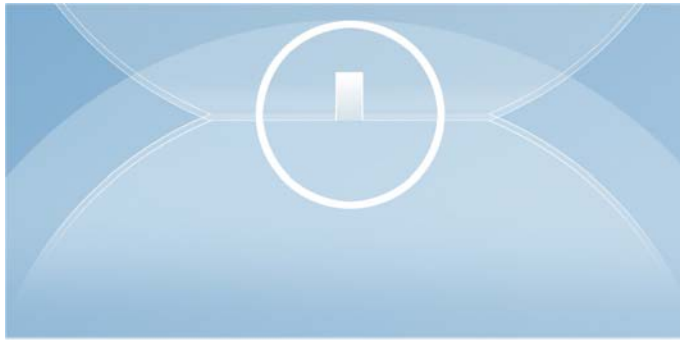
На наш взгляд, данная ФС лазерная установка напоминает установку IntraLase (АМО). В ней также используется растровый паттерн фемтодиссекции при формировании основания роговичного клапана, циркулярный паттерн при вертикальной фемтодиссекции края роговичного клапана и различных видах кератопластики.

Однако, по сравнению с IntraLase в FS-200 в значительной степени снижена энергия в импульсе (1,5-7,8 мДж против 0,7 мДж) и расстояние между импульсами, тем самым улучшены характеристики качества фемтодиссекции.

Сама процедура подготовки к фемтодиссекции аналогична. С целью апланации роговицы используется плоский интерфейс пациента, однако со слов разработчиков он имеет большой диаметр – 13 мм, что позволяет выполнять фемтодиссекцию клапана без уменьшения его диаметра, т.е. без «потери» периферии роговицы. Специальная конструкция вакуумного кольца позволяет минимизировать повышение внутриглазного давления в пределах 60 - 100 mm Hg.

Основным, на наш взгляд, преимуществом новой ФС лазерной установки FS-200 над установкой IntraLase является снижение частоты возникновения непрозрачного пузырькового слоя ввиду оригинального технического решения, без необходимости формирования так называемого «кармана» для отхождения излишков кавитационных пузырей (глава 4, часть 4.1.2).

При фемтодиссекции роговичного клапана с помощью ФС лазерной установки FS-200 отхождение кавитационных пузырей происходит по автоматически формируемому каналу в ножке роговичного клапана (**рис. 13 а, б**). По нашему мнению, это техническое решение в значительной степени снижает количество пересеченных коллагеновых волокон, а, следовательно, предположительно в меньшей степени влияет на биомеханические свойства роговицы. Данная ФС лазерная установка эргономично работает вместе с последней моделью эксимерного лазера компании WaveLight EX 500 (**рис. 14**).



а



б

Рис. 13. Расположение канала для отхождения кавитационных пузырей (а - фронтальное, б - боковое изображение) при фемтодиссекции роговичного клапана на ФС FS-200

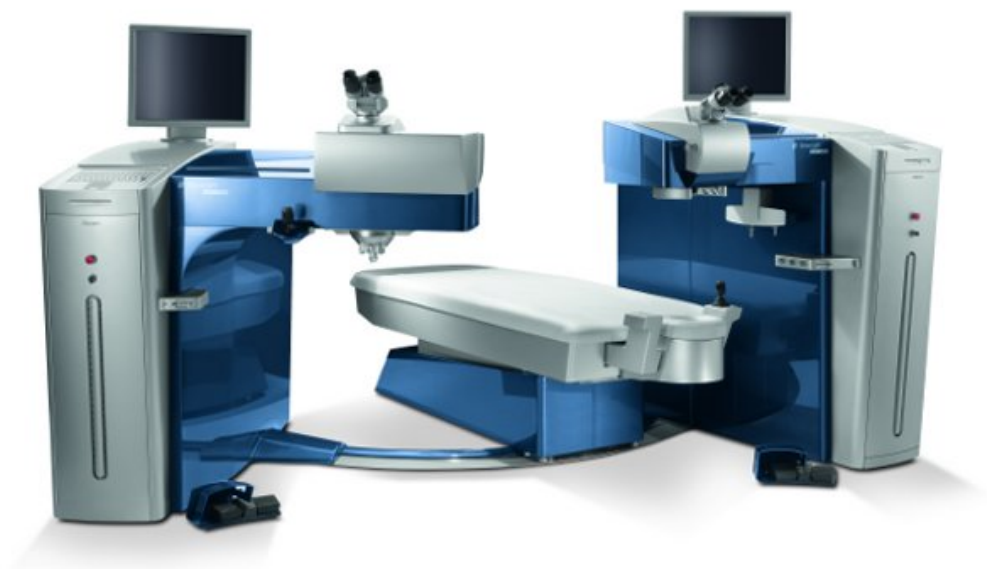


Рис. 14. Сплит система ФС лазерная установка FS-200 и ЭЛ EX-500 WaveLight

На сегодняшний день в ФГУ МНТК «МГ» имени академика С.Н. Федорова (г. Москва) проводятся клинические испытания первой отечественной фемтосекундной лазерной системы Фемто Визум (**рис. 15**).



Рис. 15. *ФС лазерная установка Фемто Визум (ООО «Оптосистемы» Россия)*

Эта установка имеет в своем арсенале полный пакет возможностей фемтосекундной лазерной хирургии, таких как: формирование роговичного клапана, интрастромальная хирургия (формирование туннелей для имплантации ИРС), сквозная и послойная кератопластика.

Физические параметры установки следующие: в основе неодимовый лазер с длиной волны 1,06 мкм, частотой повторения импульсов 1 МГц, продолжительностью импульса 200-400 фс, $< 3,0$ мкм – фокусировкой лазерного импульса, энергией в импульсе $< 0,5$ мкДж, растровым паттерном фемтодиссекции. Возможны следующие варианты выбора топографии роговичного клапана при операции Фемто-Lasik: диаметр клапан 8,5-10 мм, минимальная толщина 90 мкм (суббоуменовый Фемто-Lasik), диапазон положения ножки клапана 0° , 90° , 180° , 270° . Время проведения фемтодиссекции роговичного клапана < 30 секунд [65].

Учитывая заявленные производителем физические характеристики (высокая частота, короткая продолжительность, низкая плотность энергии импульса), следует ожидать от установки выполнения качественной фемтодиссекции при различных вариантах рефракционной или терапевтической хирургии роговицы.

Часть 3. Применение фемтосекундного лазера в офтальмологии

3.1 Введение

На сегодняшний день ФС лазерные установки в офтальмологии применяются: при формировании роговичного клапана, послойной и сквозной кератопластике, создании роговичных туннелей для имплантации интрастромальных сегментов, интрастромальном формировании роговичной лентикулы, интрастромальной коррекции пресбиопии, а также для выполнения фемтосекундного капсулорексиса и фрагментации ядра хрусталика [66-75].

3.2. Механизмы взаимодействия лазерного излучения с тканью

Всего лишь через несколько лет после изобретения первых лазеров начали проводиться хирургические операции на глазу с использованием этих устройств. Возможность передавать энергию света почти любому отделу глазного яблока, делают глаз приоритетным объектом для лазерной хирургии. В офтальмологии используется несколько видов взаимодействия лазерного излучения с тканью: фотокоагуляция, фотоабляция и фоторазрушение [76].

При проведении фотокоагуляции лазерное излучение поглощается целевыми тканями, а клинический эффект достигается посредством теплового разрушения. Данная клиническая характеристика наиболее широко применяется для лечения болезней сетчатки, таких как диабетическая ретинопатия и дегенерация желтого пятна (ETDRS, 1991).

При фотоабляции сильно поглощаемый ультрафиолет применяется для испарения внешних тканей, главным образом для терапии и хирургической коррекции различных аномалий рефракции роговицы [77,78].

Как и в неорганических материалах, фоторазрушение ткани начинается с лазерного оптического пробоя (англ. laser-induced optical breakdown (LIOB)), когда точно сфокусированный лазерный импульс малой длительности создает высокоинтенсивное электрическое поле, приводящее к формированию плазмы свободных электронов и ионов [79]. Сгенерированная оптически, горячая плазма расширяется со сверхзвуковой скоростью, вытесняя окружающую ткань [80]. Распространение плазмы замедляется, сверхзвуковой фронт проходит через ткань как ударная волна. Ударная волна теряет энергию и скорость во время распространения, ослабляясь до обычной акустической волны, которая безвредно рассеивается. Адиабатическое расширение плазмы менее длительно по сравнению с временной постоянной локальной тепловой диффузии, поэтому снижаются тепловые повреждения. Охлаждающаяся плазма испаряет малый объем ткани, в итоге формируя кавитационную полость. Кавитационный пузырек, состоящий в основном из углекислого газа, азота и воды, способен выйти из ткани естественным образом [81].

Фактически первые офтальмологические операции, использующие фоторазрушение, ограничивались всего лишь несколькими внутриглазными процедурами из-за необходимости относительно больших энергий для инициализации лазерного оптического пробоя наносекундным Nd:YAG лазером [82]. В результате сильная ударная волна и большие кавитационные пузыри производили значительный повреждающий эффект на окружающие ткани. Снижение либо фокального размера пятна, либо длительности импульса лазера уменьшает пороговую мощность лазерного оптического пробоя. В сравнении с наносекундной, применение фемтосекундной системы с низкой энергией обеспечивает микрометрическую точность и минимальное повреждение прилегающим тканям. Такое сочетание позволяет использовать фемтосекундные лазерные импульсы в качестве идеального хирургического скальпеля для высокоточной резки ткани.

Прозрачность тканей глаза позволяет получать оптический пробой на любой глубине, не влияя на ткани вне зоны фоторазрушения. Единственным ограничением при создании произвольных плоскостей разреза является то, что нанесение лазерных импульсов должно производиться от большей глубины к меньшей, т.к. появляющиеся пузырьки газа создают в ткани тень и препятствуют нанесению следующего, глубже лежащего лазерного импульса.

ФС лазер с высокой частотой следования импульсов и контролируемой компьютером сканирующей оптической системой доставки луча выполняет локализованные микрофоторазрушения, которые могут быть размещены рядом друг с другом, формируя разрезы произвольной формы. Учитывая очень малую длительность лазерного импульса, данная процедура получила название фемтосекундного лазерного разреза – фемтодиссекции (**рис. 16**) [83,84,85,86,87]. Сложные фигуры могут быть получены пересечением этих плоскостей разреза.

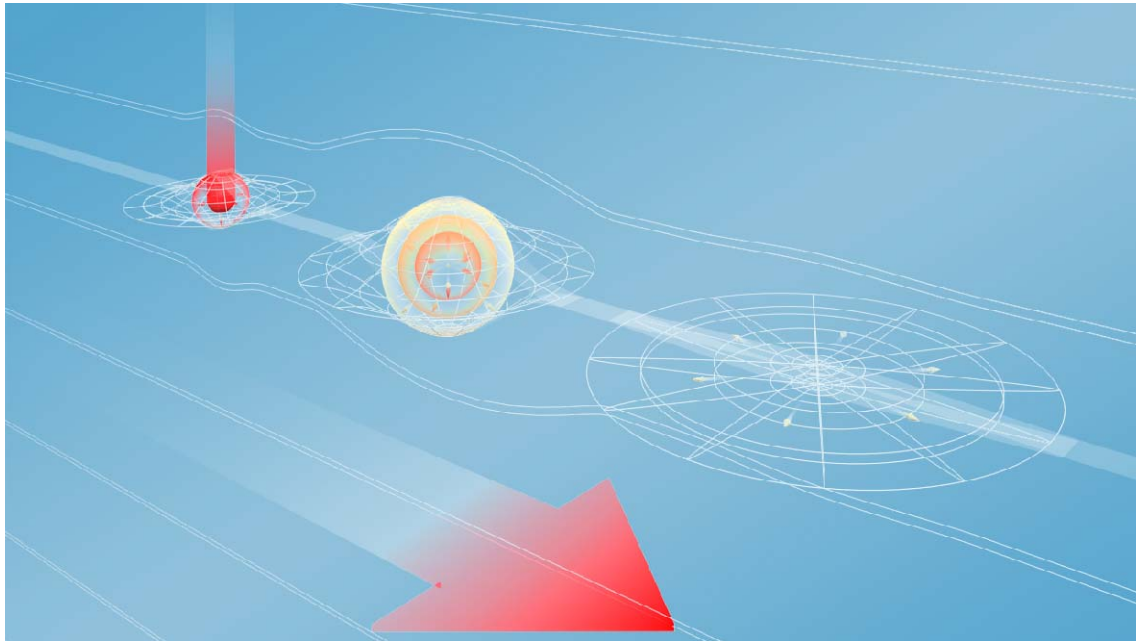


Рис. 16. *Фемтодиссекция роговичной ткани*

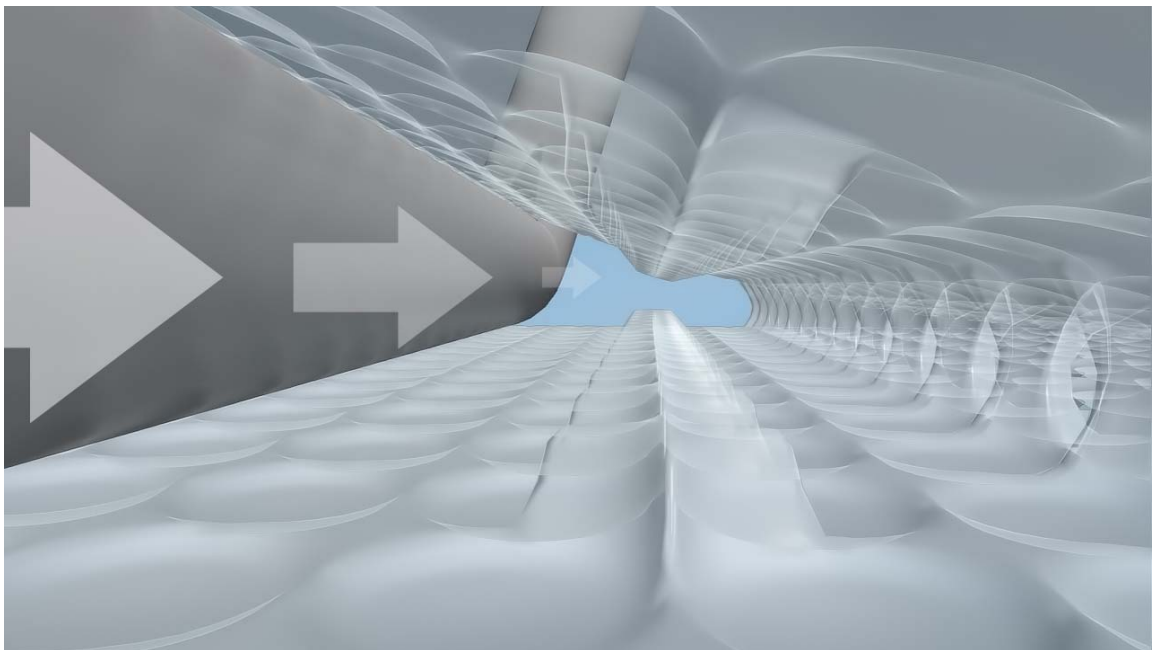


Рис.17. *Этап подъема роговичного клапана после фемтодиссекции*

Размер пузырьков микроплазмы может быть от 1,0 до 5,0 мкм, и зависит от энергии в импульсе [88-90]. В зависимости от энергии в одном импульсе диаметр кавитационного пузыря может быть в несколько раз больше начального микроплазменного пузыря [86,87]. Дискретность нанесения кавитационных пузырей определяет наличие между ними очень

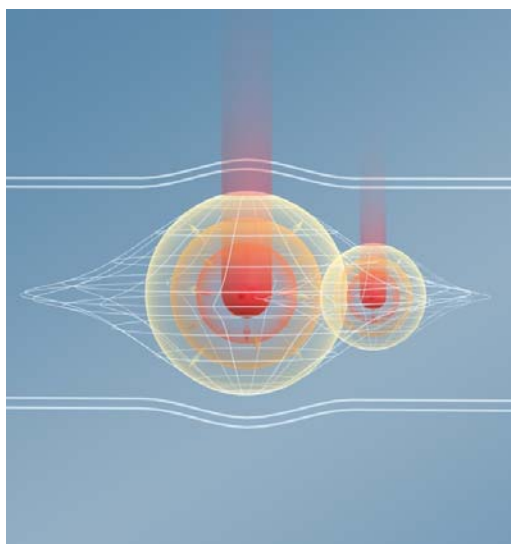
тонких тканевых мостиков, которые разрываются при подъеме роговичного клапана [89,90].

После завершения процедуры фемтодиссекции часть воды и углекислого газа поглощается эндотелиальным клеточным насосом. А остальная часть пузырьков исчезает при подъеме клапана (**рис. 17**).

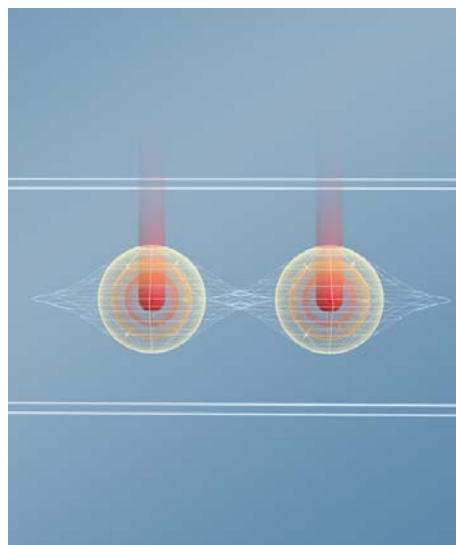
Качество производимого среза является своего рода справочником по корректировке работы ФС лазерных установок. Например, трудности в подъеме клапана, а также гладкость нижележащей стромы роговицы, могут подсказать, какие параметры энергии и опциональные характеристики наложения лазерных импульсов требуют корректировки.

Для уменьшения количества тканевых мостиков и облегчения разделения ткани расстояние между лазерными импульсами может быть уменьшено (**рис. 18 – б**) [85].

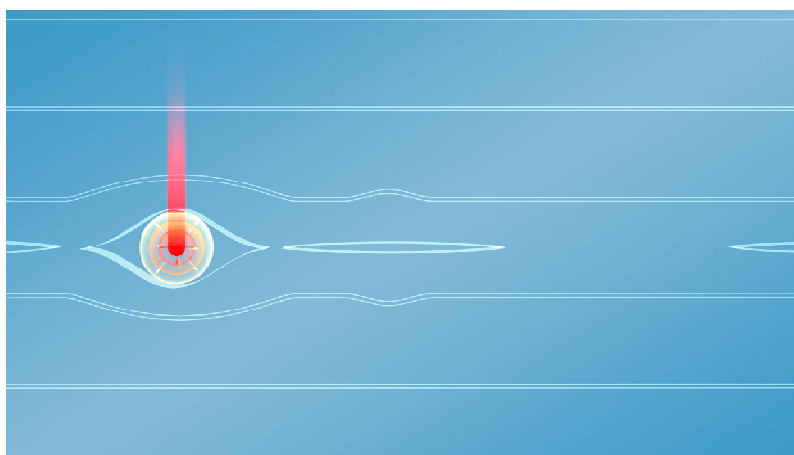
Импульсы могут быть расположены настолько близко, что практически накладываются друг на друга или на уже разорванную в данном месте ткань ранее выполненным импульсом. Это алгоритм нанесения лазерных импульсов имеет название – «overlapping pulse pattern» (**рис. 18- а**) [87].



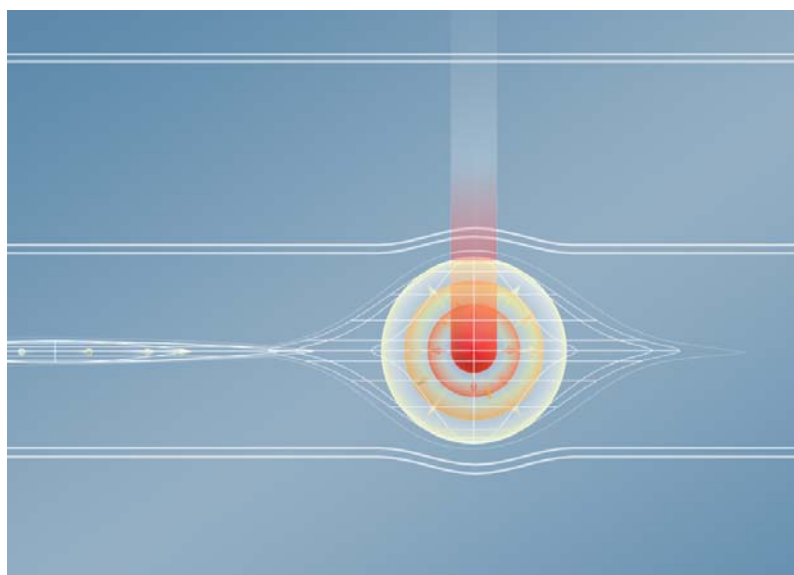
а) «overlapping pulse pattern»



б) уменьшенное расстояние



в) «double pass» - двойной проход



г) уменьшение энергии в импульсе

Рис. 18. *Варианты настройки физических характеристик (энергия в импульсе, расстояние между импульсами) подачи лазерных импульсов*

Другой способ уменьшения тканевых мостиков состоит в том, чтобы повторно наносить лазерный импульс по ранее обработанной области. Эта техника называется «double pass» – двойной проход (**рис. 18 - в**).

В процессе регулировки технических характеристик ФС лазерной установки также требуется учитывать временной период между импульсами, чтобы нанесенный лазерный импульс успел пройти стадии от микроплазмы до кавитационного пузыря прежде, чем будет произведен следующий лазерный импульс. В случае уменьшения расстояния между лазерным импульсом, требуется также уменьшить энергию импульса, чтобы сократить размер кавитационного пузыря и препятствовать тому, чтобы надвигающийся лазерный импульс вошел в расширяющийся кавитационный пузырь (**рис 18 - г**).

Качество фемтодиссекции достигается при абсолютной координации взаимоотношений между энергией импульса, расстоянием между импульсами и частотой проведения импульсов. Более медленные лазеры, такие как наносекундные и пикосекундные, в экспериментальных исследованиях с целью фемтодиссекции роговицы проявили себя появлением непоследовательных, больших по размеру кавитационных пузырьков с выраженной ударной волной. И, соответственно, с большей повреждающей способностью на окружающие ткани в сравнении с фемтосекундными лазерами [90,91].

Часть 4. Клиническое применение

Наиболее распространенное использование ФС лазерных установок в офтальмологической клинической практике связано с выполнением рефракционной операции по технологии Фемто-Lasik, а именно с формированием роговичного клапана. На сегодняшний день во всем мире произведено уже более 5 миллионов срезов клапана с использованием ФС лазера.

Учитывая то обстоятельство, что наш собственный опыт складывается из работы на имеющейся в ФГУ НФ МНТК «МГ» имени академика С.Н. Федорова ФС лазерной установке Femtec 520F, все рекомендации, используемые технические параметры, фотографии монитора даны применительно только к данной лазерной установке.

4.1. Анатомо-топографические характеристики фемто-клапана

Прежде чем остановиться на детальном рассмотрении анатомо-топографических характеристиках формируемого ФС лазером роговичного клапана, следует рассмотреть биомеханические изменения, которые происходят в роговице при срезе роговичного клапана.

Исследования последних лет в этой области показывают, что биомеханический ответ тканей роговицы на срез клапана и лазерную абляцию приводит к изменениям формы роговицы не только в центре, но и на периферии, а также на задней поверхности. При формировании роговичного клапана в зависимости от глубины среза пересекаются разные по толщине коллагеновые волокна, которые затем сокращаются к периферии роговицы.

Это приводит к эффекту уплощения центра роговицы еще до проведения абляции. Кроме того, после проведения абляции направленная наружу сила натяжения неповрежденных волокон, расположенных на

периферии зоны абляции, приводит к дополнительному уплощению центра роговицы, утолщению и увеличению кривизны периферии роговицы (**рис. 19**) [92,95,96].



Рис.19. Биомеханическая модель по С. Roberts: а - роговица до среза клапана, б - после среза, в - после абляции

Это ведет к усилению преломляющей способности периферической части роговицы, что в свою очередь увеличивает сферическую aberrацию роговицы в целом.

Проведенное в Новосибирском филиале МНТК «МГ» исследование [93] совпадало с биомеханической моделью лазерной абляции С. Roberts и противоречило теории С.Р. Munnerlyn (1998), согласно которой роговица приравнивалась к оптическому элементу из пластика и утверждающей, что после эксимерлазерного воздействия изменяется только единственная часть – зона абляции [94].

Уникальные возможности современных ФС лазерных установок позволяют находить индивидуальный подход в хирургии роговицы, уменьшая ее вторичные изменения биомеханических и оптических свойств.

Основные отличия анатомо-топографических характеристик клапана срезанного механическим микрокератомом и сформированного фемтодиссекцией при помощи ФС лазера представлены на рис. 21, 22.

По данным оптической когерентной томографии, при использовании головки микрокератома 120 мкм (Zyoptix, Baush&Lomb) толщина клапана в месте начала среза составляла $168,5 \pm 25,7$ мкм, в центральной части роговицы – $110,6 \pm 15,4$ мкм, что соответствовало заявленной производителем толщине среза клапана (**рис. 20**). Толщина роговичного клапана оказалась неравномерной по всей площади, что совпадало с данными исследования группы авторов [97].

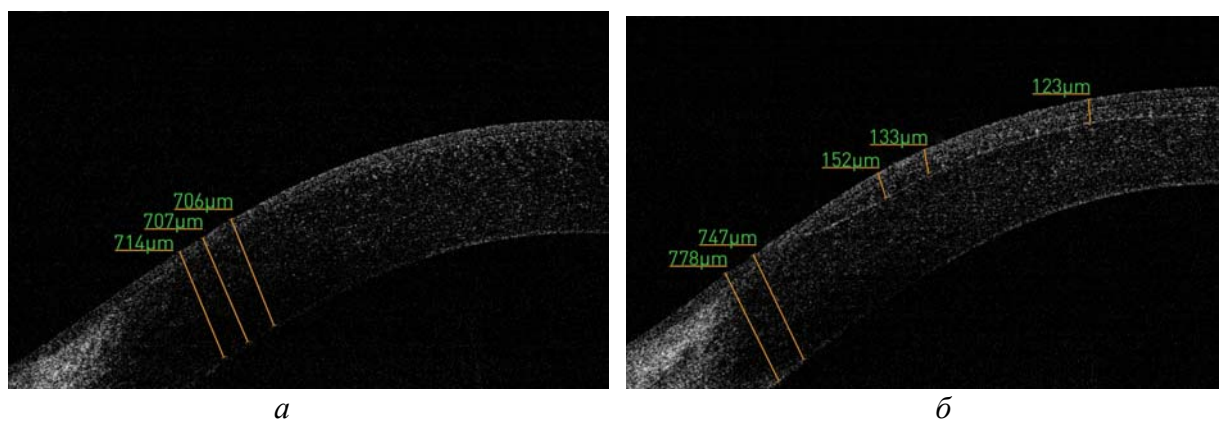
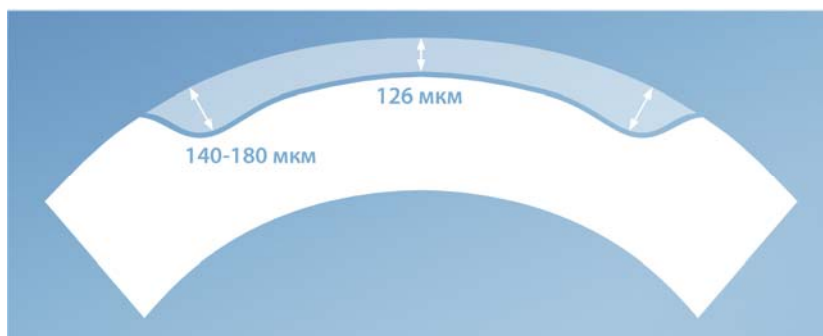


Рис.20. OCT Cross-line Raster: а - до операции, б - на следующий день после Lasik

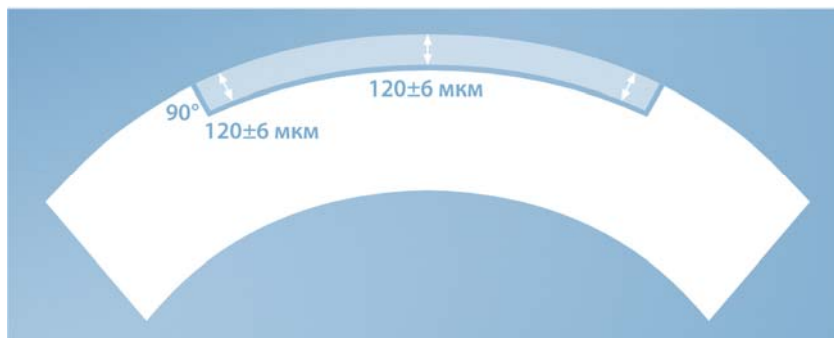
Таким образом, при срезе роговичного клапана механическим микрокератомом образуется клапан менискообразной формы. В отличие от него, ФС лазер формирует униморфный клапан.

Диаметр сформированного микрокератомом роговичного клапана зависит от диаметра и радиуса кривизны роговицы, тогда как при использовании фемтосекундного лазера роговичный клапан соответствует тем параметрам, которые были запланированы и введены в лазерную установку.

При расчете предстоящей операции Фемто-Lasik на используемом в ФС лазерной установке FemТес 520F программном обеспечении производится ведение основных анатомо-топографических характеристик роговичного клапана, которые будут представлены ниже.

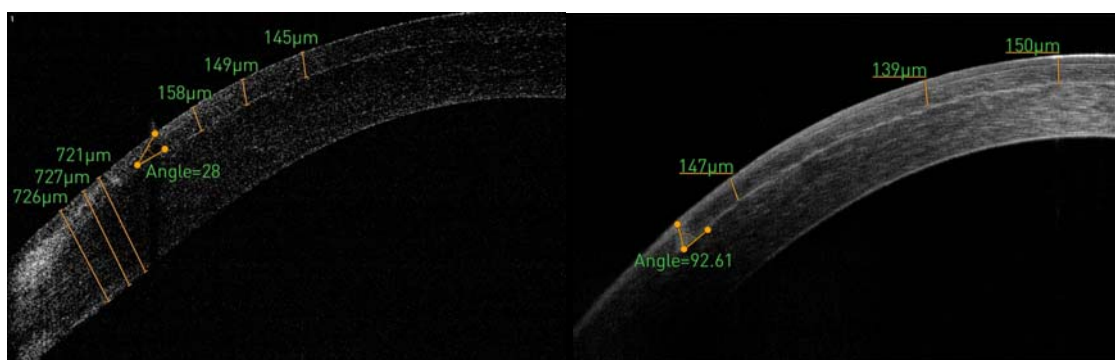


а



б

Рис. 21. Сравнительная анатомо-топографическая характеристика роговичного клапана



а

б

Рис. 22. Угол надреза края и толщина роговичного клапана сформированного: а – механическим микрокератомом, б - ФС лазером

Основные программируемые анатомо-топографические параметры фемто-клапана:

Диаметр фемто-клапана (Diameter in microns). Выбор диаметра формируемого роговичного клапана зависит от имеющегося вида нарушения рефракции. К примеру, при коррекции высокой степени гиперметропии у хирурга есть возможность выбора максимально возможного диаметра 9,5 мм (рис. 23). При коррекции миопии рекомендовано использовать диаметр 9,0 мм.

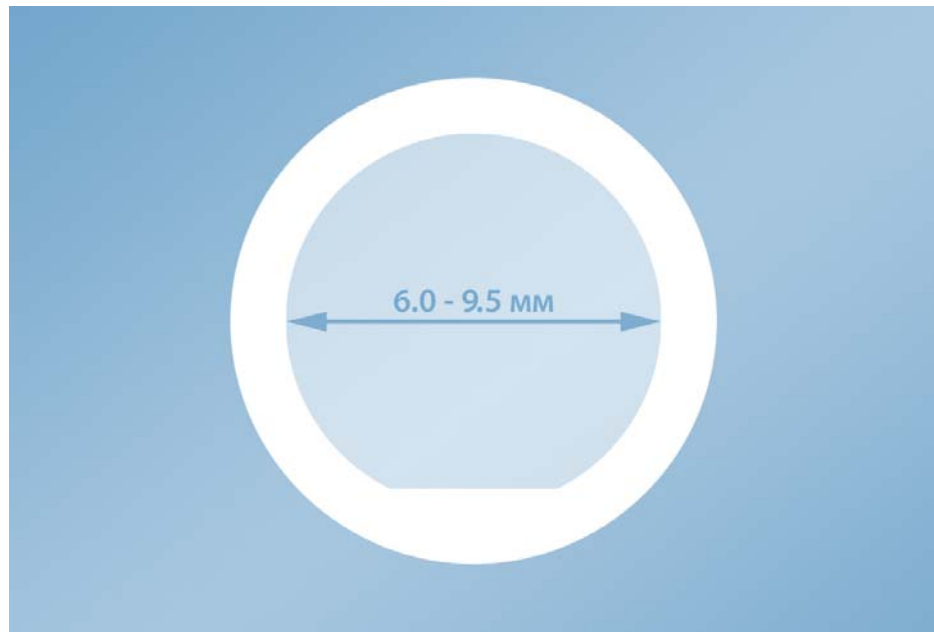


Рис. 23. *Диапазон диаметра фемто-клапана*

Толщина фемто-клапана (Depth in microns). Имеется возможность выбора толщины роговичного клапана от 120 до 200 мкм с шагом 10 мкм (рис. 24).



Рис. 24. *Диапазон толщины фемто-клапана*

Проведенная работа группы авторов по сравнению с реально получаемой толщиной роговичного клапана в зависимости от программируемой толщины, показала наименьшую девиацию и наибольшую точность при программировании ФС лазера на толщину в 120 мкм [98]. Учитывая прямую корреляцию между толщиной роговичного клапана и воздействием на биомеханику роговицы, мы также рекомендуем использование данной толщины, однако начинающему хирургу следует быть особо осторожным на этапе отсепаровки и поднятии роговичного клапана.

Собственное сравнительное исследование толщины фемто-клапана по данным ОСТ (через 45 мин и через 4 недели после операции) показало отсутствие каких-либо достоверных изменений толщины и совпало с данными, полученными мексиканскими исследователями А. Chayet, S.T. Litwak [99]. Отсутствие отека фемто-клапана уже через 45 минут после проведенной операции Фемто-Lasik (128 ± 10 мкм) объясняет высокую остроту зрения и спрогнозированные данные рефракто-кератометрии на следующий день после операции. Через месяц толщина роговичного фемто-клапана остается стабильной.

Положение ножки фемто-клапана (Hinge Position). Стандартное рекомендованное положение ножки клапана на 90° , т.к. обуславливает большую стабильность клапана при мигательных движениях и при необходимости облегчает доступ при подъеме клапана. Однако, в случае каких-либо изменений роговицы (врастании сосудов, рубце) имеется возможность изменения положения ножки клапана (**рис. 25**).



Рис. 25. *Диапазон положения перешейка фемто-клапана*

Длина перешейка фемто-клапана (Hinge Angle). Определяется в градусах (от 30° до 60°) и зависит от используемого диаметра клапана и зоны проведения эксимерлазерной абляции. При формировании стандартного роговичного клапана $9,0$ мм и зоной абляции $6,0 - 6,5$ мм рекомендованная нами длинна перешейка клапана 50° (**рис. 26**).

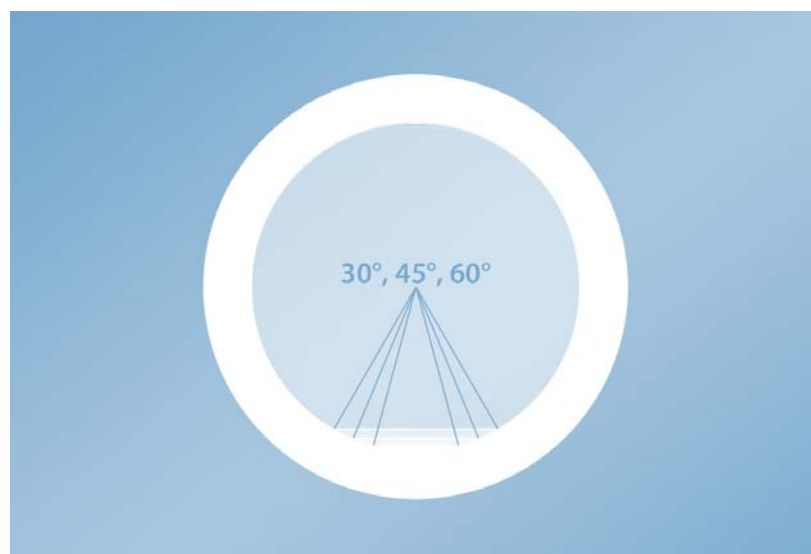


Рис. 26. *Диапазон длины перешейка фемто-клапана*

Угол надреза края фемто-клапана (Rim Cut Angle). Возможность выбора угла края клапана или, так называемого в англоязычной литературе, «side cut» составляет от 90 до 105° (**рис. 27**).

При операции Фемто-Lasik формирование угла края клапана в 90° (по типу «колодезной крышки»), отсутствие при этом выраженного повреждения коллагеновых фибрилл по ходу горизонтального разреза и выраженного рубцевания по краю клапана, способствует большей биомеханической стабильности роговицы по сравнению с традиционной операцией Lasik [100].

Однако, следует помнить, что при выполнении угла края клапана в 90° требуется определенная техника подъема роговичного клапана (раздел 4.1.2), и на этапе ее освоения возможны различные осложнения.

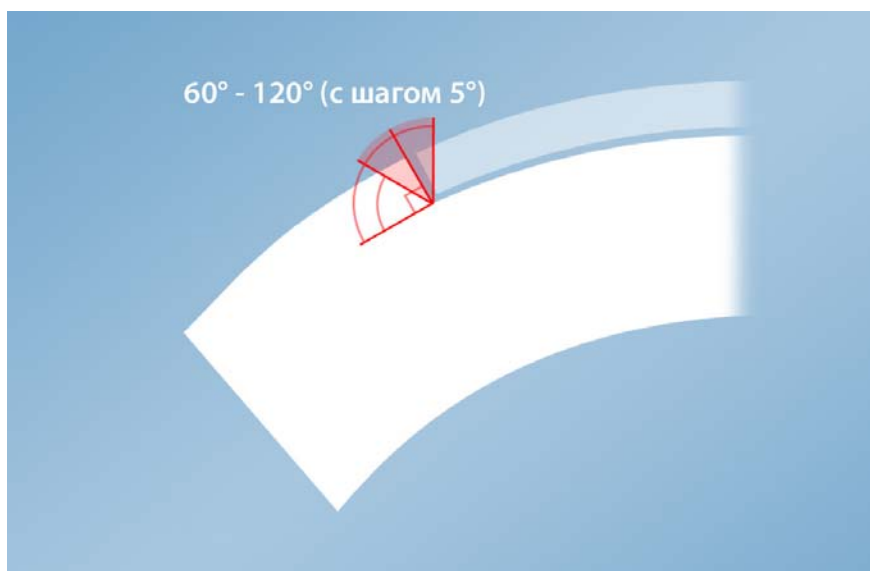


Рис. 27. Выбор угла края клапана («Side Cut»)

В статье «How thin should we go?» (Journal Cataract&Refractive Surgery Today, October 2008 Vol. 3, No. 8) Michael C. Knorz, ссылаясь на ранее выполненную работу доктора J. Marshall [101] о том, что периферия роговицы (8-12 мм) более прочная, чем центральная часть роговицы (6 мм), осуществил собственное экспериментальное сравнительное исследование биомеханической стабильности роговицы кроликов. Выполнив «классический» Lasik и Фемто-Lasik с так называемым обратным углом края клапана (англ. «inverted side cut») – 150°, в результате определил, что наименьшие биомеханические изменения роговицы животного происходят в

случае выполнения Фемто-Lasik с обратным углом края клапана. По мнению доктора М.С. Knorz, при такой геометрии клапана происходит пересечение более поверхностных и менее прочных коллагеновых волокон, чем при срезе клапана микрокератомом [102].

**Используемые нами физические параметры при фемтодиссекции
роговичного клапана на установке FemTec 520F:**

- Bed Energy – энергия импульса (nJ) (рекомендованная энергия – 850 nJ);
- Bed Spacing – расстояние между импульсами в мкм (возможны установки между точками «spot distance» и линиями «line distance», рекомендовано 6,0/6,0);
- Bed Style – тип реза Regular(винтовое) и Fade out (сканирование заканчивается на некотором расстоянии от центра);
- Rim Energy – энергия импульса при формировании края клапана (рекомендовано 1200 nJ);

4.2. Формирование роговичного клапана при операции Фемто-Lasik

Различные производители ФС лазерных установок имеют свои фирменные зарегистрированные процедуры фемтодиссекции роговичного клапана для операции Фемто-Lasik. У компании Technolas Perfect Vision данная процедура имеет название «CustomeFlap».

Первый этап – сфокусированный лазерный луч на определенной толщине стромы роговицы производит фемтодиссекцию ткани в горизонтальной плоскости, формируя «ложе» клапана. Затем в вертикальной плоскости от «ложа» клапана до поверхности эпителия производится краевой надрез – формируя край роговичного клапана (англ. «side cut»).

Второй этап – подъем сформированного клапана.

4.2.1. Клинические рекомендации и техника проведения операции

После проведения начальных этапов любой офтальмологической операции (предоперационная обработка операционного поля дезинфицирующим раствором, инстилляции анестетика 0,4 % инокаина) и установки векорасширителя производится установка вакуумного кольца в раскрытом состоянии (**рис. 28 – б, 29**). От того, насколько правильно оно установлено, во многом будет зависеть качество и правильность среза.



а



б

Рис 28. *Индивидуальный интерфейс пациента (а), вакуумное кольцо в сборе с интерфейсом (б)*



Рис. 29. *Установка вакуумного кольца*

Ввиду отсутствия у ФС лазерной установки FemТес 520F фиксационной системы слежения за правильностью взгляда пациента, устанавливать вакуумное кольцо требуется, ориентируясь по краю лимба.

Если же у пациента имеется выраженный угол гамма, хирург, основываясь на собственном опыте, должен выбрать положение кольца соответствующие положению планируемого клапана и зоны лазерной абляции (рис. 30 – а, б).

Правильная позиция взора пациента при взгляде на «фиксационную» метку в значительной степени оптимизировало бы работу хирурга при наложении вакуумного кольца и процесса стыковки, данная опция имеется у ФС лазерной системы VisuMax.

После того, как установлено вакуумное кольцо и достигнуто давление ≈ 35 -40 мм.рт.ст., производится процедура «docking» – стыковки роговой оболочки с ФС лазерной установкой посредством интерфейса пациента (рис. 31, 32 - а).

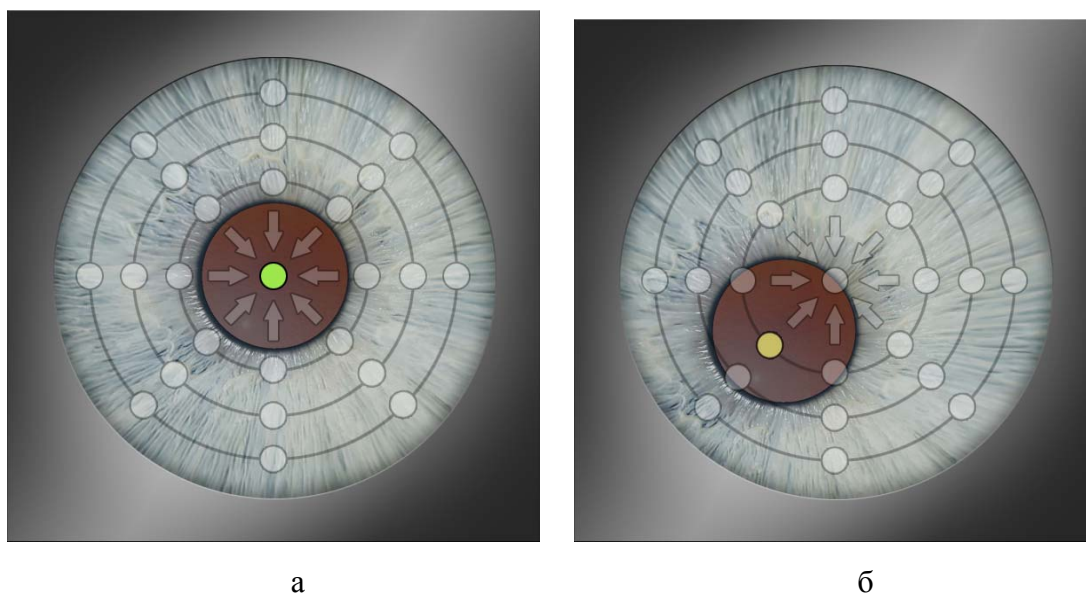


Рис. 30. а – правильное, б - децентрированное наложение вакуумного кольца

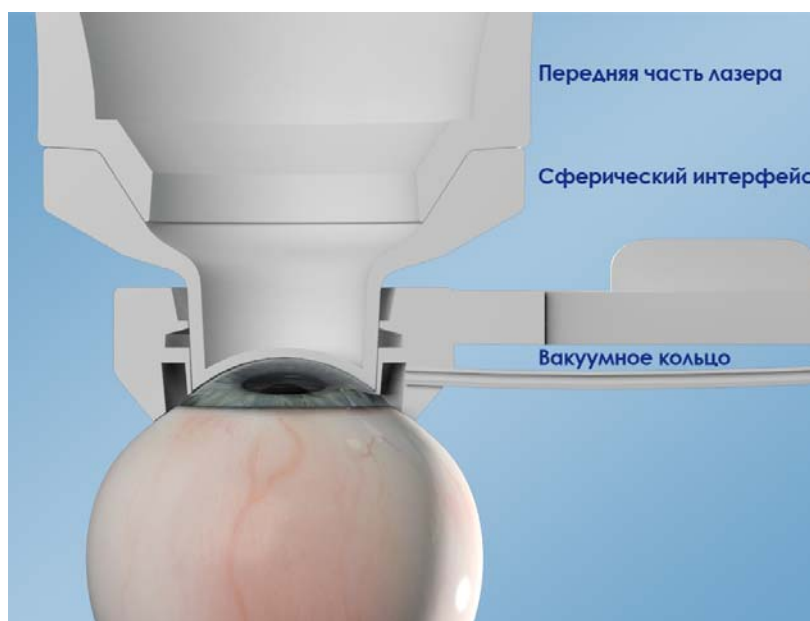
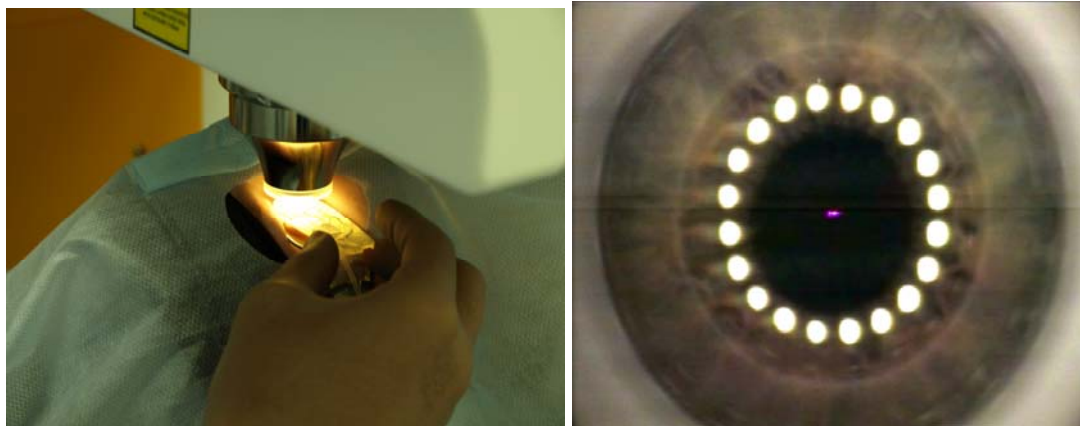


Рис. 31. Процесс стыковки консоли ФС лазера посредством асферического интерфейса с роговицей пациента



а

б

Рис. 32. Этап стыковки (а), световой рефлекс – круга светодиодов при проведении стыковки (б)

Данный процесс имеет основополагающее значение в качестве фемтодиссекции роговичного клапана. Для более удобной визуализации и центровки роговицы в процессе стыковки рекомендуется увлажнить роговицу одной каплей физиологического раствора. Хирург производит центровку роговицы под визуальным контролем через окуляры микроскопа, ориентируясь на свечение отраженного кольца светодиодов (**рис. 32 - б**).

После проведения стыковки хирург ориентируется на показания датчиков:

- первый датчик степени компрессии роговицы – интегрированный экран, который виден через окуляры микроскопа (**рис. 33**).

- второй датчик – в виде так называемой «паутинки» (слева на консоли лазера), дающий информацию о правильности центрации роговицы. При достижении оптимальной центрации роговицы под интерфейсом пациента отмечается свечения центрального зеленого светодиода, как представлено на рис. 34 - б.

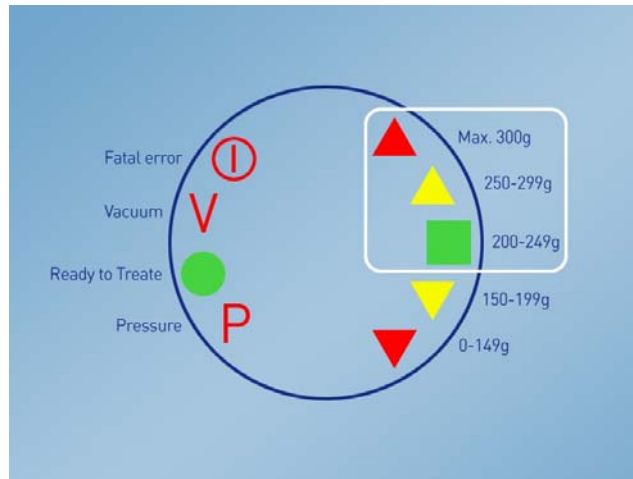


Рис. 33. *Интегрированный экран – степени компрессии роговицы*

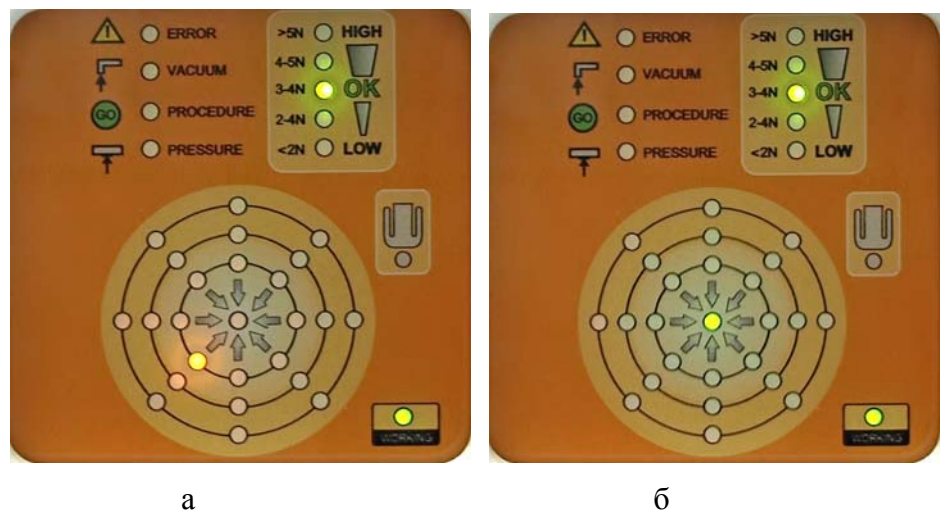


Рис. 34. *Датчик центрации роговицы (а – децентрированное, б - правильное – центральное положение)*

После завершения стыковки и достижения необходимой компрессии, производится закрытие вакуумного кольца, препятствующее движениям интерфейса по роговице пациента. Важное замечание для оперирующего хирурга: центровка роговицы возможна лишь до закрытия вакуумного кольца на интерфейсе пациента, после закрытия вакуумного кольца центровка недопустима.

По достижении оптимальной компрессии роговицы загорается индикатор в виде квадрата зеленого цвета. Компрессия в процессе проведения процедуры фемтодиссекции, как правило, умеренно снижается, особенно по периферии роговицы. Поэтому, если нет выраженной иррегулярности роговицы, мы рекомендуем старт фемтодиссекции при свечении желтого треугольника, т.е. при незначительно большей компрессии.

В случае недокомпрессии роговицы возможно снижение качества фемтодиссекции (раздел 4.1.2).

В процессе стыковки нужно учитывать анатомию орбиты пациента.

Наличие у пациента «глубокой орбиты», выраженной надбровной дуги или выраженных костей носа, неизбежно приведет к сложностям на этапе стыковки. В таком случае можно попробовать слегка изменить положение головы, чтобы достичь удобной позиции, при которой возможна дальнейшая работа (**рис. 35**). Если данная попытка не позволила добиться желаемого результата, то лучше отменить операцию или перейти к традиционной операции Lasik.

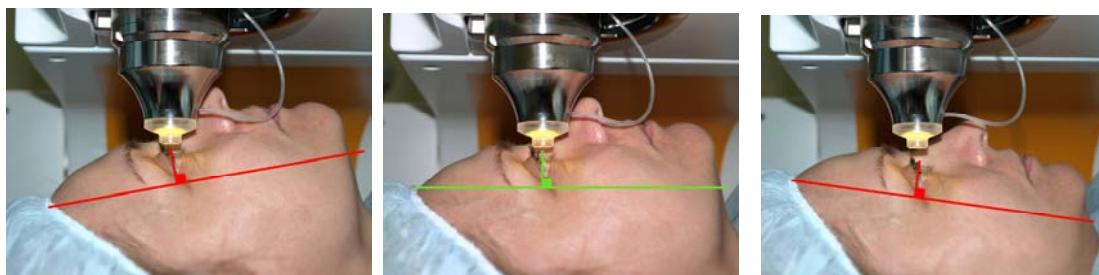


Рис. 35. На среднем фото представлено правильное положение головы пациента при стыковки ФС лазера

После успешной стыковки можно переходить непосредственно к этапу лазерной фемтодиссекции. На рисунке 36 представлен экран монитора ФС лазерной установки при проведении процедуры «CustomeFlap».

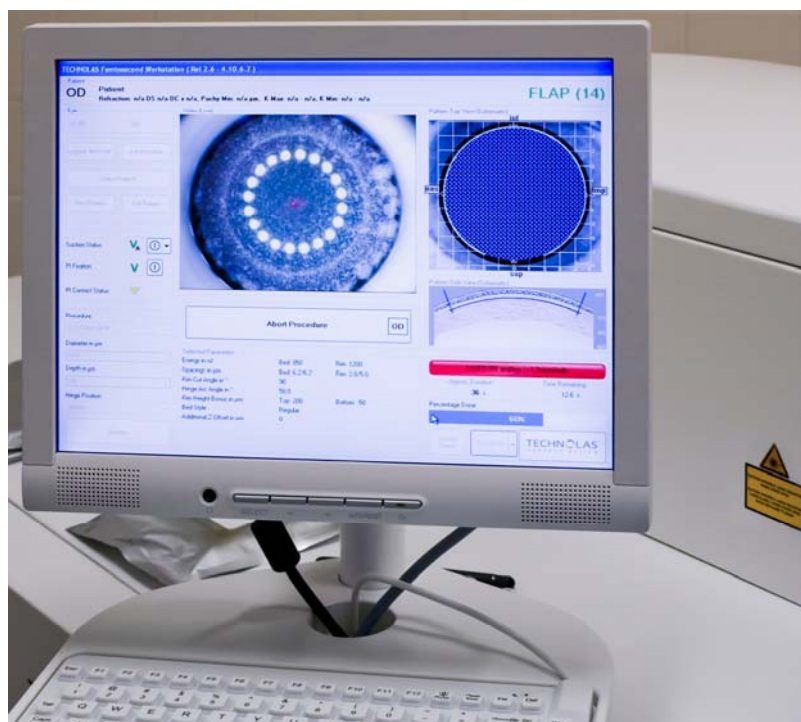


Рис. 36. Экран ФС лазерной установки Femtec 520F при проведении процедуры *CustomFlap*

Процесс фемтодиссекции продолжается около 30 секунд. Вначале формируется основание клапана (горизонтальная фемтодиссекция по направлению от периферии к центру). Затем формируется так называемый край клапана (вертикальная фемтодиссекция). Завершается данный этап автоматической расстыковкой интерфейса с глазом пациента путем сброса вакуума.

Далее на усмотрение хирурга можно приступить ко второму этапу – поднятию фемто-клапана и проведению эксимерлазерной абляции, а можно сразу произвести фемтодиссекцию роговичного клапана второго глаза. В случае, если в процессе фемтодиссекции роговичного клапана хирург отмечает какие либо осложняющие моменты, следует отложить проведение фемтодиссекции парного глаза и выполнить все последующие этапы рефракционной операции, удостоверившись в благополучном завершении.

Второй этап – подъем клапана – выполняется специальным инструментом (**рис. 37 а, б**). Сначала, в зависимости от произведенного угла вреза края клапана (Rim angle side cut), производится введение инструмента прямым концом в разрез и отсепаровка по окружности клапана.

Затем стороной, изогнутой в виде «валика», инструмент вводится под клапан и движениями от основания клапана к периферии производится его окончательная отсепаровка и подъем (**рис. 38**).

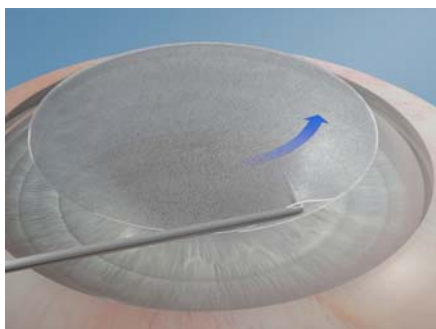


а

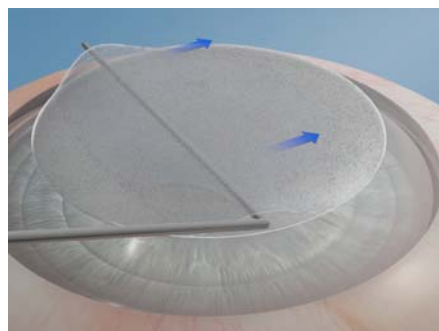


б

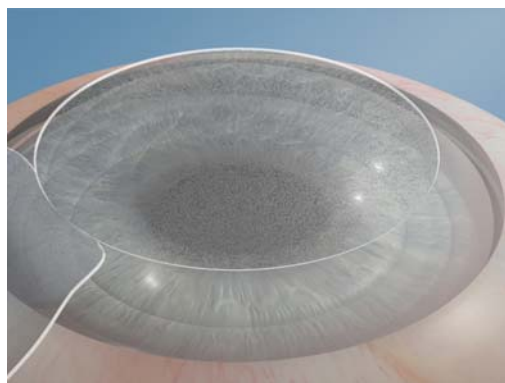
Рис. 37. Инструмент для поднятия - «лифтинга» клапана (а, б)



а



б



в

Рис. 38. Подъем роговичного клапана а – отсепаровка по диаметру клапана, б – введение и движение инструмента от основания клапана к периферии, в – подъем клапан

4.2.2. Осложнения – причины, профилактика, лечение

Интраоперационные осложнения:

1. Непрозрачный пузырьковый слой (Opaque Bubble Layer – OBL).

Это осложнение, возникающее во время проведения фемтодиссекции клапана, представляет собой скопление пузырьков газа в интраламеллярном пространстве роговицы, с распространением в строму роговицы (рис. 39) [103].

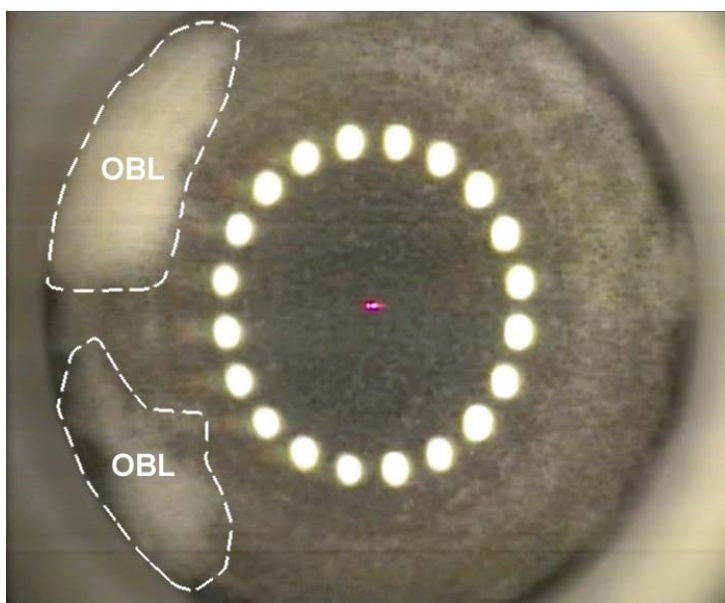


Рис. 39. Возникновение непрозрачного пузырькового слоя (OBL)

При этом может затрудняться дальнейшая работа хирурга, например, могут возникнуть трудности с распознаванием радужки при персонализированной абляции или системы слежения за движением глаза (eye-tracking). Время, требуемое для исчезновения непрозрачного пузырькового слоя, составляет от 30 до 45 минут. Некоторые хирурги рекомендуют не поднимать клапан, а отложить процедуру на 1 сутки.

Подъем клапана в области образования непрозрачного пузырькового слоя (НПС) может быть затруднен в связи с тем, что образующиеся пузырьки блокируют правильную фокусировку лазерного импульса, что ведет к не качественному резу и образованию «грубых» тканевых мостиков.

В случае возникновения достаточно выраженного НПС по периферии роговицы и, особенно, с переходом в оптическую зону роговицы мы рекомендуем не поднимать клапан и отложить проведение операции.

Кроме того, в случае возникновения выраженного НПС, нами предложен способ проведения коррекции данного интраоперационного осложнения (заявка № 2011115157 от 19.04.2011). При наличии полной дооперационной диагностической информации (ОКТ, aberрометрия, диаметр зрачка в скотопических условиях и др.) возможно произвести пересчет параметров абляции, а в случае необходимости изменить алгоритм абляции (на «тканесохраняющий» – «tissue saving» – для Technolas 217Z100) и произвести срез роговицы механическим микрокератомом. Основной предполагаемой опасностью при выполнении данной процедуры является возможность смещения сформированного вышележащего фемто-клапана.

Однако, в нашей практике данное осложнение не наблюдалось, очевидно, за счет «мощных» тканевых мостиков и угла среза края фемто-клапана (side cut) – 90°.

Место и время образования НПС могут дать важную информацию для проведения настройки физических параметров энергии, используемой в одном импульсе и подсказать возможные нарушения техники проведения процедуры стыковки.

На сегодняшний день не существует однозначного ответа о причине возникновения данного осложнения, так как нет гистологического описания области роговицы с НПС. Однако, данные ОСТ, выполненного после формирования клапана с помощью ФС лазерной установки IntraLase FS, показали скопление пузырьков газа в межклапанном пространстве и распространяющегося глубоко в строму роговицы [103].

На сегодняшний день имеются два предположения. Первое – НПС является микроплазмой побочных продуктов абляции роговицы, второе – это эффект ответа окружающей ткани, подвергшейся ФС лазерной фемтодиссекции.

В конечном итоге, по данным литературы, возникновение НПС не влияет на послеоперационные результаты при условии, что хирургу удалось благополучно произвести подъем клапана и рефракционную абляцию [103].

Возможные причины кроются в технических регулировках лазера, например, завышенная энергия лазерного импульса обуславливает большой размер кавитационных пузырей и сопровождается сильной ударной волной.

Более частое возникновение НПС на периферии формируемого клапана объясняется тем, что давление, оказываемое в этой области интерфейсом меньше, чем в центре роговицы. В связи с этим коллагеновые волокна центра роговицы, находясь под более сильной компрессией, препятствуют возникновению НПС (рис. 40).

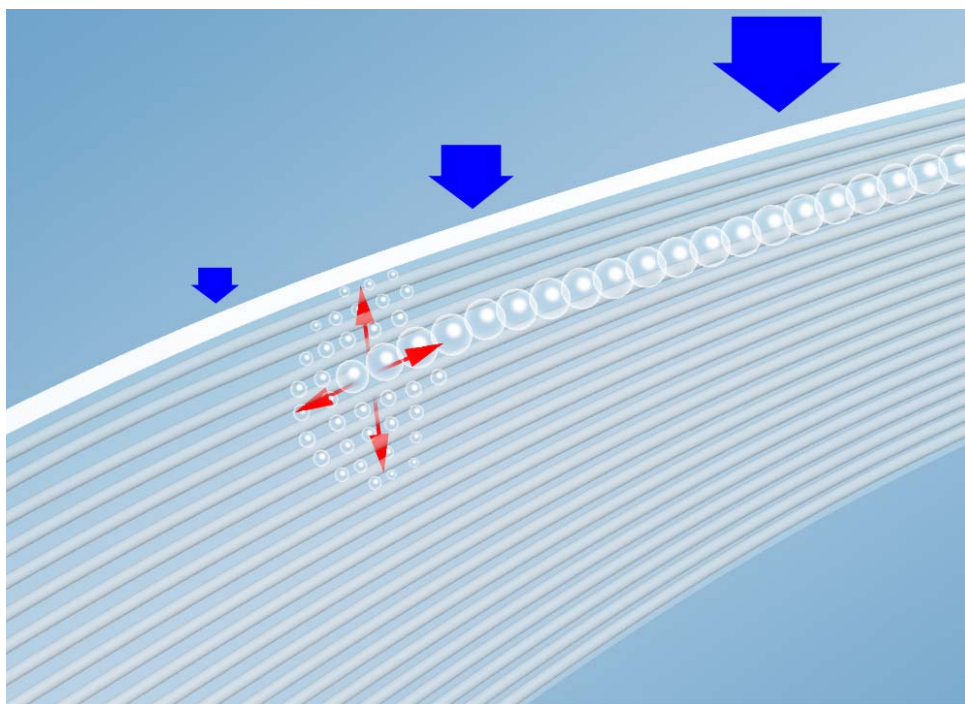


Рис. 40. Схематический принцип возникновения НПС

Возникновение НПС, связанного с низкой энергией импульса в сравнении с высокой энергией в импульсе, не частое явление. НПС при низкой энергии в импульсе проявляется возникновением небольших разрозненных зон кавитационных пузырьков через некоторое время после обработки данной области лазером. В случае использования низкой энергии образуются «маленькие» кавитационные пузырьки, и, если расстояние между ними достаточно большое, то образуются толстые тканевые мостики. При

расширении кавитационные пузыри, следуя по пути наименьшего сопротивления, раздвигают коллагеновые волокна выше или ниже лежащей области стромы роговицы. При этом разделение тканевых мостиков по ходу направления фемтодиссекции не происходит (**рис. 41**).

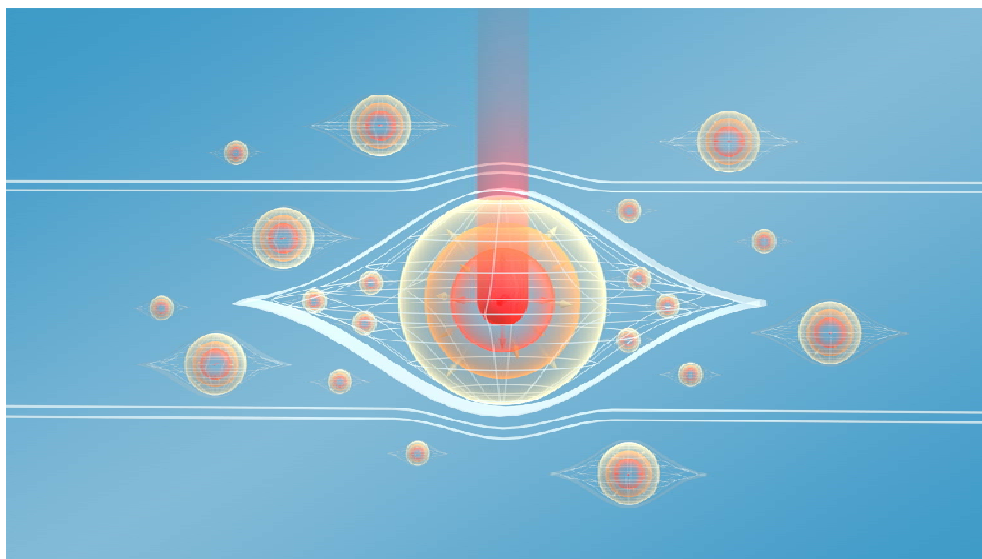
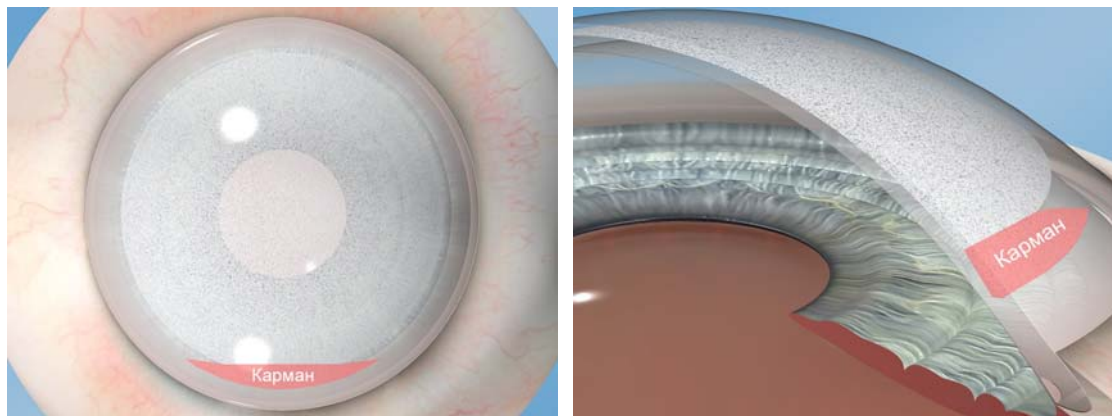


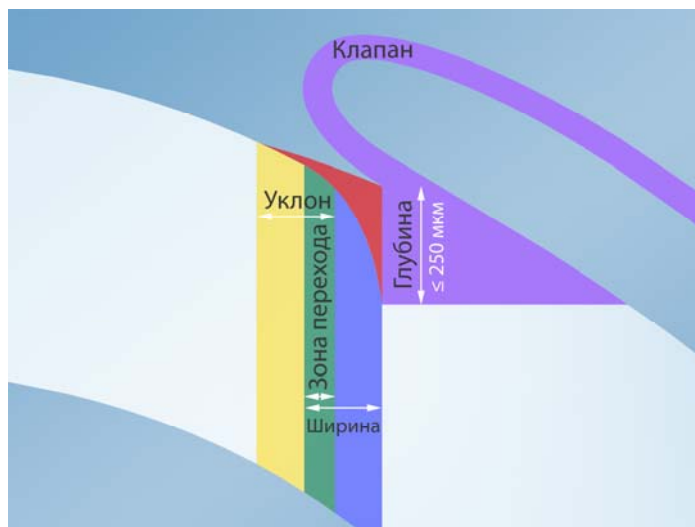
Рис. 41. НПС – смещение кавитационных пузырьков вверх и вниз в строму роговицы от плоскости фемтодиссекционного разреза

При фемтодиссекции роговичного клапана с помощью ФС лазерной установки IntraLase (АМО) можно активировать функцию формирования так называемого роговичного «кармана» (англ. «rocket»). Данный карман формируется у основания роговичного клапана и может быть различным по глубине (до 250 мкм) в зависимости от толщины роговицы (**рис. 42 а, б, в**). В момент фемтодиссекции избыток образующихся кавитационных пузырей распространяются по наименьшему сопротивлению в сформированный «карман». Однако, при недостаточности объема «кармана» или неправильном расчете топографических данных (соответствия диаметра роговицы диаметру и длине перешейка клапана) возможно смещение кавитационных пузырей в оптическую зону роговицы (**рис. 43 а, б**).



а

б



в

Рис. 42. Принцип формирования роговичного кармана «rocket» при операции Фемто-Lasik (а - вид сверху, б – объемная визуализация, в – боковой срез с топографией)

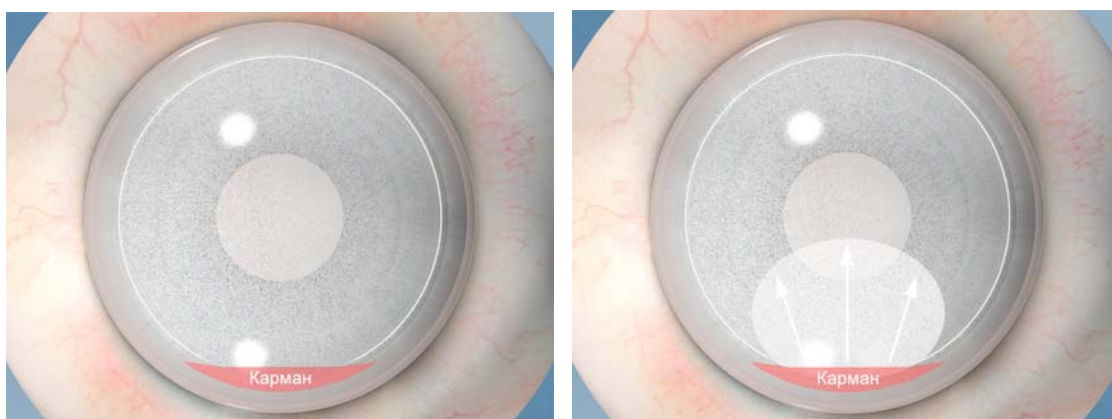


Рис. 43. Выход излишков кавитационных пузырей из полости «кармана» в оптическую зону роговицы (а – локальный выход, б – выход кавитационных пузырей в оптическую часть)

Объединяющей рекомендацией при работе практически на всех моделях ФС лазерных установок является повышенное внимание во время проведения процедуры стыковки, центрации и компрессии роговицы.

В случаях неправильной центровки давление интерфейса на периферии роговицы падает, что может повлечь за собой появление НПС.

Если же все настройки и процедура выполнены правильно, а данное осложнение все-таки возникает, требуется более детальное исследование лазерной системы на заводе изготовителя.

Пациенты возрастной группы старше 40 лет, с небольшой по диаметру, «крутой» роговицей, более предрасположены к возникновению НПС [103].

2. Вертикальный прорыв газов (Vertical gas break through).

Данное осложнение проявляется локальным повреждением Боуменовой мембраны и появлением пузырьков газа под эпителием (**рис. 44, 45**). Возникновение этого эффекта происходит не часто, всего в 0,1 % случаев при операции Фемто-Lasik. Это осложнение встречается при фемтодиссекции достаточно тонкого роговичного клапана (менее 100 мкм).

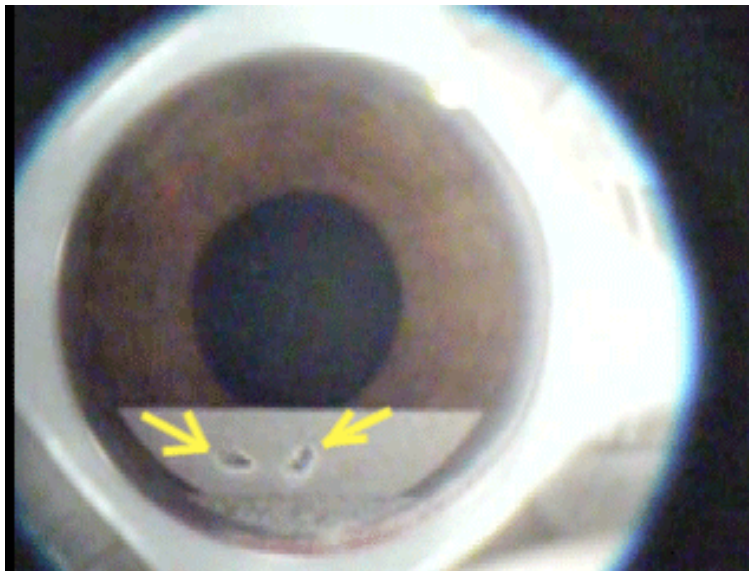


Рис. 44. Вертикальный прорыв газов [104]

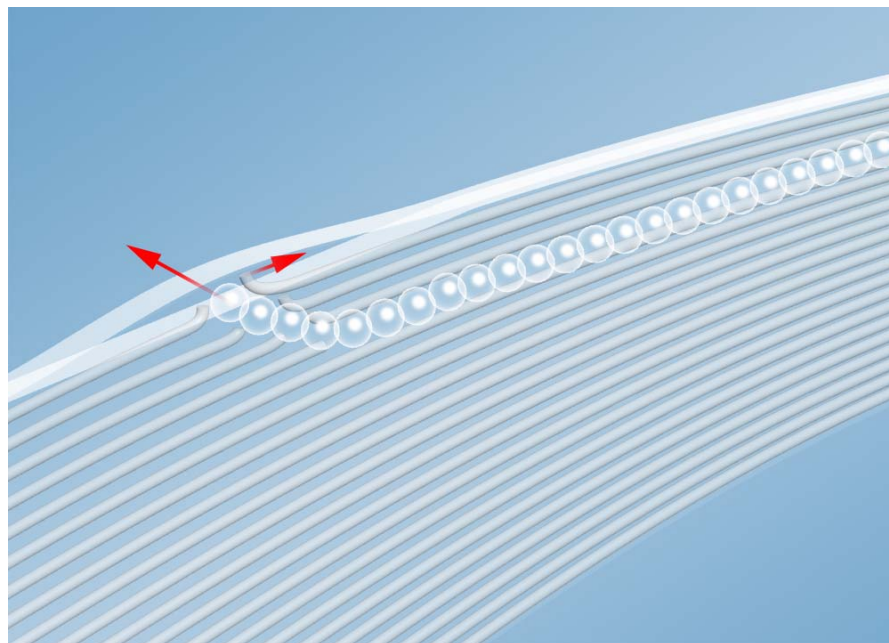


Рис. 45. *Схема вертикального прорыва газов*

В литературе описан клинический случай с использованием ФС лазерной установки IntraLase, при котором сформированный клапан также был менее 100 мкм, в процессе формирования клапана не возникала потеря вакуума. В области прорыва газов была произведена аккуратная отсепаровка «непрорезанной» зоны и поднятие клапана, а после выполнена эксимерлазерная абляция. Однако, такое возможно лишь в случаях небольшого вертикального прорыва газов, не затрагивающего оптическую часть роговицы. В противном случае, по рекомендации авторов, лучше отказаться от проведения операции и в дальнейшем сформировать более глубокий клапан [104].

3. Горизонтальный прорыв газов (Horizontal gas breakthrough).

Данное осложнение проявляется быстрым смещением кавитационных пузырьков в сформированный роговичный «карман» (при использовании ФС лазерной установки IntraLase). Это достаточно редкое явление, требующее изменения в физических параметрах лазера, таких как глубина и размер формируемого роговичного «кармана».

4. Потеря вакуума (suction break).

Происходит при проведении процедуры фемтодиссекции, например, когда пациент вдавливают голову в подголовник кровати. Процедура на этом автоматически приостанавливается, что приводит к незавершенной фемтодиссекции. В таком случае проведение операции с помощью ФС лазера рекомендовано отложить на 2 - 3 месяца. Вариант выхода из сложившейся ситуации — использование механического микрокератома, аналогично предлагаемой выше патентной заявкой.

5. Попадание пузырьков газа в переднюю камеру (gas bubbles in the anterior chamber).

В зависимости от количества пузырьков возможны трудности с проведением персонализированной абляции или настройки следящей системы eye-tracking (**рис. 46**). В случае возникновения этого осложнения и невозможности проведения запланированной процедуры эксимерлазерной абляции, рекомендовано перенести операцию. Как правило, пузыри исчезают через 1 - 2 суток [105].

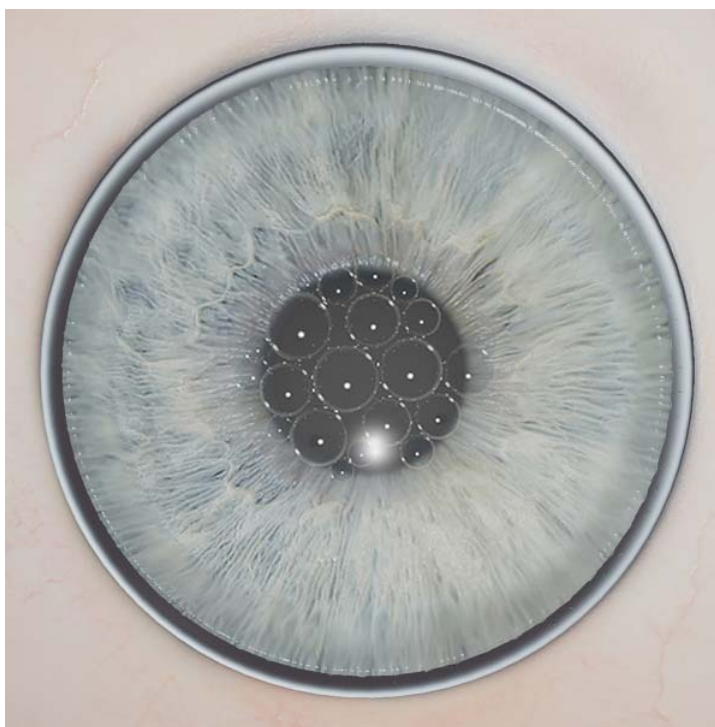


Рис. 46. Попадание пузырьков в переднюю камеру

6. Децентрация клапана (decentered flap).

Это осложнение возможно при неправильном наложении вакуумного кольца, нарушении правил стыковки интерфейса с роговицей пациента, чрезмерно высокой компрессии роговицы и смещении интерфейса пациента в процессе фемтодиссекции. При возникновении данной ситуации хирургу требуется оценить степень децентрации клапана. В случае выраженной децентрации от дальнейшего проведения операции лучше отказаться.

7. Разрыв клапана (damage flap).

Повреждение или разрыв клапана может возникнуть на этапе поднятия клапана. Некачественно фемтодиссекция роговичного клапана, проявляющаяся образованием НПС, ведет к появлению зон с толстыми тканевыми «мостиками» или даже к локальным участкам, где расслоение ткани не произошло. В таком случае хирург при проведении «грубой» отсепаровки может повредить (разорвать, проткнуть) клапан (**рис. 47**). Для профилактики данного осложнения в случаях возникновения выраженных зон НПС или при других причинах вызывающих наличие тканевого сращения необходимо отказаться от подъема клапана.

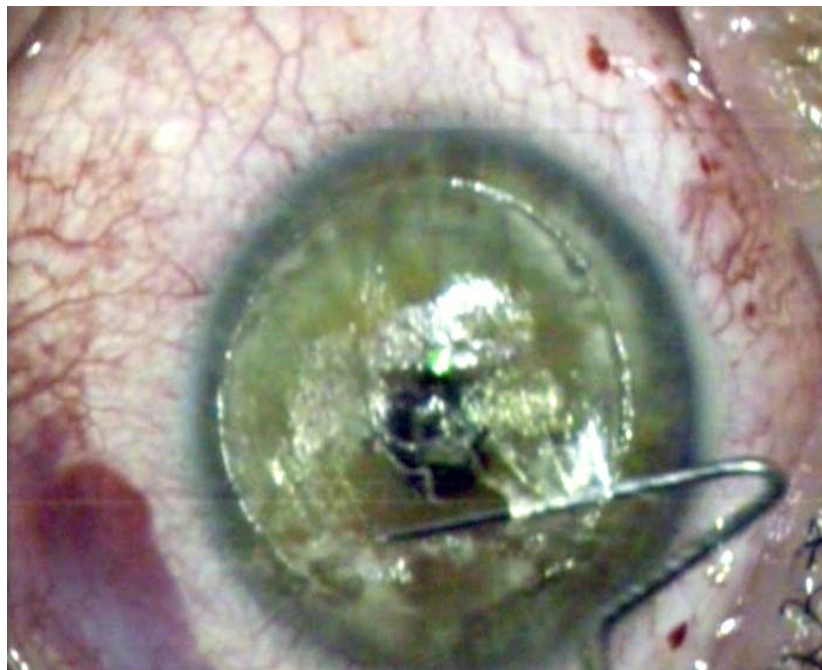


Рис. 47. *Разрыв роговичного клапана*

Послеоперационные осложнения

1. Диффузный ламелярный кератит (diffuse lamellar keratitis).

Появление данного неинфекционного осложнения в виде симптома «песок Сахары» связано, как известно, с появлением лейкоцитов в подклапанном пространстве после проведенной операции Lasik (**рис. 48**) [106].



Рис. 48. Диффузный ламелярный кератит после операции Фемто-Lasik [110]

Данное осложнение может возникнуть как на следующий день после операции или даже через 1 год. По данным литературы, оно имеет под собой различные варианты патогенеза. Есть данные о взаимосвязи травматизации эпителиального слоя роговицы во время операции, а также с возможными микродвижениями лоскута в послеоперационном периоде [107,108,109].

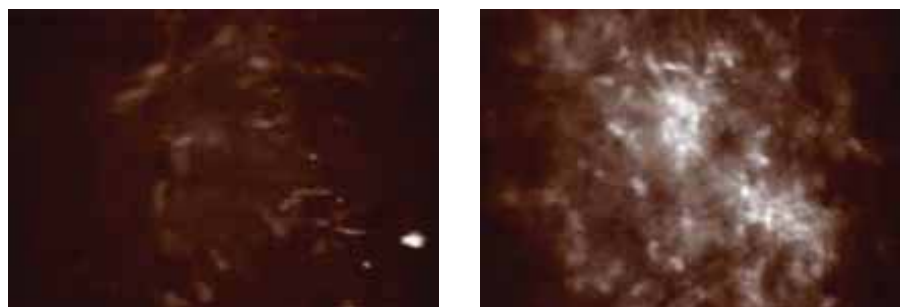
Сравнительное клиническое исследование группы авторов, целью которого являлось изучение частоты возникновения ДЛК после использования первого поколения ФС лазерной установки IntraLase (15 Гц) и механического микрокератома Moria M2, показало, что использование микрокератома в меньшем процентном соотношении приводит к возникновению ДЛК [110].

Данное осложнение вызвано, по нашему мнению, большой поглощенной суммарной энергии роговицей при использовании ФС лазерной установки с низкой тактовой частотой и высокой энергией в импульсе.

2. Синдром кратковременного повышения светочувствительности (transient light sensitivity syndrome).

Достаточно редкое осложнение, проявляющееся светобоязнью и слезотечением через 2-6 недель после операции. При этом практически не происходит ухудшения остроты зрения.

При биомикроскопии роговицы никаких особенностей не выявляется [111]. При конфокальной микроскопии отмечается активация кератоцитов (рис. 49 - б). Для лечения применяется кортикостероидная терапия.



а

б

Рис. 49. Сравнительная конфокальная микроскопия роговицы пациентов после операции Фемто-Lasik с нормальным после операционным течением (а) и СКПСЧ (б)

[111]

Противопоказания к выполнению операции Фемто-Lasik:

- аномалии формы роговицы;
- васкуляризация и рубцы роговицы;
- наличие прогрессирующей миопии;
- преципитаты на задней поверхности роговицы;
- синехии;
- глаукома;
- отслойка сетчатки;
- хронические воспалительные и дистрофические заболевания век и глазного яблока;
- опухоли глаз;
- синдром «сухого глаза»;
- диабетическая ретинопатия;
- эктопия зрачка;
- аутоиммунная патология и коллагенозы;
- психические заболевания;
- тяжелые соматические заболевания, требующие регулярного приема кортикостероидов и гормонов;

Не следует оперировать пациенток в период беременности, кормления ребенка грудью, а также в тех случаях, когда пациентка планирует зачатие в течение ближайшего после операции года. Операцию нельзя рекомендовать пациентам, пользующимся кардиостимуляторами, так как магнитное поле лазера может неблагоприятно повлиять на их работу. При катаракте операция нецелесообразна. Рекомендованный минимальный возраст для кандидатов на операцию, по разным данным, составляет 18 лет. Максимальный возраст не ограничен.

4.2.3. Обсуждение

По данным литературы выполнение операции Фемто-Lasik, дает неоспоримые преимущества в прецизионной точности формируемого клапана по сравнению с механическим микрокератомом [112].

Гистологические исследования глаз животных после среза клапана с помощью ФС лазерной установки, выявило незначительные изменения нижележащей стромы роговицы, в основном связанные с механической процедурой подъема клапана [113].

Следующим положительным моментом использования ФС лазерной установки в сравнении с механическим микрокератомом, является более быстрое восстановление чувствительности роговицы и менее выраженный синдром «сухого глаза» после операции Фемто-Lasik [114].

В работах некоторых зарубежных и отечественных офтальмологов отмечается возможность использования ФС лазерной установки для создания лоскута при проведении операции Lasik у пациентов, перенесших ранее радиальную кератотомию (РКТ). Эффективность и предсказуемость процедуры были сопоставимы с таковыми при проведении Lasik после РКТ с использованием механического микрокератома [115,116].

4.3. Интрастромальная рефракционная коррекция пресбиопии - INTRACOR

4.3.1. Принцип и отбор пациентов

Технология по увеличению кривизны центральной части роговицы при помощи ФС лазерной установки была предложена и впервые выполнена L.A. Ruiz в 2007 году и получила название INTRACOR. В январе 2008 года L.A. Ruiz впервые представил свои клинические результаты на офтальмологической конференции на Гавайях [117].

В следующем году он опубликовал статью, где сообщил о наблюдении первых 83 глаз пациентов, которым была выполнена операция по коррекции пресбиопии на установке Femtec 520F [118].

За основу в расчетах L.A. Ruiz взял компьютерную математическую модель автора Н. Hennighausen. В ней демонстрировалась взаимосвязь биомеханических и рефракционных изменений роговицы после интрастромальной абляции пикосекундной лазерной установкой [119].

Позже М. Holzer сообщил о своем клиническом опыте. Им были показаны вполне обнадеживающие результаты, однако в нескольких случаях отмечались такие послеоперационные особенности как снижение остроты зрения вдаль в 8% случаев через три месяца и 4,8% через 6 месяцев после операции. Также отмечалось такое осложнение как «глэр-эффект» (от англ. glare – ослепление) [120].

Смысл операции INTRACOR заключается в изменении биомеханики роговицы с целью увеличения ее кривизны и диоптрийной силы центральной зоны. При помощи ФС лазерной установки производится кольцевидная интрастромальная фемтодиссекция роговицы в вертикальном направлении.

Внезапности от толщины роговицы нанесение фемтодиссекционных интрастромальных кольцевидных надрезов

производиться на безопасном расстоянии от эпителия с Боуеновой мембраной и десцеметовой оболочкой с эндотелием роговицы.

Всего в строме роговицы выполняется фемтодиссекция пяти кольцевидных интрастромальных вертикальных разрезов разного диаметра, начиная с наибольшего. Вследствие действия внутриглазного давления происходит спрогнозированное, дозированное «выдавливание» центра роговицы и увеличения кривизны и преломляющей способности центральной зоны роговицы (рис. 50).

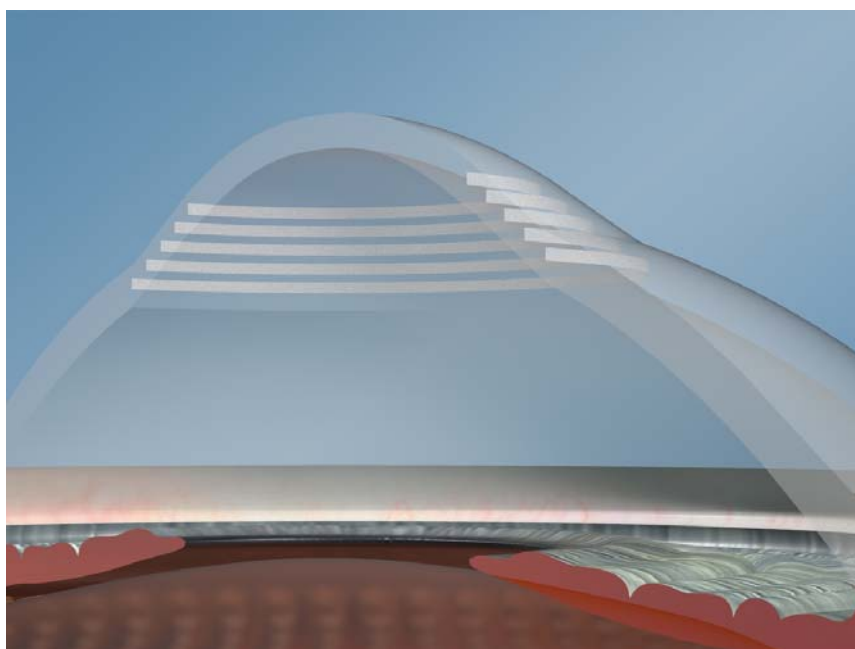


Рис. 50. Схематическое изображение фемтодиссекционных интрастромальных «колец» в роговице (INTRACOR)

Успех проведения данной операции зависит от соблюдения нескольких условий. Первое условие – правильный отбор пациента на операцию. Это осуществимо при соблюдении всех необходимых рекомендаций авторов в предоперационном диагностическом обследовании.

Основные условия отбора пациентов:

- возраст пациента от 40 до 50 лет;
- коррекция зрения для близи от +1,0 до + 3,0 дптр;
- роговичный астигматизм не более 0,5 дптр;
- толщина роговицы в центре не менее 500 мкм;

- максимальная диоптрийная сила роговицы в центре не более 49,0 дптр;

- минимальная диоптрийная сила роговицы в центре не менее 39,0 дптр;

Проведение процедуры INTRACOR рекомендовано с неведущего глаза, ведущий глаз оперируется через 2 - 4 недели.

Проверка моновидения с помощью контактной линзы производится заблаговременно. Если пациент не переносит миопический сдвиг 0,5 дптр на неведущем глазу, то от проведения операции лучше отказаться.

В литературе описаны примеры положительного клинического опыта выполнения процедуры INTRACOR у пациентов после операции Lasik и на глазах с артификацией [121].

4.3.2. Расчет и техника выполнения операции

Расчет предстоящей операции INTRACOR начинается с выполнения кератотопографии. После этого данные исследования импортируются в программу INTRAcalc. Программа автоматически выставляет наиболее тонкие значения толщины роговицы в 5-ти зонах, где будут произведены фемтодиссекционные кольцевидные разрезы (рис. 51).

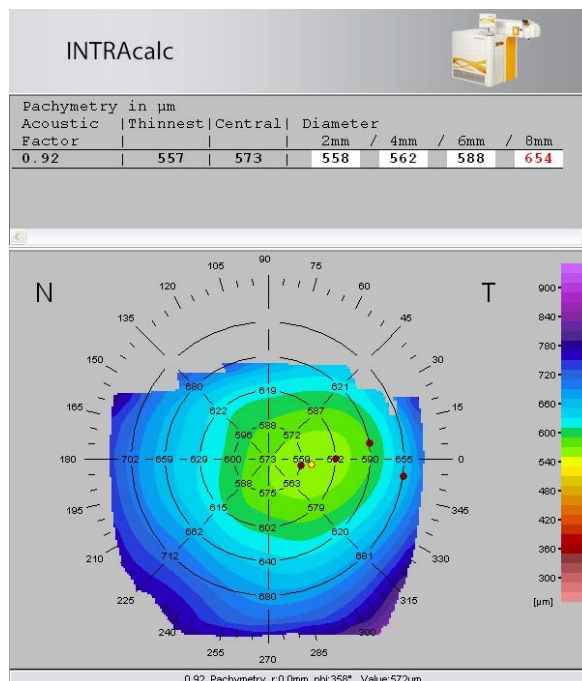


Рис. 51. Программа расчета операции INTRACOR (INTRAcalc.)

Хирургия

Первым этапом операции INTRACOR является обязательная маркировка роговицы относительно оптической оси глаза (рис. 52-а). Данный этап выполняется под окулярами эксимерного лазера при помощи отражения красного лазерного луча, играющего для пациента роль фиксационной метки. В случае наличия у пациента угла гамма, после проведения стыковки (по анатомическому центру роговицы), инженеру требуется провести дополнительное центрирование зоны нанесения концентрических колец с помощью клавиатуры на экране монитора ФС лазерной установки (рис. 53).

При выраженной децентрации анатомического центра роговицы и оптической оси глаза от проведения операции следует отказаться.

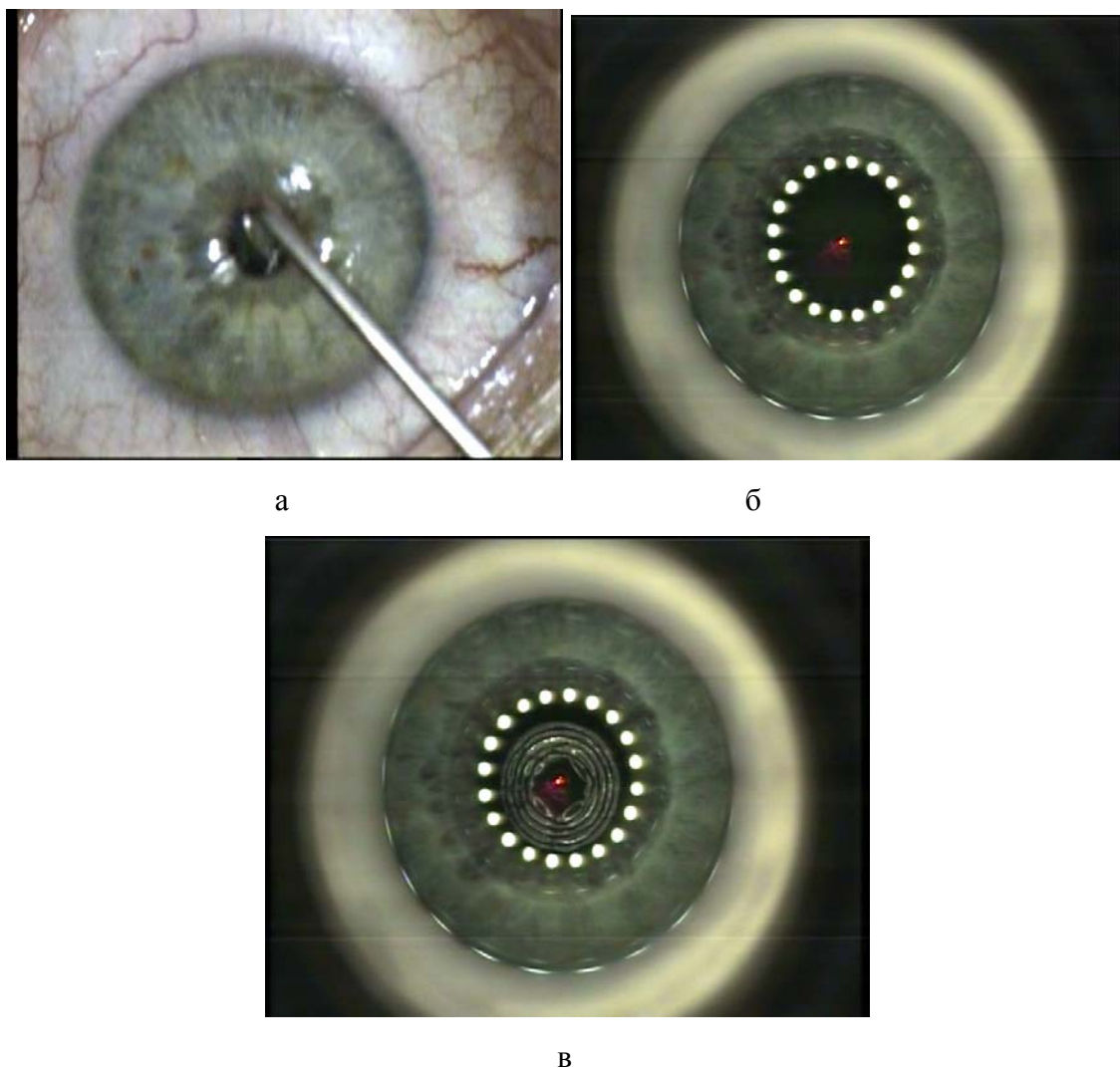


Рис. 52. Три этапа проведения операции INTRACOR разметка оптического центра (а), стыковка (б), завершение этапа фемтодиссекции кольцевидных надрезов (в)

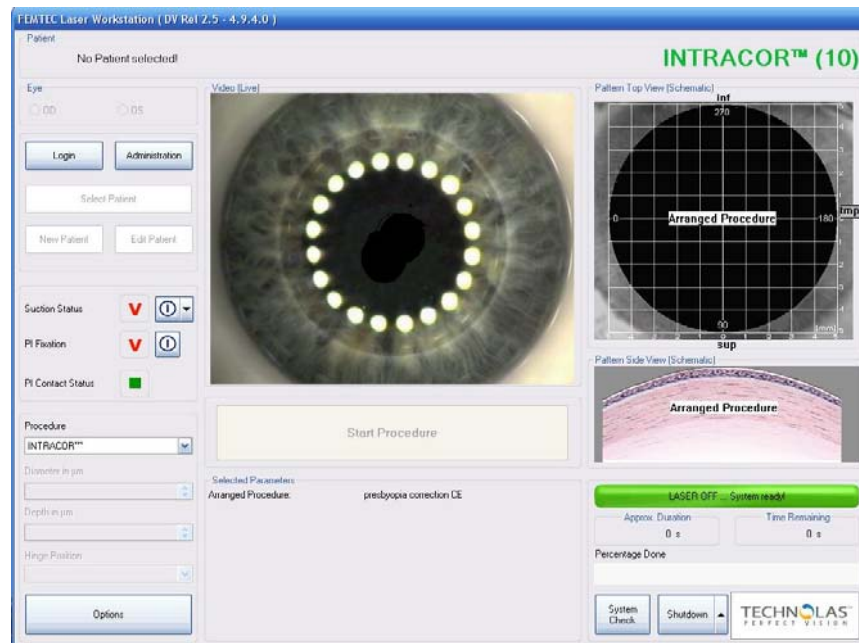


Рис. 53. Экран монитора ФС лазерной установки Femtec 520F во время процедуры INTRACOR

Время проведения фемтодиссекции роговицы с формированием пяти вертикальных интрастромальных колец занимает около 20 секунд. Операция завершается инстилляцией кортикостероидного препарата и антибиотика.

Через один час при осмотре за щелевой лампой в роговице хорошо видны сформированные интрастромальные кольца (рис. 54). Уже на следующий день они становятся малозаметны. Улучшение остроты зрения вблизи пациенты отмечают уже через несколько часов после операции.

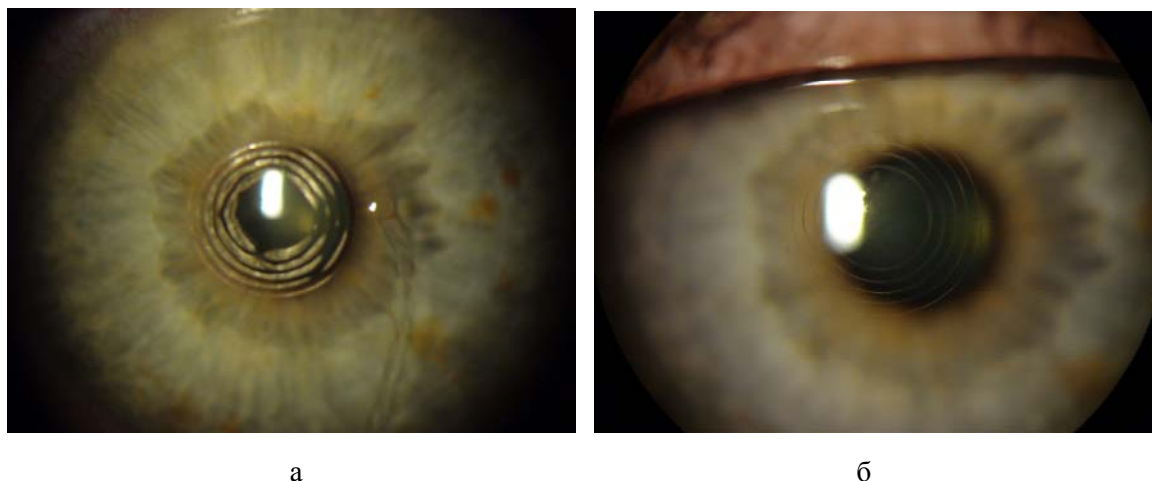


Рис. 54. Роговица пациента через 30 мин (а), (б) на следующий день после операции INTRACOR

4.3.3. Клинический пример

В качестве иллюстрации восстановления зрительных функций и методики расчета операции INTRACOR приводиться клинический пример первого российского опыта, полученного нами в июле 2011 г.

Пациентка Х., 53 года обратилась с жалобами на низкое зрение обоих глаз на близком и дальнем расстояниях. Из анамнеза выяснено, что ухудшение зрения происходило около 10 лет. Пациентка использовала очковую коррекцию для близи.

Пациентке проведено полное офтальмологическое обследование. Диагноз: Пресбиопия. Гиперметропия слабой степени обоих глаз. Периферическая решетчатая ретиальная дегенерация правого глаза.

Диагностические данные до операции:

Острота зрения с коррекцией в даль:

правый глаз 0,3 с корр. Sph + 1,0 cyl 0 ax 0 = 1,0

левый глаз 0,4 с корр. Sph + 1,0 cyl 0 ax 0 = 1,0

Острота зрения вблизи с коррекцией:

Правый глаз 0,1 (шрифт № 10) с корр. Sph + 3,5 = 0,5 (шрифт № 6)

Левый 0,1 (шрифт № 10) глаз шрифт № 10 с корр. Sph + 3,5 = 0,5 (шрифт № 6)

Рефрактометрия:

правый глаз Sph +1,25 cyl + 0,25 ax 81

левый глаз Sph +1,0 cyl + 0,25 ax 70

Кератометрия:

правый глаз Вер.Мер. 43,25 ax 80 Гор.Мер. 43,50 ax 170

левый глаз Вер.Мер. 43,50 ax 95 Гор.Мер. 43,25 ax 5

Пахиметрия:

правый глаз, центр 523 мкм

левый глаз, центр 528 мкм

Предоперационное исследование включило в себя: кератотопографию, оптическую когерентную томографию, анализ биомеханических свойств роговицы. С помощью цветотеста определен ведущий правый глаз, на ведомый левый глаз подобрана мягкая контактная линза (+3,0 дптр.). Жалоб на бинокулярное зрение вдаль пациентка не предъявляла.

Операция INTRACOR левого глаза выполнена 23.07.2011 года.

Результаты исследования на следующий день после операции:

Острота зрения левого глаза 0,9

Острота зрения вблизи: 0,5 (шрифт № 6)

Рефрактометрия:

левый глаз Sph + 0,5 cyl - 0,5 ax 177

Кератометрия:

левый глаз Вер.Мер. 43,00 ax 8 Гор.Мер. 43,25 ax 98

Через 1 месяц после операции произошло незначительное уменьшение остроты зрения в близи до 0,4 (шрифт № 7). Снижение остроты зрения в близи объясняется, по нашему мнению, пограничным дооперационным значением сферы для коррекции зрения вблизи (+3,0 дптр.). В остальных клинических случаях, где предоперационная коррекция для близи составляла $1,75 \pm 0,5$ дптр, в послеоперационном периоде снижения остроты зрения не наблюдалось.

Проведенные нами сравнительные исследования биомеханических свойств роговицы до и после операции INTRACOR показали отсутствие каких-либо значительных изменений значения корнеального гистерезиса (CH) и фактора резистентности роговицы (CRF) (до операции 8,4 и 8,1 мм рт.ст. после операции 9,1 и 8,6 мм рт.ст. соответственно).

При проведении первой в нашем опыте операции INTRACOR не обошлось и без интересного клинического артефакта, заставившего поволноваться как хирурга, так и внедрявшего данную технологию немецкого специалиста. Представляем вашему вниманию данные оптической когерентной томографии, выполненной через 15 минут после операции (**рис. 55**), на котором видны разрывы роговицы по фемтодиссекционным разрезам от эндотелия вверх к наружным слоям роговицы.

Однако, после внимательного анализа изображения, стала очевидна причина, приведшая столь устрашающему «осложнению». А именно – в столь короткий послеоперационный период наличие остатков кавитационных пузырей в фемтодиссекционных разрезах роговицы блокирует возврат отраженного, низкокогерентного светового луча оптического томографа,

приводя к данному оптическому эффекту. В области, где роговица не содержит остатков кавитационных пузырей, (рис. 55 верхний обзорный фронтальный снимок) отсутствуют какие либо повреждения роговицы, а видны лишь малозаметные фемтодиссекционные разрезы (кросс-секционный снимок).

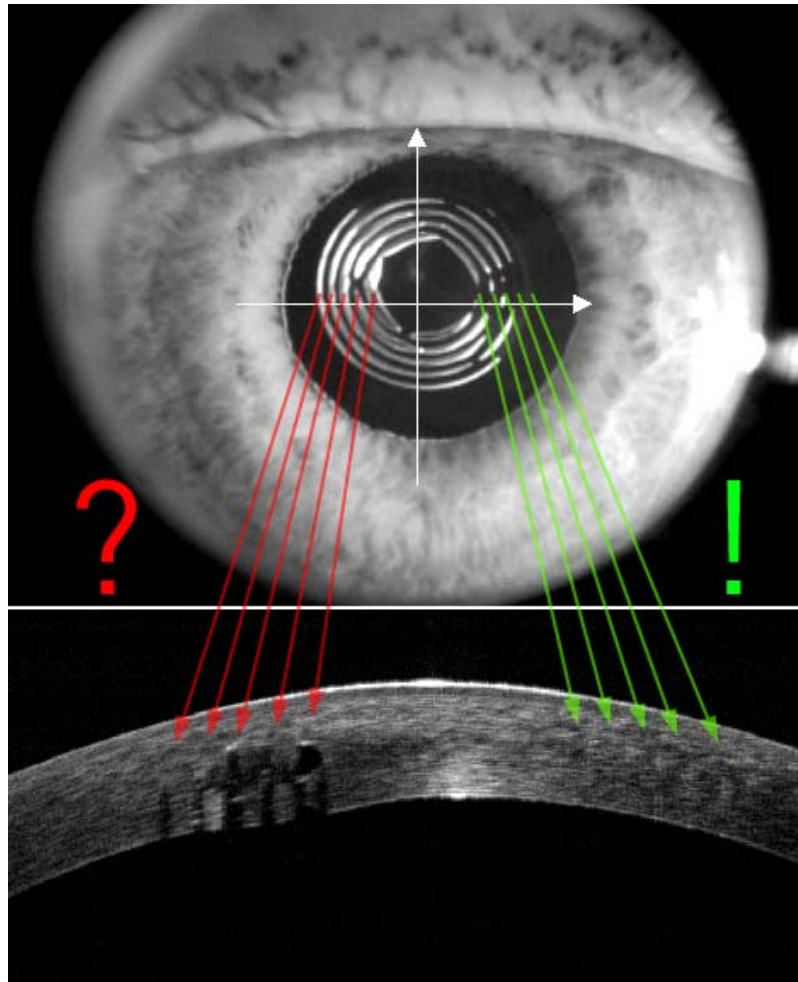


Рис. 55. Изображение оптического когерентного томографа *полученное через 15 мин после операции INTRACOR (верхний фронтальный снимок, нижний кросс-секционный)*

Описывая анатомо-топографическое расположение фемтодиссекционных кольцевых разрезов роговицы по данным исследования ОСТ (**рис. 56**), следует отметить следующие факты:

- расстояние между фемтодиссекционными разрезами одинаково в не зависимости от диаметра кольца и составляет от 200 до 210 мкм;

- глубина фемтодиссекционных кольцевидных разрезов уменьшается от центра к периферии (177 мкм – диаметр 1,7 мм; 144 мкм – 2,13 мм; 140 мкм – 2,57 мм; 128 мкм – 2,94 мм; 117 мкм – 3,31 мм);

- безопасное расстояние от вершины самого глубокого разреза до Боуменовой мембраны – 125 мкм, от основания разреза до эндотелия роговицы – 99 мкм;

По данным дифференциальной аксиальной карты кератотопографии роговицы до и после операции (7-ой день) отмечается увеличение центральной диоптрийной силы роговицы около 2,0 дптр (**рис. 57**).

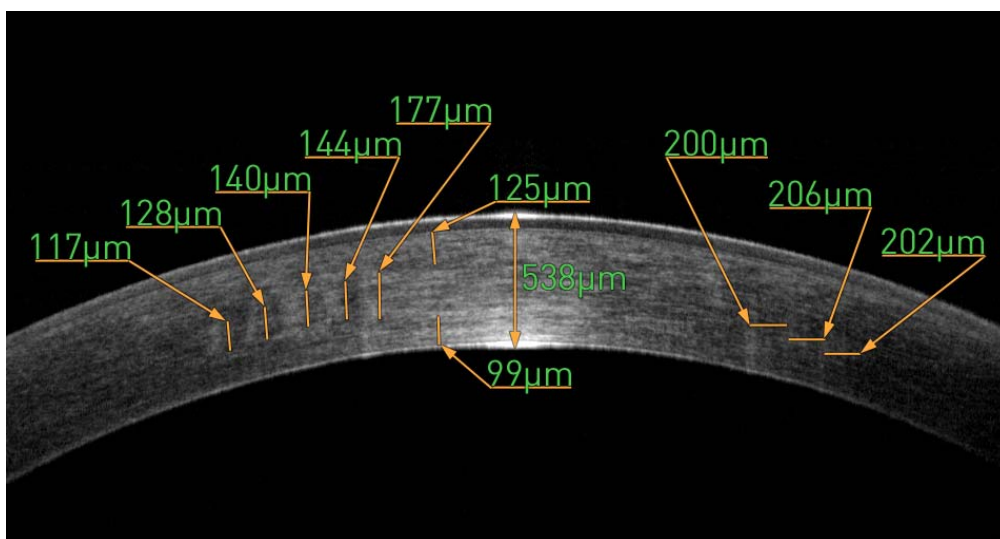


Рис. 56. OCT роговицы на следующий день после операции INTRACOR

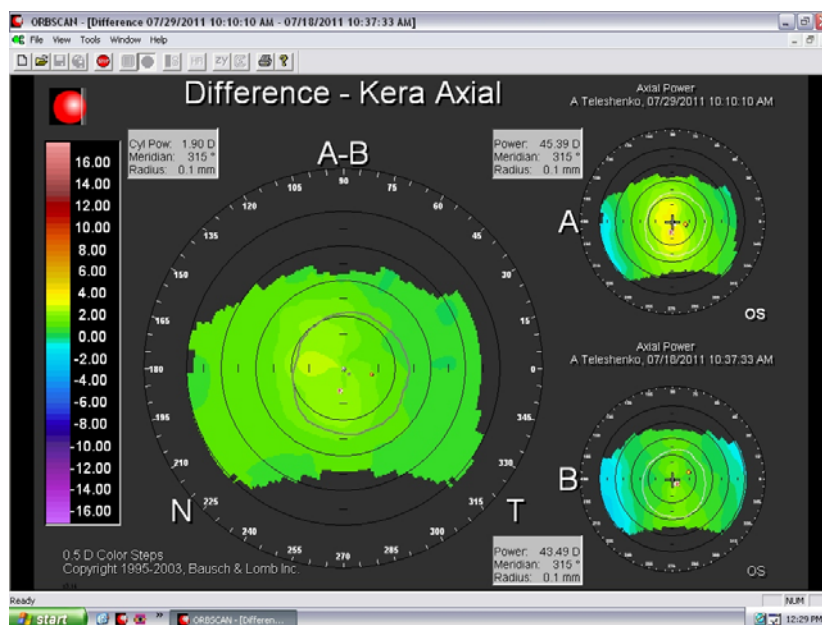
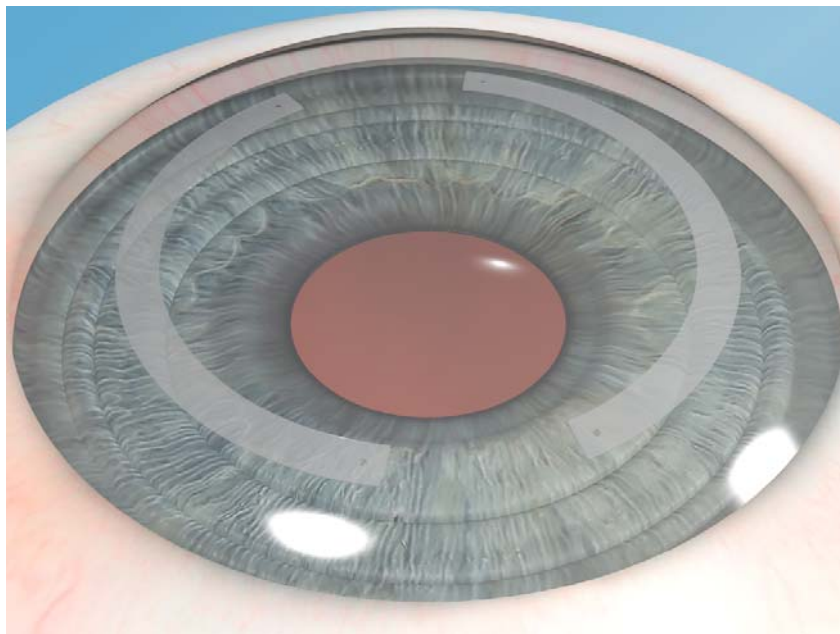


Рис. 57. Дифференциальная аксиальная кератотопография роговицы до и на 7 день после операции INTRACOR

4.4. Имплантация интрастромальных роговичных сегментов (ИРС) с использованием ФС лазерной установки



4.4.1. История и механизм действия методики

Впервые данная методика была предложена и изучена в экспериментальных работах советского ученого Е.Д. Блаватской в 1956 году [122]. Экспериментальные работы на животных с введением в интрастромальный туннель роговицы кольцевидного имплантата (из донорской роговицы) показали различный по величине эффект уплощения роговицы в зависимости от толщины имплантата и зоны его установки.

Дальнейшее развитие и клиническое внедрение данной методики отражено в работах других российских ученых: В.С. Беляева с соавторами в 1988 году, а также дальнейшими модификациями Н.Э. Темирова и А.П. Корхова, предложенными в 1991 году [123,124].

Начиная с 2000 года зарубежные исследователи и клиницисты предложили методику лечения кератоконуса с применением интрастромальных роговичных сегментов (Colin, 2000), показав возможность уменьшения астигматизма и уплощения центральной кривизны роговицы. В

дальнейшем различные авторы, проводя подобные операции, подтверждали стабильность и эффективность данной методики [125,126]

Первое использование ФС лазерной установки для имплантации роговичных сегментов «Intacs» (Addition Technology) применила I. Ratkay-Traub в 2003 году [127].

Сравнительное исследование, целью которого являлась оценка зависимости размеров интрастромальных роговичных туннелей и частоты возникновения осложнений (помутнение роговицы, дислокации сегмента и др.), продемонстрировало, что возможные осложнения встречаются нечасто независимо от размера сформированного туннеля [128].

С целью уменьшения осложнений и возможности дозирования рефракционного эффекта, в конце 90-х предлагалось введение жидкого геля в интрастромальный туннель, однако дальше клинических испытаний эта методика распространения не получила [129].

Последняя научно-исследовательская работа с целью поиска оптимального материала, снижающего риск возникновения сопутствующих осложнений, проведена в МНТК «МГ» г. Москва. З.И. Мороз с соавторами разработали и успешно клинически апробировали новую модель ИРС, изготовленную из эластичного гидрофильного биосовместимого материала на основе РНЕМА [130,131].

Целью имплантации интрастромальных роговичных сегментов (ИРС) является уплощение кривизны роговицы и уменьшение роговичного астигматизма. Вследствие чего открывается возможность использовать дополнительную очковую или контактную коррекцию для достижения более высокой корригированной остроты зрения.

Показания к имплантации ИРС:

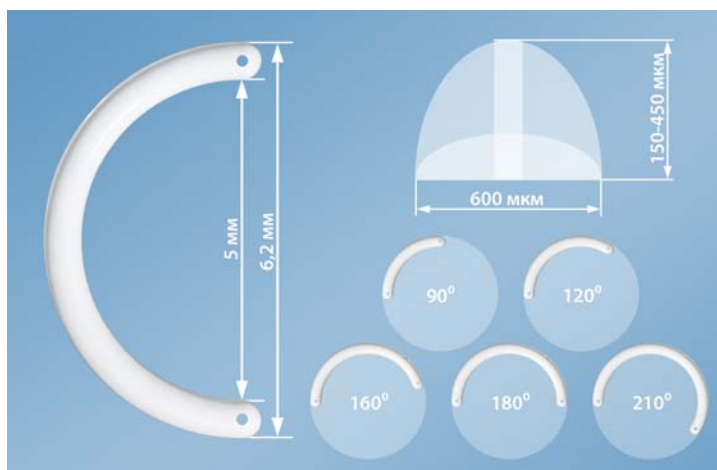
- Прогрессирующий кератоконус;
- Кератоконус с непереносимостью контактных линз;
- Прозрачная периферическая дегенерация роговицы;
- Ятрогенная кератэктазия;
- Неправильный астигматизм после радиальной кератотомии;
- Неправильный астигматизм после сквозной кератопластики;
- Роговичный астигматизм после травмы;

Противопоказания:

- Острый кератоконус;
- Кератометрия > 70 дптр.;
- Грубое центральное помутнение роговицы;
- Состояние после сквозной кератопластики с децентрацией трансплантата;
- Тяжелые аутоиммунные заболевания;
- Рецидивирующая эрозия роговицы.

В настоящее время в нашей практике используются отечественные ИРС, изготовленные в ООО Научно-экспериментальное производство «Микрохирургия глаза» из полиметилметакрилата (гидрофильный сополимер НЕМА/РММА, 18%), представляющие собой часть кольца с дугой 160 °(90, 120, 180, 210°), с поперечным сечением в форме полусферы, основанием 0,6 мм, толщиной 150–450 мкм, внутренним диаметром 5,0 мм и наружным 6,2 мм. (рис. 58 а, б).

Также в офтальмологической практике используются импортные ИРС: AcriKera (Carl Zeiss Meditec), Intacs (Addition Technology) и Ferrara ring (Keraring). Все перечисленные ИРС сделаны из жесткого гидрофобного полимера – полиметилметакрилата (ПММА). Они отличаются между собой дизайном и геометрией. Например, ИРС Acri.Kera выпускаются различными диаметрами 0,25 мм, 0,35 мм и 0,45 мм.



а



б

Рис. 58. Интрастромальный роговичный сегмент (ЭТП Москва, Россия), а – геометрические данные, б - фото

В зависимости от толщины и диаметра ИРС сила уплощения кривизны роговицы может быть различной. Учитывая индивидуальные кератотопографические особенности пациента, имплантируется один или два сегмента, а также подбирается толщина сегментов. Чем больше толщина ИРС и диаметр имплантации, тем более сильный уплощающий эффект на роговицу будет оказан.

Учитывая биомеханический эффект и принцип действия ИРС, формируемый ФС лазерной установкой роговичный туннель должен быть несколько меньше имплантируемого сегмента, в связи с тем, что

уплощающий эффект центра роговицы происходит за счет резкого утолщения роговицы в зоне имплантации ИРС (**рис. 59**).

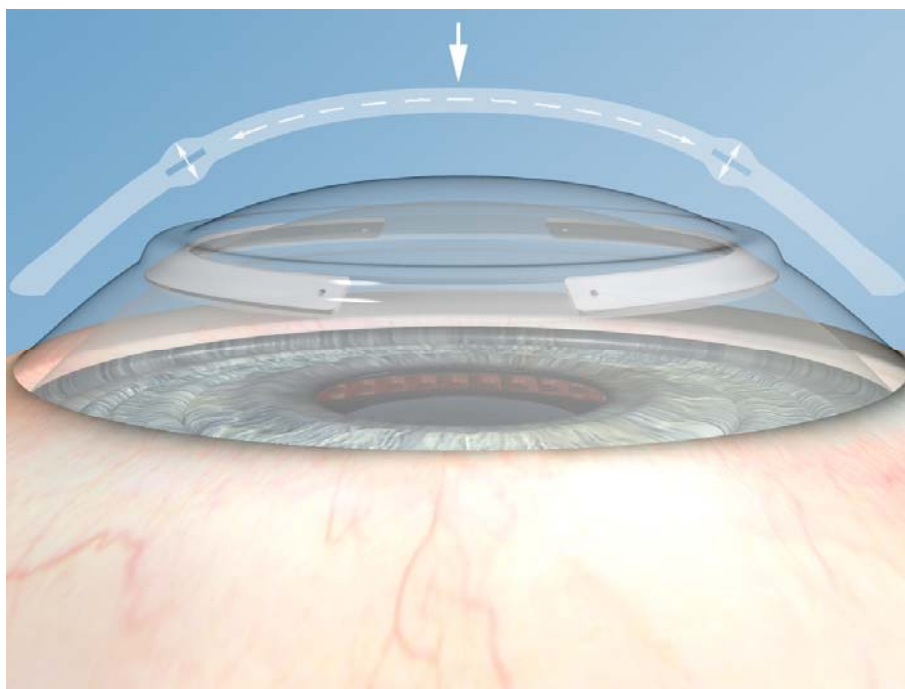


Рис. 59. Биомеханика роговицы – эффект уплощения центра роговицы после имплантации ИРС

Для определения оптимального диаметра имплантации, параметров ИРС, расчета глубины формирования роговичных тоннелей требуется выполнение кератотопографии, ультразвуковой пахиметрии, ОСТ. В зависимости от вида астигматизма и положения сильного меридиана планируется анатомо-топографическое расположение ИРС в роговице.

Определяется наименьшее значение толщины роговицы в зоне планируемой имплантации. Данное значение используется для расчета глубины формирования тоннеля. Роговичный тоннель формируется на глубине 75-80 % от минимального полученного значения толщины роговицы в области имплантации. Выполнение роговичного тоннеля глубже 400 мкм не рекомендуется ввиду высокого риска перфорации роговицы.

Расчет ширины формируемого роговичного туннеля проводится следующим образом: $C = A + B$, где C - коэффициент ширины роговичного туннеля в мкм, A – ширина основания, B – толщина имплантируемого ИРС в мкм (**рис. 60**).



Рис. 60. Схематическое изображение расчета коэффициента ширины фемтодиссекционного туннеля роговицы для имплантации ИРС

Врез в роговичный туннель производится под углом 90° , разрезы перпендикулярные к туннелю для введения ИРС выполняются от 1,0 до 2,5 мм в зависимости от используемого для имплантации инструментария.

Основным руководством для планирования операций на протяжении многих лет являлась традиционная номограмма, разработанная фирмой Mediphacos для имплантации сегментов Keraring (Implantation Reference Guide). В 2008 году номограмма была усовершенствованна (Keraring Calculation Guidelines). Для получения более точного рефракционного результата было предложено имплантировать сегменты различной с длиной дуги – 90° , 120° , 160° и 210° .

Основным отличием отечественных ИРС (ЭТП, Москва) от сегментов Keraring является геометрия поперечного среза в виде полусферы (**рис. 58 - а**).

Таким образом, предлагаемая компанией Mediphacos номограмма может при необходимости помочь при предварительном расчете операции с применением отечественных ИРС. Учитывая отсутствие в известных нам литературных источниках русифицированной версии номограммы (Keraring

Calculation Guidelines), считаем необходимым опубликовать ее в данной работе, что на наш взгляд облегчит работу практикующему врачу.

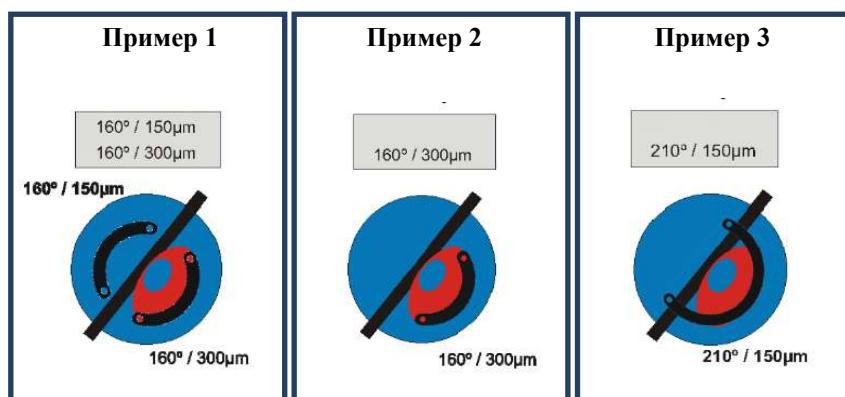
Табл. 2. Типы кератэктазии соответствующие номограмме Keraring Calculation Guidelines

	Эктазия Тип 1: «Красная» зона кератэктазии – полностью (100%) располагается с одной стороны условно проведенной линии «сильного» меридиана определяемого с помощью кератотопографии (SIM-K). В этом случае используйте для расчетов номограмму А.
	Эктазия Тип 2: «Красная» зона кератэктазии на 1/3 располагается с одной стороны, а 2/3 с другой стороны линии «сильного» меридиана. Используйте для расчетов номограмму В.
	Эктазия Тип 3: «Красная» зона кератэктазии равномерно расположена по обеим сторонам «сильного» роговичного меридиана. Используйте для расчетов номограмму С.

Определите субъективную рефракцию (- shp., - cyl). Если полученные значения ОЗ с корр. 0.5 или выше, уточните величину цилиндрического компонента. Если ОЗ с корр. ниже 0.5, используйте кератотопографические значения роговичного цилиндра, не учитывая рефракционный цилиндр. В таблице номограммы найдите ячейку, соответствующую полученным значения сферы и цилиндра. В таблице в значении сегмента указаны XXX°/YYY мкм, где XXX – соответствует длине дуги сегмента, а YYY – толщине сегмента в микронах. Если по данным номограммы используется только один сегмент, то его имплантация должна проводиться только со стороны «красной» зоны эктазии (пример 2 и 3). Если по данным номограммы используются два сегмента, то в более плоскую зону роговицы имплантируется сегмент, соответствующий верхним характеристикам в ячейке, а в «красную» зону кератэктазии – сегмент соответственно с нижними характеристиками (пример 1).

Номограмма А. Эктазия Тип 1

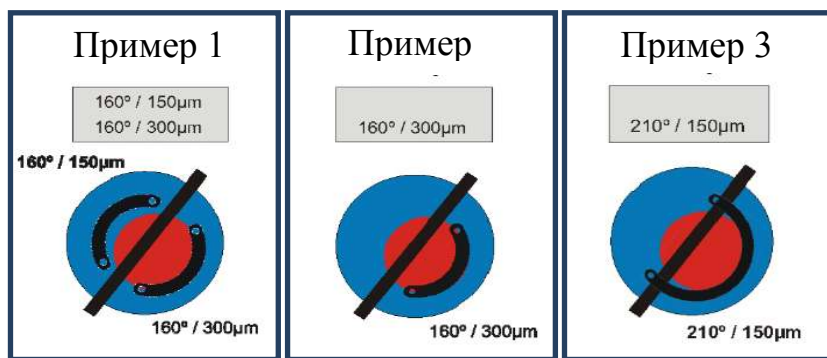
Minus Cylinder Diopters	-8	90° / 150µm 160° / 250µm	90° / 150µm 160° / 250µm	90° / 150µm 160° / 300µm	90° / 150µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 250µm 160° / 350µm
	-7	90° / 150µm 160° / 250µm	90° / 150µm 160° / 250µm	90° / 150µm 160° / 300µm	90° / 150µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 250µm 160° / 350µm
	-6	160° / 250µm	160° / 250µm	120° / 150µm 160° / 250µm	120° / 150µm 160° / 250µm	120° / 150µm 160° / 300µm	120° / 150µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 250µm 160° / 350µm
	-5	160° / 200µm	160° / 200µm	160° / 250µm	160° / 300µm	120° / 150µm 160° / 300µm	120° / 150µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 250µm 160° / 350µm
	-4	160° / 200µm	160° / 200µm	160° / 250µm	160° / 250µm	160° / 300µm	160° / 150µm 160° / 300µm	160° / 150µm 160° / 300µm	160° / 200µm 160° / 300µm	160° / 200µm 160° / 300µm	160° / 200µm 160° / 300µm	160° / 250µm 160° / 350µm
	-3	160° / 150µm	160° / 150µm	160° / 200µm	160° / 250µm	160° / 250µm	160° / 300µm	160° / 300µm	160° / 150µm 160° / 300µm	160° / 200µm 160° / 300µm	160° / 200µm 160° / 300µm	160° / 250µm 160° / 350µm
	-2	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 200µm	210° / 200µm	210° / 250µm	210° / 250µm	210° / 300µm	210° / 300µm	210° / 350µm
	-1	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 200µm	210° / 200µm	210° / 250µm	210° / 250µm	210° / 300µm	210° / 300µm	210° / 350µm
		>=0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
	Manifest Sphere Diopters											



Безопасный лимит пахиметрии роговицы					
Используемая толщина сегмента (не более 60% от толщины роговицы в зоне имплантации)	150 µm	200 µm	250 µm	300 µm	350 µm
Минимальная толщина роговицы в зоне имплантации (5-6 мм)	250 µm	335 µm	420 µm	500 µm	580 µm

Номограмма В. Эктазия Тип 2

Minus Cylinder Diopters	-8	90° / 150µm 160° / 250µm	90° / 150µm 160° / 250µm	90° / 150µm 160° / 300µm	90° / 150µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 250µm 160° / 350µm
	-7	90° / 150µm 160° / 250µm	90° / 150µm 160° / 250µm	90° / 150µm 160° / 300µm	90° / 150µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 200µm 160° / 300µm	90° / 250µm 160° / 350µm
	-6	160° / 250µm	160° / 250µm	120° / 150µm 160° / 250µm	120° / 150µm 160° / 250µm	120° / 150µm 160° / 300µm	120° / 150µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 250µm 160° / 350µm
	-5	160° / 200µm	160° / 200µm	160° / 250µm	160° / 150µm 160° / 250µm	120° / 150µm 160° / 300µm	120° / 150µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 200µm 160° / 300µm	120° / 250µm 160° / 350µm
	-4	160° / 200µm	160° / 200µm	160° / 250µm	160° / 150µm 160° / 250µm	160° / 150µm 160° / 300µm	160° / 150µm 160° / 300µm	160° / 200µm 160° / 300µm	160° / 200µm 160° / 300µm	160° / 200µm 160° / 300µm	160° / 200µm 160° / 300µm	160° / 250µm 160° / 350µm
	-3	160° / 150µm	160° / 150µm	160° / 200µm	160° / 250µm	160° / 300µm	160° / 300µm	160° / 300µm	160° / 300µm	160° / 300µm	160° / 300µm	160° / 350µm
	-2	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 200µm	210° / 200µm	210° / 250µm	210° / 250µm	210° / 300µm	210° / 300µm	210° / 350µm
	-1	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 150µm	210° / 200µm	210° / 200µm	210° / 250µm	210° / 250µm	210° / 300µm	210° / 300µm	210° / 350µm
		>=0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
	Manifest Sphere Diopters											



Безопасный лимит пахиметрии роговицы					
Используема толщина сегмента (не более 60% от толщины роговицы в зоне имплантации)	150 µm	200 µm	250 µm	300 µm	350 µm
Минимальная толщина роговицы в зоне имплантации (5-6 мм)	250 µm	335 µm	420 µm	500 µm	580 µm

Номограмма С. Эктазия Тип 3

Minus Cylinder Diopters	-8	90° / 250µm 90° / 250µm	90° / 250µm 90° / 250µm	120° / 300µm 120° / 300µm	120° / 300µm 120° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm
	-7	90° / 250µm 90° / 250µm	90° / 250µm 90° / 250µm	120° / 250µm 120° / 250µm	120° / 250µm 120° / 250µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm
	-6	90° / 200µm 90° / 200µm	90° / 200µm 90° / 200µm	120° / 250µm 120° / 250µm	120° / 250µm 120° / 250µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm
	-5	90° / 200µm 90° / 200µm	90° / 200µm 90° / 200µm	120° / 200µm 120° / 200µm	120° / 250µm 120° / 250µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm
	-4	120° / 200µm 120° / 200µm	120° / 200µm 120° / 200µm	160° / 200µm 160° / 200µm	160° / 200µm 160° / 200µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm
	-3	120° / 150µm 120° / 150µm	120° / 150µm 120° / 150µm	160° / 150µm 160° / 150µm	160° / 200µm 160° / 200µm	160° / 200µm 160° / 200µm	160° / 200µm 160° / 200µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm
	-2	120° / 150µm 120° / 150µm	120° / 150µm 120° / 150µm	160° / 150µm 160° / 150µm	160° / 150µm 160° / 150µm	160° / 200µm 160° / 200µm	160° / 200µm 160° / 200µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm
	-1	120° / 150µm 120° / 150µm	120° / 150µm 120° / 150µm	160° / 150µm 160° / 150µm	160° / 150µm 160° / 150µm	160° / 200µm 160° / 200µm	160° / 200µm 160° / 200µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 250µm 160° / 250µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm	160° / 300µm 160° / 300µm
		>=0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
	Manifest Sphere Diopters											

Безопасный лимит пахиметрии роговицы					
Используема толщина сегмента (не более 60% от толщины роговицы в зоне имплантации)	150 µm	200 µm	250 µm	300 µm	350 µm
Минимальная толщина роговицы в зоне имплантации (5-6 мм)	250 µm	335 µm	420 µm	500 µm	580 µm

4.4.2. Техника выполнения операции

После проведения разметки геометрического центра роговицы приступают к дальнейшим этапам операции. Устанавливается вакуумное кольцо и выполняется процесс стыковки. Затем, выполнив центрацию и достигнув оптимальной компрессии роговицы интерфейсом, производится фемтодиссекция стромы роговицы с формированием кольцевидного туннеля с внутренним диаметром 4,9 мм и внешним — 6,2 мм. Далее в радиальном направлении проводится входной разрез длиной 1,2 мм. Ось входного надреза зависит от формы кератоконуса и варьируется от 0 до 180 ° (рис. 61). Энергия импульса, используемого для создания кольца и входного разреза, составила 1,5–1,8 мкДж. В нашей практике использовалась глубина формирования туннеля от 300 до 380 мкм.

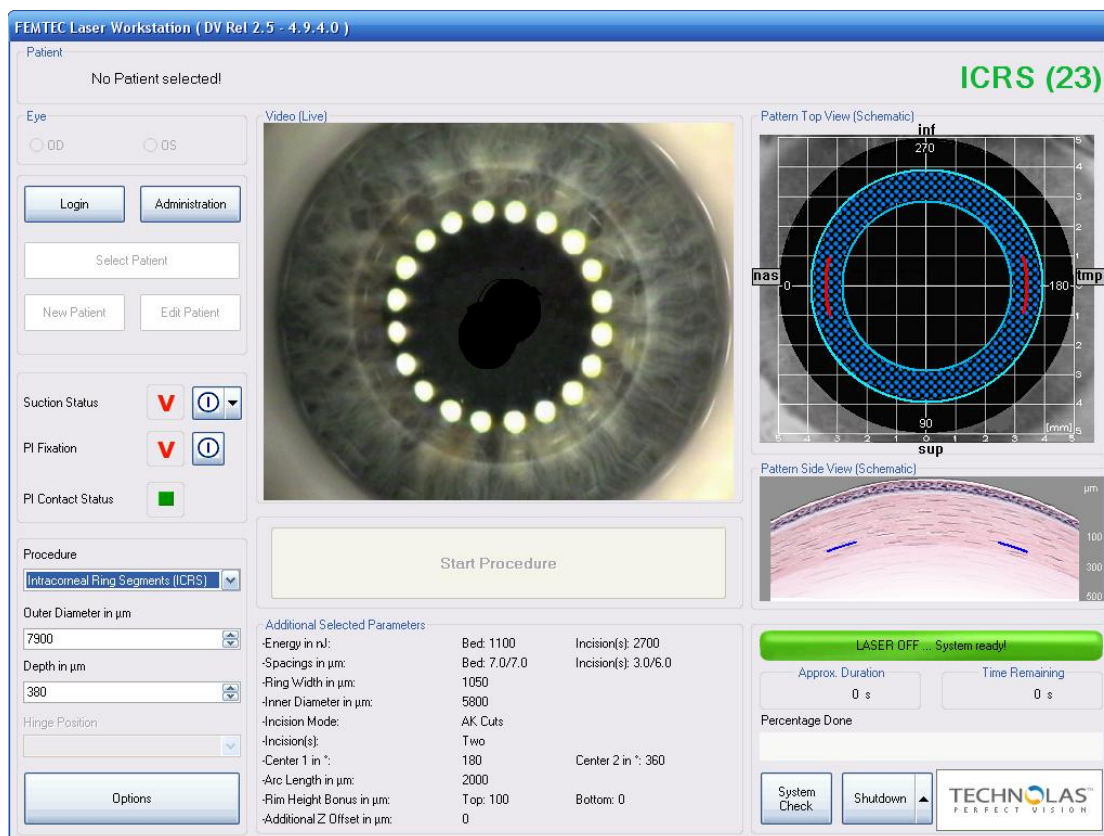


Рис. 61. Монитор ФС лазерной установки Femtec 520F с программируемыми параметрами фемтодиссекции для формирования интрастромальных роговичных туннелей

После завершения этапа фемтодиссекции пациента перемещают под окуляры микроскопа и проводят следующий этап – сепаровку тоннеля.

Сепаратором (**рис. 62-б, 63-б**) выполняют ревизию сформированного роговичного тоннеля с целью разрыва возможных тканевых мостиков, контроля глубины и исключения возможной микроперфорации роговицы.

Манипуляции при продвижении сепаратора должны быть крайне осторожными, лучше использовать сепаратор с круглым сечением и лишь в случае наличия тканевых «мостиков» использовать плоский сепаратор.

Если анатомическое строение орбиты пациента позволяет хирургу провести сепаровку роговичного туннеля, используя один врез, то второй врез лучше не задействовать. Это уменьшает риск врастания эпителия и смещения сегмента в область разреза.

Следующим этапом в интрастромальный тоннель имплантируется ИРС (**рис. 63-в**). Имплантацию лучше всего выполнять при помощи специального пинцета, имеющего технологические «желобки» на браншах для лучшей фиксации сегмента. После пинцетного введения в туннель и продвижения на 2/3, дальнейшее продвижение проводится с помощью «толкателя» (**рис. 62 а, г**).

Важно добиться правильного положение сегмента в туннеле – на одинаковом расстоянии от симметричных вертикальных врезов.



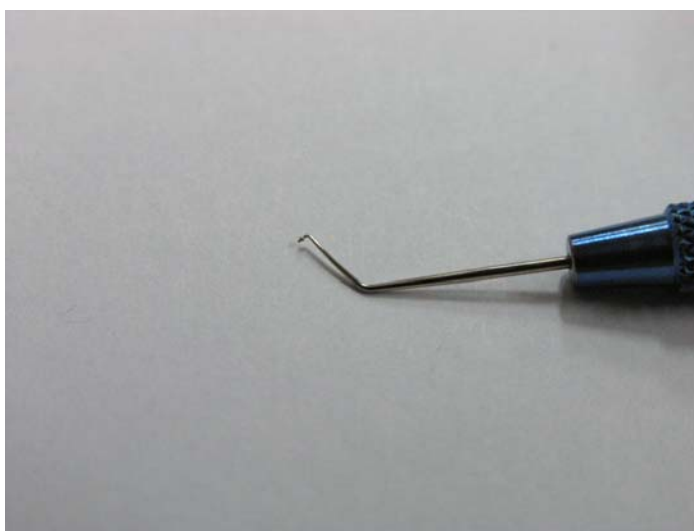
a



б

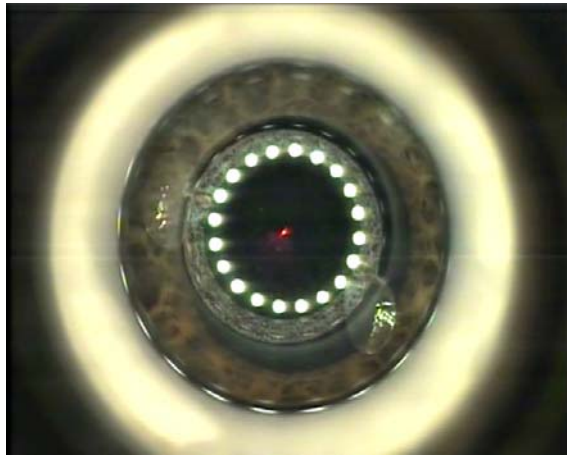


в

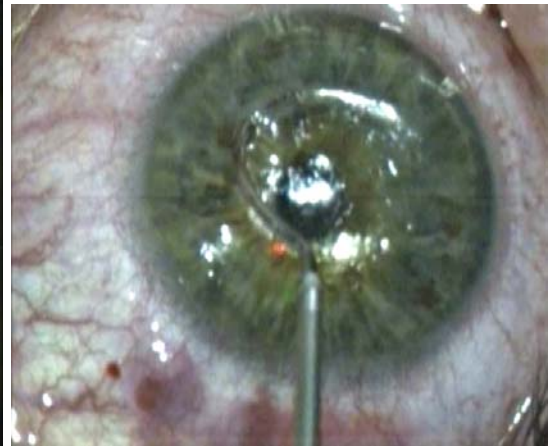


г

Рис. 62. Инструмент для проведения имплантации ИРС: а) пинцет, б) «круглый» сепаратор, в) плоский «режущий» сепаратор, г) «толкатель» ИРС



а



б



в

Рис. 63. Этапы проведения операции по имплантации ИРС: завершена фемтодиссекция роговичного туннеля (а), этап сепаровки туннеля (б), имплантация ИРС в туннель (в)

В завершении операции при необходимости на разрезы накладывается два одинарных погружных шва. Однако, в случае герметичности и хорошей адаптации краев разреза, от швов лучше отказаться и наложить мягкую контактную линзу (МКЛ). МКЛ снимается на следующий день после операции. В послеоперационном периоде назначаются инстилляции антибиотика и кортикостероидного препарата.

4.4.3. Клинический пример, рекомендации

Пациент Х., 24 года, обратился за консультацией в НФ МНТК «МГ» с жалобами на низкое зрение правого глаза. Из анамнеза выяснено, что ухудшение зрения происходило около 5 лет. Очковая коррекция не проводилась. Пациенту проведено полное офтальмологическое обследование.

Диагноз: Кератоконус II степени правого глаза, I степени левого глаза.

Диагностические данные до операции:

Острота зрения:

правый глаз 0,1 с корр. Sph – 0,5 cyl – 3,25 ax 67 = 0,3

левый глаз 0,4 с корр. Sph – 0,5 cyl – 1,0 ax 113 = 1,0

Рефрактометрия:

правый глаз Sph – 0,75 cyl – 3,5 ax 67

левый глаз Sph – 0,75 cyl – 1,25 ax 113

Кератометрия:

правый глаз Вер.Мер. 48,75 ax 154 Гор.Мер. 45,00 ax 64

левый глаз Вер.Мер. 46,25 ax 37 Гор.Мер. 44,25 ax 127

Пахиметрия:

правый глаз, центр 501 мкм

левый глаз, центр 523 мкм

Пациенту с целью стабилизации процесса и коррекции астигматизма была предложена операция по имплантации ИРС на правый глаз. Слева в дальнейшем запланировано проведение кросслинкинга роговичного коллагена.

Произведен расчет операции со следующими параметрами: глубина выполнения роговичного туннеля – 360 мкм (что равнялось 75 % от толщины роговицы в области имплантации), расположение сегмента согласно топографическим данным в «красной» зоне кератэктазии (рис. 64, 65), толщина сегмента 150 мкм, расположение двух симметричных разрезов в туннель по «сильному» меридиану (155° и 345°). Выполнена операция правого глаза.

При диагностическом обследовании на следующий день после операции острота зрения правого глаза без коррекции составила 0,5.

Через 1 месяц после операции острота зрения без коррекции 0,7.

Рефрактометрия:

правый глаз Sph - 0,75 cyl – 0,25 ax 87

Кератометрия:

правый глаз Вер.Мер. 44,5 ax 34 Гор.Мер. 45,25 ax 124

По данным дифференциальной аксиальной карты кератотопографии пациента до операции и после операции (**рис. 64**) отмечается уменьшение иррегулярности и уплощение кривизны роговицы более чем на 3,0 дптр.

Оптическая когерентная томография (**рис. 65**) подтверждает правильное, соответствующее расчетному, положение ИРС – 364 ± 10 мкм. В зоне имплантации роговичного сегмента отмечается резкое увеличение толщины роговицы (на толщину ИРС – 200 мкм).

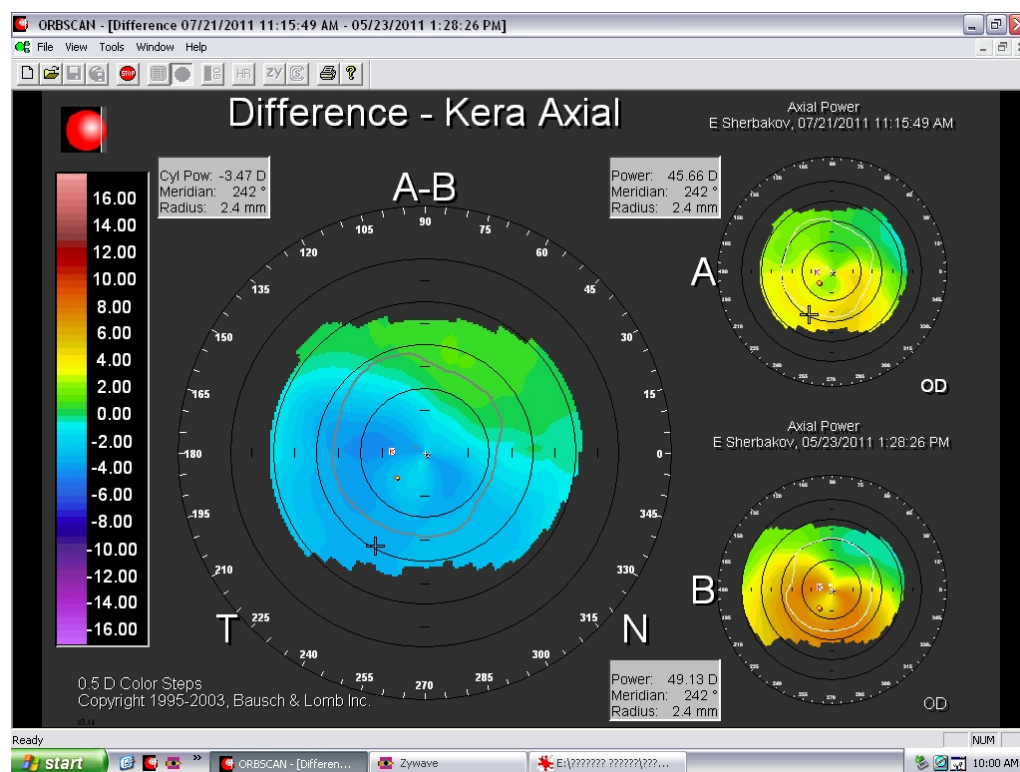


Рис. 64. Дифференциальная аксиальная кератотопография роговицы до и на следующий день после имплантации ИРС

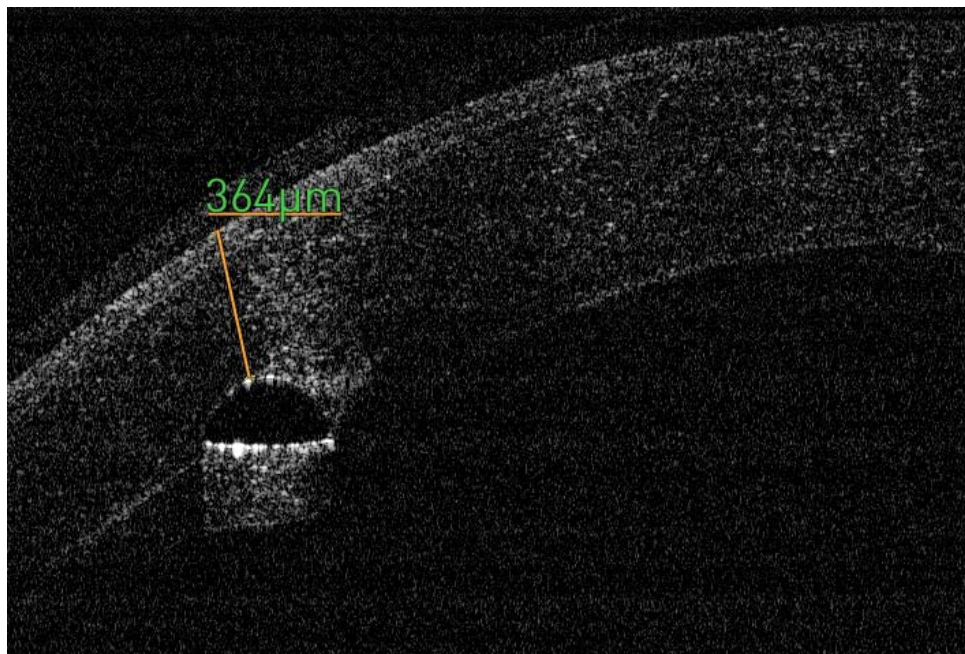


Рис. 65. *ОСТ роговицы на следующий день после имплантации ИРС*

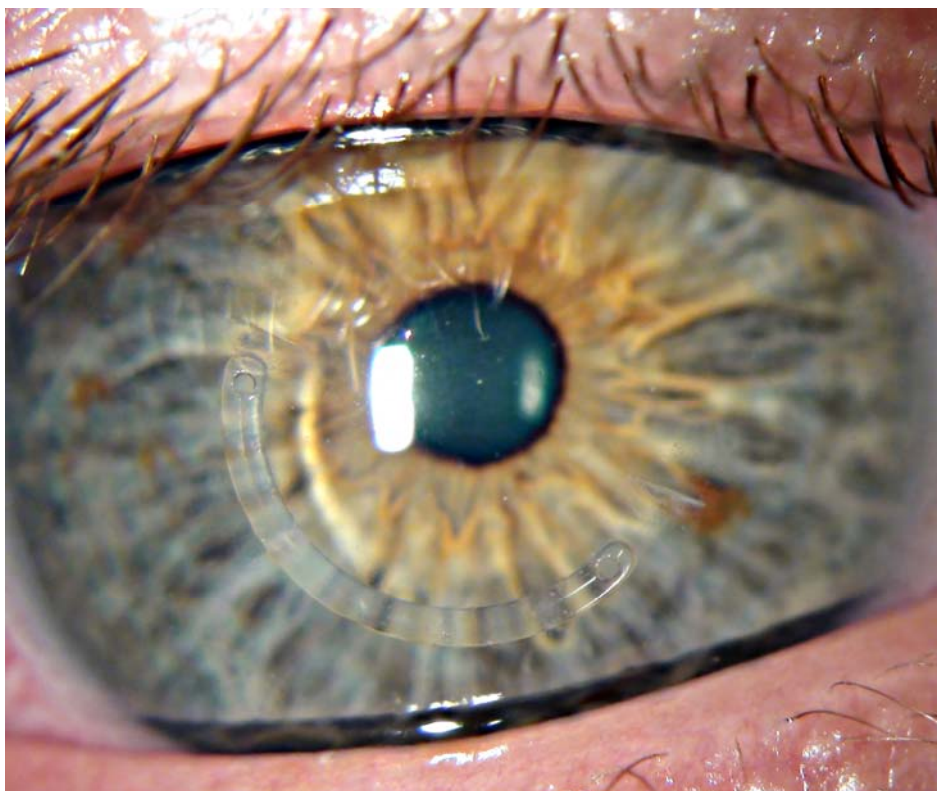


Рис. 66. *Роговица после операции по имплантации ИРС (на следующий день)*

4.4.4. Обсуждение

Как и любая операция, имплантация ИРС имеет ряд осложнений. В ряде случаев происходит истончение роговицы с дальнейшей протрузией сегмента (5-13%), отек тоннеля, смещение имплантата по туннелю (2,7-3%), появление новообразованных сосудов (1-2%), развитие кератита (2,7-3%), образование экссудата по ходу туннеля, а также врастание эпителия в туннель [125-136].

Однако, важной положительной особенностью является «обратимость» данной операции. В 1997 году в исследовании доктора G. Grabner было показано, что при удалении ИРС роговица принимает первоначальную форму практически без изменения рефракции [137].

Проведенное нами исследование биомеханических свойств роговицы у пациентов с кератоконусом до и после имплантации ИРС показало увеличение основных показателей, характеризующих вязкоэластичные свойства роговицы. А именно, фактора резистентности роговицы – с 6,57 до 9,06 мм рт.ст., корнеального гистерезиса – с 7,05 до 9,35 мм рт.ст. Что совпало с данными ранее проведенных исследований Чебоксарского филиала «МНТК «МГ» имени акад. С.Н. Федорова [138].

Таким образом, использование ФС лазерной установки с целью проведения фемтодиссекции с формированием тоннелей для проведения имплантации ИРС позволяет контролировать глубину, ширину, внутренний и внешний диаметр кольцевидного канала.

Изложенные выше данные позволяют считать имплантацию ИРС эффективным методом лечения кератоконуса. Данная операция имеет преимущества: обратимость, более короткий реабилитационный период.

Сама процедура безболезненна, относительно проста со стороны хирургической техники, а применение ФС лазерной установки делает ее более безопасным по сравнению с механическим способом формирования интрастромальных тоннелей.

4.5. Фемто-Кератопластика

4.5.1. Введение

С момента успешного применения физических свойств ультракоротких импульсов ФС лазера в офтальмологии [139] хирурги получили в свой арсенал точный лазерный «нож», позволяющий проводить различные по геометрической форме резы роговицы [140].

Использование ФС лазерной установки по сравнению с механическим микрокератомом или трепаном при кератопластике продемонстрировало неоспоримые преимущества в точности и предсказуемости проводимой операции.

В результате выполнения фемто-кератопластики удалось уменьшить частоту и выраженность индуцированного астигматизма. Формирование более «качественного», менее выраженного рубцевания способствовало снижению сроков реабилитации пациентов.

Использование ФС лазерной установки позволяет хирургу в зависимости от вида патологии роговицы выбирать различные варианты геометрии и глубины фемтодиссекционных разрезов.

Исторические факты

- Zirm произвел первую трансплантацию в 1905 г.
- Филатов использовал трупные роговицы в 1935 г.
- Paton организовал банки роговиц в 1944 г.
- Stocker описал значение эндотелия в 1952 г.
- Troutman впервые использовал нейлоновые швы в США и ввел в практику операционный микроскоп в 1963 г.
- Ethicon (Johnson and Johnson, Somerville, NJ) начал производить нейлон 10-0 в 1968 г.
- McCarey и Kaufman предложили среды для хранения роговиц в 1974 г.
- Значительных изменений в технике хирургических вмешательств не было с 1975 по 2005 г.

4.5.2. Сквозная кератопластика (Perforating keratoplasties)

Важным преимуществом использования ФС лазера при проведении сквозной кератопластики является большая безопасность операции по сравнению с традиционной методикой. Технические особенности процедуры фемтодиссекции исключают опасность внезапной разгерметизации передней камеры и вероятности повреждения радужки [141,142].

Возможность выбора анатомо-топографических параметров при проведении фемтодиссекции в зависимости от индивидуальных особенностей роговицы пациента и реципиента позволяют оптимально и точно выполнить операцию.

Это имеет значение в получении максимального клинического результата. Хирург может программировать следующие анатомо-топографические параметры роговичного трансплантата при проведении фемтокератопластики с использованием ФС лазерной установки:

Показания для сквозной кератопластики

- Дистрофия Фукса 25%
- Кератоконус 18%
- Повторные пересадки 17%
- Буллезная кератопатия при артификации 17%
- Рубцевание роговицы 5%
- Дистрофии роговицы 5%
- Язвы роговицы 4%
- Буллезная кератопатия при афакии 4%
- Кератит, вызванный Herpes simplex 3%
- Вращение эпителия 2%

1. Диаметр. В зависимости от заболевания роговицы, возможен выбор диаметра трансплантата от 4.5 мм до 9.5 мм с шагом 0,1 мм.

2. Угол реза. Угол реза от 45 до 120° градусов. Исследования различных авторов говорят о более стабильной в биомеханическом плане роговице, и более удобной адаптации поверхностей трансплантата и роговицы реципиента с углом производимого фемтодиссекционного разреза 90° [137].

3. Геометрия трансплантата. В зависимости от модели ФС лазерной установки и имеющейся патологии роговицы могут использоваться различные варианты геометрии фемтодиссекционного разреза. Сегодня наиболее часто используются геометрические формы фемтодиссекции

роговицы: «Цилиндр» («TopHat»), «Гриб» («Mushroom»), «Стандартный» («Standard»), «Зигзаг» («Zigzag»), «Рождественская ёль» («Cristmas Tree»), «Баррель» («Zig Sguare») (рис. 67).

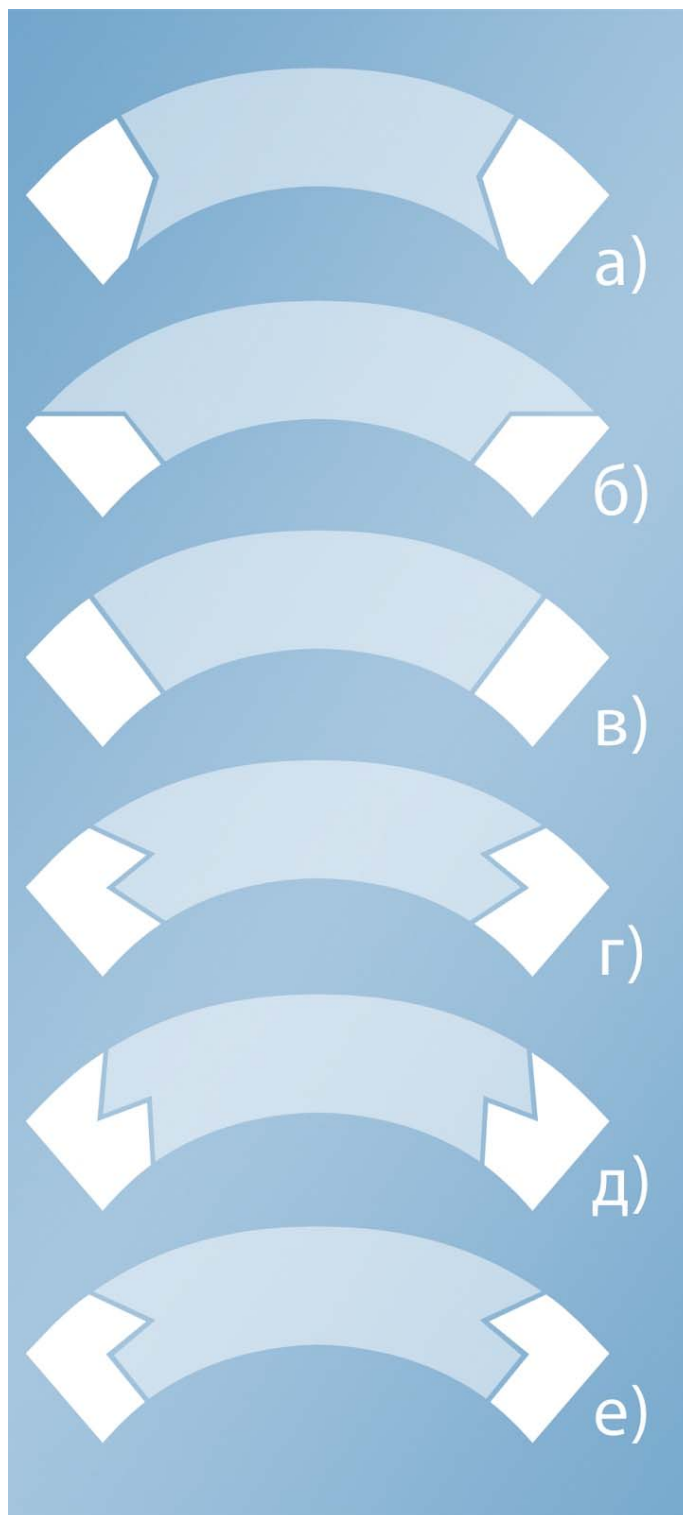


Рис. 67. Геометрия форм роговичных фемтодиссекционных разрезов выполняемых при сквозной кератопластике с использованием ФС лазерных установок: а) «TopHat», б) «Mushroom», в) «Standard», г) «Zigzag», д) «Cristmas Tree», е) «Zig Sguare»;

Основное преимущество фемтодиссекционных разрезов заключается в хорошей сопоставимости краев донорского материала с роговицей пациента.

А целью специфической геометрической формы трансплантата является эффект самогерметизации роговицы. При наложении швов для герметизации раны и сопоставления краев требуется меньшее натяжение, что способствует меньшему искажению роговицы и уменьшению индуцированного астигматизма.

Однако, каждая из представленных геометрических форм имеет свои плюсы и минусы и применяется дифференцированно от вида и локализации поражения роговицы. Так, например, принципиальным недостатком зигзагообразного профиля операционного разреза является то, что при этом уменьшается площадь задней поверхности роговицы. Данный факт является неблагоприятным у пациентов с эндотелиальной дистрофией Фукса и эндотелиально-эпителиальной дистрофией.

Таким образом, если возникает необходимость заменить преимущественно эндотелий, то эндотелиальная сторона трансплантата должна быть больше по диаметру, чем эпителиальная, в данном случае целесообразно применения техники «цилиндра» («tophat»). В случае, когда требуется в большей степени восстановить поверхностный слой роговицы, выбор делается в пользу формы «гриб» («mushroom»).

ФС лазерная установка Femtec 520F предлагает также опцию выполнения сквозной кератопластики с многоугольной формой трансплантата. Такая форма направлена на улучшение стабильности трансплантата в момент наложения швов, препятствуя ротации трансплантата (рис. 68).

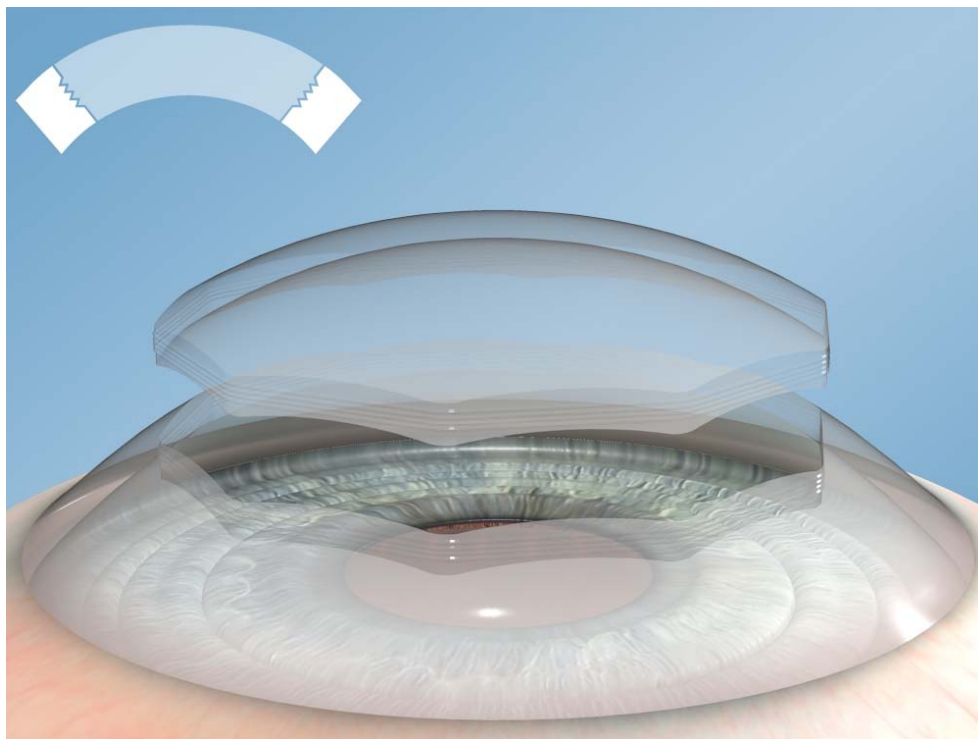


Рис. 68. Гексагональная форма сквозной кератопластики

Предоперационное обследование реципиента зависит от степени помутнения роговицы и может включать в себя: ультразвуковую и оптическую пахиметрию (Orbscan, Pentacam), оптическую когерентную томографию.

В зависимости от режимов работы различных ФС лазеров процедура проведения операции может существенно отличаться. Так, ФС лазерная установка Femtec 520F обладает возможностью глубины реза до 1550 мкм.

При расчете операции программное обеспечение автоматически уменьшает глубину реза на периферии роговицы при больших диаметрах трансплантата с целью уменьшения вероятности повреждения радужной оболочки (ввиду незначительного расстояния между роговицей и радужкой в углу передней камеры).

Таким образом, максимальное фокусное расстояние ФС лазерной установки меняется по глубине в зависимости от диаметра трансплантата.

Например, максимальная глубина горизонтального реза до 1550 мкм соответствует диаметру трансплантата 8,5 мм, 1350 мкм – диаметру 9,0 мм, и 1200 мкм – 9,5 мм.

Проведение калькуляции глубины реза при выполнении сквозной кератопластики на ФС лазерной установке IntraLase (AMO) производится следующим образом.

При планировании геометрической формы роговичного трансплантата в виде «Гриб» формирование первого цилиндра высчитывается на глубине 50 % от общей толщины роговицы реципиента. Второй нижележащий цилиндр меньшего диаметра высчитывается отниманием 50% общей толщины роговицы минус толщина так называемого «тканевого моста» (tissue bridge), максимальная толщина которого не должна превышать 75 мкм (**рис. 69**).

«Тканевой мост» предотвращает преждевременную разгерметизацию передней камеры пациента и «дорезается» механически.

В случае рубцовых изменений роговицы требуется увеличение энергии импульса ФС лазерной установки.

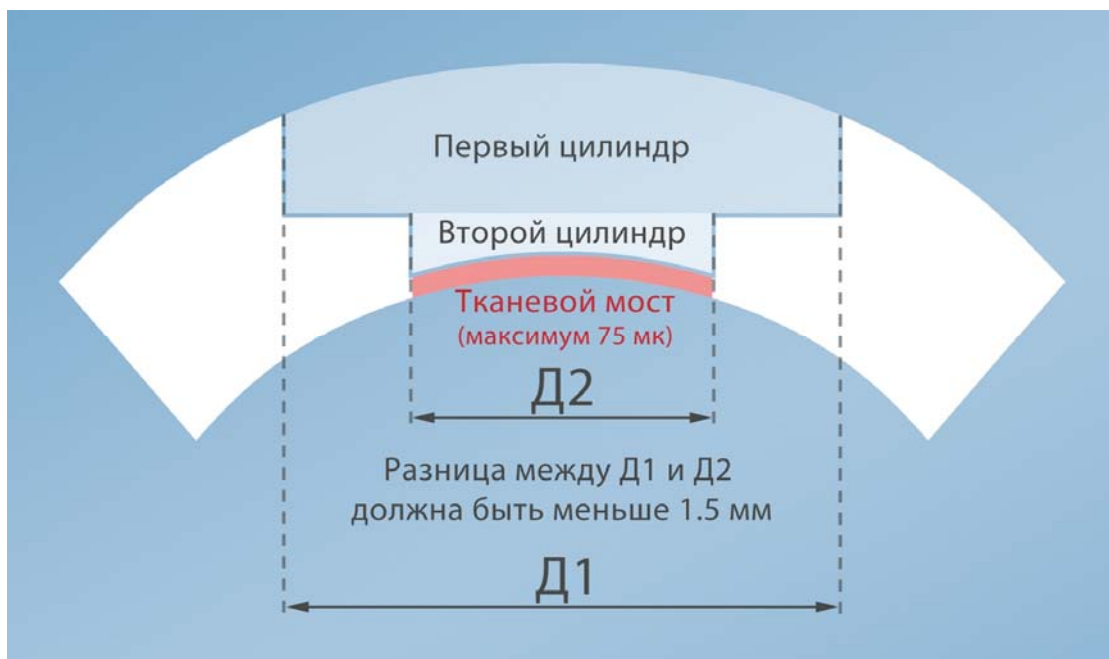


Рис. 69. Расчет проведения сквозной кератопластики на ФС лазерной установке IntraLase (AMO, USA)

4.5.3. Хирургия

На ФС лазерной установке FemТес 520F проведение фемтодиссекции при выполнении сквозной кератопластики производится по направлению от эндотелия к эпителию. Важно то, что вся процедура проводится под визуальным контролем хирурга.

Первый этап – подготовка донорского трансплантата.

Установив роговицу реципиента в искусственную переднюю камеру, производится процедура стыковки ФС лазерной установки с донорской роговицей посредством интерфейса. После достижения оптимальной компрессии роговицы реципиента производится процесс фемтодиссекции.

Проведя визуальный осмотр роговичного трансплантата на предмет возможных повреждений, хирург может приступить к работе с глазом реципиента.

Второй этап – проведение фемтодиссекции роговицы реципиента.

Процесс фемтодиссекции также производится по направлению от эндотелия вверх к эпителию. О завершение процедуры может сигнализировать появление пузырьков газа в передней камере.

После завершения процедуры фемтодиссекции и снятия вакуума, в переднюю камеру реципиента через парацентез производится введение вискоэластика с целью поддержания глубины передней камеры. Рассечение оставшихся «тканевых мостиков» в зонах васкуляризированной, рубцово-измененной роговицы производится хирургом вручную с использованием ножниц, алмазного скальпеля.

При применении техники сквозной кератопластики с использованием ФС лазерной установки особое внимание следует уделять конечным этапам отделения донорского трансплантата, поскольку при этом можно повредить эндотелий роговицы. Также важно поддерживать достаточную глубину передней камеры реципиента в течение всей операции для минимизации травмы эндотелиальных клеток.

В зависимости от геометрии трансплантата используются различные техники наложения швов. После наложения швов и до их затягивания производится вымывание вискоэластика из передней камеры пациента.

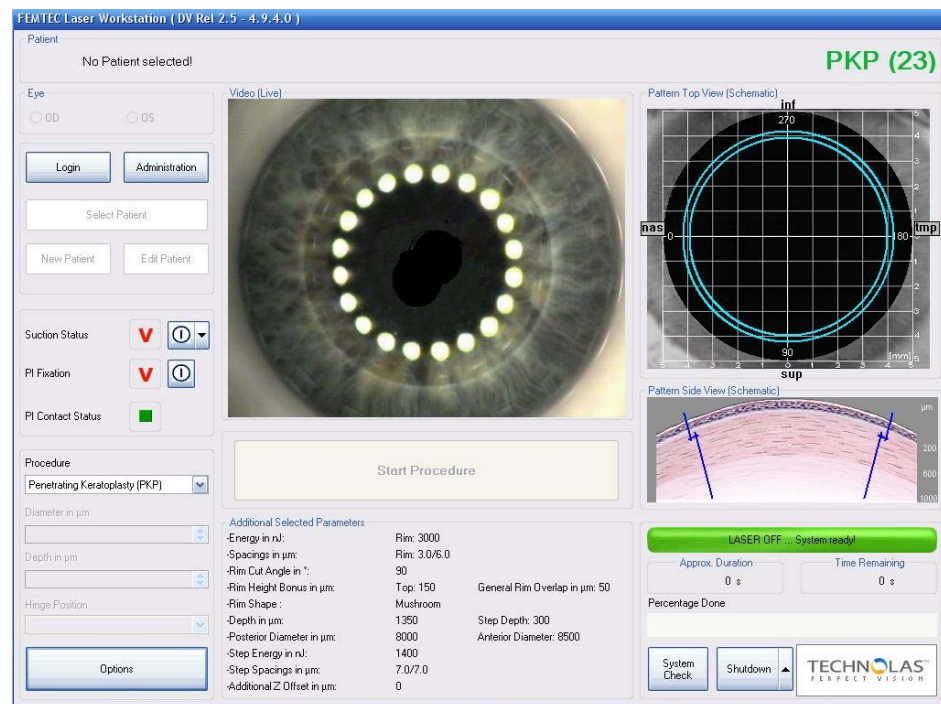


Рис. 70. Монитор ФС лазерной установки при проведении сквозной кератопластики с геометрией реза «Гриб»

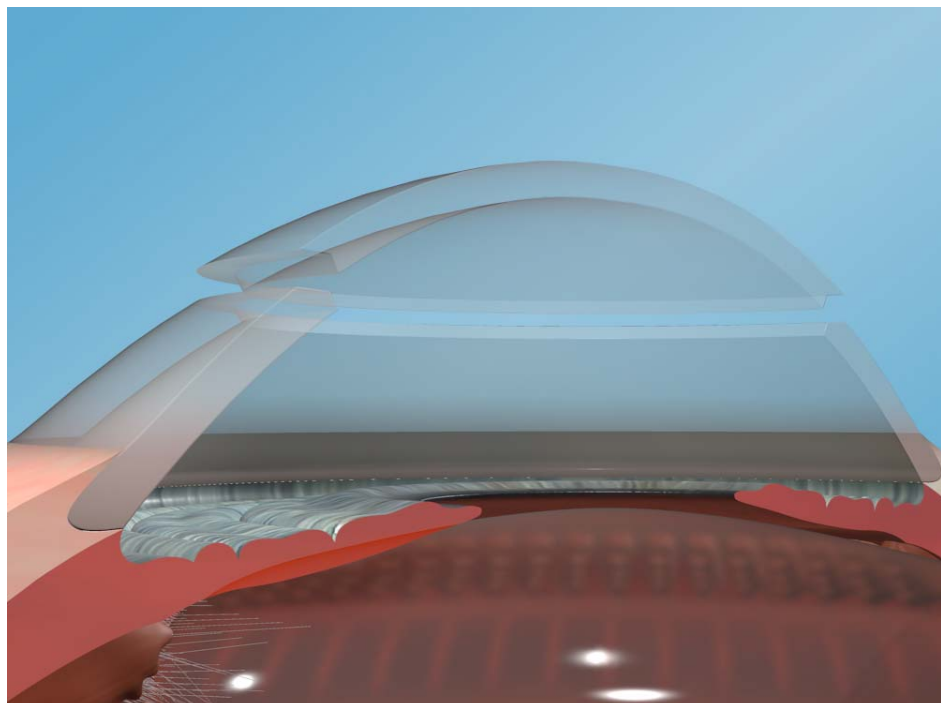


Рис. 71. Форма роговичного трансплантата «Гриб»

4.5.4. Глубокая послойная передняя кератопластика (ГППК)

Глубокая послойная кератопластика является альтернативой проникающей кератопластике при лечении различных заболеваний роговицы, не затрагивающих эндотелий [143,144]. Наиболее часто и эффективно данная методика используется при наличии неглубоких помутнений, рубцов затрагивающих центральную и парацентральную область роговицы.

Целью проведения данной операции является выборочное удаление патологической части роговой оболочки по направлению от эпителия в глубь стромы роговицы, с сохранением при этом пациенту собственного эндотелия, тем самым, уменьшая риск иммунологических реакций (**рис. 72**).

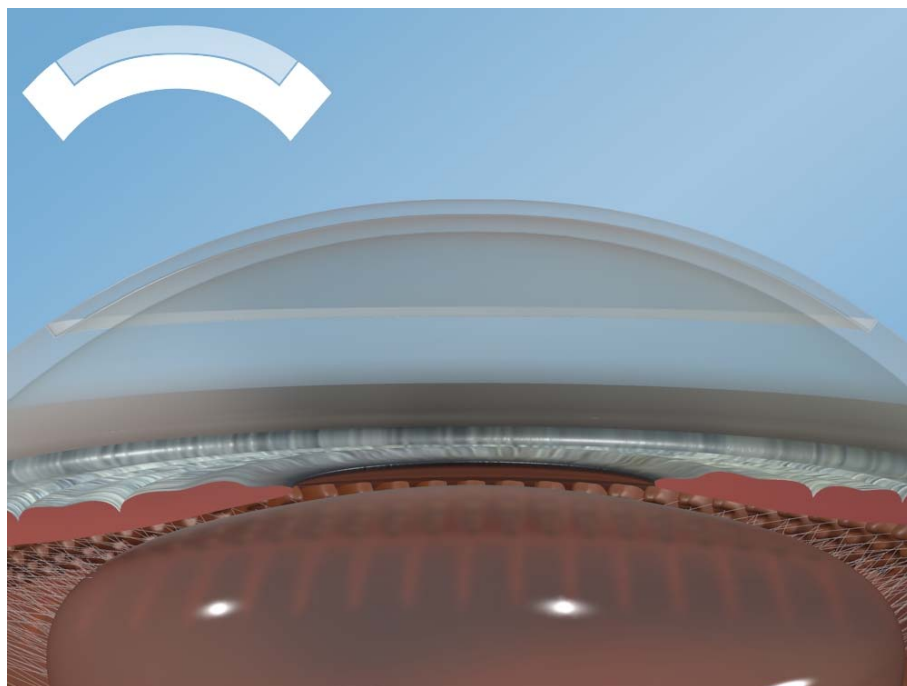


Рис. 72. Глубокая передняя послойная кератопластика (FS-DALK)

Для проведения глубокой передней кератопластики с использованием ФС лазерной установки чаще всего выполняется фемтодиссекция роговичного трансплантата по форме «зигзаг». Данная форма фемтодиссекции роговичного трансплантата была предложена профессором R. Steinert (Университет Калифорнии, Ирвин, США). Основная цель

предложенной методики – исключить вероятность развития индуцированного астигматизма и возникновения сферических аберраций за счет обеспечения исключительной адгезии донорского трансплантата к роговице реципиента, уменьшения степени натяжения шовного материала и улучшения заживления операционного разреза. Преимуществом роговичного лоскута такой формы является его способность «противостоять» внутриглазному давлению, под действием которого трансплантат продвигается кпереди. За основу выполнения такого разреза была взята методика проведения ступенчатого самогерметизирующегося роговичного разреза при экстракции катаракты.

Результаты проведенного сравнительного исследования показали, что острота зрения с коррекцией была выше, а степень астигматизма менее выраженной в группе пациентов с разрезом типа «зигзаг» с помощью ФС лазера по сравнению с традиционной методикой с применением трепана [145].

Во всех случаях кератопластики роговицы первым этапом производится работа с донорским материалом, затем, соблюдая все анатомо-топографические характеристики (диаметр, толщина, угол реза), производится фемтодиссекция роговицы пациента.

После обработки описанной выше процедуры фемтодиссекции роговицы при помощи ФС лазерной установки, дальнейшая отсепаровка производится с помощью различных техник с использованием воздуха (аэродиссекции) и вискоэластика (вискодиссекции).

Техника с использованием воздуха, так называемая техника «большого пузыря» («big bubble»), предложенная М. Anwar, КD. Teichmann в 2002 году [146], выполняется с помощью 5-ти мл шприца с воздухом, иглой 25 G.

Воздух инжектируется в межламелярное пространство стромы роговицы, формируя так называемый «big bubble» (**рис. 73, 74**) [147-149].

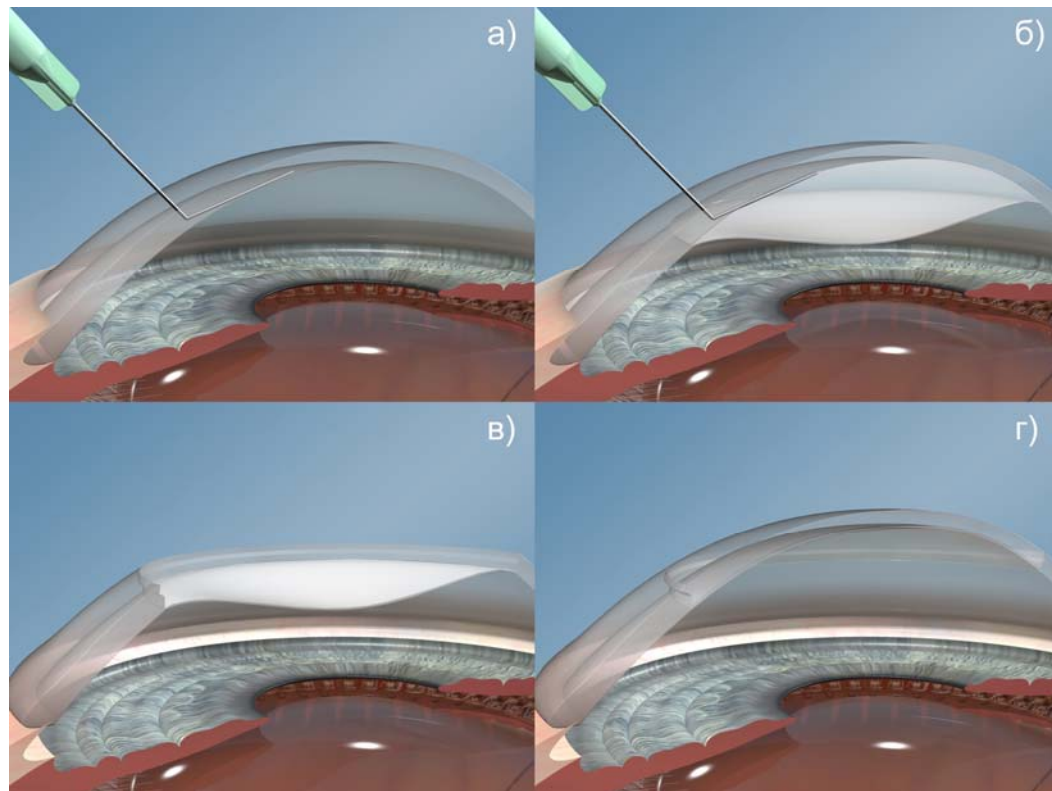


Рис. 73. Схема проведения ГППК по методике «Большого пузыря» («Big bubble»)

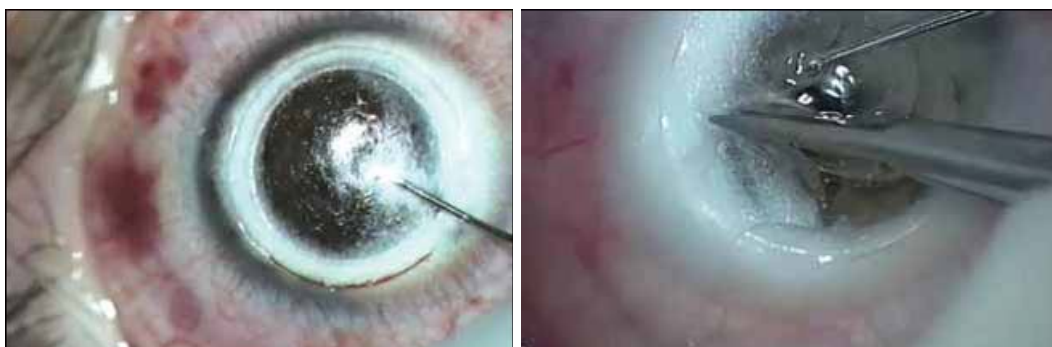


Рис. 74. Этапы операции формирования «большого пузыря» (а), отсепаровка срезанного переднего глубокого роговичного клапана (б) [143]

Данный воздушный пузырь отодвигает оставшуюся строму с десцеметовой мембраной, что позволяет с осторожностью провести досепаровку и удаление трансплантата. После укладки и хорошей адаптации трансплантата требуется наложение швов.

При выполнении поверхностной передней ламелярной кератопластики (Sutureless anterior lamellar keratoplasty, SALK), наложение швов не требуется – достаточно хорошей адгезии роговичного трансплантата.



Рис. 75. Глаз пациента до и после операции *SALK* выполненной при помощи *ФС* лазерной установки, изображение *ОКТ* после операции [150]

4.5.5. Задняя послойная кератопластика с применением ФС лазерной установки

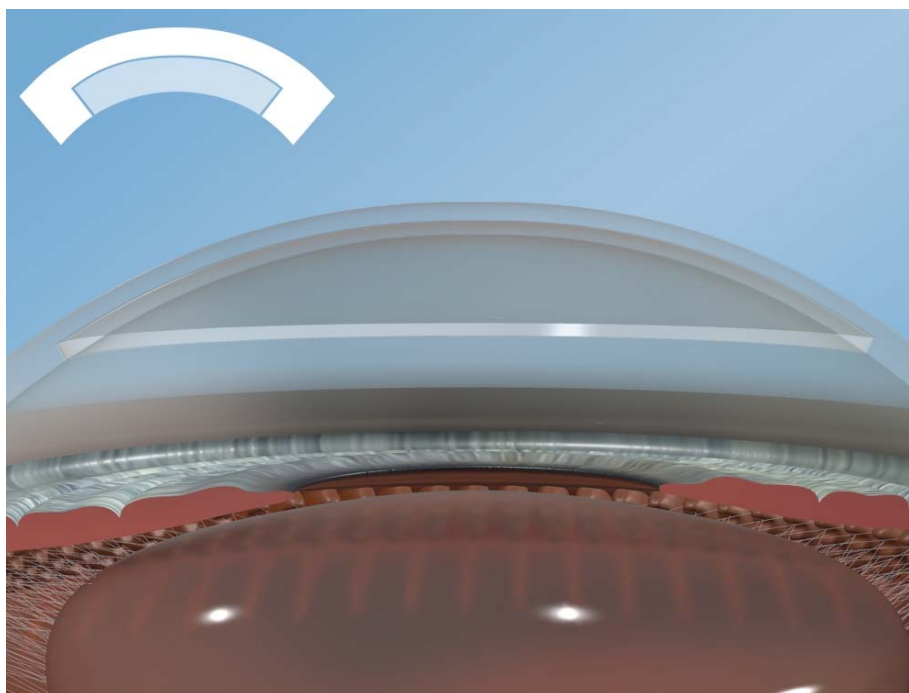


Рис. 76. *Схема эндотелиальной и задней послойной кератопластики*

На сегодняшний день замена задних слоев роговицы под названием Задней Автоматизированной Послойной Кератопластики (Descemet stripping (automated) endothelial keratoplasty – DSAEK) является эффективным методом лечения пациентов с заболеваниями роговичного эндотелия. Этапы развития технологии пересадки задних слоев роговицы отражают многочисленные аббревиатуры: PLK/DLEK/DSEK/DSAEK/FS-DSAEK/DMEK.

Первым этапом проведения операции DSAEK является формирование эндотелиально-стромального трансплантата донорской роговицы при помощи специализированного микрокератома. Затем при помощи специальной хирургической техники удаляется эндотелий пациента. В зависимости от различных модификаций при помощи инжектора или «глайда» трансплантат в свернутом виде вводится в переднюю камеру реципиента, расправляется и прижимается введением воздуха в переднюю камеру.

Селективная замена задних слоев роговицы в случаях заболевания эндотелия имеет определенные преимущества в сравнении со сквозной кератопластикой [151-153].

Преимущества:

- быстрая зрительная реабилитация;
- минимальные изменения топографии;
- стабильная оптическая сила роговицы;
- стабильная гидродинамика глазного яблока.

Однако, существуют и осложняющие факторы, связанные с гибелью эндотелиальных клеток при введении и расправлении трансплантата в передней камере, а также в случаях его дислокации и повторных манипуляциях. Примерно в 10% случаев вторым этапом проводится сквозная кератопластика.

Артифакичный глаз с более глубокой передней камерой является более удобной хирургической «площадкой» для проведения различных манипуляций по позиционированию эндотелиально-стромального трансплантата.

С появлением возможности формирования эндотельно-стромального лоскута заданной формы и толщины с помощью ФС лазерных установок решились многие вопросы.

Операция эндотелиальной кератопластики с применением ФС лазерной установки была впервые выполнена в 2006 году [154]. Авторами M. Tomalla, W. Cagnolati была предложена аббревиатура FLEK (femtosecond laser-assisted lamellar endothelial keratoplasty), однако в литературе наиболее часто употребляется аббревиатура FS-DSAEK.

Проведение расчета и диагностические критерии:

Теоретически для выполнения пересадки эндотелиально-стромального лоскута толщина трансплантата могла быть от 100 до 150 мкм. Однако, учитывая высокую вероятность нарушения процесса фемтодиссекции при формировании тонкого трансплантата (по аналогии с вертикальным прорывом газа) с целью безопасности толщина трансплантата должна составлять ≥ 150 мкм [155].

До операции донорская и роговица реципиента должны быть тщательно сравнительно проанализированы по толщине, диаметру, в результате чего рассчитывается диаметр планируемого трансплантата и угол реза. Максимальная глубина формирования «плоского» реза на ФС лазерной установке Femtec 520F составляет ≤ 400 мкм.

Для расчета предстоящей операции требуется проведение диагностического исследования, которое должно включать в себя кератотопографию, ОСТ высокого разрешения.

Первый шаг в расчете – это определение наименьшего значения пахиметрии роговицы реципиента и донорского материала.

В случае, если толщина роговицы реципиента недостаточная и составляет, например, менее 500 мкм, то производится пересчет в толщине формируемого трансплантата в сторону его увеличения.

На рисунке 77, 78 схематично изображен процесс калькуляции толщины планируемого лоскута донорского материала в соотношении с роговицей реципиента. В табл. № 3 приведен пример расчета толщины трансплантата в случае тонкой роговицы реципиента.

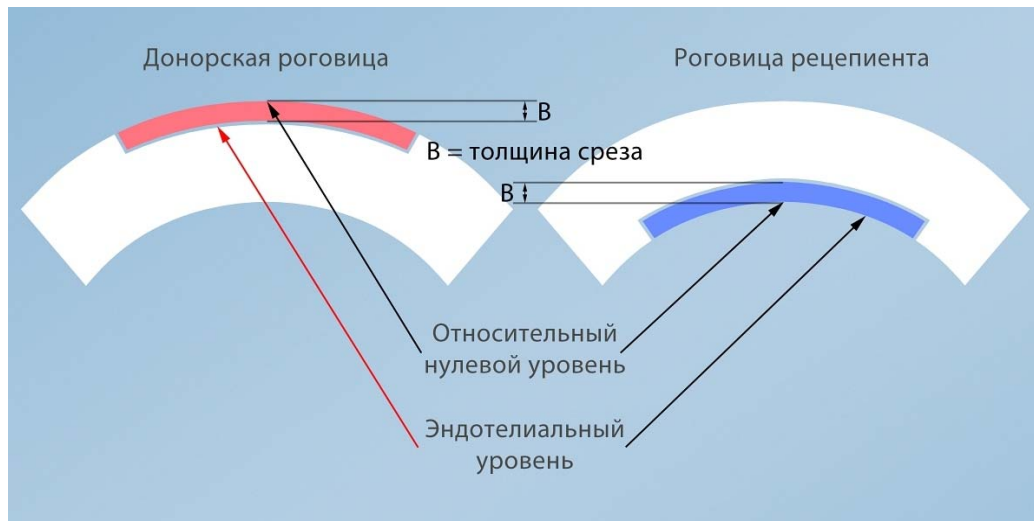


Рис. 77. Схема расчета толщины роговичного трансплантата при задней послойной кератопластике

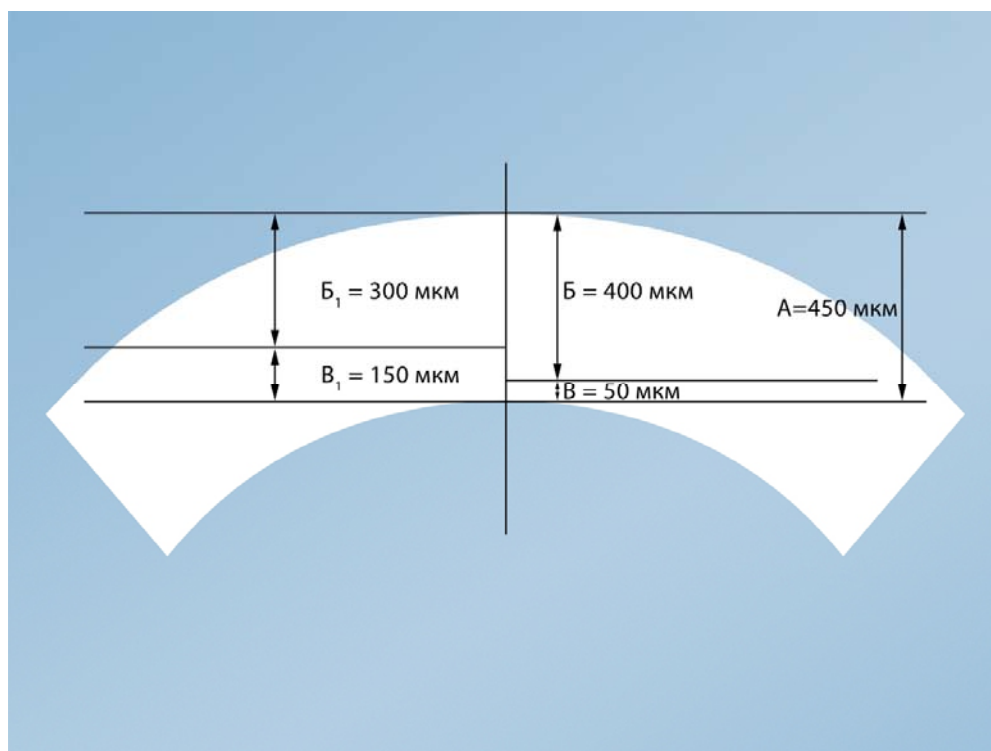


Рис. 78. Схема расчета проведения задней послойной кератопластике при тонкой роговице реципиента

Табл. № 3. *Пример расчета толщины трансплантата в случае тонкой роговицы реципиента*

Наименьшее значение пахиметрии роговицы	$A = 450 \text{ мкм}$
Максимально допустимая глубина продольного реза	$B = 400$
Расчетная толщина трансплантата	$B = A - B = 50 \text{ мкм}$ $B < 150 \text{ мкм}$
Измененная толщина трансплантата	$B^1 = 150 \text{ мкм}$
Глубина продольного реза	$A - B^1 = B^1 = 300 \text{ мкм}$

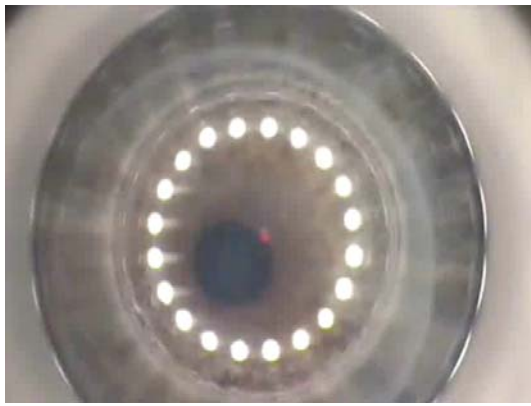
Как правило, диаметр эндотелиальной поверхности трансплантата составляет 9,5 мм с 90 углом реза, стромальный диаметр 6,0 мм. Использование максимального диаметра эндотелиальной стороны продиктовано целью забора наибольшего количества эндотелиальных клеток донора [155].

4.5.6. Хирургия

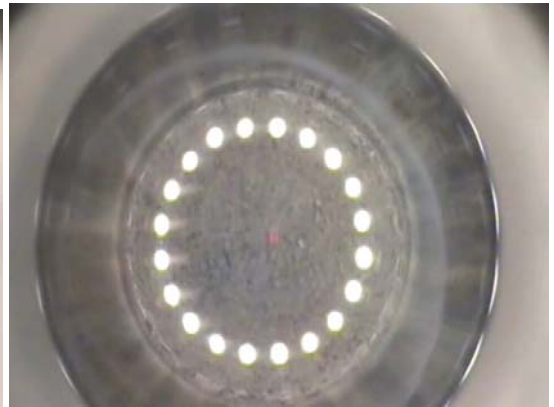
Донорская роговица устанавливается в искусственную переднюю камеру эндотелием вверх, как показано на рис. 75. Наиболее часто используемый угол реза при данной технологии 90° , толщина формируемого трансплантата 150 мкм. После завершения фемтодиссекции выполняется окончательная отсепаровка плоским шпателем.

Затем выполняется фемтодиссекция роговицы реципиента с одинаковыми анатомо-топографическими параметрами трансплантата: по глубине (150 мкм), диаметру, углу реза. В роговице реципиента выполняется 3 мм роговичный туннель. Через туннель производится отсепаровка эндотелиально-стромального лоскута реципиента, его удаление и введение при помощи специального «глайда» или инжектора (с вискоэластиком) трансплантата (рис.79).

При этом важно удостовериться, что введенный трансплантат занял правильное положение. Завершается процедура введением в переднюю камеру воздуха, который прижимает трансплантат. По мнению немецкого офтальмолога М.Томалла, имеющего огромный собственный опыт в фемтосекундной лазерной хирургии, методика Flek имеет неоспоримые преимущества перед DSAK, так как позволяет сформировать хорошо сопоставимые трансплантаты роговицы донора и реципиента. Это достигается за счет использования установкой Femtec 520F асферического интерфейса, который позволяет без искажения топографических характеристик производить фемтодиссекцию роговицы [155].



а



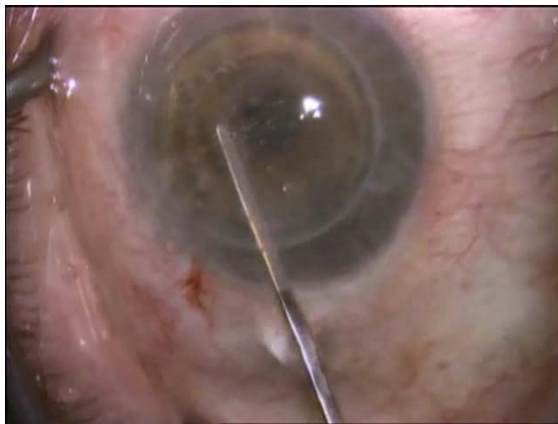
б



в



г



д



е

Рис. 79. Этапы проведения операции *Flek*: начало фемтодиссекции (а), завершение (б), отсепаровка эндотелиального клапана (в), ведение и расправление трансплантата (г, д), введение воздушного пузыря в переднюю камеру (е)

4.6. ФС лазерная астигматическая кератотомия

4.6.1 Введение

L. Schiøtz в 1885 году впервые сообщил о эффективности выполнения роговичного проникающего разреза в сильном меридиане с целью коррекции индуцированного астигматизма после экстракции катаракты [156].

В 20 веке японский офтальмолог Т. Sato продолжил работы по изменению рефракции роговицы, выполняя радиальные разрезы со стороны эндотелия роговицы [157-159]. Однако, из-за частых случаев эндотелиально-эпителиальной дистрофии роговицы методика была забыта.

В дальнейшем в 60-годах прошлого века, в исследованиях советских ученых, которые сравнивали клинические результаты операций передних и задних разрезов роговицы, было высказано мнение о неточности и недостаточной эффективности нанесения передних роговичных разрезов [160].

Возможно, данная технология не получила бы поистине мировую известность, если бы не работа С. Н. Федорова с соавторами, поставившими во главу угла математическую основу, предложив собственный алгоритм расчетов проведения радиальной кератотомии. Это позволило получать спрогнозированные и безопасные результаты операций [161,162].

Принципы передней дозированной кератотомии были использованы С.Н. Федоровым для коррекции различных форм астигматизма. Для коррекции простого миопического астигматизма была предложена тангенциальная кератотомия, ослабляющая рефракцию роговицы в сечении, перпендикулярном направлению разреза, а также радиально-тангенциальная кератотомия для коррекции сложного миопического астигматизма [163].

Принцип тангенциальной кератотомии был заложен в алгоритм расчетов и проведения фемтодиссекционных дугообразных разрезов с использованием ФС лазерной установки Femtec 520F.

Показанием к проведению фемтосекундной астигматической кератотомии (АК) служит наличие у пациента роговичного астигматизма на интактной роговице или индуцированного астигматизма, например, после кератопластики. Ведь даже при большом опыте хирурга после выполненной сквозной пересадки роговицы почти в 40 % случаях появляется астигматизм 4 дптр и более [164].

На сегодняшний день существует множество хирургических и нехирургических способов коррекции астигматизма [165,166]. Однако, возникают клинические ситуации, при которых практически невозможно провести требуемую очковую или контактную коррекцию ввиду выраженной иррегулярности поверхности роговицы, выполнить эксимерлазерную рефракционную операцию в виду недостаточности толщины стромы роговицы. В таких случаях выполнение астигматической кератотомии с помощью ФС лазерной установки может быть наиболее эффективным и безопасным вариантом коррекции [167,168].

Первое сообщение о выполнении АК для коррекции астигматизма после сквозной кератопластики с использованием ФС лазерной установки было опубликовано в 2008 году [169].

4.6.2. Диагностические критерии и расчет топографических параметров

При проведении АК с помощью ФС лазерной установки выполняется фемтодиссекция двух симметричных дугообразных послабляющих надрезов в роговице (рис. 80).

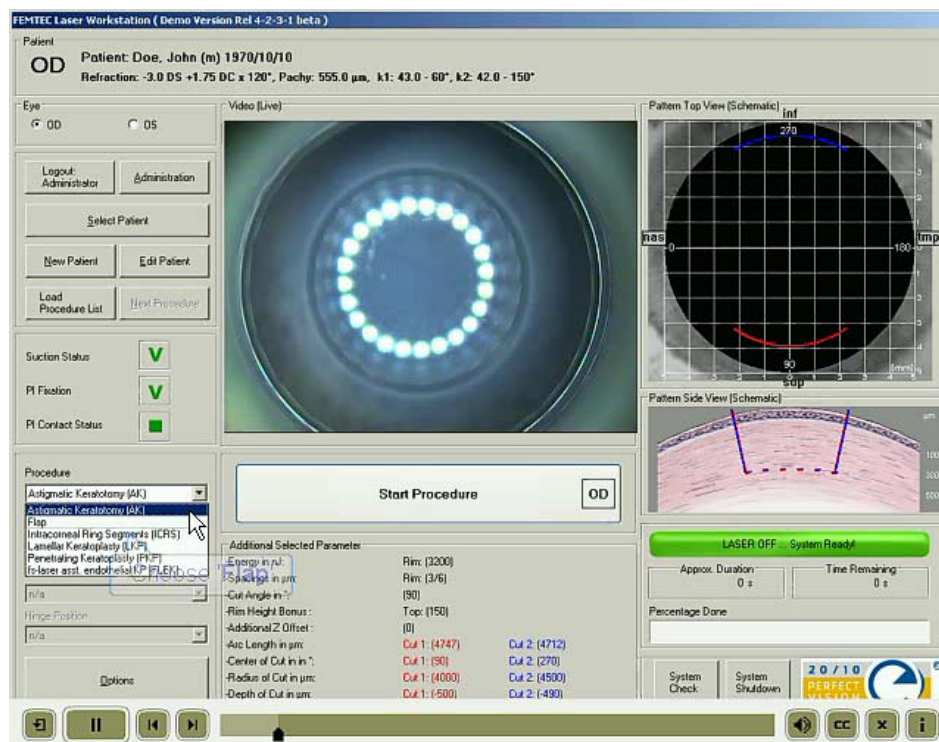


Рис. 80. Изображение монитора ФС лазера при программировании процедуры АК. Программа, используемая в ФС лазерной установке, позволяет выбрать положение, диаметр, длину и глубину каждого из двух надрезов.

В зависимости от величины астигматизма, возраста пациента программируется угол раскрытия разреза. При этом длина «арки» высчитывается автоматически.

Для проведения расчета предстоящей операции требуется диагностическое исследование, включающие в себя данные ультразвуковой или оптической пахиметрии и кератотопографии.

В нашем опыте работы использовалась диагностическая станция Zyoptix с возможностью оптической пахиметрии, позволяющая при помощи программного обеспечения схематично наносить на топографическую карту верхний и нижний дугообразный роговичный разрезы – «арки».

При расчете параметров операции следует учесть, что глубина надрезов должна составлять на интактной роговице 90 %, а на роговице после кератопластики 75 % толщины роговицы в зоне разреза.

На рисунке 81 изображен монитор ФС лазерной установки в момент программирования топографических характеристик предстоящей операции АК.

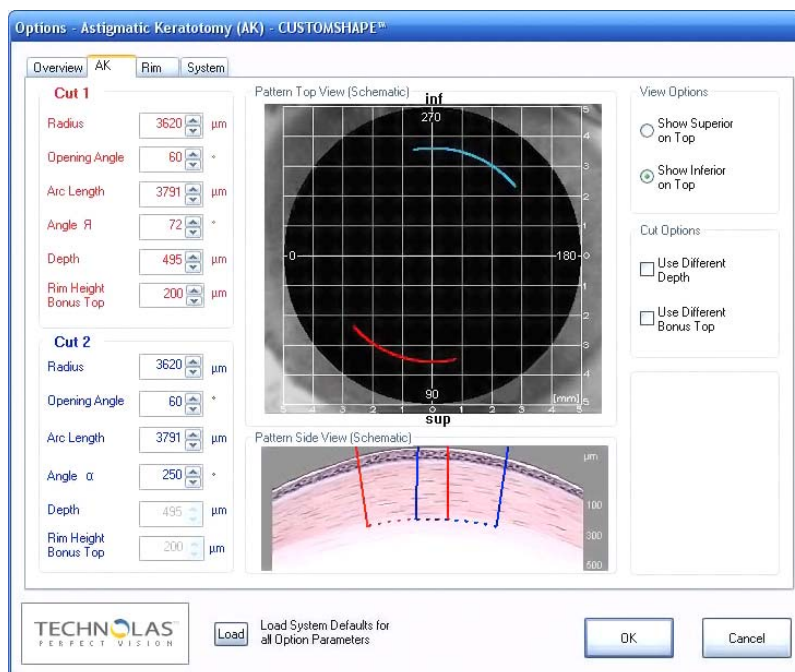


Рис. 81. Монитор ФС лазерной установки при программировании топографии операции АК

- **Энергия (Energy).** Энергия, используемая в одном импульсе.
- **Угол надреза (Cut Angle).** Угол между касательной к поверхности роговицы к плоскости разреза.
- **Установки Adjust и Depth Offset.** Юстировка глубины просечения, операции на роговице человека выполняется только в режиме «Human».
- **Допуск высоты вреза Rim Height Bonus.** При положительном значении данного коэффициента (+ мкм) будет произведено полное прорезание эпителия, в случае отрицательного значения (- мкм) эпителий может быть не прорезан.
- **Радиус надреза (Cut Radius).** Расстояние от центра до края разреза в микронах, зависит от величины астигматизма и возраста пациента (см. табл. 4).

- **Угол раскрытия (Open Angle).** Длина разреза относительно длины «арки» (см. табл. 4).
- **Длина «арки» (Arc Length).** Длина «арки» (автоматически).
- **Глубина надреза (Depth).** Расстояние от верхней до нижней точки надреза в микронах (см. табл. 4).

Табл. 4. Технические параметры процедуры АК

Название клавиши	Значение	Шаг изменения
Опции		
Энергия надреза (energy)	2000-3600 нДж	200 нДж
Угол надреза к поверхности (Cut Angle)	60°-120° (в зависимости от радиуса)	5°
Длина дуги №1 ** Красного цвета Arc Length	Максимальной значение 360°	1 мкм
Угол раскрытия (дуга №1) ** Opening Angle	1°-359°	1°
Радиус (дуга №1) ** Radius	1500 – 4750 мкм	1 мкм
Угол в центре (дуга №1) Angle B	0°-359°	1°
Глубина надреза (дуга №1) * Depth	120-600 мкм	5 мкм
Длина дуги №2 ** Синего цвета Arc Length	Максимальной значение 360°	1 мкм
Угол раскрытия ** (дуга №1) Opening Angle	1°-359°	1°
Радиус (дуга №2) ** Radius	1500 – 4750 мкм	1 мкм
Угол в центре (дуга №2) Angle B	0°-359°	1°
Глубина надреза* (дуга №2) Depth	120-600 мкм	5 мкм

*в зависимости от требуемой глубины

** Длина дуги, радиус и угол открытия: при вводе одного значения остальные вычисляются автоматически

В таблице 5 приведена номограмма с установками диаметра, глубины и угла раскрытия разреза в зависимости от возраста и имеющегося астигматизма на интактной роговице, в таблице 6 – номограмма при индуцированном астигматизме после кератопластики [170].

Табл. 5. Номограмма проведения АК на интактной роговице

Астигматизм Astigmatism (дптр)*	Диаметр насечек Cut Diameter (мм)	Глубина насечек Cut depth (%)	Угол раскрытия Angle (градусы)
1.5 до 2.5	7.25	90 %	60°
2.75 до 3.75	7.0	90 %	70°
4.0 до 5.0	7.0	90 %	80°
5.25 до 6.25	6.75	90 %	80°
6.5 до 7.5	6.75	90 %	90°
7.75 до 8.75	6.5	90 %	90°

*При возрасте пациента до 30 лет увеличивается эффект на 0,05 дптр

после 30 лет эффект уменьшается на 0,05 дптр

после 50 лет эффект уменьшается на 0,025 дптр

Табл. 6. Номограмма проведения АК на роговице после сквозной кератопластики

Астигматизм Astigmatism (дптр)*	Диаметр насечек Cut Diameter (мм)	Глубина насечек Cut depth (%)	Угол раскрытия Angle (градусы)
2.5 до 3.75	6.75	75 %	60°
4.0 до 5.0	6.5	75 %	60°
5.0 до 6.25	6.5	75 %	70°
6.5 до 7.5	6.25	75 %	70°
7.75 до 8.75	6.25	75 %	80°
9.0 до 15.0	6.0	75 %	80°

*При возрасте пациента до 30 лет увеличивается эффект на 0,05 дптр

после 30 лет эффект уменьшается на 0,05 дптр

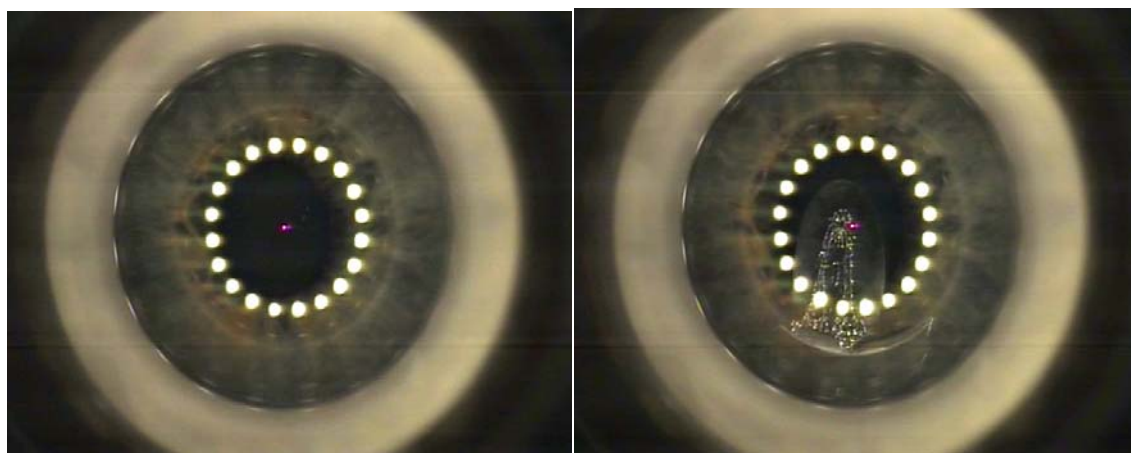
после 50 лет эффект уменьшается на 0,025 дптр

4.6.3. Техника выполнения операции

Первым этапом операции АК является проведение маркировки на роговице оптической оси глаза. При косом астигматизме с целью контроля эффекта ротации глаза в горизонтальном положении пациента, рекомендовано проведение разметки роговицы метчиком по градусам. Такой метод используется при имплантации торической ИОЛ.

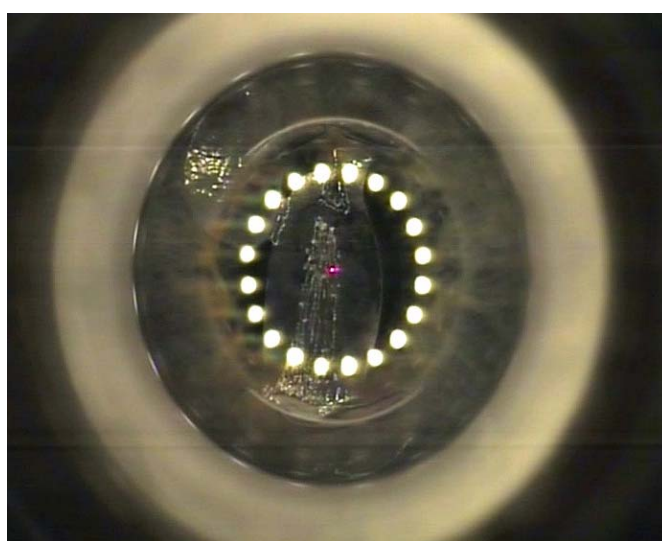
Следующим, во многом предопределяющим клинический результат этапом операции, является стыковка лазера и центрация интерфейса по маркировке на роговице. Процедура фемтодиссекции дугообразных симметричных роговичных надрезов выполняется в течение нескольких секунд (**рис. 82**).

После завершения процедуры фемтодиссекции выполняется ревизия надрезов (глубина просечения, рассечение тканевых мостиков). В случае обнаружения микроперфорации, операцию парного глаза лучше отложить.



а

б



в

Рис. 82. Фемтосекундная АК – стыковка и центрация (а), завершена фемтодиссекция нижнего (б), верхнего (в) дугообразного роговичных разрезов

4.6.4. Клинический пример

Пациент В., 36 лет, обратился с жалобами на низкое зрение левого глаза. Из анамнеза выяснено, что плохое зрение левого глаза у пациента с 15 лет. Очковая коррекция пациентом переносилась плохо и не использовалась.

Проведено полное офтальмологическое обследование. Диагноз: Сложный миопический астигматизм, рефракционная амблиопия средней степени левого глаза. Анизометропия. Правый глаз эметропия.

Диагностические данные до операции:

Острота зрения:

правый глаз 1,0

левый глаз 0,2 с корр. Sph – 0,5 cyl – 4,5 ax 176 = 0.6

Рефрактометрия:

правый глаз Sph 0,5 cyl – 0,5 ax 171

левый глаз Sph – 0,5 cyl – 5,25 ax 176

Кератометрия:

правый глаз Вер.Мер. 44,25 ax 84 Гор.Мер. 44,75 ax 174

левый глаз Вер.Мер. 47,0 ax 88 Гор.Мер. 43,75 ax 175

Ультразвуковая пахиметрия: левого глаза, центр - 437 мкм

Данные кератотопографии пациента до операции представлены на рис. 84. Диагностические клинические данные за кератоконус не выявлены. У пациента по данным ультразвуковой и оптической пахиметрии имелась тонкая роговица. Нами был предложен «Способ коррекции астигматизма у пациентов с тонкой роговицей» (заявка на изобретение № 2011120564 от 24.05.2011).

Произведен расчет операции со следующими параметрами: диаметр проведения насечек 7,0 мм, глубина просечения роговицы – 90 % (толщины в 3.5 мм от центра роговицы) – 468 мкм, угол раскрытия (длина «дугообразного» разреза) 80°. Расположение верхней «арки» – 90°, нижней «арки» – 270°. Операция выполнена по расчетным данным, без осложнений.

На следующий день после операции острота зрения левого глаза без коррекции составила 0,5. На рисунке 83 видно, что глаз пациента абсолютно

спокоен, отсутствует «роговичный» сидром, который характерен для «традиционной» кератотомии.

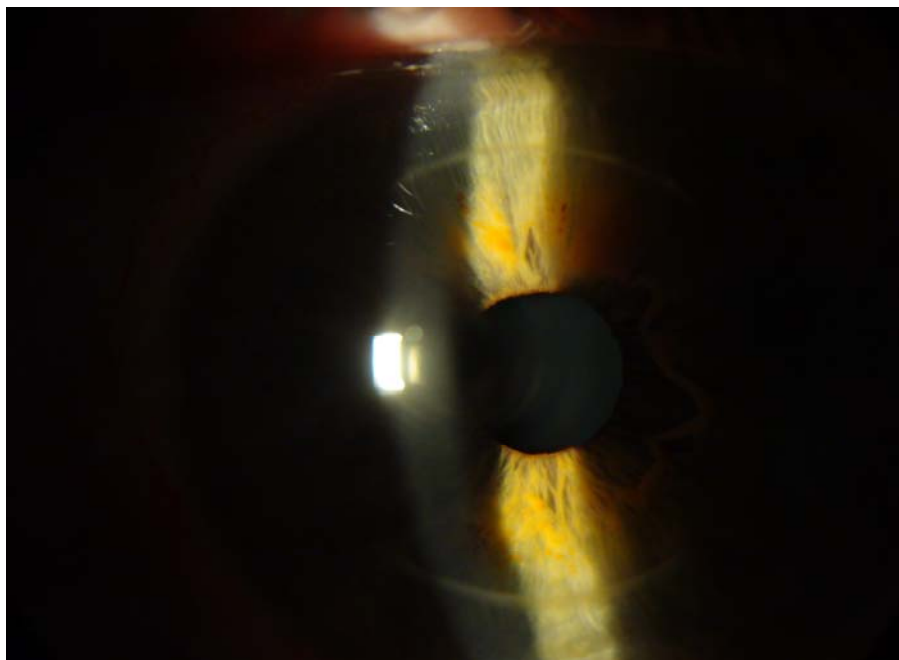


Рис. 83. Роговица на следующий день после операции АК

Данные кератотопографии левого глаза пациента на следующий день после операции представлены на рисунке 85. Через 1 месяц после операции острота зрения 0,5. Рефрактометрия: сфера -0,75 цилиндр - 0,75 ось 0 град.

По данным оптической когерентной томографии (**рис. 86**) АК надрезы выполнены на расчетной глубине 462 ± 6 мкм.

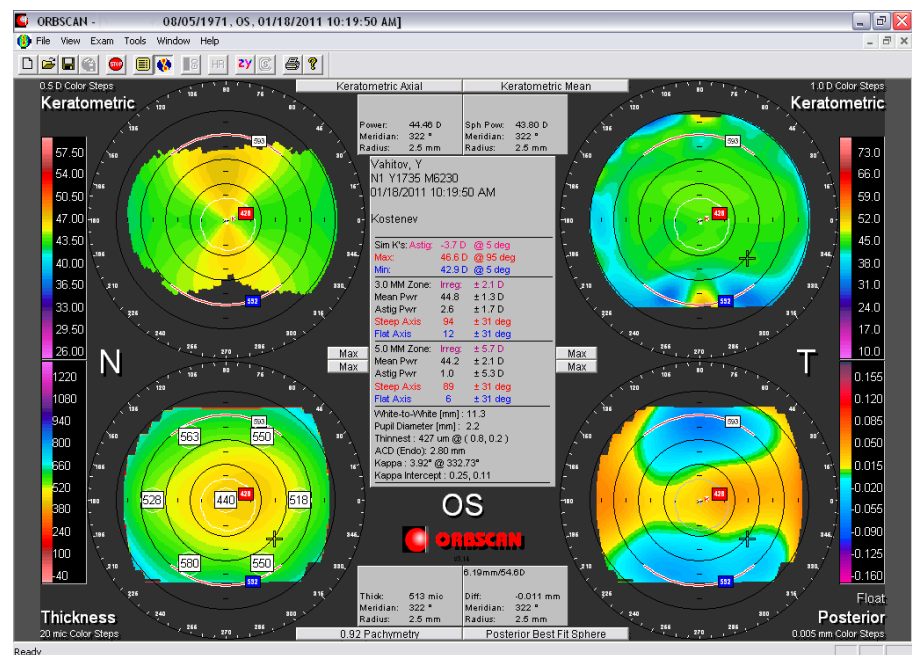


Рис. 84. Кератотопография левого глаза до операции АК

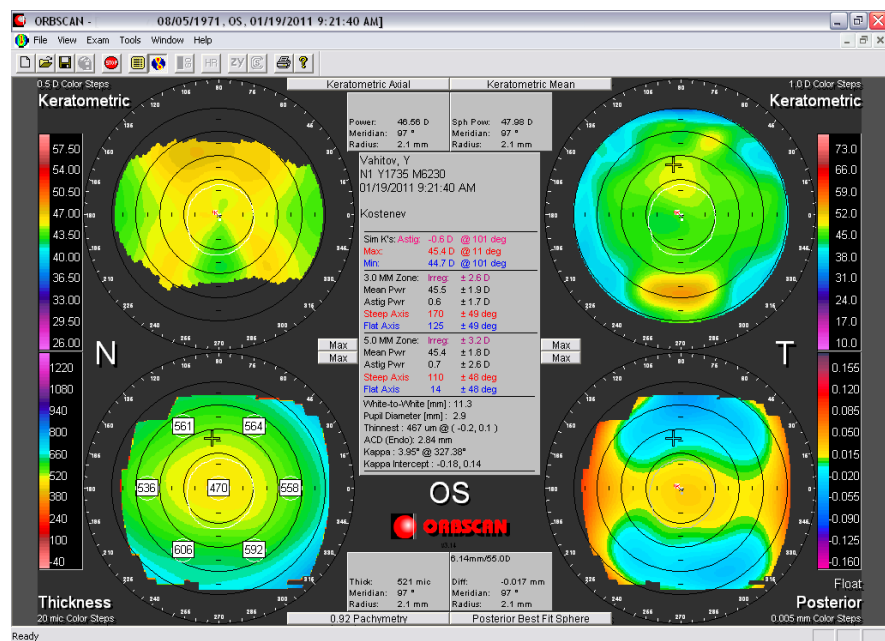


Рис. 85. Кератотопография левого глаза на следующий день после операции АК

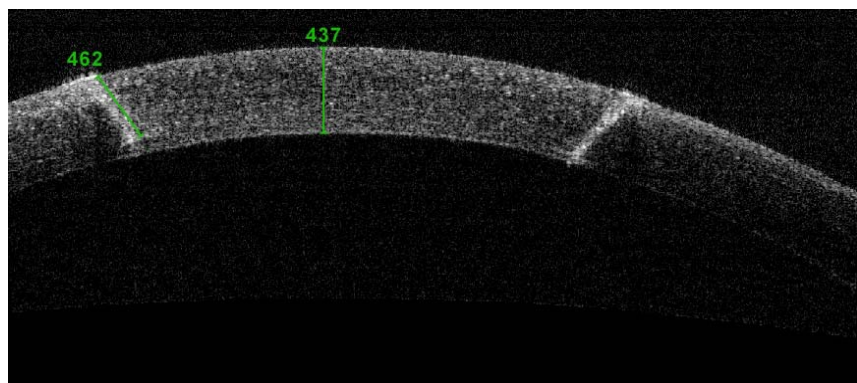


Рис. 86. ОСТ левого глаза пациента на следующий день после операции

4.7. Технология кросслинкинга коллагена роговицы (cross linking CRL) с использованием ФС лазерной установки

4.7.1 Введение

Этиология кератоконуса и других видов кератэктазий в настоящее время неизвестна. На сегодняшний день наиболее распространенными методами лечения, применяющимися при начальных стадиях кератоконуса, являются использование жесткие газопроницаемых контактных линз и имплантация ИРС. Однако, эти методы не останавливают прогрессирования заболевания, а лишь являются методами коррекции сопутствующей кератоконусу аметропии.

В большинстве случаев радикального хирургического лечения кератоконуса выполняется послойная или сквозная кератопластика, при которых весьма высоки риски возникновения послеоперационных осложнений.

Известно, что в роговице с кератоконусом происходит поломка биомеханической резистентности. В работах, посвященных этой теме, показана причинно-следственная связь изменений в виде нарушения строения коллагена вследствие апоптоза и некроза кератоцитов в центральной строме и Боуеновой мембране роговицы [171-176]. Тем не менее, остаются нерешенными вопросы иммуно-метаболических нарушений, происходящих в роговице с кератоконусом [177,178]. Так, например, выявлено снижение антиоксидантной активности ферментов, призванных инактивировать свободные радикалы, образующиеся в результате роговичного метаболизма [179], а также повышение активности катепсина В и G, желатиназы, дефект синтеза гликопротеинов, протеогликанов [180].

Идея использования консервативного метода лечения кератоконуса родилась в Германии у группы исследователей Дрезденского Технического Университета. Т. Seiler и G. Wollensak взяли за основу принцип фотополимеризации, уже давно используемый в стоматологии («световая пломба»).

В результате серии работ была разработана наиболее эффективная и безопасная техника кросслинкинга (поперечного «склеивания») роговичного коллагена, основанная на эффекте фотополимеризации стромальных волокон под воздействием фоточувствительной субстанции (раствор рибофлавина) и низких доз ультрафиолетового излучения твердотельного UVA – источника [181,182].

Было доказано, что под влиянием ультрафиолетового излучения и рибофлавина происходит усиление поперечных внутримолекулярных связей роговичного коллагена с образованием димеров из двух α -цепей без деградации коллагеновых белков [183].

Для использования в клинической практике был разработан прибор с твердотельным ультрафиолетовым источником, имеющий два наконечника и кнопку регулировки мощности.

Процедура начинается с проведения дезэпителизации роговицы, затем закапывают 2 - 4 капли раствора, содержащего 0,1% рибофлавина, 20% декстран и анестетик. Через 30 мин. с использованием щелевой лампы с синим светофильтром выявляют желтую вспышку в передней камере (что означает пропитывание роговицы). При помощи УЗ пахиметрии регистрируется толщина роговицы, которая должна быть более 400 мкм.

Следующим этапом выполняется экспозиция ультрафиолета. Ультрафиолетовое излучение с длиной волны 365 нм фокусируется на роговице, с расстоянием от источника до роговицы – 5-6 см. Дополнительная инстиллярия рибофлавина производится каждые 2 минуты в течение 30 минут. После операции накладывается мягкая контактная линза, назначаются антибиотики местно, НПВП и стероиды.

Помимо биомеханического и биохимического эффекта, процедура кросслинкинга роговичного коллагена ведет к формированию повышенной устойчивости роговицы к термическому воздействию [184].

Во всех проведенных исследованиях эффект кросслинкинга оказался максимальным в передних отделах стромы толщиной не более 300 мкм. Вероятно, это объясняется высокой степенью абсорбции излучения в присутствии рибофлавина и поглощением до 95% излучения на уровне передних и средних слоев стромы [185].

Были проведены экспериментальные работы и рассчитано, что при стандартной терапевтической мощности излучения (3 МВт/см²), энергия на уровне глубоких слоев роговицы безопасна для эндотелия (при толщине роговице более 400 мкм). Тем не менее, в случаях развитого кератоконуса с выраженным истончением роговицы, стандартная доза воздействия оказывается губительной для эндотелиальных клеток.

В этих случаях лучше отказаться от проведения процедуры или снизить мощность излучения. Однако, по мнению исследователей, у пациентов с кератоконусом и локальным истончением роговицы на ограниченном участке возможно использование стандартных доз излучения, так как локальная потеря эндотелиальных клеток компенсируется путем миграции с соседних участков [186].

В 2008 году с целью снижения риска инфекционных осложнений эрозированной поверхности роговицы, уменьшения зрительного дискомфорта и болевых ощущений у пациентов в ближайшем послеоперационном периоде, группой авторов была предложена методика пропитывания роговицы рибофлавином из интрастромального кармана, сформированного с помощью ФС лазера (методика фемтокросслинкинга) [187].

Показаниями для проведения процедуры является наличие у пациентов прогрессирующего кератоконуса, ятрогенной кератэктазии (толщина роговицы не менее 400 мкм) и непереносимость контактных линз.

4.7.2. Техника выполнения операции кросслинкинга коллагена роговицы с использованием ФС лазерной установки

Начальные этапы и принцип формирования интрастромального «кармана» при помощи ФС лазерной аналогичны формированию клапана при проведении операции Фемто-Lasik. После «горизонтальной» фемтодиссекции лазер не производит рез края клапана, а выполняет симметричные надрезы (рис. 87).

При выполнении процесса стыковки и центрации требуется проявить максимальную точность, т.к. роговица с кератоконусом имеет выраженную иррегулярность. Диаметр фемтодиссекции при формировании «плоскостного» реза 9,0 - 9,5 мм, глубина от 140 мкм.

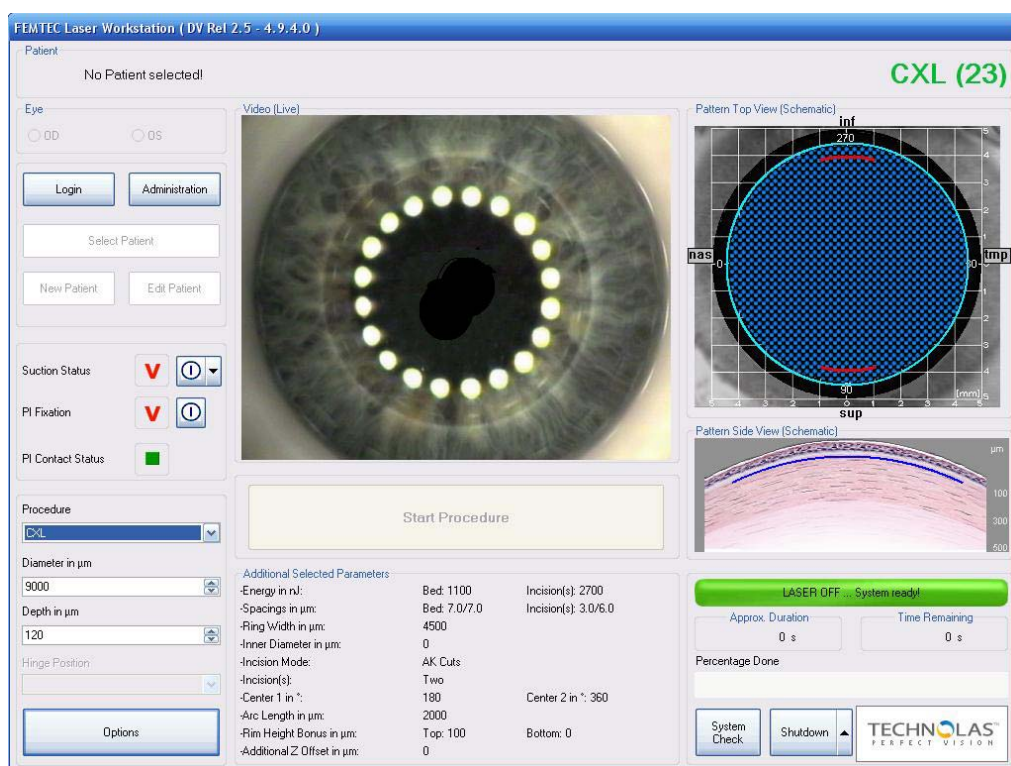
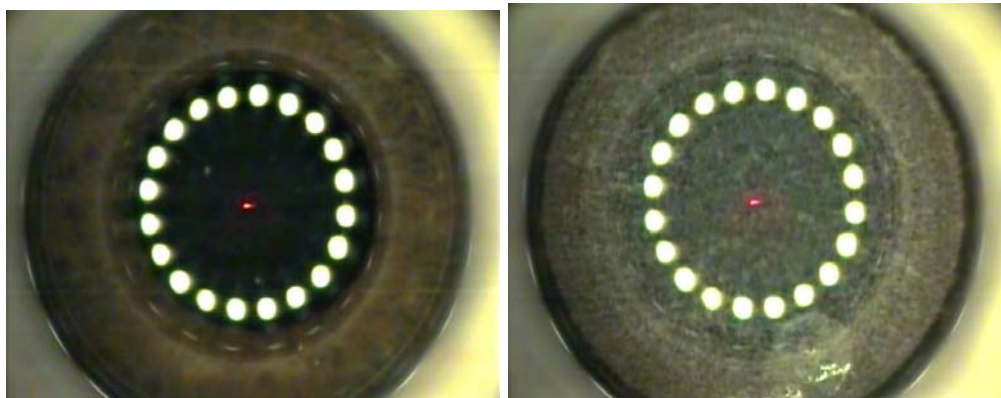


Рис. 87. Монитор ФС лазерной установки в процессе расчета параметров интрастромального «кармана»

После завершения фемтодиссекции пациент перемещается под окуляры микроскопа, и хирург выполняет шпателем ревизию сформированного интрастромального плоскостного «кармана», рассекая остаточные тканевые «мостики» (**рис. 88**). Затем в интрастромальное пространство вводится раствор рибофлавина. Среднее время пропитывания стромы роговицы составляет 15 мин. Требуется неукоснительное соблюдение всех рекомендаций технологии CXL для предупреждения осложнений со стороны эндотелия роговицы.

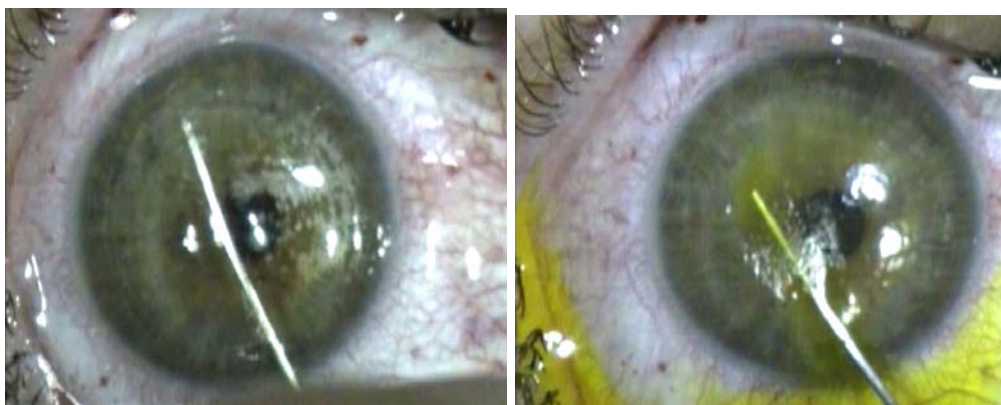
Затем приступают к последнему этапу – экспозиции ультрафиолета, который по времени составляет 30 мин. В течение этого времени требуется периодическая инстилляцией раствора 0,1 % рибофлавина и незначительное введение внутрь итрастромального «кармана».

По завершении инстиллируется нестероидный противовоспалительный препарат и антибиотик, накладывается контактная линза.



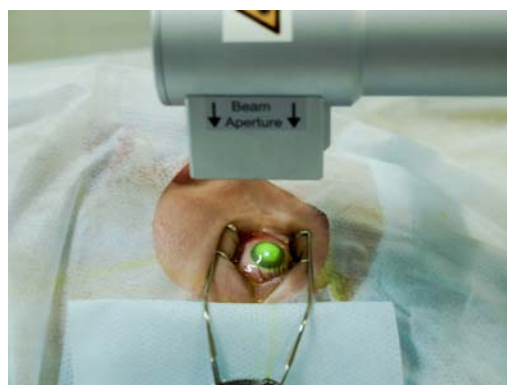
а

б



в

г



д

Рис. 88. Этапы проведения Фемто-кросслинкинга а - стыковка, б - фемтодиссекция, в – ревизия роговичного «кармана», г – введение рибофлавина, д – экспозиция УФ

4.7.3. Клинический пример

Пациент К., 24 года, обратился с жалобами на снижение зрения. Из анамнеза выяснено, что ухудшение зрения происходило около 3 лет. Проведено полное офтальмологическое обследование. Диагноз: Кератоконус I степени правого глаза, II степени левого глаза.

Диагностические данные до операции:

Острота зрения:

правый глаз 0,6 с корр. Sph – 0,0 cyl – 0,75 ax 90 = 0,7

левый глаз 0,5 н/к

Рефрактометрия:

правый глаз Sph – 1,00 cyl – 0,75 ax 92

левый глаз Sph – 1,25 cyl – 1,50 ax 126

Кератометрия:

правый глаз Вер.Мер. 45,00 ax 163 Гор.Мер. 44,00 ax 73

левый глаз Вер.Мер. 46,25 ax 38 Гор.Мер. 44,25 ax 128

Пахиметрия:

правого глаза, центр 469 мкм

левого глаза, центр 429 мкм

Пациенту с целью стабилизации процесса была предложена операция Фемто-кросслинкинга роговичного коллагена на левый глаз, справа в дальнейшем также запланировано проведение кросслинкинга.

Произведен расчет операции со следующими параметрами: глубина проведения «плоскостной» фемтодиссекции 140 мкм, диаметром 9,0 мм, с симметричными надрезами на 12-ти и 6-ти часах.

На следующий день после операции (после снятия контактной линзы) острота зрения без коррекции составила 0,50 н/к. На рис. 84. представлено фото роговицы левого глаза на 4 день после операции.

Через 2 месяца острота зрения OS 0,5 корр. sph – 0,75 cyl – 1,00 ax 132 = 0,6, через 3 месяца 0,6 корр. sph – 0,0 cyl – 1,00 ax 145 = 0,8

По данным дифференциальной аксиальной кератотопографии (карта до и через 2 месяца после операции) (**рис. 89**), отмечается заметное уменьшение иррегулярности и уплощение кривизны роговицы (– 1,78 дптр).

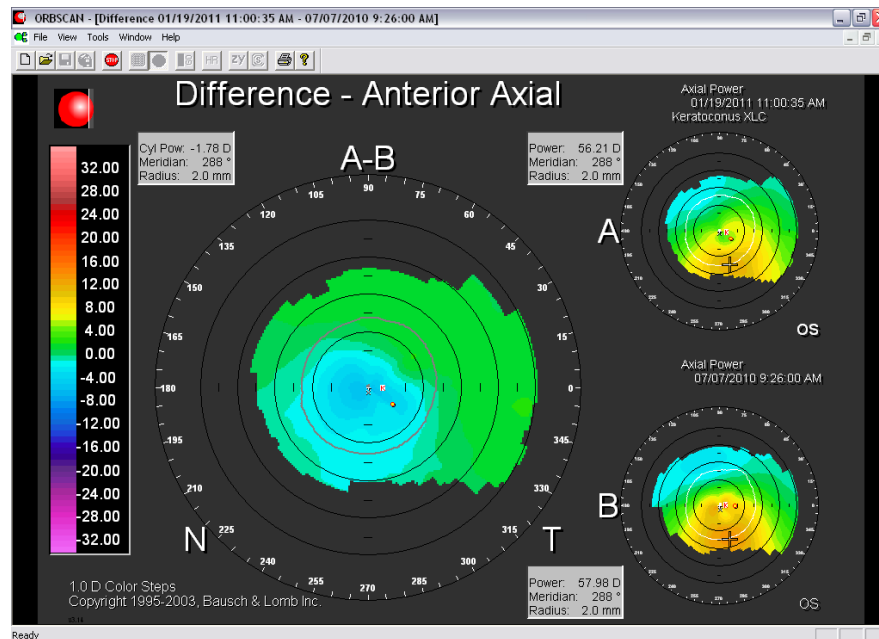


Рис. 89. Дифференциальная кератотопографическая карта роговицы до и через 2 месяца после Фемто-кросслинка

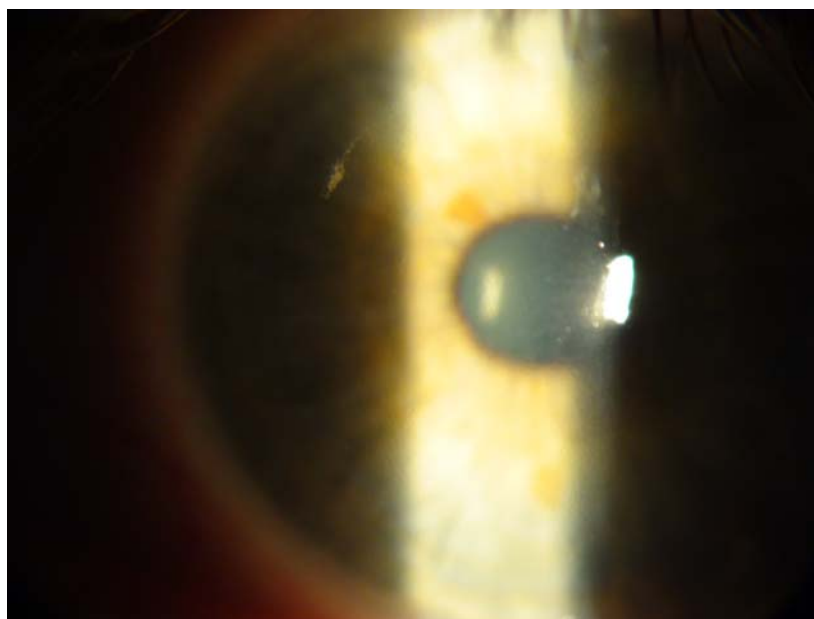


Рис. 90. Состояние роговицы через 4 дня после операции

4.7.4. Обсуждение

Наш опыт наблюдения пациентов после процедуры Фемто-кросслинкинга составляет 1 год.

В течение этого периода практически на всех пролеченных глазах была обнаружена стабилизация показателей офтальмометрии. В 70% случаях отмечалось уплощение роговицы в среднем на $2,75 \pm 0,85$ дптр, что соответствует литературным данным [179,181,186,188,189].

Процесс уплощения роговицы отмечался через несколько дней после проведения процедуры. Снижение цилиндрического компонента отмечалось в среднем на 1,25 дптр, сферозэквивалента – на 2,25 дптр.

Аберрометрический анализ волнового фронта показал значимое снижение суммарных аберраций в течение 2-3 месяцев. Анализ сферических аберраций не показал статистически значимых изменений после лечения. Отмечалось уменьшение значения горизонтальной комы через 1 месяц после процедуры.

Функциональные результаты оценивались на основании динамики изменения некорригированной (НКОЗ) и максимально корригированной (КОЗ) остроты зрения. Достоверное улучшение зрения отмечалось у 60% пациентов. Повышение НКОЗ в среднем на 1-2 строки и КОЗ на 1 строку наблюдалось уже через 1 месяц после лечения, что также совпадает с литературными публикациями [186-189].

Единственным побочным эффектом процедуры явился кратковременный отек роговицы. Данный эффект отмечался приблизительно в 40% случаев, сопровождаясь транзиторным повышением среднего сферического коэффициента рефракции [189].

По данным зарубежных исследователей, имеющих в своем клиническом арсенале длительный срок наблюдения (4 года), изменений прозрачности роговицы, хрусталика, плотности эндотелиальных клеток, внутриглазного давления, поражения сетчатки по данным оптической когерентной томографии отмечено не было [179,181,186,188,189].

Таким образом, многочисленные экспериментальные и клинические исследования показали эффективность и безопасность процедуры рибофлавин-UVA-индуцированного кросслинкинга роговичного коллагена для лечения прогрессирующего кератоконуса.

Способ доставки фотомедиатора Рибофлавина интрастромально, без деэпителизации роговицы в значительной степени снижает время реабилитации и риск послеоперационных осложнений.

Однако требуется проведение сравнительной научно-исследовательской работы для понимания возможного отрицательного влияния интрастромального разреза на биомеханику роговицы и стабильность течения кератоконуса в сравнении с классической техникой проведения кросслинкинга.

4.8. Технология FLEx, ReLex, Smail

Предложенный L.A. Ruiz [190] принцип изменения кривизны роговицы путем удаления стромального слоя роговицы (автоматизированного кератомилеза) были воплощены в фемтосекундной технологии FLEx на установке VisuMax компанией Carl Zeiss Meditec (Германия).

Концепция компании заключается в полном комплексе хирургических манипуляций, таких как срез и устранения стромального слоя роговицы (лентикулы) с рефракционной целью на одной только ФС лазерной установке, без использования ЭЛ.

Приоритет по разработке данной технологии и первому ее клиническому проведению принадлежит врачу и ученому W. Secundo [191].

Схематически данная процедура изображена на рисунке 91 – а, б. Этап удаления лентикулы зафиксирован на рисунке 92.

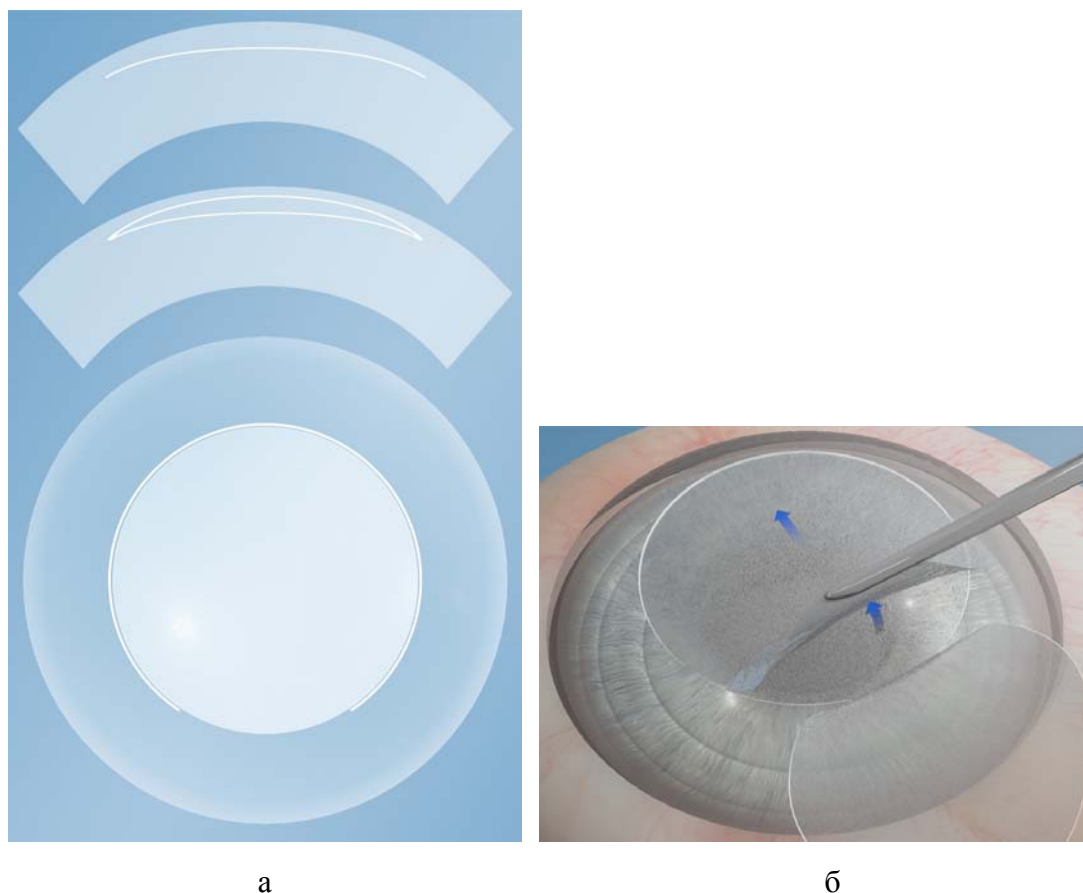


Рис. 91. Принцип процедуры FLEx, ReLex

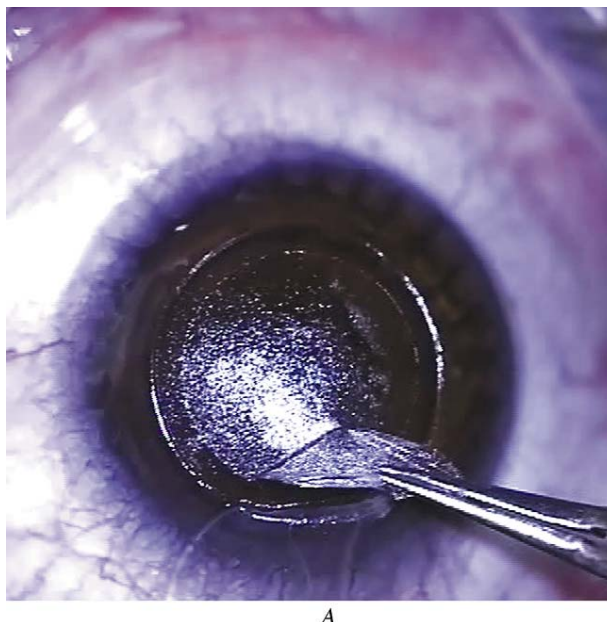


Рис. 92. *Операция FLEx – этап удаления роговичной лентикулы [191]*

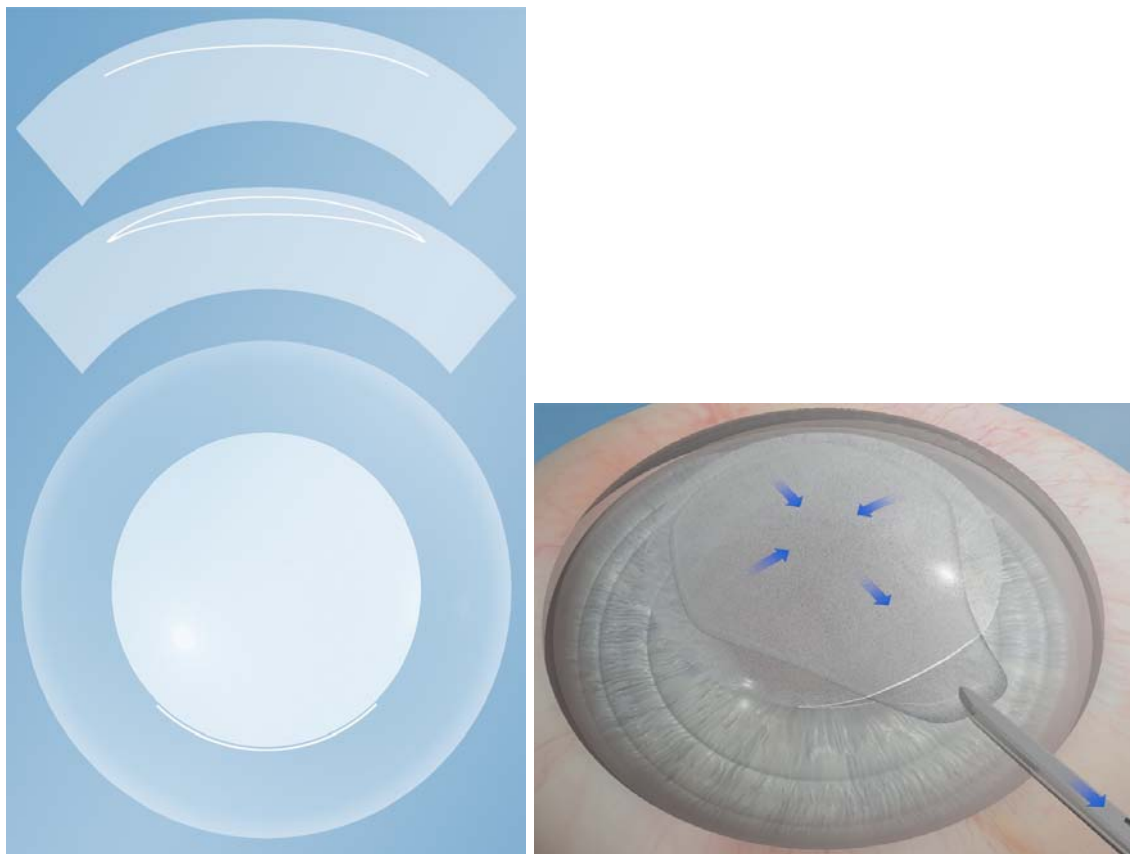
Для формирования роговичной лентикулы при выполнении процедуры ReLex требуется прецизионно точная фокусировка лазерного луча в строме роговицы и настройка лазерной установки (энергия импульса, расстояние между кавитационными пузырями). И нужно отдать должное компании производителю, блестяще справившейся с поставленной задачей.

Следующим шагом развития технологии FLEx и ReLex стала методика SMILE – «small incision lenticule extraction».

Основой методики является оптимизация и уменьшение инцизионного воздействия на биомеханику роговицы, так как при проведении процедуры остается практически интактной Боуменова мембрана.

В отличие от операции FLEx после «плоскостной» фемтодиссекции и формирования интрастромальной лентикулы фемтодиссекция роговичного клапана не производится. Следующим этапом выполняется фемтодиссекция роговичного разреза длиной 4-5 мм в виде «улыбки» (англ. «smile») через который производится удаление лентикулы (**рис. 93 а, б**).

Оптимальный диаметр формируемой лентикулы по данным авторов методики составляет 6,0 мм, опубликованные клинические результаты операций сопоставимы с результатами, полученными с использованием ЭЛ, но с описанными выше преимуществами [192].



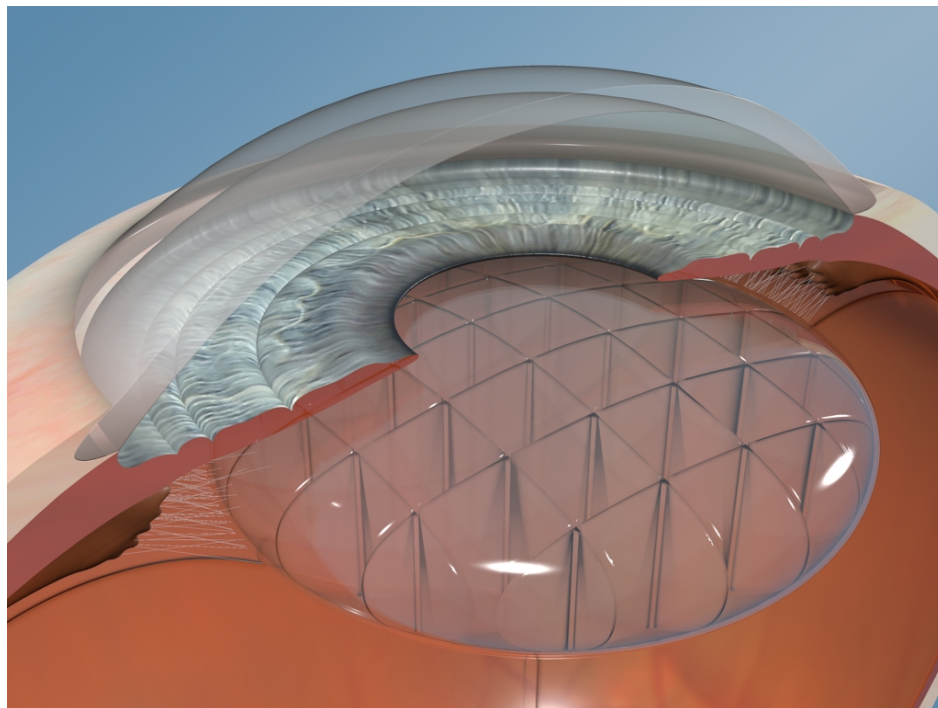
а

б

Рис. 93. Схема проведения операции Smile

Данный вид операций интересен уже только тем, что вся рефракционная операция проводится только на ФС лазерной установке, поэтому будем ждать от компании Carl Zeiss дальнейшего совершенствования данной технологии и создания возможно новых программных и технологических продуктов.

Часть.5. Фемтосекундная технология – вектор развития - катарактальная хирургия



5.1. Введение

Идея использования ультразвукового наконечника для дробления плотного ядра хрусталика предложенная С.D. Kelman в 1967 году, позволила перейти на абсолютно новый уровень хирургии катаракты [193, 194]. Основной расцвет метода факоэмульсификации катаракты произошел только спустя почти 20 лет, в 90-е годы, с моментом появления возможности интраокулярной коррекции через малый разрез. Технология малых разрезов в сочетании с возможностями факоэмульсификаторов позволила снизить интраоперационные риски, увеличив предсказуемость и безопасность операции.

Однако, проведение факоэмульсификации плотных ядер, при слабости цинновых связок, наличии узкого зрачка связано с повышенным интраоперационным риском возможных осложнений в виду механического

воздействия на ядро хрусталика и большой продолжительностью экспозиции ультразвука [195].

Дальнейший научный поиск более эффективных видов энергии привел к попытке использования лазеров для разрушения ядра хрусталика.

Путь становления фемтокатарактальной хирургии начинался с 1981 - 83 года с работ DS. Aron-Rosa и C.A. Puliafito, которые впервые продемонстрировали возможность транскорнеальной фрагментации передних слоев хрусталика при помощи излучения сверхкоротких (нано- и пикосекундные) лазерных импульсов Nd:YAG 1,064 мкм лазера [196,197,198].

Исследовалась возможность абляции хрусталика с использованием газовых эксимерных лазеров с длинами волн 193, 248, 308, 354 нм. При помощи ЭЛ выполнялось полное испарение хрусталика с одновременным удалением газообразных продуктов распада по аспирационному каналу [199,200]. Однако, использование эксимерных лазеров в хирургии катаракты не получили клинического внедрения по ряду причин, главной из которых явилось воздействие на ДНК клетки с возможным канцерогенным эффектом.

Дальнейшие работы по эффективному лазерному разрушению хрусталика в капсульном мешке привели к созданию и использованию эрбиевого YAG лазера. Этот лазер с длиной волны 2,94 мкм, плотностью энергии 20-100 мДж при помощи сапфировой волоконной системы доставки выполнял так называемую термическую абляцию, удаляя 30-60 мкм хрусталиковой ткани за один импульс. Отрицательной особенностью применения этого лазера явилась длительность разрушения хрусталика (около 18 мин), ввиду поглощения значительной части энергии водой [201,202,203].

В дальнейшем в экспериментальном сравнительном исследовании нескольких лазеров (гольдмиевого 2,12 мкм, тулиевого 1,9 мкм и Nd:YAG 1,44 мкм) было показано определенное преимущество в скорости и качестве разрушения ядра хрусталика Nd:YAG лазером. На основе проведенных

исследований в 1997 году в МНТК «МГ», была разработана лазерная хирургическая система «Ракот» (Nd:YAG лазер с длиной волны 1,44 мкм) [204,205,206].

Однако, такие этапы операции как капсулорексис и фрагментация ядра хрусталика представляют собой на сегодняшний день наибольшую трудность и наибольший хирургический риск возможных осложнений [207,208].

В связи с этим произошел виток исторического развития и возврат к транскорнеальной факофрагментации. Эта процедура стала возможна с появлением фемтосекундных лазеров с интегрированным оптическим когерентным томографом.

Производители ФС лазеров, изменив оптические настройки в отношении глубины фокусировки лазерного излучения до 7500 мкм и оснастив лазерные установки встроенными ОСТ с высокими разрешающими характеристиками, вышли с предложением проведения таких процедур как туннельный разрез роговицы, лазерный капсулорексис и фрагментация ядра хрусталика [209]. В англоязычной литературе можно встретить аббревиатуру FLAC – femtosecond laser assisted cataract surgery, которая удачно отражает суть методики.

Использование интегрированной в ФС лазерную установку ОСТ определяется необходимостью интраоперационной визуализации переднего отрезка глаза (толщины роговицы, глубины передней камеры, толщины хрусталика) для проведения анатомо-топографического расчета фемтодиссекции и визуального контроля операции.

5. 2. Обзор фемтосекундных лазерных установок, применяемых в катарактальной хирургии

На сегодняшний день несколько компаний заявили о своих технических возможностях в технологии FLAC: LensAR, Inc. (Winter Park, USA **рис. 94**), LenSx Laser, Inc. (Aliso Viejo, USA **рис. 95**), OptiMedica (Santa Clara, USA **рис. 96**), Technolas 520F (Technolas Perfect Vision, Munich, Germany). На XXIX конгрессе Европейского общества катарактальных и рефракционных хирургов, прошедшем в Вене (Австрия), компания Technolas Perfect Vision представила следующее поколение ФС лазера с названием Victus (**рис. 97**). Этот лазер имеет все перечисленные выше возможности фемтосекундной лазерной хирургии установки FemTec 520F в сочетании с фемтокатарактальной хирургией и обновленным интерфейсом программного обеспечения (**рис. 98**).



Рис. 94. ФС лазерная установка LensAR, Inc. (Winter Park, USA)



Рис. 95. *ФС лазерная установка LenSx Laser, Inc (Aliso Viejo, USA)*



Рис. 96. *ФС лазерная система OptiMedica (Santa Clara, USA)*



Рис. 97. Мультифункциональная ФС лазерная установка *Victus (Technolas Perfect Vision, Munich, Germany)*



Рис. 98. Интерфейс ФС лазерной установки *Victus* в ходе расчета фемтокатарактальной хирургии

Установка компании LensAR предлагает проведение переднего капсулорексиса, фрагментации ядра, роговичного туннеля и релаксирующих лимбальных разрезов (для коррекции пресбиопии). На рисунке 99 – а, б представлен момент фемто-факофрагментации ядра в виде «кубиков льда» и аспирации фрагментированных хрусталиковых масс.



а

б

Рис. 99. *а – фемто-факофрагментации ядра – «кубики льда», б - аспирация отдельных «кубиков» [200]*

В ФС лазерной установке компании LensAR для расчетов проведения данных манипуляций используется модифицированная Scheimpflug камера, с ее помощью производится так называемое 3D конфокальное структурное моделирование (3D Confocal Structured Illumination, CSI). Компании LenSx использует в своей установке OCT для расчетов проведения и отображения хирургии в реальном времени.

Профессор Zoltan Nagy из университета Будапешта (Венгрия) провел первое клиническое исследование установки LenSx [210,211]. В своей статье он сообщил о достаточно легком проведении аспирации фрагментов хрусталика в случаях с мягкими ядрами, проведение операции происходило без применения ультразвука. Диаметр капсулорексиса варьировался от 4,5 до 6,0 мм. На сегодняшний день опыт его работы на данной установке при проведении лазерных манипуляций более 2 лет, за это время успешно выполнено более чем 300 операций по технологии FLAC (**рис. 100, 101**) [212].



Рис. 100. Экран ФС лазерной установки LenSx - предварительные расчеты операции [214]



Рис. 101. Изображение (ОСТ) самогерметизирующегося туннельного разреза роговицы [214]

Имеются сообщения об использовании ФС лазерной установки для проведения так называемой процедуры Plasma Ablation Capsulotomy (РАС), доставка ФС лазерных импульсов к передней капсуле хрусталика выполняется при помощи световода для осуществления ее круговой фемтодиссекции – капсулорексиса [213].

5.3. Технология CustomLens

Компания Technolas Perfect Vision в 2009 году представила на офтальмологический рынок собственную технологию по проведению лазерного капсулорексиса и факофрагментации под название CustomLens.

Этапность проведения данной процедуры следующая: после проведения стыковки и включения оптического когерентного томографа (справа на мониторе ФС лазерной установки) (**рис. 102**), выполняется расчет анатомо-топографических параметров предстоящей фемтодиссекции хрусталика, передней капсулы и роговичного туннельного разреза. После завершения расчета выполняется процедура фемтодиссекции в этом же порядке, т.е. сначала выполняется фрагментация хрусталика, затем капсулорексис и формирование роговичного туннеля.

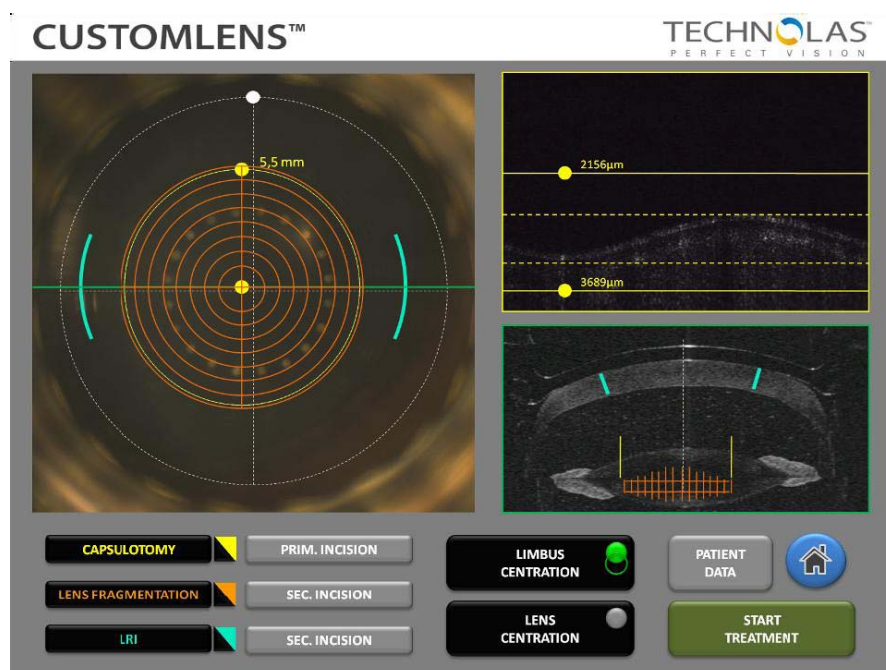
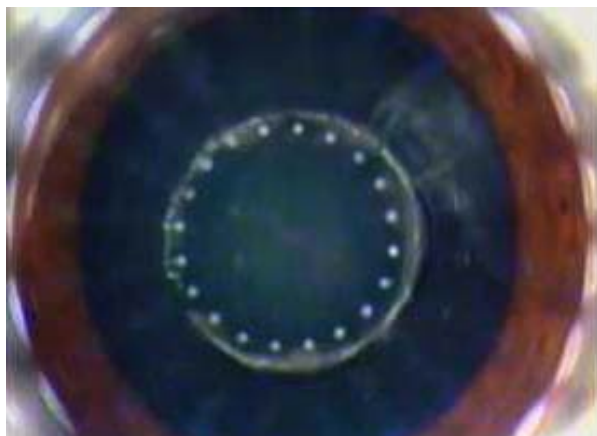


Рис. 102. Экран ФС лазерной установки Technolas 520F – предварительный расчет операции CustomLens

На рис. 103 а, б представлен фрагмент операции проведения ФС лазерного капсулорексиса, ФС лазерной фрагментации ядра хрусталика.



а



б

Рис. 103. *Фемтосекундный капсулорексис (а) и фрагментация ядра (б)*

На сегодняшний день отношение со стороны мировой офтальмологии к технологии FLAC неоднозначное. Встречается и отрицательное мнение хирургов, называющих ФС лазерную установку лишь очень дорогим «пинцетом», основанное на значительном удорожании стоимости и увеличении времени проведения операции. Однако в будущем нельзя исключить симбиоза ФС лазерной установки и факоэмульсификатора в одной машине, что позволит сделать хирургию катаракты еще более высокотехнологичной офтальмологической операцией.

Заключение

В нашей работе мы затронули лишь часть вопросов, касающихся характеристик воздействия на биологическую материю импульсов сверхкороткого действия и возможностей их клинического применения в медицине.

Возможно, в рамках такой специализированного раздела медицины как офтальмология, применение фемтосекундных лазеров весьма ограничено. Тем не менее, за прошедшее десятилетие был сделан огромный научно-технический скачок в развитии ФС лазерных установок применительно к офтальмохирургии.

Дальнейшее развитие ФС лазерной технологии в офтальмологии будет ознаменовано появлением новых и дальнейшем совершенствованием имеющихся комбинированных установок, выполняющих все виды фемто – рефракционных, терапевтических, катарактальных операций.

Следует отметить, что развитие фемтосекундной лазерной техники в масштабах всей медицины находится еще на своей начальной ступени, однако уже сегодня использование этой техники открыло уникальные возможности работы с биологическими тканями на клеточном и субклеточном уровнях.

Описанные выше характеристики ФС лазерных импульсов, открывают настолько широкие возможности применения ФС лазеров в биологии и медицине, оценить которые в полной мере на сегодняшний день невозможно.

Список литературы

Часть 1. Исторический очерк

1. Maiman T.H. Optical and Microwave-Optical Experiments in Ruby / T.H. Maiman Phys.Rev. Letters.– 1960.– Vol. 4.– P.564.
2. Maiman T.H. Stimulated Optical Radiation in Ruby / T.H. Maiman // Nature. – 1960.–Vol. 187.– P.493.
3. Басов Н.Г. Квантовый генератор в вакуумной области спектра при возбуждении жидкого ксенона электронным пучком. / Н.Г. Басов, В.А. Данилычев, Ю.М. Попов, Д.Д. Ходкевич // Письма в ЖТФ.– 1970.– Т. 12, вып. 10.– С.473-474.
4. Kochler H.A. Stimulated VUV Emission in High-Pressure Xenon Excited by High-Current Relativistic Electron Beams / H.A. Kochler, L.J. Ferderber, D.L. Redhead, P.J. Ebert // Appl. Phys. Lett.– 1972.– Vol. 21, № 1.– P. 198-200.
5. Hoff P.W. Observations of Stimulated Emission from High-Pressure Krypton and Argon/Xenon Mixtures / P.W.Hoff, J.C .Swingle, C.K. Rhodes // Appl. Phys. Lett.– 1973.– Vol. 23, № 5.– P. 245-246.
6. Hughes W.M. 126.1 nm Molecular Argon Laser / W.M. Hughes, J. Shanon, R. Hunter // Appl. Phys. Lett.– 1974.–Vol. 24, № 10.– P.488-490.
7. Basov N.G. Luminescence of Condensed Xe, Kr, Ar and Their Mixtures in Vacuum Region of Spectrum Under Excitation by Fast Electrons / N.G. Basov, E.M. Balashov, D.D. Bogdankevich [et al.] // J. Luminescence.– 1970.– Vol. 1, № 2.– P. 834-841.
8. Басов Н.Г. Сверхизлучение конденсированного ксенона при возбуждении быстрыми электронами / Н.Г. Басов, О.В. Богданкевич, В.А. Данилычев [и др.] // Краткие сообщения по физике.– 1970.– № 7.– С.68-74.
9. <http://www.laserfest.org/lasers/innovations.cfm>
10. <http://www.laserfest.org/lasers/history/timeline.cfm>
11. http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/index.html

12. Ахманов С.А. Оптика фемтосекундных лазерных импульсов / С.А. Ахманов, В.А. Выслоух, А.С. Чиркин.– М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1988.
13. Крюков П.Г. Лазеры ультракоротких импульсов / П.Г. Крюков // Квантовая электроника. – 2001. – Т.31, № 2.
14. Сверхкороткие световые импульсы / Под ред. С. Шапиро.– М.: Мир, 1981.
15. Ultrafast Phenomena V / Eds Q. R. Fleming, A. E. Siegman.– Berlin: Springer-Verlag, 1986.
16. Херман И. Лазеры сверхкоротких световых импульсов: пер. с нем. / Херман И., Вильгельми Б.; под ред. П. Г. Крюкова.– М.: Мир, 1986.
17. Sato T. A new surgical approach to myopia / T. Sato, K. Akiyama, H. Shibata // American Journal of Ophthalmology. – 1953. – Vol.36. – P.823-829.
18. Федоров С.Н. Методика расчета эффективности передней кератотомии для хирургической коррекции близорукости / С.Н. Федоров, В.В. Дурнев, А.И. Ивашина [и др.] // Хирургия аномалий рефракции глаза: Сб. науч. тр. – М.: МНТК «Микрохирургия глаза», 1981. – С.13-18.
19. Федоров С.Н. Математическая модель деформации роговицы при операции передней радиальной кератотомии. / С.Н. Федоров, А.И. Ивашина, А.Н. Бессарабов [и др.] – М., 1982. – 19с. – Рук. Деп. в ВНИИМИ МЗ СССР, № 4814-82.
20. Barraquer J.I. Queratoplastia Refractiva / J.I. Barraquer // Estudios Inform. – 1949. –№ 10. – P.2-21.
21. Barraquer JI. Keratomileuses / J.I. Barraquer // Int. Surg. – 1967. – Vol. 48. – P.103-117.
22. Barraquer J.I. Queratomileusis para la correction de la myopia / J.I. Barraquer // Arch. Soc. Amer. Oftalmol. Optom. – 1964. – Vol.5. – P.27-48.
23. Ruiz J. In situ keratomileusis / J. Ruiz, J. Rowsey // Invest. Ophtalmol. Vis. Science. – 1988. – Vol. 29 (Suppl.). – P.592.

24. Slade S.G. Complications of automated lamellar keratectomy / S.G. Slade, S.A. Updegraff // Arch. Ophthalmol. – 1995. – Vol. 113, № 9. – P.1092-1093.
25. Медведев И.Б. Усовершенствованная технология миопического кератомилеза при высокой близорукости: дисс. ... канд. мед. наук / И.Б. Медведев. – М., 1994. – 147 с.
26. Trokel S.L. Excimer laser surgery of the cornea / S.L. Trokel, R. Srinivassan, B. Braren // American Journal of Ophthalmology. – 1983. – Vol. 96. – P.710-715.
27. Ищенко В.Н. Мощная сверхсветимость эксимеров ArF, KrF, XeF / В.Н. Ищенко, В.Н. Лисицын, А.М. Ражев // Письма в ЖТФ. – 1976. – Т. 2, вып. 18. – С. 839-842.
28. Krueger R.R. Interaction of ultraviolet laser light with the cornea / R.R.Krueger, S.L. Trokel, H.D. Schubert // Investigative ophthalmology and visual science. – 1985. – Vol. 26, № 11. – P.1455-64.
29. Kruger R.R. Quantitation of corneal ablation by ultraviolet laser light / R.R. Kruger, S.L. Trokel // Archives of ophthalmology. – 1985. – Vol.103, № 11. – P.1741-1742.
30. Munnerlyn C.R. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery / C.R. Munnerlyn, S.J. Koons, J. Marshall // Journal of Cataract and Refractive Surgery. – 1988. – Vol. 14. – P.46-52.
31. Лантух В.В. Применение УФ эксимерных лазеров в микрохирургии глаза / В.В.Лантух, М.М. Пятин [и др.]. – Новосибирск, 1986. – 17 с. (Препринт / АН СССР, Сибирское отд-ние. Ин-т теплофизики, № 151-86).
32. Ищенко В.Н. Использование УФ эксимерных лазеров в микрохирургии глаза / В.Н. Ищенко, В.В. Лантух, А.М. Ражев [и др.] // Оптика и спектроскопия. – 1987. – Т. 63, вып. 5. – С.1132-1138.
33. Ахмаметьева Е.М. Хромосомные мутации и регенерация тканей в роговице глаза после УФ лазерного воздействия / Е.М. Ахмаметьева, В.Н.

- Ищенко, В.Н. Чеботаев [и др.]: препринт № 167-87 / АН СССР, Сибирское отделение. Ин-т теплофизики.– Новосибирск, 1987. – 21 с.
34. Razhev A.M. Cornea microsurgery by UV radiation from an excimer laser // Summaries of papers. Conference CLEO-88. – Anaheim, California, 1988. – P. 334.
35. Trokel S. Russia and Lasik / S. Trokel // Eurotimes. – 2010. – Vol. 15. – Issue 7/8.
36. http://medicine3d.com/media/history_of_lasik.avi
37. Семенов А.Д. Лазеры в оптико-реконструктивной микрохирургии глаза: автореф. дисс. ... докт. мед. наук / А.Д. Семенов. – М., 1994. – 43 с.
38. Корниловский И.М. Кератомоделирование низкоинтенсивным УФ излучением эксимерных лазеров / И.М. Корниловский, А.М. Ражев // Лазеры и медицина: тез. междунар. конф. – М., 1989. – Ч. 1. – С.29.
39. Корниловский И.М. Кератомоделирование низкоинтенсивным лазерным излучением эксимерных лазеров / И.М. Корниловский, А.М. Ражев, С.М. Китай, В.А. Семчишин // Изв. Академии наук СССР. – Сер. физич. – 1990. – Т. 54. – № 6. – С.1594-1596.
40. Корниловский И.М., Ражев А.М. Способ изменения биомеханических свойств роговичной ткани: А.с. № 1781885, приоритет от 05.10.92.
41. Вартапетов С.К. Эксимерный лазер "Микроскан-2000" – первый отечественный эксимерный лазер сканирующего типа / С.К. Вартапетов, А.В. Дога // Международный съезд офтальмологов по рефракционной и катарактальной хирургии: тез. докл. – М., 2002.
42. Bagayev S.N. The perspectives of using the wavelength of 223 nm of the KrCl excimer laser for refractive surgery and for the treatment of some eye's diseases / S.N. Bagayev, A.M. Razhev, V.V. Chernikh, A.A. Zhupikov // Amer. J. In Ophthalmic Technologies X. – 2000. – Vol. 3908. – P.138-145.
43. Тахчиди Х.П. Клинико-патофизиологический анализ применения эксимерных лазеров с длинами волн 193 нм и 223 нм в рефракционной

- хирургии / Х.П. Тахчиди, С.В. Костенёв, В.В. Черных // Офтальмохирургия. – 2006. – № 1. – С.9-13.
44. Kurtz R.M. Lamellar refractive surgery with scanned intrastromal picosecond and femtosecond laser pulses in animal eyes / R.M. Kurtz, C. Horvath, H.H. Liu [et al.] // Journal of refractive surgery. – 1998. – Vol. 14, № 5. – P.541-548.
45. Niemz M.H. Intrastromal ablations for refractive corneal surgery using picosecond infrared laser pulses: tissue effects in cornea, lens, and retina / M.H. Niemz, T.P. Hoppeler, T. Juhasz, J.F. Bille // Lasers Light Ophthalmol. – 1993. – Vol. 5. – P.149-155.
46. Juhasz T. Dynamics of shock waves and cavitations generated by picosecond laser pulses in corneal tissue and water / T. Juhasz X.H. Hu, L. Turi, Z. Bor // Lasers Surg Med. – 1994. – Vol. 15. – P.91-96.
47. Braun A. All solid-state, directly diode-pumped chirped-pulse amplification laser system / A. Braun, H. Liu, C. Horvath [et al.] // OSA Technical Digest. – 1997. – Vol.11. – P.323-324.
48. Ratkay-Traub I. First clinical results with the femtosecond neodymium-glass laser in refractive surgery / I. Ratkay-Traub, I.E. Ferincz, T. Juhasz [et al.] // J. Refract. Surg. – 2003. – Vol. 19, № 2. – P.94-103.
49. Паштаев Н.П. IntraLasik: первые результаты лазерного кератомилеза с формированием роговичного клапана при помощи фемтосекундного лазера у пациентов с миопией / Н.П. Паштаев, Т.З. Патеева // Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии– 2008: сб.науч.ст. / ФГУ «МНТК «Микрохирургия глаза». – М., 2008. – С.202-206.
50. Weiss P. Hot flashes, cold cuts: Ultrafast lasers give power tools a new edge / P.Weiss // Science New (online). – 2002 –Vol. 162, № 20. – P.315-326. Accessed May 7, 2006.
51. Rode A.V. Precision ablation of dental enamel using a subpicosecond pulsed laser / A.V. Rode, E.G. Gamaly, B. Luther-Davies [et al.] // Aust Dent J. – 2003. – Vol.48, № 4. – P.233-239.

52. Han M. Mini-invasive corneal surgery and imaging with femtosecond lasers / M. Han, G. Giese, L. Zickler [et al.] // Optics Express. – 2004. – № 18. – P.4275-4281.
53. Morishige N. Noninvasive corneal stromal collagen imaging using two-photon-generated second harmonic signals // N. Morishige, W.M. Petroll, T. Nishida [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 2006. – Vol. 32, № 11. – P.1784-1791.
54. Jacoby M. Single N2 bonding orbital imaged: Femtosecond laser pulses are key to providing topographic orbital image / M. Jacoby // Chemical and Engineering News (online). – 2004. – Vol.82, № 51. – P.10-11. Accessed May 7, 2006.
55. Shen N. Ablation of cytoskeletal filaments and mitochondria in live cells using femtosecond laser nanoscissor /N. Shen, D. Datta, C.B. Schaffer [et al.] // Mech Chem Biosyst. – 2005. – Vol. 2, № 1. – P.17-25.
56. Tirlapur U.K. Targeted transfection by femtosecond laser / U.K. Tirlapur, K. Konig // Nature. – 2002. – Vol. 418(6895). – P.290-291.

Часть 2. Физические принципы

57. <http://ru.wikipedia.org>
58. Звелто О. Принципы лазеров: пер. с англ. / О.Звелто. — 3-е перераб. и доп. изд. — М.: Мир, 1990.
59. Siegman A.E. Lasers / A.E. Siegman.- University science books, Sausalito CA, 1986.
60. Крюков П.Г. Лазеры ультракоротких импульсов / П.Г. Крюков // Квантовая электроника. – 2001. – Т.31, № 2.
61. Ахманов С. А. Оптика фемтосекундных лазерных импульсов / С.А. Ахманов, В.А. Выслоух, А.С. Чиркин. — М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1988.
62. Херман И. Лазеры сверхкоротких световых импульсов: пер. с нем. / И. Херман, Б. Вильгельми / под ред. П. Г. Крюкова.— М.: Мир, 1986.
63. <http://www.eurotimesrussian.org/newsitem.asp?id=71>

64. Kanellopoulos A J. Innovations in Femtosecond Laser Technology – The Use of the WaveLight® FS200 Laser for Flap Cutting during LASIK Surgery <http://www.touchbriefings.com/pdf/3429/kanellopoulos.pdf>.

65. http://www.optosystems.ru/pdf/Optosystems_buklet.pdf

Часть 3. Применение фемтосекундного лазера в офтальмологии

66. Ertan A. Management of superior pellucid marginal degeneration with a single intracorneal ring segment using femtosecond laser / A. Ertan, M. Bahadir // J. Refract. Surg. – 2007. – Vol. 23, № 2. – P.428-430.

67. Heisterkamp A. Intrastromal refractive surgery with ultrashort laser pulses: in vivo study on the rabbit eye / A. Heisterkamp, T. Mamom, O. Kermani // Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology. – 2003. – Vol. 241. – P.511-517.

68. Jonas J.B. Femtosecond laser penetrating keratoplasty with conical incisions and positional spikes / J.B. Jonas, U. Vossmerbaeumer // Journal of refractive surgery. – 2004. – Vol. 20. – P.397.

69. Lubatschowski H. Medical applications for ultrafast laser pulses / H. Lubatschowski, A. Heisterkamp, F. Will [et al.] // Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology. – 2003. – Vol. 50. – P.113-118.

70. Seitz B. Nonmechanical posterior lamellar keratoplasty using femtosecond laser (femto-plak) for corneal endothelial decompensation / B. Seitz, A. Langenbacher, C. Hofmann-Rummelt [et al.] // American Journal of Ophthalmology. – 2003. – Vol.136. – P.769–772.

71. Shabayek M.H. Intrastromal corneal ring segment implantation by femtosecond laser for keratoconus correction / M.H. Shabayek, J.L. Alió // Ophthalmology. – 2007. – Vol. 114, № 9. – P.1643-1652.

72. Ruiz L.A. A new non-invasive approach to refractive surgery: Intrastomal correction with the Femtec femtosecond laser // Paper presented at: the Royal Hawaiian Eye Meeting; Kona, Hawaii; January 2008.

73. Kiraly L. Reduction of astigmatism by arcuate incisions using the femtosecond laser after corneal transplantation / L. Kiraly, C. Hermann, M. Amm, G. Duncker // Klin. Monatsbl. Augenheilkd. – 2008. – Vol.225. – P.70-74.
74. Sekundo W. First efficacy and safety study of femtosecond lenticule extraction for the correction of myopia: six-month results / W. Sekundo, K. Kunert, C. Russmann [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 2008. – Vol. 34. – P.1513–1520; erratum, 1819.
75. Nagy Z. Use of femtosecond laser system in cataract surgery // Paper presented at: XXVII Congress of the ESCRS; September 15, 2009; Barcelona, Spain.
76. Kurtz R.M. Ultrafast Lasers in Ophthalmology. Ultrafast Lasers: Technology and Applications / R.M. Kurtz, M.A. Sarayba, T. Juhasz. – Marcel Dekker, Inc., New York. – Basel, 2001. – P.745-765.
77. Orndahl M.J. Treatment of corneal dystrophies with phototherapeutic keratectomy / M.J. Orndahl, P.P. Fagerholm // J. Refract. Surg. – 1998. – Vol.14, № 2. – P.129-135.
78. Leroux les Jardins S. Results of photorefractive keratectomy on 63 myopic eyes with six months minimum follow-up / S. Leroux les Jardins, F. Auclin, S. Roman [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 1994. – Vol. 20 (Suppl.). – P.223-228.
79. Bloembergen N. Laser-induced electric breakdown in solids / N. Bloembergen // IEEE J Quantum Electron. – 1974. – Vol. 10. – P.375-386.
80. Fujimoto J.G. Time-resolved studies of Nd:YAG laser-induced breakdown / J.G. Fujimoto, W.Z.Lin, E.P. Ippen [et al.] // Invest Ophthalmol Vis Sci. – 1985. – Vol. 26. – P.1771-1777.
81. Habib M.S. Mass spectrometry analysis of the byproducts of intrastromal photorefractive keratectomy / M.S. Habib, M.G. Speaker, W.F. Shnatter // Ophthalmol. Surg. Lasers. – 1995. – Vol. 26. – P.481-483.
82. Steinert R.F. The Nd:YAG Laser in Ophthalmology / R.F. Steinert, C.A. Puliafito. – Philadelphia: Saunders, 1985.

83. Juhasz T. Corneal refractive surgery with femtosecond lasers / T. Juhasz, F.H. Loesel, R.M. Kurtz [et al.] // IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics. – 1999. – Vol. 5. – P.902-910.
84. Lifshitz T. Anterior chamber gas bubbles after corneal flap creation with a femtosecond laser / T. Lifshitz, J. Levy, I. Klemperer, S. Levinger // J. Cataract. Refract. Surg. – 2005. – Vol. 31, № 11. – P.2227-2229.
85. Stern D. Corneal ablation by nanosecond, picosecond, and femtosecond lasers at 532 and 625 nm / D. Stern, R.W. Schoenlein, C.A. Puliafito [et al.] // Archiv. ophthalmol. – 2004. – Vol. 122. – P.1094-1095.
86. Руднева М.А. Современные технологии кераторефракционной хирургии от Carl Zeiss. Эксимерный лазер MEL 80 и фемтосекундный лазер Visumax / М.А. Руднева // Рефракционная хирургия и офтальмология. – 2007. – № 3. – С. 15-16.
87. Juhasz T. Time-resolved observations of shock wave and cavitation bubbles generated by femtosecond laser pulses in corneal tissue and water / T. Juhasz, G.A. Kastis, C. Suarez [et al.] // Laser Surg Med. – 1996. – Vol. 19. – P.23-31.
88. Binder P.S. Characterization of submicrojoule femtosecond laser corneal tissue dissection // P.S. Binder, M. Sarayaba, T. Ignacio [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 2008. – Vol. 43, № 1. – P.146-152.
89. Lubatshowski H. Overview of commercially available femtosecond laser in refractive surgery / H. Lubatshowski // J. Refract. Surg. – 2008. – Vol.24, № 1. – P.102-107.
90. Slade S.G. The use of the femtosecond laser in the customization of corneal flap in laser in situ keratomileusis / S.G. Slade // Curr Opin Ophthalmol. – 2007. – Vol.18, № 4. – P.314-317.
91. Binder P.S. One thousand consecutive IntraLase laser in situ keratomileusis flap / P.S. Binder // J. Cataract. Refract. Surg. – 2006. – Vol.32. – P.962-969.

Часть 4. Клиническое применение

92. Roberts C. The cornea is not a piece of plastic //J. Refract. Surg. – 2000.–Vol. 16. – P.407-413.

93. Костенёв С.В. Исследование изменений формы и толщины роговицы после Laser in situ keratomileusis (Lasik) / С.В. Костенев, Ю.А. Литасова, В.В. Черных // Офтальмохирургия. – 2010. – № 2. – С.4-7.
94. Балашевич Л.И. Рефракционная хирургия / Л.И. Балашевич. – СПб.: МАПО, 2002. – 285 с.
95. Roberts C. Corneal biomechanics and their role in corneal ablation procedures / C. Roberts, W.Jr. Dupps // Customized Corneal Ablation; the Quest for Super Vision / S.M. MacRae, R.R. Kruger, R.A. Applegate, eds.- Thorofare, NJ, Slack. – 2001. – P.109-131.
96. Roberts C. Biomechanics of the Cornea and Wavefront-guided Laser Refractive Surgery / C. Roberts // J. Refract. Surg. – 2002. – Vol. 18. – P.589-592.
97. Балашевич Л.И. Оптическая когерентная томография роговицы в планировании и оценке результатов операции Лазик / Л.И. Балашевич, А.Б. Качанов, О.А. Ефимов, С.А. Никулин // Офтальмохирургия. – 2009. – № 1. – С. 4-24.
98. Holzer M.P. Femtosecond laser assisted corneal flap cuts: morphology, accuracy and histopathology / M.P. Holzer, T.M. Rabsilber, G.U. Auffarth // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. – 2006. – Vol. 47, № 7. – P.2828-2831.
99. Chayet A. Thickness Measurements of Corneal Flaps Created with the IntraLase® FS Laser / A. Chaye, S.T. Litwak // Archiv. Ophthalmol. – 2003.– Submitted, December. – 2002.
100. Куликова И.Л. Кераторефракционная лазерная хирургия в реабилитации детей и подростков с гиперметропической рефракцией: автореф. дисс. ... докт. мед. наук / И.Л. Куликова. – М., 2009 – 36 с.
101. Marshall J. Mechanical strength of the cornea after femtosecond laser penetrating keratoplasty // Poster presented at the: ASCRS Annual Meeting; April 4-9, 2008; Chicago.
102. Knorz M.C. Comparison of flap adhesion strength with the Amadeus microkeratome and the IntraLase 150 kHz femtosecond laser with different side-

cut configurations in rabbits / M.C. Knorz, U. Vossmerbaeumer // J. Refract. Surg. [In Press.]

103. Kaiserman I. Incidence, possible risk factors, and potential effects of an opaque bubble layer created by a femtosecond laser / I. Kaiserman, H.S. Maresky, I. Bahar [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 2008. – Vol.34, № 3. – P.417-423.

104. Srinivasan S. Sub-epithelial gas breakthrough during femtosecond laser flap creation for LASIK / S. Srinivasan, S. Herzig // British Journal of Ophthalmology. – 2007. – Vol. 91. – P. 1373

105. Srinivasan S. Anterior chamber gas bubble formation during femtosecond laser flap creation for LASIK / S. Srinivasan, D.S. Rootman // J. Refract. Surg. – 2007. – Vol. 23, № 8. – P.828-830.

106. Smith R.J. Diffuse lamellar keratitis; a new syndrome in lamellar refractive surgery / R.J. Smith, R.K. Maloney // Ophthalmology. – 1998. – Vol. 105. – P.1721-1726.

107. Schwartz G.S. Traumatic flap displacement and subsequent diffuse lamellar keratitis after laser in situ keratomileusis / G.S. Schwartz, D.H. Park, S. Schloff, S.S. Lane // J. Cataract. Refract. Surg. – 2001. – Vol. 27. – P.781-783

108. Weisenthal R.W. Diffuse lamellar keratitis induced by trauma 6 months after laser in situ keratomileusis / R.W. Weisenthal // J. Refract. Surg. – 2000. – Vol. 16. – P.749-751.

109. Harrison D.A. Diffuse lamellar keratitis associated with recurrent corneal erosions after laser in situ keratomileusis / D.A. Harrison, L.M. Periman // J. Refract. Surg. – 2001. – Vol. 17.– P.463-465.

110. Gil-Cazorla R. Incidence of diffuse lamellar keratitis after laser in situ keratomileusis associated with the IntraLase 15 kHz femtosecond laser and Moria M2 microkeratome / R. Gil-Cazorla, A. Teus // J. Cataract. Refract. Surg. – 2008. – Vol. 34. – P.28–31.

111. Stonecipher K.G. Transient light sensitivity after femtosecond laser flap creation: Clinical findings and management / K.G. Stonecipher, J.G.Deshler, T.S. Ignacio [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 2006. – Vol. 32. – № 1. – P.91-94.

112. Montés-Micó R. Femtosecond Laser versus Mechanical Keratome LASIK for Myopia / R. Montés-Micó, A. Rodríguez-Galietero, J.L. Alió // Ophthalmology. – 2007. – Vol. 114, № 1. – P.62-68.
113. Holzer M.P. Femtosecond Laser-Assisted Corneal Flap Cuts: Morphology, Accuracy, and Histopathology / M.P. Holzer, T.M. Rabsilber, G.U. Auffarth // Invest. Ophthalm. Vis. Scien. – 2006. – Vol. 47. – P.2828-2831.
114. Kalyvianaki M.I. Comparison of Corneal Sensitivity and Tear Function Following Epi-LASIK or Laser In Situ Keratomileusis for Myopia / M.I. Kalyvianaki., V.J. Katsanevaki, D.S. Kavroulaki [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 2006. – Vol. 142, № 4. – P.669 - 671.
115. Muñoz G. Femtosecond laser in situ keratomileusis after radial keratotomy / G. Muñoz, C. Albarrán-Diego, H.F. Sakla [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 2006. – Vol. 32, № 8. – P.1270-1275.
116. Пожарицкий М. Д. Персонафицированный Фемто-Ласик при коррекции рефракционных нарушений у пациентов после перенесенной радиальной кератотомии / М.Д. Пожарицкий, В.Н. Трубилин // Рефракция-2010. Проблемы / дискуссии: сб. тр. VII офтальмол. конф. – Самара, 2010. – С.129-130.
117. Ruiz L.A. A new non-invasive approach to refractive surgery: Intrastomal correction with the Femtec femtosecond laser // Paper presented at: the Royal Hawaiian Eye Meeting; Kona, Hawaii; January 2008.
118. Ruiz L.A. Intrastomal correction of presbyopia with a femtosecond laser system / L.A. Ruiz, L. Cepeda, V. Fuentes // J. Refract. Surg. – 2009. – Vol. 25. – P.847-854.
119. Hennighausen H. Computer simulation of corneal curvature change caused by intrastomal ablations using a pico-second lasersystem / H. Hennighausen, J. Bille // SPIE 2330. – 1994.
120. Holzer M. Early outcomes of INTRACOR femtosecond laser treatment for presbyopia / M. Holzer, A. Mannsfeld, A.Ehmer, G.U. Auffarth // J. Refract. Surg. – 2009. – Vol.25. – P.855-861.

121. Goker S. Flapless laser presbyopia treatment / S. Goker // *Cataract & Refractive Surgery Today Europe*. – 2010. – Vol.5, № 4. – P.50-52.
122. Блаватская Е.Д. Применение интраламеллярной гомопластики с целью ослабления рефракции глаза / Е.Д. Блаватская // *Офтальмол. журн.* – 1966. – № 7. – С.530-537.
123. Беляев В.С. Операции на роговице и склере: рук-во по глазной хирургии / В.С. Беляев. – М., 1988. – С.84-183.
124. Темиров Н.Э. Рефракционная кольцевидная тоннельная кератопластика в коррекции миопии высокой степени / Н.Э. Темиров, А.П. Корхов // *Вестн. офтальмол.* – 1991. – № 3. – С.23-31.
125. Ruckhofer J. Clinical and histological studies on the intrastromal corneal ring segment / J. Ruckhofer // *Klin. Monatsbl. Augenheilkunde*. – 2002. – Vol.108. – № 8. – P.1409-1414.
126. Torquetti L. Long-term follow-up of intrastromal corneal ring segments in keratoconus / L. Torquetti, R.F. Berbel, P. Ferrara // *J. Cataract. Refract. Surg.* – 2009. – Vol. 35. – № 10. – P.1768-1773.
127. Ratkay-Traub I. First clinical results with the femtosecond neodymium-glass laser in refractive surgery / I. Ratkay-Traub, I.E. Ferincz, T. Juhasz [et al.] // *J. Refract. Surg.* – 2003. – Vol. 19. – P.94-103.
128. Ertan A. Comparison of outcomes of 2 channel sizes for intrastromal ring segment implantation with femtosecond laser in eyes with keratoconus / A. Ertan, G. Kamburoglu, U. Akgun // *J. Cataract. Refract. Surg.* – 2007. – Vol. 33. – P.645-650.
129. Latest development in cataract IOL and refractive surgery: Part II // *Highlights Ophthalmol.* – 1998. – Vol. 26, № 3. – P.26-30.
130. Калинин Ю.Ю. Экспериментальные исследования имплантации гидрогелевых интрастромальных роговичных сегментов в донорскую роговицу и глаза кроликов / Ю.Ю. Калинин, З.И. Мороз, Г.Д. Леонтьева [и др.] // *Съезд офтальмологов Украины; 11-й: тез.* – Одесса, 2006. – С.37.

131. Мороз З.И. Рефракционные результаты имплантации интрастромальных роговичных сегментов на основе гидрогеля у пациентов с кератоконусом / З.И.Мороз, Г.Д. Леонтьева, С.В. Новиков, Р.С. Гурбанов // Офтальмохирургия. – 2009. – № 1. – С.14-17.
132. Bourcier T. Late bacterial keratitis after implantation of intrastromal corneal ring segments / T. Bourcier, V. Borderie, I. Laroche // J. Cataract. Refract. Surg. – 2003. – Vol. 29, № 2. – P.407-409.
133. Borges J.L. Intrastromal corneal ring segments and corneal anterior stromal necrosis / J.L. Borges, T.T. Trong, P. Ellies [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 2003. – Vol. 29, № 6. – P.1228-1230.
134. Colin J. Correcting keratoconus with intracorneal ring / J. Colin, B. Cochener, G. Savary, F. Malet // J. Cataract. Refract. Surg. – 2000. – Vol. 26, № 8. – P.1117-1122.
135. Colin J. Intacs for the correction of keratoconus / J. Colin, F. Malet // J. Cataract. Refract. Surg. – 2007. – Vol. 33, № 1. – P.69-74.
136. Siganos D. Ferrara intrastromal corneal rings for the correction of keratoconus / D. Siganos, P. Ferrara, K. Chatzinikolas [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2002. – Vol. 28, № 11. – P.1947-1951.
137. Grabner G. The ICRS and reversibility of refractive effect / G. Grabner // XV Congr. ESCRS: Abstracts. – Prague, 1997. – P.101.
138. Паштаев Н.П. Изменение биомеханических свойств роговицы у пациентов с кератоконусом после имплантации интрастромальных сегментов / Н.П. Паштаев, Н.А. Маслова, С.В. Сусликов // VIII Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием «Федоровские чтения -2009»: сб.тез. – М., 2009. – С. 514-515.
139. Kurtz R.M. Photodisruption in the human cornea as a function of the laser pulse width. / R.M. Kurtz, X. Liu, V.M. Elner [et al.] // J. Refract.Surg. – 1997. – Vol. 13. – P. 653-658.
140. Sarayba M.A. A 60 kHz IntraLase femtosecond laser creates a smoother Lasik stromal bed surface compared to a Zyoptix XP mechanical microkeratome in

- human donor eyes / M.A. Sarayba, T.S. Ignacio, D.B. Tran, P.S. Binder // J. Refract. Surg. – 2007. – Vol. 23. – P.331-337.
141. Holzer M.P. Penetrating keratoplasty using femtosecond laser / M.P. Holzer, T.M. Rabsilber, G.U. Auffarth // Am. J. Ophthalmol. – 2007. – Vol. 143, № 3. – P.3524-3526.
142. Hoffart L. Short-term results of penetrating keratoplasty performed with the Femtec femtosecond laser / L. Hoffart, H. Proust, F. Matonti [et al.] // Am. J. Ophthalmol. – 2008. – Vol. 146, № 1. – P.50-55.
143. Shimmura S. Deep anterior lamellar keratoplasty / S. Shimmura, K. Tsubota // Curr. Opin. Ophthalmol. – 2006. – Vol. 17. – P. 349-355.
144. Vajipayee R.B. Deep anterior lamellar keratoplasty by big-bubble technique for treatment corneal stromal opacities / R.B. Vajipayee, J. Tyagi, N. Sharma, N. Kumar // Am. J. Ophthalmol. – 2007. – Vol. 143. – P.954-957.
145. Steinert R. Ophthalmology Times. – 2009. – Vol. 34. – № 1. – P. 30.
146. Anwar M. Deep lamellar keratoplasty; surgical techniques for anterior lamellar keratoplasty with and without baring of Descemet's membrane / M. Anwar, K.D. Teichmann // Cornea. – 2002. – Vol. 21. – P.374-383.
147. Buzzonetti L. The IntraBubble: a variant of the big bubble / L. Buzzonetti, A. Laborante, G. Petrocelli // Cataract & Refractive Surgery Today Europe. – 2010. – № 5 (8). – P.81-82.
148. Buzzonetti L. Refractive outcome of keratoconus treated by combined femtosecond laser and big-bubble deep anterior lamellar keratoplasty / L. Buzzonetti, A. Laborante, G. Petrocelli // J. Refract. Surg. – 2010. – Jun 1[Epub ahead of print.].
149. Buzzonetti L. Standardized big-bubble technique in deep anterior lamellar keratoplasty assisted by femtosecond laser / L. Buzzonetti, A. Laborante, G. Petrocelli // J. Cataract. Refract. Surg. – 2010. – Vol. 36, № 10. – P.1631-1636.
150. Hurmeric V., et al New applications of femtosecond lasers European Ophthalmic Review, 2010;4:48–50.

151. Cheng Y.Y. Femtosecond-laser-assisted Descemets stripping endothelial keratoplasty / Y.Y. Cheng, E. Pels, R.M. Nuijts // J. Cataract. Refract. Surg. – 2007. – Vol. 33, № 1. – P.152-155.
152. Tan D.T. Paradigm shifts in corneal transplantation / D.T. Tan, A. Anshu, J.S. Mehta // Ann. Acad. Med. Singapore. – 2009. – Vol. 38, № 4. – P.332-338.
Review.
153. Mehta J.S. Femtosecond laser creation of donor cornea buttons for Descemet-stripping endothelial keratoplasty / J.S. Mehta, R. Silbayeh, Y.M. Por [et al.] // J. Cataract. Refract. Surg. – 2008. – Vol. 34, № 11. – P.1970-1975.
154. Tomalla M. Modern treatment options for the therapy of keratoconus / M. Tomalla, W. Cagnolati W. // Cont. Lens Anterior Eye. – 2007. – Vol. 30. – P.61-66.
155. Tomalla M. Femtosecond laser principle and Application in Ophthalmology / M. Tomalla, G. Auffarth, J. Bille [et al.]. – Bremen: UNI-MED, 2010.
156. Schiøtz L. Ein Fall von hochgradigem Hornhautastigmatismus nach Starextraction / L. Schiøtz // Arch Augenheilkd. – 1885. – Vol. 15.- P.178.
157. Sato T. Treatment of conical cornea by incision of Descemets membrane / T. Sato // Acta Soc. Ophthalmol. – 1939. – Vol. 43. – P.541.
158. Sato T. Posterior incision of cornea; surgical treatment for conical cornea and astigmatism / T. Sato // Am. J. Ophthalmol. – 1950. – Vol. 33. – P.943-948.
159. Sato T. Posterior half-incision of cornea for astigmatism; operative procedures and results of the improved tangent method / T. Sato // Am. J. Ophthalmol. – 1953. – Vol. 36. – P.462-466.
160. Пурескин Н.П. Изменение кривизны роговицы путем ее передних и задних неперфорирующих надрезов / Н.П. Пурескин, Э.С. Богуславский // Вестн. офтальмол. – 1967. – № 6. – С.16-22.
161. Федоров С.Н. Методика расчета эффективности передней кератотомии для хирургической коррекции близорукости / С.Н. Федоров, В.В. Дурнев, А.И. Ивашина [и др.] // Хирургия аномалий рефракции глаза: сб. науч. тр. – М.: МНТК «Микрохирургия глаза», 1981. – С.13-18.

162. Федоров С.Н. Математическая модель деформации роговицы при операции передней радиальной кератотомии / С.Н. Федоров, А.И. Ивашина, А.Н. Бессарабов [и др.]. – М., 1982. – 19с. Рук. деп. в ВНИИМИ МЗ СССР, № 4814-82.
163. Федоров С.Н. Хирургическая коррекция астигматизма методом передней дозированной кератотомии / С.Н. Федоров, А.И. Ивашина, В.Б. Гудечков В.Б. [и др.]. – М., 1988. – 37 с.
164. Gross R.H. Comparison of astigmatism after penetrating keratoplasty by experienced cornea surgeons and cornea fellows / R.H. Gross, E.J. Poulsen, S. Davitt [et al.] // Am. J. Ophthalmol. – 1997. – Vol. 123. – P.636-643.
165. Poole T.R. Astigmatic keratotomy for post-keratoplasty astigmatism / T.R. Poole, L.A. Ficker // J. Cataract. Refract. Surg. – 2006. – Vol. 3. – P.1175-1179.
166. Bilgihan K. Photorefractive keratectomy for post-penetrating keratoplasty myopia and astigmatism / K. Bilgihan, S.C. Ozdek, F. Akata, B. Hasanreisoglu // J. Cataract. Refract. Surg. – 2000. – Vol. 26. – P.1590-1595.
167. Hoffart L. Correction of postkeratoplasty astigmatism by femtosecond laser compared with mechanized astigmatic keratotomy / L. Hoffart, H. Proust, F. Matonti // Am. J. Ophthalmol. – 2009. – Vol.147. – P.779-787.
168. Buzzonetti L. Arcuate keratotomy for high postoperative keratoplasty astigmatism performed with the Intralase femtosecond laser / L. Buzzonetti, G. Petrocelli, A. Laborante // J. Refract. Surg. – 2009. – Vol. 25. – P.709-714.
169. Kiraly L. Reduction of astigmatism by arcuate incisions using the femtosecond laser after corneal transplantation / L. Kiraly, C. Hermann, M. Amm, G. Duncker // Klin. Monatsbl. Augenheilkd. – 2008. – Vol. 225. – P.70-74.
170. Abbey A. Femtosecond laser-assisted astigmatic keratotomy in naturally occurring high astigmatism / A. Abbey, T. Ide, G.D. Kymionis, S.H. Yoo // Br. J. Ophthalmol. – 2009. – Vol. 93. – P.1566-1569.
171. Cheng E.L. Expression of Type XII Collagen and Hemidesmosomeassociated Proteins in Keratoconus Corneas / E.L. Cheng, I. Maruyama, N. Sundar Raj [et al.] // Curr. Eye Res. – 2001. – Vol. 22. – P.333-340.

172. Radner W. Altered Organization of Collagen in Apex of Keratoconus Corneas / W. Radner, M. Zehemayer, Ch. Skorpik, R. Mallinger // Ophthalmic Res. – 1998.- Vol. 30. – P.327-332.
173. Tuori A. The Immunohistochemical Composition of Corneal Basement membrane in Keratoconus / A.J. Tuori, I. Virtanen, E. Aine [et al.] // Curr. Eye Res. – 1997. – Vol. 16. – P. 792-801.
174. Wilson S.E. Keratocyte Apoptosis: Implication on Corneal Wound Healing, Tissue Organization and Disease / S.E. Wilson, W.G. Kim // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. – 1998. – Vol. 39. – P.220-226.
175. Zaldaway R.M. Evidence of Apoptotic Cell Death in Keratoconus / R.M. Zaldaway, J. Wagner, S. Ching, G.M. Seigel // Cornea. – 2002. – Vol. 21. – P.206-209.
176. Scroggs M.W. Histopathological Variation in Keratoconus / M.W. Scroggs, A.D. Proia // Cornea. – 1992. – Vol. 11. – P.553-559.
177. Kaufman H.E. Strengthening the Cornea / H.E. Kaufman // Cornea. – 2004. – Vol. 23, № 5. – P.432.
178. Rabinowitz Y.S. Major Review Keratoconus / Y.S. Rabinowitz // Surv. Ophthalmol. – 1998. – Vol. 42, № 4. – P.297-319.
179. Brian S. Boxer Wachler. Corneal Collagen Crosslinking with Riboflavin / S. Brian // Cataract and Refract. Surg. Today. – 2005. – P.73-74.
180. Meek K.M. Changes in Collagen Orientation and Distribution in Keratoconus Corneas / K.M. Meek, S.J. Tuft, Y. Huang [et al.] // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. – 2005. – Vol. 46, № 6. – P.1948-1956.
181. Wollensak G. Riboflavin/Ultraviolet-A Induced Collagen Crosslinking for the Treatment of Keratoconus / G. Wollensak, E. Spoerl, Th. Seiler // Am. J. Ophthalmol. – 2003. – Vol. 135. – P.620-627.
182. Wollensak G. Stress Strain Measurements of Human and Porcine Corneas after Riboflavin/Ultraviolet-A Induced Crosslinking / G. Wollensak, E. Spoerl, Th. Seiler // J. Cataract Refract. Surg. – 2003. – Vol. 29. – P.1780-1785.

183. Fujimori E. Cross-linking and Fluorescence Changes of Collagen by Glycation and Oxidation / E. Fujimori // *Biochimica et Biophysica Acta*. – 1998. – Vol. 998. – P.105-110.
184. Spoerl E. Thermomechanical Behavior of Collagen- Cross-Linked Porcine Cornea / E. Spoerl, G. Wollensak, D. Dittert, T. Seiler // *Ophthalmologica*. – 2004. – Vol. 218. – P.136-140.
185. Wollensak G. Collagen Fiber Diameter in the Rabbit Cornea after Collagen Crosslinking by Riboflavin/UVA / G. Wollensak, M. Wilsch, E. Spoerl, T. Seiler // *Cornea*. – 2004. – Vol. 23, № 5. – P.503-507.
186. Wollensak G. Behandlung von Keratokonus Durch Kollagenvernetzung / G. Wollensak, E. Spoerl, T. Seiler // *Ophthalmologie*. – 2003. – Vol. 100. – P.44-49.
187. Krueger R.R. Staged intrastromal delivery of riboflavin with UVA cross-linking in advanced bullous keratopathy: laboratory investigation and first clinical case / R.R. Krueger, J.C. Ramos-Esteban, A.J. Kanellopoulos // *J. Refract. Surg.* – 2008. – Vol. 24, № 7. – P.730-736.
188. Braun E. Riboflavin/Ultraviolet-A-Induced Collagen Crosslinking in the Management of Keratoconus / E. Braun, J. Kanellopoulos, L. Pe, M. Jankov // *ARVO* 2005; www.iovs.org 4964/B167.
189. Sanders D. Collagen Crosslinking by Combined Riboflavin/Ultraviolet-A (UVA) Treatment Stop Progression of Keratoconus / D. Sanders, E. Spoerl, M. Kohlhaas [et al.] // *ARVO* 2006; www.iovs.org 2887/B522.
190. Barraquer J.I. The history and evolution of keratomileusis / J.I. Barraquer // *Int Ophthalmol Clin.* – 1996. – Vol. 36, № 4. – P.1-7.
191. Sekundo W. First efficacy and safety study of femtosecond lenticule extraction for the correction of myopia: six-month results / W. Sekundo, K. Kunert, C. Russmann [et al.] // *J. Cataract. Refract. Surg.* – 2008. – Vol. 34. – P.1513–1520; erratum. 1819.
192. Shah R. Results of small incision lenticule extraction: All-in-one femtosecond laser refractive surgery / R. Shah, S. Shah, M. Tech // *J. Cataract. Refract. Surg.* – 2011. – Vol. 37. – P.127–137.

Часть 5. Фемтосекундная технология – вектор развития катарактальная хирургия

193. Kelman C.D. Phacoemulsification and aspiration (a new technique of cataract removal). A preliminary report / C.D. Kelman // Am. J. Ophthalmol. – 1967. – Vol. 64 (1). – P.23-35.

194. Kelman C.D. Phacoemulsification and aspiration / C.D. Kelman // Am. J. Ophthalmol. – 1969. – Vol.67 (4). – P.464-477.

195. Hayachi K. Endothelial cell loss with different techniques of phacoemulsification / K. Hayachi // Ophthalmic surgery. – 1994. – Vol.25.– № 8. – P.510-513.

196. Aron-Rosa D: Use of a pulsed neodymium-YAG laser for anterior capsulotomy before extracapsular cataract extraction. Am Intra-Ocular Implant Soc J. 1981; 7: 332–3.

197. Aron-Rosa DS. Use of a pulsed picosecond Nd:YAG laser in 6,664 cases / D.S. Aron-Rosa, J.J. Aronn, H.C. Cohn // Am. Intra-Ocular Implant. Soc. J. – 1984. – Vol. 10. – P.35-39.

198. Puliafito C.A. Laser surgery of the lens. Experimental studies / C.A. Puliafito, R.F. Steinert // Ophthalmology. – 1983. – Vol.90. – P.1007.

199. Puliafito C.A. Excimer laser ablation of the cornea and lens / C.A. Puliafito, R.F. Steinert, T.F. Deutsch [et al.] // Ophthalmology. – 1985. – Vol.92. – P.741-748.

200. Nanevycz T.M. Excimer laser ablation of the lens / T.M. Nanevycz, M.R. Prince, A.A. Gawande [et al.] // Arch. Ophthalmol. 1986. – Vol. 104. –P.1825-1829.

201. Sinofsky E. Comparative thermal modelling of Er: YAG, Ho: YAG and CO₂ lasers pulses for tissue vaporization / E. Sinofsky // Proc. SPIE-Int. Soc. Opt. Eng. (USA) Lasers in Medicine. – 1986. – Vol.712. –P.188-192.

202. Peyman G.A. Effects of erbium: YAG laser on ocular structures / G.A. Peyman, N. Katon // *Int. Ophthalmol.* – 1987. – Vol.10. – P245-253.
203. Snyder R.J. In vitro comparison of phacoemulsification and the erbium:YAG laser in lens capsule rupture / R.J. Snyder, H.J. Noecker // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* – 1994. – Vol.35, № 4. – P.1934.
204. Федоров С.Н., Копаева В.Г., Андреев Ю.В., Ерофеев, А.В., Беликов А.В. Способ лазерной экстракции катаракты. Патент РФ №2102048 от 20.03.95.
205. Федоров С.Н., Копаева В.Г., Андреев Ю.В., Ерофеев А.В., Беликов А.В. Устройство для офтальмохирургических операций. Патент РФ №2130762 от 10.12.97.
206. Федоров С.Н. Результаты 1000 лазерных экстракций, катаракты / С.Н. Федоров, В.Г. Копаева, Ю.В. Андреев, А.В. Беликов // *Офтальмохирургия.* – 1999. – № 3. – С.3-14.
207. Dooley I.J. Subjective difficulty of each stage of phacoemulsification cataract surgery performed by basic surgical trainees / I.J. Dooley, P.D. O'Brien // *J. Cataract. Refract. Surg.* – 2006. – Vol. 32. – P.604-608.
208. Oetting T.A. Teaching and assessing surgical competency in ophthalmology training programs / T.A. Oetting, A.G. Lee, H.A. Beaver [et al.] // *Ophthalmic Surg Lasers Imaging.* – 2006. – Vol.37. – P. 384-393.
209. Phend C. AAO: femtosecond lasers promising for safer cataract surgery. Med page Today Web site. www.medpagetoday.com/tbprint.cfm?tbid=16706. Accessed March 12, 2010.
210. Nagy Z. Use of femtosecond laser system in cataract surgery // Paper presented at: XXVII Congress of the ESCRS; September 15, 2009; Barcelona, Spain.
211. Nagy Z. Initial clinical evaluation of an intraocular femtosecond laser in cataract surgery / Z. Nagy, A. Takacs, T. Filkorn, M. Sarayba // *J. Refract. Surg.* – 2009. – Vol. 25, № 12. – P.1053-1060.

212. Nagy Z. Intraocular femtosecond laser applications in cataract surgery / Z. Nagy // Cataract & Refractive Surgery Today Europe. – 2009. – № 4 (8). – P. 29-30.
213. Akaya A. Femtosecond laser ablation and imaging of human lens capsule in vitro/A. Akaya, M. Krause, I. Riemann [et al.] // XXI International congress of German ophthalmic surgeons (DOC): available at http://doc-nuernberg.de/index_en.html. – Nurnberg / Germany, 2008.
214. Straub L. New generation of femtosecond lasers emerges / L. Straub // J. Cataract & Refractive Surgery Today Europe. – 2010. – September. – P.55-63.

Библиографическое описание выполнено в соответствии с ГОСТ 7.1-2003.

Femtosecond laser surgery

Principles and application in ophthalmology

S. V. Kostenev, V.V. Chernykh
S.N. Fyodorov Eye Microsurgery Complex, Novosibirsk,
Rosmedtekhologii

Работа посвящена новой эре развития офтальмохирургии – использованию фемтосекундного лазера. Данная тема недостаточно освещена в отечественной литературе. В книге изложена история создания лазера, становление рефракционной хирургии роговицы, в том числе с использованием фемтосекундного лазера. Описан физический принцип работы и взаимодействия фемтосекундного лазерного излучения с роговицей и другими тканями человеческого глаза. Проведен обзор мирового рынка производителей фемтосекундных лазеров. На основании данных литературы и собственных исследований даются рекомендации по использованию рефракционных и терапевтических методик хирургии роговицы с применением фемтосекундного лазера.

A work is devoted to describing a new era of ophthalmosurgery – the femtosecond laser in ophthalmosurgery development. This theme is not disclosed in Russian ophthalmosurgery publications. The work is described: the laser building, the physical principle of work and interaction femtosecond laser radiation with a cornea and other structures of a human eye, development of refractive surgery including femtosecond laser surgery. The work contains a review of the world market of manufacturers femtoseconds lasers, practical recommendations for the refractive techniques and the therapeutic with application of femtosecond lasers.



Сергей Владимирович Костенёв - кандидат медицинских наук, работает в рефракционном отделе Новосибирского филиала Государственного учреждения «Межотраслевой научно-технический комплекс «Микрохирургии глаза» им. акад. С.Н. Федорова Росмедтехнологии», является членом Европейского общества катарактальных и рефракционных хирургов, автор 30 печатных работ и 7 изобретений.



Валерий Вячеславович Черных - доктор медицинских наук, профессор, директор Новосибирского филиала Государственного учреждения «Межотраслевой научно-технический комплекс «Микрохирургии глаза» им. акад. С.Н. Федорова Росмедтехнологии».

За годы работы в МНТК получил 14 патентов на изобретения и научные разработки и 2 программы ЭВМ. Опубликовал более 120 научных статей в российских и зарубежных изданиях.