ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ «НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЦЕНТР «МЕЖОТРАСЛЕВОЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС «МИКРОХИРУРГИЯ ГЛАЗА» ИМЕНИ АКАДЕМИКА С.Н. ФЕДОРОВА» МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

# ШУХАЕВ Сергей Викторович

# КОМБИНИРОВАННЫЙ УЛЬТРАЗВУК В ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ ПЛОТНЫХ КАТАРАКТ

14.01.07 – глазные болезни

ДИССЕРТАЦИЯ на соискание ученой степени кандидата медицинских наук

> Научный руководитель: Бойко Эрнест Витальевич доктор медицинских наук, профессор

Москва - 2019

# ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
Глава 1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	13
1.1 Плотные катаракты: проблемы хирургии и пути их решения	13
1.2 Эндотелий роговицы и безопасность	
современной хирургии катаракты	14
1.3 Пути оптимизации технологии факоэмульсификации	
в современных условиях	18
1.3.1 Гидродинамические характеристики	
при факоэмульсификации	20
1.3.2 Ультразвуковые характеристики при факоэмульсификации	22
1.3.3 Механические характеристики при факоэмульсификации	27
1.3.3.1 Подходы к способу фрагментирования ядра	27
1.3.3.2 Хирургические подходы в зависимости от размеров	
и количества выполняемых доступов	29
1.4 Факоэмульсификация с фемтолазерной подготовкой	
как перспективное направление современной хирургии катаракты	31
1.5 Традиционные методы оценки ультразвуковых	
и гидродинамических параметров во время факоэмульсификации	
катаракты и перспективы их усовершенствования	39
Глава 2 МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	44
2.1 Общая характеристика групп пациентов	44
2.2 Программы, используемые для виртуального тестирования	
настроек, и их возможности для создания комбинированных	
настроек с целью удаления плотных хрусталиков	48
2.3 Гидродинамические настройки, использованные	
в настоящем исследовании	52

2.4 Методы обследования и анализируемые параметры	54
2.5 Техника хирургического вмешательства	57
2.6 Методы статистической обработки данных	63
Глава 3 РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ «ФЕМТОСРАВНЕНИЕ»	
НА ОСНОВАНИИ РЕЗУЛЬТАТОВ РЕТРОСПЕКТИВНОГО АНАЛИЗА	
ФАКОЭМУЛЬСИФИКАЦИИ ПЛОТНЫХ КАТАРАКТ	66
3.1 Ретроспективный анализ факоэмульсификации плотных катаракт	66
3.1.1 Основные ультразвуковые и гидродинамические показатели	
при удалении плотных и мягких катаракт	66
3.1.2 Интра- и послеоперационные осложнения	
при удалении плотных и мягких катаракт	67
3.2 «Фемтосравнение» – методика сравнительной оценки	
ультразвуковых и гидродинамических показателей	
при выполнении факоэмульсификации	70
Глава 4 РАЗРАБОТКА КОМБИНИРОВАННЫХ НАСТРОЕК	
ФАКОЭМУЛЬСИФИКАТОРА И ИХ СРАВНЕНИЕ	
С ТЕХНОЛОГИЕЙ ІР	78
4.1 Разработка комбинированных ультразвуковых настроек	78
4.1.1 Комбинированные настройки, полученные в результате	
электронного (виртуального) тестирования	79
4.1.2 Результаты сравнения настроек,	
полученных в ходе виртуального тестирования,	
с помощью методики «Фемтосравнение»	82
4.2 Сравнительный анализ ультразвуковых и гидродинамических	
параметров при использовании торсионного ультразвука с IP	
и комбинированного ультразвука с применением методики	
«Фемтосравнение» при хирургическом лечении катаракт	
различной плотности	86

4.3 Сравнительная оценка ультразвуковых и гидродинамических	
параметров и клинико-функциональных результатов	
применения комбинированного ультразвука	
и торсионного ультразвука с технологией IP	
при удалении плотных катаракт	94
4.3.1 Анализ результатов сравнения комбинированных	
ультразвуковых настроек и настроек с использованием	
технологии IP при факоэмульсификации	
плотных катаракт на основе оценки ультразвуковых	
и гидродинамических параметров	94
4.3.2 Клинико-функциональные характеристики	
состояния переднего отрезка глаза после удаления	
плотных хрусталиков с использованием двух вариантов	
ультразвуковых настроек: OZIL IP и комбинированных	95
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 1	04
ВЫВОДЫ 1	17
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ 1	19
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ 1	20
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ 1	21

# введение

## Актуальность темы исследования

С того момента, как Чарльзом Кельманом была предложена техника факоэмульсификации катаракты (ФЭК), эта технология прошла длительный путь, прежде чем стала золотым стандартом лечения катаракты (Буратто, Л 1999; Малюгин Б.Э., 2002, 2014; Чухраев А.М. с соавт., 2016; Cionni, R.J. et al 1998). Преимущества современных факоэмульсификаторов, современные ирригационные растворы, вискоэластики дают возможность выполнить факоэмульсификацию практически при любом исходном состоянии хрусталика. Тем не менее, определенное число интраоперационных осложнений, ведущих к снижению морфологических и функциональных результатов операции, всё же имеет место (Малюгин Б.Э., 2009; Головин А.В., 2011; Liu Y. et al., 2009).

В ходе операции случаются такие тяжёлые осложнения, как ожог роговичного тоннеля, повреждения радужки, разрыв задней капсулы хрусталика, дислокация его ядра в витреальную полость, и др. Одним из основных осложняющих факторов является плотность (твердость) ядра хрусталика. С точки зрения хирурга плотный хрусталик – это хрусталик, который труднее разрушается механическими ультразвуковыми колебаниями факонаконечника. В большинстве случаев каждое из упомянутых осложнений происходило во время удаления плотных хрусталиков (Иошин И.Э. с соавт., 2010; Николашин С.И. с соавт., 2010; Walkow T. et al., 2000; Bourne R.R. et al., 2004; Xie L.X. et al., 2005; Kugu S. et al., 2009; Jun B. et al., 2010; Nagy Z.Z. et al., 2014). Аспирация плотных ядер требует использования высокой мощности ультразвука (УЗ) и времени звучания, что существенно повышает риск термического повреждения основного разреза (Singh R. et al., 2001; Sippel K.C. et al., 2002). Высокие ирригационноаспирационные потоки, необходимые для работы с плотными ядрами, увеличивают риск повреждения капсульного мешка и радужки (Мачехин В.А.

с соавт., 2007; Fasce F. et al., 2007; Gonen T. et al., 2012), а высокие ультразвуковые и гидродинамические нагрузки вкупе с неизбежно высокой продолжительностью хирургии приводят к дополнительной травматизации тканей переднего отрезка глаза и, как следствие, послеоперационным осложнениям (Бикбов М.М. с соавт., 2017; Bourne R.R. et al., 2004; El-Moatassem Kotb A.M. et al., 2010; Kim D.H. et al., 2010; Fakhry M.A. et al., 2011, Gonen T. et al, 2012).

Сочетание низкой плотности эндотелиальных клеток (ПЭК) с плотным хрусталиком существенно усложняет задачу хирурга. Выполнить операцию максимально безопасно для эндотелия, сохранить связочный аппарат хрусталика, не повредить радужку, сохранить герметичность разрезов, имплантировать интраокулярную линзу (ИОЛ) в капсульный мешок, центрировать ее и адгезировать к задней капсуле для получения высокого анатомического и функционального результата уже на следующий день, – все эти задачи должен решать хирург в ходе операции.

Вероятность возникновения описанных выше операционных осложнений зависит не только от мануальных способностей хирурга, но, в значительной использования адекватных хирургической ситуации параметров степени, от работы факоэмульсификатора (Сметанкин И.Г., 2018; Chikamoto N. et al., 2008). Подбор и оценка различных ультразвуковых (УЗ) и гидродинамических настроек для аспирации, то есть разрушения ультразвуком и эвакуации из глаза предварительно разделенного на фрагменты плотного ядра хрусталика достаточно трудоемкая и непростая задача. Сравнение различных принципов колебаний ультразвуковой иглы и различных модуляций ультразвука (Bozkurt E. et al., 2009; Liu Y. et al., 2009; Wang Y. et al., 2009; Vasavada A.R. et al., 2010), в частности, что торсионный УЗ с дозированным вакуумобусловленным показало. подключением продольного (технология Intelligent Phaco) более эффективна по сравнению с использованием чисто торсионного УЗ (Cionni R.J. et al., 2011; Ratnarajan G. et al., 2011; Helvacioglu F. et al., 2012, 2014; Ugurbas S.C. et al, 2012), однако, для удаления плотных хрусталиков эта технология не показала убедительных преимуществ в сравнении с комбинированным УЗ (Kim D.H. et al.,

2010; Fakhry M.A. et al., 2011). Работы, в которых в той или иной форме осуществлялись попытки сравнить эффективность комбинированного ультразвука (торсионный и продольный) и технологии IP, не многочисленны и противоречивы (Иошин И.Э., 2011; Zeng M. et al., 2008; Fakhry M.A. et al., 2011; Helvacioglu F. et al., 2012) и не дают однозначного ответа на вопрос о перспективности использования комбинированного ультразвука на плотных хрусталиках и не только.

Еще один недостаток подобных исследований заключается в том, что практически невозможно подобрать две абсолютно идентичные по степени плотности ядра хрусталика и другим характеристикам группы пациентов. Это обусловлено тем, что до сих пор не существует надёжной объективной методики оценки плотности ядра хрусталика, а все существующие классификации основаны либо на описании особенностей помутнения хрусталика (Буратто Л., 1999), либо на сравнении биомикроскопической картины хрусталика со стандартной фотографией (Chylack L.T. et al., 1993). Инструментальные методы (Федоров С.Н. с соавт., 2001; Чупров А.Д. с соавт., 2008; Аветисов К.С. с соавт., 2011; Nixon D.R. et al., 2010), претендующие на объективность, на сегодняшний день не нашли широкого применения, так как предоставляют информацию, которая все же не может на прямую охарактеризовать механическую твердость (плотность) вещества хрусталика. Все это вносит существенную погрешность в полученные при этих исследованиях данные.

Более объективную методику подбора параметров факоэмульсификации в зависимости от плотности катаракты разработал R.J. Olson et al. (2012). специально сконструированного прибора свиные хрусталики, С помощью предварительно выдержанные формалине лля увеличения В твердости, разрезаются на одинаковые кубики с гранью 2 мм. Такие кубики помещаются в выполняется тестирование. Однако этот метод является чисто тест-камеру и лабораторным и не отражает реальную клиническую ситуацию. Методики, которая позволяла бы сравнивать особенности аспирации вещества хрусталика в реальных условиях в настоящий момент не существует.

Изложенное выше является основанием для выполнения настоящего исследования.

# Цель работы

Разработать хирургический метод удаления плотных катаракт с комбинированным использованием торсионного и продольного ультразвука.

## Задачи исследования

- На основе ретроспективного анализа, изучить ультразвуковые и гидродинамические параметры, а также интра- и послеоперационные осложнения факоэмульсификации плотных катаракт.
- На основе применения фемтосекундного лазера разработать методику «Фемтосравнение» – объективного сравнения различных ультразвуковых и гидродинамических параметров при факоэмульсификации катаракт различной степени плотности.
- 3. Разработать хирургический этап удаления плотных катаракт с применением комбинированных ультразвуковых настроек и определить оптимальное соотношение продольного и торсионного ультразвука в последних.
- 4. Провести сравнительный анализ ультразвуковых и гидродинамических параметров факоэмульсификатора при использовании предложенных и стандартных (основанных на технологии IP) настроек при аспирации катаракт различной степени плотности.
- 5. На основе ультразвуковых и гидродинамических показателей факоэмульсификатора и клинико-функциональных результатов, сравнить разработанный метод хирургического лечения плотных катаракт с технологией IP.

#### Научная новизна

1. Впервые предложена и апробирована в клинической практике новая методика «Фемтосравнение», основанная на использовании фемтосекундного лазера,

которая позволяет значительно объективизировать сравнение различных ультразвуковых и гидродинамических параметров факоэмульсификатора.

- 2. На основе тестирования различных комбинаций торсионного и продольного ультразвука с использованием разработанной методики «Фемтосравнение» при аспирации плотных катаракт определены оптимальные сочетания, обеспечивающие эффективное дробление ядра хрусталика с минимальной ультразвуковой и ирригационной нагрузкой.
- 3. Разработанный хирургический метод удаления плотных катаракт с использованием комбинации торсионного и продольного ультразвука при оценке ультразвуковых и гидродинамических показателей, а так же клиникофункциональных данных показал низкий расход ультразвуковой энергии, высокую скорость аспирации, низкую степень потери эндотелиальных клеток роговицы, а так же менее выраженную реакцию переднего отрезка глаза на операционную травму в сравнении с технологией IP.

# Теоретическая и практическая значимость

- В результате проведенного исследования определено, что использование комбинации торсионного и продольного ультразвука в соотношении 70%/30% является оптимальным для аспирации плотных (бурых) катаракт по сравнению с технологией IP.
- Предложенная методика «Фемтосравнение», дает возможность врачуофтальмологу постоянно совершенствовать индивидуальные настройки факоэмульсификатора с целью снижения травматизации и улучшения функциональных результатов хирургии катаракты.

# Основные положения, выносимые на защиту

 Применение комбинированных ультразвуковых настроек в хирургическом лечении плотных катаракт, заключающееся в использовании торсионного ультразвука с постоянном контролируемым хирургом дозированным подключением продольного ультразвука с соотношением мощностных и временных ультразвуковых нагрузок 70% к 30% соответственно, обеспечивает снижение расхода ультразвуковой энергии, ускоряет удаление вещества хрусталика и обеспечивает высокий клинико-функциональный результат.

 Предложенная методика «Фемтосравнение» является эффективным средством для объективизации сравнения основных ультразвуковых и гидродинамических параметров и может быть использована для оптимизации настроек факоэмульсификатора.

# Внедрение в клиническую практику

Разработанные рекомендации внедрены в научно-клиническую деятельность Санкт-Петербургского филиала НМИЦ МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова, ФГАУ МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова РФ Чебоксарский филиал.

Материалы используются на занятиях по первичной специализации врачей, при обучении интернов и клинических ординаторов кафедры офтальмологии СЗГМУ им. И.И. Мечникова, ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского» Минздрава России.

Фильм, демонстрирующий основные принципы методики «Фемтосравнение», включён в обучающую программу Американской ассоциации катарактальных и рефракционных хирургов (ASCRS).

# Соответствие диссертации Паспорту научной специальности

В соответствии с формулой специальности 14.01.07 – «глазные болезни», включающей изучение патологии глаза, век и слезных органов; разработку методов диагностики, лечения и профилактики глазных заболеваний, в диссертационной работе предложена новая методика сравнения ультразвуковых и гидродинамических параметров при выполнении факоэмульсификации катаракты, показана эффективность данной методики на примере подбора оптимальных настроек факоэмульсификатора для аспирации катаракт различной плотности.

# Методология и методы исследования

Методологической основой диссертационной работы явилось последовательное применение методов научного познания. Работа выполнена в дизайне сравнительного открытого исследования с использованием клинических, инструментальных, аналитических и статистических методов.

# Апробация работы

Основные материалы работы доложены и обсуждены на заседаниях научных обществ и конференций: ARVO – 2009 Annual Meeting (Форт-Лотердейл, 2009); Республиканская научно-практическая конференция с международным участием «Актуальные вопросы в офтальмологии» (Минск, 2010); XXVIII Congress of the ESCRS (Париж, 2010); XXIX Congress of the ESCRS (Вена, 2011); VIII-я научноконференция международным практическая с участием «Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии» (Москва, 2012); XXXI Congress of the ESCRS – 2013 (Амстердам, 2013); ASCRS – 2013 (Сан-Фанциско, 2013); XIV Научно-практическая конференция с международным участием «Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии – 2013» (Москва, 2013); Научная офтальмологическая конференция «Невские горизонты» (Санкт-Петербург, 2014); XXXII Congress of the ESCRS (Лондон, 2014); Х Съезд офтальмологов России (Москва, 2015); ХХVI Всероссийская научно-практическая конференция «Новые технологии микрохирургии глаза» (Оренбург, 2015); Республиканская конференция с международным участием «Инновации в офтальмологии» (Минск, 2015); XXXIII Congress of the ESCRS (Барселона, 2015); Современные технологии в офтальмологии (Москва, 2016); Научная конференция офтальмологов «Невские горизонты – 2016» (Санкт-Петербург, 2016); XXXV of ESCRS (Лиссабон, 2017); Congress XVII Всероссийская научно-практическая конференция С международным

участием «Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии» (Москва, 2016); ASCRS-ASOA – 2017 (Лос-Анджелес, 2017); ASCRS-ASOA – 2018 (Вашингтон, 2018); ESCRS – 2018 (Вена, 2018).

## Личный вклад автора

Личное участие автора осуществлялось на всех этапах подготовки и проведения научной работы. Автором самостоятельно проведен аналитический обзор отечественной и зарубежной литературы по изучаемой проблеме, осуществлено планирование и набор фактического материала, обобщение и статистическая обработка результатов исследования. Автором лично выполнены все хирургические вмешательства, вошедшие в исследование во 2-4 группах Промежуточные пациентов. результаты исследования систематически проверялись научным руководителем. Анализ, интерпретация, изложение полученных данных, формулирование выводов и практических рекомендаций выполнены лично автором и согласованы с научным руководителем.

## Публикации

По теме диссертации опубликовано 18 печатных работ, из них 4 – в журналах, рецензируемых ВАК РФ и 1 в зарубежных изданиях.

# Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 142 страницах машинописного текста и состоит из введения, 4 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций и списка литературы. Библиографический указатель содержит 211 источников, в том числе 40 отечественных и 171 иностранный. Работа иллюстрирована 29 таблицами и 20 рисунками.

# ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

## 1.1 Плотные катаракты: проблемы хирургии и пути их решения

ФЭК является одним из самых массовых и безопасных хирургических вмешательств [25], однако все же сохраняется определенное число интраоперационных осложнений [18, 137], частота которых чаще всего сопряжена с наличием одного или нескольких осложняющих факторов [70, 113, 199]. К последним можно отнести следующие:

- 1. Плотное ядро хрусталика.
- 2. Низкая плотность эндотелиальных клеток роговицы.
- 3. Дефекты связочного аппарата хрусталика.
- 4. Узкий зрачок.
- 5. Помутнения роговицы.
- 6. Отсутствие поддержки стекловидного тела.

Одним из ключевых осложняющих факторов являются так называемые бурые катаракты, которые характеризуются высокой механической твердостью ядра хрусталика. Сама по себе высокая плотность ядра является фактором риска интраоперационных осложнений, а при сочетании с другими осложняющими факторами зачастую ставит под вопрос целесообразность выполнения бесшовной хирургии катаракты [26, 31, 70, 199].

При факоэмульсификации плотной катаракты неизбежно увеличивается продолжительность операции [26, 94, 118, 173, 174, 190]. Для аспирации фрагментов требуется более высокая мощность и продолжительное время звучания УЗ [93, 118, 150, 158, 209, 210]. Для увеличения эффективности УЗ дробления и удаления ядра необходимо использовать более высокий уровень вакуума и инфузии [50, 118, 194], что увеличит ирригационную нагрузку.

Большой объем и техническая сложность хирургических манипуляций на этапах фрагментации и удаления полученных фрагментов так же увеличивает

риск осложнений [285, 286]. Особенности хирургического доступа и подходы к факофрагментации определяются предпочтениями конкретного хирурга и возможностью выбора из огромного числа существующих методик [60-63, 89, 91, 113, 152, 173, 174, 177, 188, 193, 196, 197, 207, 209]. Хирург сам вправе выбирать количество, расположение и геометрию разрезов, максимально соответствующие его технике хирургии, также как и технику фрагментации ядра – наиболее безопасную в его руках.

Существуют универсальные «рычаги», которые ПОЗВОЛЯЮТ хирургу эффективно воздействовать на процесс удаления плотного хрусталика и повышать безопасность хирургии – это ультразвуковые и гидродинамические настройки факоэмульсификатора [20, 26]. Когда ядро разделено на части готовые к аспирации, при ее выполнении особенности манипуляций хирурга слабо влияют на ее эффективность, однако зачастую этап аспирации при удалении плотных катаракт является самым продолжительным и самым травматичным [36]. Важную роль здесь подобранные адекватно настройки факоэмульсификатора. играют Гидродинамические параметры хирург чаще всего устанавливает, учитывая плотность хрусталика и собственный комфорт во время аспирации. Ультразвуковые параметры затем подстраиваются под существующие гидродинамические.

При факоэмульсификации плотных хрусталиков одним из ключевых факторов для обеспечения безопасности хирургии является использование правильно подобранных ультразвуковых настроек факоэмульсификатора.

# 1.2 Эндотелий роговицы и безопасность современной хирургии катаракты

В норме эндотелий (задний эпителий) роговицы – это однослойный цилиндрический эпителий, лежащей на базальной мембране – десцеметова оболочка [81, 92]. Эндотелиальные клетки человека не способны к делению [166, 172]. Этот монослой клеток состоит из регулярно ориентированных полигональных (в большинстве гексагональных) клеток. Плотность

эндотелиальных клеток уменьшается с возрастом. Bourne et al., (1997) показали, что средняя потеря клеток за год составляет 0,6% у здоровых людей [56]. ПЭК у новорожденных может превышать 5 500 кл/мм<sup>2</sup> [92]. В норме у взрослых ПЭК колеблется в пределах 2 500-5 500 кл/мм<sup>2</sup>. Это достаточно большой запас до минимально необходимой плотности 400-700 кл/мм<sup>2</sup> для обеспечения основной функции эндотелиальных клеток – поддержания прозрачности роговицы. В норме «запаса» эндотелиоцитов здоровому человеку должно хватать до 100 лет жизни и больше [57].

Появление такой биомикроскопия методики как зеркальная дало vivo возможность in оценивать не только плотность клеток, но ИХ морфометрические характеристики [120, 171]. Коэффициент вариации клеточного размера (CV) рассчитывается путем деления стандартного отклонения от средней площади клетки на среднюю площадь клетки и характеризует однородность клеточного размера, в норме он составляет 0,25 [92]. Увеличение этого показателя позволяет говорить о том, что размер эндотелиальных клеток сильно варьирует, что определяется, как полимегетизм (полимегатизм) [92]. В отечественной литературе одинаково часто встречаются оба варианта написания термина, в настоящей работе используется термин полимегетизм. Увеличение полимегетизма говорит о стрессе, нестабильности эндотелия, недостаточной регуляции объема клеток, изменениях в цитоскелете [92].

Апикальная поверхность эндотелия формирует мозаичную структуру, в которой у молодых здоровых людей 70-80% – это гексагональные клетки [92]. Снижение гексагональных клеток и соответственно увеличение клеток, имеющих более или менее 6 граней, также говорит о наличии эндотелиального стресса и известно под термином плеоморфизм [92].

В настоящее время, нет единой точки зрения о возрастной норме ПЭК. Различные исследования определяют ее по-разному или не определяют вовсе [81]. Плотность клеток значительно варьирует в зависимости от расовой, этнической принадлежности, от места проживания, климата, и даже может сильно отличаться у близких родственников [81]. Например, по данным S. Galgauskas et al. (2013) нижняя граница нормы ПЭК у пожилых людей составляет 2 000 кл. мм<sup>2</sup> (таблица 1) [101].

Возраст	Количество	Минимальное	Максимальное	Среднее	Стандартное
	глаз	значение	значение	значение	отклонение
20-29	55 2232 3		3610	2931	371
30-39	-39 45 2353		3279	2820	203
40-49	45	2160	3546	2660	301
50-59	55	2062	3571	2630	306
60-69	55	2015	3003	2518	281
70-79	55	2062	2762	2341	167
80-89	48	2002	2597	2222	182

Таблица 1 – Средняя возрастная норма ПЭК (клеток в мм<sup>2</sup>) по данным S. Galgauskas et al. (2013) [101]

В ходе факоэмульсификации для обеспечения безопасности структур переднего отрезка глаза и прежде всего эндотелия используются различные вискоэластики [21].

Вязкоупругие биополимеры (вискоэластики – ВЭ) относят к группе гелей – веществ, обладающих типичными свойствами неньютоновских жидкостей – высокой и переменной вязкостью, а также эластичностью [136]. Благодаря этим свойствам вязкоупругие полимеры нашли широкое применение в современной хирургии катаракты [184]. Введением ВЭ в переднюю камеру глаза во время ФЭК обеспечивается минимизация возможных повреждений эндотелия роговицы и сохранение объема в переднем отрезке глаза [45, 157].

Различные вязкоупругие биополимеры, применяемые в офтальмохирургии, их объединяют общим названием – вискоэластики. Это вещества, вязкость которых выше 10<sup>5</sup> сантистоксов. По составу это высокомолекулярные соединения – полисахариды, растворенные в воде. Свойства вискоэластика определяются длиной

цепочки входящих в структуру биополимера молекул, его молекулярной массой и концентрацией раствора. Известны три соединения, ИЗ которых состоят используемые в медицинской практике ВЭ: гиалуронат натрия, хондроитин сульфат натрия и гидроксипропилметилцеллюлоза (НРМС) [70, 184]. Первые два из них являются естественными соединениями, существующими в тканях организма человека. Третье (НРМС) не содержится в тканях человека и животных, значительных концентрациях но присутствует в В древесине И хлопке. Все коммерчески доступные в настоящее время ВЭ синтезируются на основе этих трех соединений [136, 184]. Различие между ними состоит лишь в комбинировании различных концентраций составляющих. Ниже перечисляются физикомеханические характеристики ВЭ, важные при рассмотрении их использования в офтальмохирургии.

Эластичность – способность некоторого объема геля возвращаться к своей исходной форме после внешнего силового воздействия на него.

*Вязкость* – способность частиц геля сопротивляться перемещению, определяемая внутренним трением между частицами.

Псевдопластичность – способность геля под внешним силовым воздействием переходить из состояния с большей вязкостью в состояние с меньшей вязкостью (в «более жидкое состояние»), например, при приведении жидкости в движение. Количественно псевдопластичность может быть оценена как разность между вязкостью жидкости в состоянии покоя и вязкостью движущейся среды.

Поверхностное натяжение – стремление вещества, находящегося в какойлибо фазе агрегатного состояния (в данном случае – в жидкой фазе), уменьшить избыток своей потенциальной энергии на границе раздела с другой фазой. От величины поверхностного натяжения зависит угол контакта капли жидкости на твердой поверхности (краевой угол) в условиях равновесия жидкой, твердой и газовой (обычно воздушной) фаз.

В целях удобства применения разработана специальная классификация вискоэластиков; они разделены на две группы:

– когезивные ВЭ характеризуются высокой вязкостью, длинной молекулярной цепочкой, большой молекулярной массой, высоким уровнем псевдопластичности и высоким поверхностным натяжением; следовательно, высоким уровнем внутреннего сцепления частиц между собою (когезией);

– дисперсивные ВЭ – характеризуются сравнительно низкой вязкостью и высокой адгезией к окружающим тканям (сцеплением с ними), малой молекулярной массой, низкой псевдопластичностью и низким поверхностным натяжением.

# 1.3 Пути оптимизации технологии факоэмульсификации в современных условиях

Существует множество путей повышения безопасности и эффективности выполнения факоэмульсификации плотной катаракты, основные из них будут рассмотрены в настоящей главе.

Большое количество исследований выполнено по поиску наиболее безопасного ирригационного раствора. В настоящий момент золотым стандартом является pacтвор BSS+ (balanced salt solution) [195]. Для эндотелия роговицы важно не только качество, но и количество ирригационного раствора. Низкие ирригационные потоки с одной стороны снижают турбулентность в ПК, уменьшается скорость вымывания вискоэластика (OVD – ophthalmic viscosurgical devices) что более безопасно для эндотелия, с другой стороны низкая ирригация требует снижения вакуума и скорости аспирации, что приводит к более медленному удалению вещества хрусталика, a значит, увеличению К продолжительности операции и риска травмы эндотелия [50, 194, 199].

Также большое количество работ посвящено оценке влияния различных типов и модуляций ультразвука на эндотелий [93, 94, 106-108, 111, 114, 118, 129,

165, 175, 183, 187, 189, 190, 194]. Показаны преимущества и недостатки трасверзионного ультразвука по сравнению с продольным [58, 129, 154, 159, 194].

На сегодняшний день достаточно хорошо изучены и широко применяются в хирургии катаракты различные вискоэластики [45-48, 53, 96, 102, 136, 146, 147, 153, 157, 180, 184, 199]. Одной из наиболее популярных и хорошо известных техник вископротекции является техника «Soft Shell» предложенная канадским офтальмологом S.A. Arshinoff [45]. Считается, что наилучшую протекцию эндотелия обеспечивают дисперсивные вискоэластики [70]. Дисперсивный вискоэластик Viscoat использовался в настоящем исследовании.

На сегодняшний день предложено огромное количество техник дробления ядра хрусталика [61-63, 85, 89, 150, 152, 173, 174, 177, 188, 197, 209]. Наиболее популярны такие подходы как «Разделяй и властвуй» и «Фако чоп». Во многих исследованиях показаны преимущества техники «чопа» [61, 85, 197], однако она достаточно сложна в исполнении и чревата серьезными интраоперационными осложнениями [13], в то время как потеря эндотелиоцитов сопоставима между этими двумя техниками [89, 177, 188].

Выполнено большое количество исследований по различным хирургическим подходам в зависимости от ширины и количества выполняемых разрезов [52, 60, 78, 87, 91, 103, 113, 116, 125, 126, 128, 193, 196, 207]. Потери эндотелиальных клеток в зависимости от используемого подхода сильно разнятся у разных авторов и не существует единого мнения, какая из существующих ныне методик наиболее безопасна. Самой широко распространенной методикой является так называемая микрокоаксиальная ФЭК (один основной разрез от 2,2 мм и меньше).

Самой главной инновацией в области хирургии катаракты за последние годы является использование фемтосекундного лазера [7, 9, 40]. С момента, когда была выполнена первая факоэмульсификация с фемтолазерным сопровождением (ФемтоФЭК) [139] прошло более 10 лет и накоплен определенный опыт о преимуществах и недостатках этой технологии [41-43, 64, 65, 72-77, 88, 101, 121-124, 130, 133-135, 137-141, 161-164, 167-169, 178, 204-206]. В ряде работ

показано, что использование фемтоподготовки снижает количество использованного в ходе операции ультразвука, ускоряет время процедуры и снижает потерю ПЭК [41, 72, 83, 74, 115, 123]. Те преимущества, которые дает нам фемтолазер перед обычной традиционной мануальной техникой делает применение этой технологии весьма перспективной на глазах с плотными катарактами и исходно сниженной плотностью эндотелиальных клеток.

# 1.3.1 Гидродинамические характеристики при факоэмульсификации

Во время факоэмульсификации через глаз «прокачивается» определенный объем ирригационного раствора качественные характеристики, которого очень важны. Идеальный ирригационный раствор должен содержать энергетический ресурс (глюкозу), адекватный буфер (бикарбонат) и субстрат (глютатион Са) для поддержания стабильности межклеточных связей и барьера кровь-водянистая влага т.е. он должен быть максимально приближен по составу к водянистой влаге (BB) [195].

Не только качество ирригационного раствора имеет значение, но и его объем, передний прошедший через сегмент глаза операцию. Большинство за современных факоэмульсификаторов работают по принципу пассивной ирригации, т.е. под действием силы тяжести ирригационный раствор подается в глаз, скорость ирригации зависит от высоты, на которой находится бутылка с раствором относительно уровня глаза. Так же имеют значение такие параметры как скорость аспирации (перистальтическая помпа) и уровень максимального вакуума (перистальтическая и «вентури» помпа). Первый параметр определяет скорость работы перистальтического насоса, т.е. скорость с которой будет аспирироваться жидкость при отсутствии окклюзии или скорость набора вакуума при наличии разряжения, окклюзии. Вакуум это степень которая возникает в перистальтической системе при возникновении окклюзии, а также величина,

которая определяет скорость аспирации в системе «вентури» в зависимости от позиции педали факоэмульсификатора во втором положении. Таким образом, ирригационный раствор поступает в глаз под действием силы гравитации из бутылки, подвешенной на определенной высоте, и выходит из глаза двумя потоками:

- 1. активно через факонаконечник;
- 2. пассивно через разрезы.

Чем выше бутылка, выше уровень вакуума и скорость аспирации, тем выше будет объем жидкости проходящей через глаз. А. Barabaran et al. (2009) получили сопоставимые потери эндотелиальных клеток при низком и высоком уровне вакуума (9,0% и 9,6% соответственно), так же не обнаружили корреляции потери ПЭК с объемом израсходованной жидкости [50]. В другом исследовании Y. Wang et al. (2009) сравнили три уровня вакуума: 250, 450 и 600 мм рт. ст., с увеличением вакуума уменьшалось общее время ультразвука, общая энергия ультразвука и процент потери эндотелиальных клеток [194]. В.К. Nayak et al. (2009) оценивали потерю эндотелиоцитов при использовании постоянной ирригации без вископротекции и традиционной техники с использованием вискоэластиков. В первой группе потеря ПЭК составила 7,38% во второй 7,47%. Американский хирург Роберт Ошер предложил хирургический принцип под названием – «Slow motion phaco», который основан на выполнении предельно аккуратных манипуляций хирурга в глазу и использовании низких гидродинамических настроек факоэмульсификатора [145]. Такой подход позволил существенно снизить травматичность хирургии, уменьшить объем использованного BSS, а так же снизить риск интраоперационных осложнений.

Ультразвуковые настройки факоэмульсификатора так же влияют на ирригационно-аспирационные потоки и могут в значительной степени снизить гидродинамическую нагрузку в ходе операции, что актуально для настоящего исследования.

# 1.3.2 Ультразвуковые характеристики при факоэмульсификации

В зависимости от геометрии движения ультразвуковой иглы можно выделить два варианта ультразвука: продольный и поперечный (Торсионный), а также их комбинацию (Эллипс). При классическом варианте ультразвука (продольный или аксиальный) УЗ игла совершает возвратно-поступательные движения с максимальной амплитудой 80-100 мкм [183], при этом эффективной (разрушающей) является только поступательная фаза, возвратное движение – «холостое». При торсионном УЗ игла совершает колебательные движения вокруг своей оси с относительно низкой амплитудой 30-40 мкм [183], поэтому прямые ультразвуковые иглы малоэффективны. Целесообразно работать изогнутыми иглами, типа Кельман 12, 22, 90 градусов [80]. При использовании комбинированного УЗ типа «Эллипс», игла совершает в горизонтальной плоскости колебания одновременно в продольном и поперечном направлениях [68, 183].

Механизм разрушения вещества хрусталика ультразвуковыми колебаниями основан на эффекте диспергирования.

Дисперги́рование – тонкое измельчение твердых тел или жидкостей, в результате чего получают порошки, суспензии, эмульсии (эмульги́рование, эмульга́ция или эмульсификация). При диспергировании твердых тел происходит их механическое разрушение.

Ультразвуковое диспергирование – тонкое размельчение твердых веществ или жидкостей, т.е. переход веществ в дисперсное состояние с образованием золя под действием ультразвуковых колебаний.

Обычно термином диспергирование обозначается размельчение твердых тел в жидкой среде. Таким образом, основная функция ультразвука – это измельчение и разрушение вещества хрусталика, но ультразвук так же может альтернировать и другие структуры глаза, в том числе эндотелий. Основные механизмы травмы эндотелия, ультразвуком можно представить следующим образом:

- непосредственное механическое разрушение при прямом контакте УЗ иглы с эндотелием;
- энергия кавитации;
- акустические волны.

Первый механизм, довольно редкий, т.к. работа УЗ чаще всего происходит в центре ПК, и риск непосредственно повреждения эндотелия крайне низок, однако в зоне роговичного разреза, контакт УЗ иглы и ткани роговицы неизбежен через силиконовый слив при коаксиальной технике и непосредственный контакт при биаксиальной технике.

Кавита́ция (от лат. *cavitas* – пустота) – образование в жидкости полостей (кавитационных пузырьков, или каверн), заполненных паром. Кавитация возникает в результате местного понижения давления в жидкости при УЗ колебаниях. Кавитационные пузырьки, отбрасываемые от УЗ наконечника так же могут травмировать эндотелий.

Если какое-либо тело колеблется в упругой среде быстрее, чем среда успевает обтекать его, оно своим движением то сжимает, то разрежает среду. Слои повышенного и пониженного давления разбегаются от колеблющегося тела во все стороны и образуют звуковые (акустические) волны, которые в свою очередь могут травмировать эндотелий.

Существуют различные вариации прерывного ультразвука (пульс, вспышка), которые однозначно показали преимущество перед непрерывным (постоянным) УЗ [66, 210]. Эти преимущества особенно явно проявляются на этапе удаления (аспирации) фрагментов разделенного ядра хрусталика. Чередование ультразвуковых импульсов с промежутками с одной стороны уменьшает ультразвуковую нагрузку, с другой позволяет удерживать фрагмент на срезе ультразвуковой иглы, что В свою очередь увеличивает скорость И контролируемость процесса аспирации [66, 148]. Вышесказанное определило построение ультразвуковых настроек использованных в настоящем исследовании

на базе подрежима Custom Puls факоэмульсификатора Infinity, который дает максимальные возможности построения различных комбинаций торсионного и продольного УЗ с промежутками после каждого импульса.

Работу продольного УЗ можно сравнить с работой отбойного молотка, он эффективно дробит даже плотные ядра на мелкие фрагменты. Торсионный УЗ можно сравнить с бритвой, он как бы сбривает вещество хрусталика слой за слоем постепенно уменьшая объем аспирируемого фрагмента.

Торсионный УЗ имеет ряд преимуществ перед продольным [68, 129, 158, 194]. Во-первых, у торсионного УЗ гораздо менее выражен эффект отталкивания [68, 86], во-вторых маятникообразные движения иглы при торсионном УЗ эффективны в обоих направлениях, в то время как при продольном, УЗ разрушает хрусталик только поступательная фаза движения ультразвукового наконечника [70]. Еще одно важное преимущество торсионного УЗ заключается в меньшем риске ожога ткани роговицы в зоне основного разреза [99, 106, 114, 165, 175]. Ожог возникает в результате трения УЗ иглы о стенку слива, чаще травмируется верхняя губа разреза, что приводит к деформации последней, появлению наружной фильтрации и зачастую требует наложения швов. При работе продольного УЗ амплитуда движений УЗ иглы в области роговичного разреза и на конце рабочей части одинакова вне зависимости от типа используемой иглы, поэтому чем больше мощность и время УЗ, тем выше риск ожога [175], в то время как при торсионном УЗ амплитуда движений иглы примерно в три раза меньше в области разреза по сравнению с вершиной при использовании изогнутой иглы тип Кельман [183].

Однако торсионный ультразвук не лишен недостатков. Первый – это так называемая внутренняя окклюзия, которая чаще возникает при аспирации плотных хрусталиков когда фрагмент ядра, попав внутрь просвета развальцованной иглы застревает в месте ее сужения, вызывая полную окклюзию (закупорку) последней внутри. При торсионных колебаниях изогнутые иглы имеют максимальную амплитуду движения, а значит И разрушающую способность в самой дистальной части иглы, чем ближе к «стержню», тем

амплитуда движений меньше. При попадании относительно плотного фрагмента хрусталика внутрь просвета УЗ иглы, он фиксируется к внутренней стенке и при торсионных колебаниях начинает двигаться вместе с иглой не разрушаясь, при этом идет увеличение вакуума и возникает окклюзия, прорыва которой не происходит несмотря на максимальный вакуум и максимальную мощность торсионного УЗ. Если в этот момент включить короткий импульс продольного УЗ аксиальные колебания УЗ иголки как бы «заглатывают» застрявший фрагмент или же наоборот отталкивают его, что в обоих случаях приводит к прорыву окклюзии [71], на этом основана работа системы IP (Intelligent Phaco). В 2010 году компания Alcon представляет эту технологию, которая называется Intelligent Phaco (OZIL IP). Появляются изменения программного обеспечения факоэмульсификатора Infinity, которые добавляют опцию, позволяющую изменять настройки прибора таким образом, чтобы, работая только на торсионном УЗ, независимо от желания хирурга, по достижении определенного уровня вакуума (от 80% от заданного максимума), выполнялся короткий одиночный импульс продольного УЗ, цель которого «пробить» возникшую окклюзию. Настройки, которые предложены разработчиками IP технологии основаны на использовании торсионного линейного ультразвука мощностью от 0 до 100%.

В интерфейсе настроек IP устанавливается порог вакуума, при котором включается импульс продольного УЗ (от 80% до 100%), время импульса в миллисекундах (максимум 20 мс.) и мощность продольного УЗ относительно мощности торсионного УЗ. Суть которой заключается в автоматическом (без участия хирурга) включении импульса продольного УЗ заданной мощности и продолжительности в момент набора максимального вакуума.

Система IP показала свою эффективность особенно на мягких и ядрах средней плотности [71, 107, 108, 156, 187]. Следующим шагом в попытке «победить» внутреннюю окклюзию стало предложение иглы с постоянным внутренним и наружным диаметром [108, 181]. Наконечник «Mini Tip» показал свою эффективность на чисто торсионном ультразвуке, он практически

не вызывал внутреннюю окклюзию, но работал медленнее развальцованной иглы, особенно при аспирации плотных хрусталиков.

Еще одним недостатком торсионного УЗ является более низкая разрушающая способность. Если продольный ультразвук дробит вещество хрусталика на фрагменты максимального размера возможного для аспирации, то торсионный УЗ в силу особенностей геометрии движения иглы дробит вещество хрусталика на ультрамелкие частицы, что удлиняет время аспирации и увеличивает расход ультразвуковой энергии, особенно на плотных катарактах [114, 118, 210]. D.H. Kim et al. (2010) показали, что при аспирации катаракт средней плотности общее время УЗ, общая энергия УЗ (CDE), а так же объем аспирированного вещества – все было меньше в группе, где использовался только торсионный УЗ, но при аспирации плотных хрусталиков параметры были сравнимы [118]. Возможно, лля эффективного фрагментов хрусталика целесообразно удаления плотных использовать комбинацию продольного и торсионного ультразвука.

Если говорить о потере эндотелиальных клеток в зависимости от типа и модуляции используемого УЗ, то здесь далеко не всегда видна положительная корреляция в общей израсходованной энергией ультразвука и степенью потери эндотелиоцитов, что очевидно может быть связано с многофакторностью эндотелиальной травмы [16]. Большинство исследователей все же убеждены, что стремление к уменьшению УЗ энергии безусловно снижает риск травмы эндотелия [58, 94, 129, 159, 210]. Е. Bozkurt et al. (2009) показали значительную разницу в потере эндотелиальных клеток при использовании торсионного и продольного ультразвука: 4,2% и 6,7% соответственно, при чем разница между временем УЗ и CDE меньше в группе с торсионным УЗ, но эта разница статистически недостоверна [58]. Lin et al. (2007) так же выявили значительно меньшую (12,5%) потерю клеток при использовании торсионного УЗ по сравнению с аксиальным (19,1%) [129]. В более позднем исследовании Reuschert et al. (2010) не обнаружили достоверной разницы в потере ПЭК при использовании продольного и торсионного УЗ – 7,1% и 7,2% соответственно [159]. Zeng et al. (2008) [210] сравнили 3 группы пациентов с плотными хрусталиками:

1 группа – использовался только торсионный УЗ с технологией IP, 2 группа – комбинация непрерывного торсионного и продольного УЗ и 3 группа – только продольный УЗ. Потеря эндотелиальных клеток через месяц после операции составила: 1 группа – 10,5%, 2 группа – 10,6%, 3 группа – 13,6%. Потеря в 3 группе была достоверно выше, чем в 1 и 2 группах (р<0,05), т. о. на бурых катарактах использование чисто продольного ультразвука не целесообразно, лучше работать на торсионном или комбинированном УЗ.

На мягких катарактах оптимальным будет использование только торсионного УЗ, на катарактах средней плотности торсионный УЗ с IP или только торсионный УЗ и иглу с постоянным наружным и внутренним диаметром. Для аспирации плотных катаракт возможны различные комбинации ультразвука, которые недостаточно изученны на настоящий момент.

# 1.3.3 Механические характеристики при факоэмульсификации

# 1.3.3.1 Подходы к способу фрагментирования ядра

Существует огромное количество техник разлома ядра хрусталика [33, 61-63, 85, 89, 150, 152, 173, 174, 177, 188, 197, 209]. Условно их можно разделить на 3 большие группы:

- 1. Divide and Conquer Разделяй и властвуй.
- 2. Сhop Фако Чоп.
- 3. Stop and Chop Стоп и Чоп.

Каждая из групп насчитывает огромное количество индивидуальных подходов, которые сохраняют общие принципы группы.

Техника «Divide & Conquer» предполагает выполнение борозд или канавок, затем разделение ядра по канавкам на отдельные фрагменты и аспирация последних. Техника «Chop» предполагает разлом ядра с помощью факонаконечника и специального инструмента – чоппера. Основные преимущества и недостатки техник представлены в таблице 2 [13, 33].

Таблица 2 – Преимущества и недостатки техник факофрагментации Divide & Conquer и Chop [70]

Divide & Conquer			Chop				
	+		_		+		_
—	относительная	-	необходимо	_	экономит УЗ	_	сложная
	легкость		больше УЗ		энергию;		техника
	исполнения;		энергии;	_	ускоряет		исполнения;
-	не требует	_	требует больше		время	_	требуется
	специальных		времени		хирургии		специальный
	инструментов						инструмент

Техника «Stop & Chop» представляет собой промежуточный вариант. Сначала выполняется борозда или кратер в центре ядра для того, чтобы удалить центральную самую плотную часть ядра и освободить пространство для дальнейших манипуляций. После, методом чопа ядро разламывается на более мелкие фрагменты и аспирируется.

При сравнении техник Divide & Conquer и Chop все исследователи обнаружили достоверную разницу во времени ультразвука, общей энергии ультразвука и времени операции в пользу второй техники [85, 89, 177, 197]. Y.G. Park et al. (2010), сравнили техники Chop и Stop & Chop, на мягких и средних ядрах время УЗ было сравнимо, на плотных больше в группе Stop & Chop [150]. R.B. Vajpayee et al. (2000) не обнаружили достоверной разницы во времени УЗ, объеме инфузионной жидкости, послеоперационной пахиметрии и остроте зрения между этими двумя подходами [188]. А I. Can et al. (2004) выявили преимущество техники Chop при сравнении аналогичных параметров [61]. Стоит подчеркнуть, что все из перечисленных исследований не обнаружили статистически достоверной разницы в потере эндотелиальных клеток между разными техниками раскола ядра [89, 150, 177, 188].

# 1.3.3.2 Хирургические подходы в зависимости от размеров и количества выполняемых доступов

На сегодняшний день можно выделить 3 основных схемы выполнения роговичных разрезов:

1. Стандартная коаксиальная факоэмульсификация – ширина основного доступа 2,75 и больше.

2. Микрокоаксиальная факоэмульсификация – ширина основного разреза в пределах 2,2-1,8 мм.

3. Биаксиальная (бимануальная) факоэмульсификация – два основных разреза 1,7 мм и меньше.

Принципиальное отличие коаксиальной техники от биаксиальной состоит в следующем: при коаксиальной технике ультразвук, аспирация и ирригация все проходит в одном наконечнике и через один разрез, при бимануальном подходе ультразвук и аспирация т.е. непосредственно ультразвуковая игла проходит через одни разрез, а ирригация (ирригационный чоппер) через другой разрез.

При биаксиальном подходе ширина двух основных разрезов может быть менее 1 мм что, безусловно, является преимуществом. Существенным недостатком бимануальной факоэмульсификации является высокая травматичность в зоне основного ультразвукового разреза [52], т.к. здесь будет непосредственный контакт металлической УЗ иглы с окружающей тканью и при УЗ колебаниях трение происходит о ткань роговицы или склеры, что значительно увеличивает риск как механического, так и термического повреждения.

При сравнении потери эндотелиальных клеток в ряде работ показана большая потеря при биаксиальном подходе [78, 116]. Kahraman et al. (2007),

получили потерю ПЭК после выполнения биаксильной ФЭК (2 разреза по 1,4 мм) 6,2%, а после стандартной коаксиальной ФЭК (3,2 мм) 3,1% [116]. Т. Gonen et al. (2012), получили значительную потерю эндотелиоцитов после выполнения бимануальной торсионной ФЭК на плотных катарактах до 39% [103]. Доктор Dick отметил более высокую остроту зрения, степень послеоперационного астигматизма, эффективное время УЗ и низкую потерю ПЭК (1,4% против 7,8%) факоэмульсификации выполнения бимануальной после В сравнении С микрокоаксиальной [87]. И все же большинство работ не выявило статистически достоверной разницы в потере клеток при сравнении бимануальной И коаксиальной техник [91, 125, 126, 196].

При сравнении стандартной коаксиальной техники (разрез 2,75 мм и больше) и микрокоаксиальной (2,2-1,8 мм) можно отметить, что с уменьшением ширины разреза резко возрастает риск термического ожога в области тоннеля и риск механической травмы и как следствие негерметичность разреза с наружной фильтрацией [52, 128]. А вот хирургически индуцированный астигматизм будет меньше при меньшем разрезе.

При анализе потери эндотелиальных клеток большинство работ не выявило достоверной разницы между коаксиальной и микрокоаксиальной ФЭК. I. Can et al. (2010) сравнили все три подхода: стандартную коаксиальную ФЭК (2,8 мм), микрокоаксиальную (2,2 мм) и бимануальную (1,2 и 1,4 мм) [60]. Эффективное время У3 выше было в первой коаксиальной группе, затем BO 2-й микрокоаксиальной группе и меньше всего в 3-й биманульной группе. Время операции было максимальным в 3 группе и сравнимо в 1 и 2-й группах. Степень послеоперационного коаксиальной астигматизма максимальна В группе и минимальна биаксиальной группе, потеря эндотелиальных В клеток сопоставима в обеих группах.

Нельзя однозначно сделать выбор в пользу того или иного подхода, однако современные общемировые тенденции идут в сторону уменьшения ширины разреза, поэтому наибольшее распространение получили микрокоаксиальная и биаксиальная схемы, широкое распространение последней сильно ограничивает

отсутствие ИОЛ которые можно имплантировать через разрез менее 1,5 мм и которые обеспечивают стабильное положение в мешке на длительный срок.

Изложенное выше является обоснованием для использования микрокоаксиальной (2.2 мм) техники в настоящем исследовании.

# 1.4 Факоэмульсификация с фемтолазерной подготовкой как перспективное направление современной хирургии катаракты

# Общие сведения

Факоэмульсификация одна из самых массовых операций в мире. По данным международной организации здравоохранения сейчас в год выполняется около 19 миллионов операций по поводу катаракты, эта цифра увеличится до 32 миллионов к 2020 году и подавляющее большинство – это бесшовная хирургия катаракты.

За 2013 год по официальным данным более чем 3 000 глазных хирургов было обучено технологии факоэмульсификации катаракты с фемтолазерным сопровождением (ФемтоФЭК) [90]. Фемтосекундный лазер впервые был применен в клинической практике в 2001 году как новая технология формирования поверхностного лоскута при выполнении LASIK, а в последние годы был внедрен и в хирургию катаракты [124].

С одной стороны, эта технология выглядит весьма перспективной с точки зрения того, что потенциально может улучшить безопасность, прецинзионность, повторяемость, морфологические и функциональные результаты современной хирургии катаракты, с другой – любая новая технология приносит с собой дополнительные сложности, как с точки зрения доказательной базы эффективности клинического использования, так и с точки зрения экономической перспективы [37].

Все современные фемтолазеры построены на основе неодимового лазера со средней длиной волны 1 053 нм (ближний инфракрасный спектр) [90, 97, 140]. Особенность заключается в возможности фокусировать лазерную энергию в пятне диаметром около 3 мкм с точностью до 5 мкм [124]. Принципиальное отличие фемтолазеров от других типов лазера – это скорость, с которой посылаются импульсы. Сфокусированный ультракороткий импульс средней co (10<sup>-15</sup> продолжительностью 400-600 фемтосекунд секунды) исключает коллатеральное перифокальное повреждение окружающих тканей и их нагревание, как это происходит при использовании более медленных эксимерных или Nd:YAG лазеров [97]. Энергия фемтолазера поглощается с формированием микропузырьков плазмы. Плазма, состоящая из свободных электронов И ионизированных молекул, расширяется раздвигая окружающие ткани И практически мгновенно охлаждаясь, сжимается формируя кавитационную полость [124]. Воздушные микрополости выстроенные в ряд приводят к формированию лазерного реза и разделению ткани.

Процесс перехода лазерной энергии в механическую называется фотораспад или фоторазрушение (photodisruption). Таким образом, фемтолазеры теоретически не имея коллатерального повреждения окружающей ткани, разделяют последнюю линейно с шириной реза всего несколько микрон [90].

Соседние кавитационные полости не всегда перекрывают друг друга, формируя так называемые тканевые мостики, которые должны быть разделены механически.

#### Особенности причаливания

В начале лазерной части хирургического лечения, пациент укладывается на кушетку, голова фиксируется ровно на подголовнике. Сложности с правильным позиционированием головы могут возникнуть у пациентов с выраженным грудным кифозом. Затем на протяжении всего лазерного этапа пациент должен лежать спокойно в течение нескольких минут, для этого необходимо поддерживать вербальный контакт с пациентом.

Все коммерчески доступные лазерные платформы имеют существенные отличия в системе стыковки рабочей части лазера и глаза пациента (таблица 3), которые можно условно разделить на контактные (аппланационные) и бесконтактные (не аппланационные).

Таблица 3 – Особенности систем причаливания в различных моделях фемтосекундных лазеров [90]

Фемтолазер	Дизайн интерфейса	Размеры интерфейса			
Ziemer	Двухчастный интерфейс	Внутренний диаметр 13,5 мм;			
	на жидкостной оптике	Наружный диаметр 21,0 мм			
Catalys	Двухчастный неаппланационный	Внутренний диаметр 13,5 мм;			
	интерфейс на жидкостной оптике	Наружный диаметр 23,0 мм			
Lensx	Одночастный интерфейс	Внутренний диаметр 12,5 мм;			
	с мягкой контактной линзой	Наружный диаметр 19,8 мм			
Lensar	Robocone – двухчастный	Внутренний диаметр 12,7 мм;			
	не аппланационный интерфейс	Наружный диаметр 24,0 мм			
Victus	Двухчастный интерфейс	Внутренний диаметр 15,5 мм;			
	на жидкостной оптике	Наружный диаметр 21,0 мм			

Неаппланационные системы причаливания имеют ряд преимуществ. Вопервых, отсутствие прямого контакта роговицы с жесткой поверхностью интерфейса снижает риск образования складок на задней поверхности роговицы (десцеметовой мембране) [179], которые приводят к рассеиванию лазерных лучей и не полному лазерному резу, появлению таких осложнений лазерного лечения, как тканевые мостики по ходу капсулотомии, не полная капсулотомия (лепестки передней капсулы – «Tags») и пр. [15, 137, 182]. Так же показано, что при использовании бесконтактного жидкостного интерфейса значительно меньше повышается внутриглазное давление и менее выражены субконьюнктивальные геморрагии [97, 167]. ВГД во время набора вакуума повышается на 12-25 мм рт. ст. [49, 97, 167], считается, что при этом риск повреждения зрительного нерва, особенно у пациентов с глаукомой, практически отсутствует [206].

В рамках настоящего исследования использовался двухчастный интерфейс на жидкостной оптике.

# Особенности факоэмульсификации после фемтоподготовки

Если на фемто этапе выполнялись роговичные разрезы, то в начале хирургической части необходимо выполнить их активацию (раскрытие) т.к. почти всегда остается множество тканевых мостиков в плоскости реза. Роговичный лазерный разрез может иметь до 3 плоскостей. Чаще всего парацентезы выполняются в одной плоскости, а основной разрез в 2-3 плоскостях. Основное преимущество фемторазрезов – повторяемость, точность и стабильность архитектуры, лазер выполняет профиль строго как запрограммировал хирург [29, 133].

По данным D.S. Grewal et al. (2014) фемторазрезы имеют меньше раскрытия внутренних краев, меньше интерпозиции эндотелия и меньшее количество отслоек десцеметовой мембраны в зоне разреза по сравнению с мануальными [104]. А вот степень воспалительной реакции и степень альтерации окружающей ткани сопоставима с мануальными разрезами [135].

После активации роговичных разрезов в ПК вводится вискоэластик и хирург, предварительно убедившись в полноте капсулотомии, удаляет диск передней капсулы. В литературе описан целый ряд специфических осложнений передней фемтокапсулотомии: тканевые мостики, локальное отсутствие лазерного реза, так называемые лепестки (остатки капсульного диска соединенные перемычкой с краем фемторексиса – «tags»), удвоение лазерного реза, разрывы передней капсулы и прочее [76, 82, 137]. Считается, что мануальный рексис более прочный на разрыв по сравнению с фемторекисиом [38, 164]. Основными преимуществами фемторексиса являются: повторяемость и идеальная форма круга [100, 141]. Это обеспечивает лучшую центрацию ИОЛ [97, 121], уменьшает риск наклона ИОЛ [97, 122] и смещения ИОЛ в капсульном мешке в процессе фиброзных

послеоперационных деформаций последнего, что особенно важно для мультифокальных и торических ИОЛ [6, 97].

На этапе удаления ядра хрусталика хирург может использовать любую из техник, которые он использует при стандартной факоэмульсификации, разница будет лишь в том, что каждый этап будет проходить легче и быстрее. Раскол ядра зачастую происходит сам собой, не требуя каких то, дополнительных манипуляций, аспирация фрагментов хрусталика быстрая и с меньшими энергозатратами. Общее время ультразвука, средняя мощность ультразвука, время эффективного ультразвука (ЕРТ – effective phaco time) и CDE – все эти параметры характеризуют энергетическую составляющую. Практически во всех найденных нами работах они были достоверно ниже при использовании фемтолазерной подготовки [42, 74, 83, 123]. R.G. Abel et al. (2015), на большом материале (1 852 ФемтоФЭК и 2 228 мануальной ФЭК) показали статистически достоверно меньший уровень ЕРТ в группе с фемтосопровождением (p=0,0001) [42].

## Осложнения

Осложнения факоэмульсификации катаракты с фемтосопровождением можно разделить на осложнения лазерного этапа и хирургического [2].

Для осуществления разметки и выполнения лазерного лечения необходимо надежно фиксировать глазное яблоко пациента к рабочей части лазера, это обеспечивается посредством специального приспособления – «интерфейса». Во фиксируется всех существующих сегодня системах глаз с помощью перилимбального вакуумного кольца [10, 90]. Узкая глазная щель или слишком глубоко посаженное глазное яблоко в ряде случаев не позволяют установить вакуумное кольцо – это, наверное, единственная объективная причина, по которой лазерная часть лечения не может быть выполнена [9, 137]. Все остальные трудности лазерного этапа связаны, либо с чисто техническими проблемами, либо неадекватным поведением пациента и возникают чаще на этапе освоения технологии [163].

Невозможность раскрыть роговичные лазерные разрезы из-за неполного реза и различные варианты неполной капсулотомии – это две самые частые

проблемы хирургического этапа, которые, впрочем, легко устраняются [137]. Интраоперационное (во время мануального этапа хирургии) сужение зрачка является специфическим и относительно частым осложнением ФемтоФЭК [22, 42]. Во время лазерного этапа происходит повреждение внутриглазных структур, особое значение здесь играет капсулотомия. При повреждении эпителия передней капсулы после разрушения клеточной мембраны хрусталика, запускается арахидоновый каскад, который приводит к высвобождению большого количества медиаторов воспаления в непосредственной близости от сфинктера зрачка, что и может обуславливать интраоперационный миоз. Назначение за 1-2 операции наряду мидриатиками нестероидных часа до с противовоспалительных препаратов отчасти решает эту проблему [22, 204]. В литературе так же есть описание нескольких специфических для ФемтоФЭК, но редких осложнений – синдром капсульного блока, повреждение эндотелия лазером, отсутствие лазерного реза [105, 137, 161].

Описанные осложнения в большинстве случаев легко преодолимы и должны исчезать по мере усовершенствования лазерных систем, а так же техники хирургического вмешательства.

# Потеря ПЭК

Влияние того или иного травмирующего эндотелий фактора сильно зависит от особенностей техники хирурга, от индивидуальных присущих конкретному врачу манипуляций, от исходных настроек факоэмульсификатора для каждого этапа операции. При внедрении любой новой технологии в хирургическую практику требуется определенное время для адаптации хирурга к новым условиям, так называемый этап освоения технологии.

Если говорить о потенциальных преимуществах ФемтоФЭК с точки зрения безопасности эндотелия, то в первую очередь это снижение ультразвуковой травмы. Значительное снижение общей энергии ультразвука, израсходованной в ходе операции [42, 74, 83, 123] потенциально снижает риск травмы эндотелия. Предварительное лазерное разделение ядра (лазерный пречоп) значительно упрощает и ускоряет мануальный этап факофрагментации. Так называемая
пневмодиссекция – отделение ядра от кортикальных масс воздухом в ходе лазерного лечения, сокращает или даже полностью устраняет этап гидродиссекции в мануальной части. Лазерная капсулотомия вместе со всем вышеперечисленным снижает количество манипуляций в глазу, количество УЗ энергии и используемый объем ирригационного раствора, а также сокращает время операции. Влияние всех потенциально повреждающих эндотелий факторов (ультразвуковые, гидродинамические, механические) может быть снижено после фемтоподготовки.

Takacs et al. (2014), на 39-ти пациентах сравнили потерю клеток после ФемтоФЭК (лазер - Catalys) и после обычной ФЭК [97]. Через 1 день, 1 неделю и 1 месяц после операции ПЭК в группе ФЭК была немного ниже, чем в группе ФемтоФЭК, однако разница статистически недостоверна. Авторы полагают, что это может быть связано с большим разбросом данных в группе ФемтоФЭК. Krarup et al. (2014) 47 пациентам с неосложненными катарактами на одном глазу выполнили ФемтоФЭК, на другом стандартную мануальную ФЭК [123]. Через 3 дня после операции потеря ПЭК в ФемтоФЭК группе составила 9,1%, в контрольной (ФЭК) группе 8,2% (р=0,87), через 3 месяца 11,4% и 13,9% (р=0,3) соответственно. Через 3 месяца процент гексагональных клеток упал на 1,8% в ФемтоФЭК группе и на 1,4% в контрольной (ФЭК) группе, разница так же статистически не достоверна. Abell et al. (2014) на материале из 405 случаев (190 в группе ФемтоФЭК) обнаружили достоверно большее снижение плотности клеток в группе мануальной ФЭК через 3 недели после операции, однако через 6 месяцев потеря клеток была сопоставима в обеих группах [41]. Авторы особенно отметили, что у тех пациентов в группе ФемтоФЭК, которым выполнялись лазерные роговичные разрезы, потеря эндотелиальных клеток была ниже, чем в случаях, когда разрезы выполнялись вручную (р<0,05). Группа авторов из Чехии на 50 глазах (25 ФемтоФЭК) отметили достоверно меньшую потерю эндотелиальных клеток после ФемтоФЭК на следующий день после операции (1,1% против 3,8%), через 1 неделю после операции (4,5% против 6,2%) и через месяц после хирургии (5,1% против 9,3%) [115].

Доктор В. Dick (2013) сравнил потерю эндотелиальных клеток после выполнения ФемтоФЭК на одном глазу и традиционной мануальной ФЭК на контрлатеральном глазу у 73 пациентов [72]. Средний процент потери эндотелиальных клеток через 1 неделю после операции в ФемтоФЭК группе составил 7,9%, в контрольной – 12,1% (р<0,05), через 3 месяца – 8,1% и 13,7% (р<0,05) соответственно. В таблице 4 представлены сводные результаты потери ПЭК после ФЭК с фемтосопровождением обнаруженные в доступной литературе.

Таблица 4 – Средняя потеря эндотелиальных клеток роговицы после выполнения ФемтоФЭК в предшествующих исследованиях

Авторы,	Потеря ПЭК			
год исследования	1 день	1 неделя	1 месяц	3 месяца
Takacs, 2014, n=38 [97]	0,03%	0,03%	4,30%	_
Krarup, 2014, n=47 [123]	9,1%	—	11,4%	—
Kacerovská, 2013, n=25 [115]	1,1%	4,5%	5,1%	—
Conrad-Hengerer, 2013, n=73	_	7 9%	_	8.1%
[72]		,,,,,,		3,170

Очевидны возможности факоэмульсификации катаракты с фемтолазерной подготовкой потенциально улучшить как анатомические, так и функциональные, в первую очередь рефракционные результаты хирургии катаракты [29]. Еще одним преимуществом фемтолазера является возможность со 100-процентной повторяемостью формировать условия практически одинаковые после каждой процедуры фемтолазерного лечения. Мануальная часть хирургии при этом с одной стороны упрощается, с другой унифицируется, что потенциально позволяет использовать технологию ФемтоФЭК для сравнения различных хирургических подходов, техник и пр. в условиях приближенных к идеалу.

# 1.5 Традиционные методы оценки ультразвуковых и гидродинамических параметров во время факоэмульсификации катаракты и перспективы их усовершенствования

факоэмульсификаторы Современные обладают широчайшими возможностями по подбору параметров ультразвука и созданию индивидуальных программ в зависимости от поставленной задачи [70, 83]. Однако, на практике это изобилие зачастую приводит К тому, ЧТО индивидуальные настройки представляются хирургу чересчур сложными для понимания, И хирург предпочитает использовать лишь некоторые усредненные возможности. Чаще всего используются самые простые принципы построения настроек или базовые, предложенные производителем факоэмульсификатора. На самом деле, понять индивидуализированные настройки совсем не сложно, а скорее интересно, к тому же, потраченное время компенсируется комфортом и быстротой выполнения факоэмульсификации.

По сходному принципу чаще всего решаются вопросы об используемых расходных материалах (ирригационных растворов, вискоэластиков). Зачастую хирурги предпочитают работать с наиболее привычными УЗ иглами, сливами и факоэмульсификаторами.

Для того, чтобы сравнить настройки факоэмульсификаторов, расходные материалы, или различные приборы между собой, во всех современных научных работах используется проспективное рандомизированное исследование. Формируется выборка пациентов (глаз), которые сходны по основным анатомофизиологическим характеристикам переднего и заднего отрезка глаза [26, 56]. После чего одним хирургом, с использованием одной техники операции при прочих равных условиях, кроме анализируемого параметра, выполняется операция. Результаты логично оцениваются по выходным данным прибора: время УЗ, средняя мощность УЗ, время эффективного УЗ, объем аспирированной жидкости, время аспирации и т.д. [66, 85]. Описанный подход имеет несколько серьезных недостатков. Невозможно подобрать два абсолютно одинаковых по своим анатомо-физиологическим характеристикам глаза. Такие характеристики, как толщина и форма роговицы, глубина передней камеры, ширина зрачка, состояние связочного аппарата хрусталика, свойства капсулы хрусталика и пр., имеют большую вариабельность [25]. Отдельно необходимо оценить плотность ядра хрусталика, т.к. этот параметр имеет принципиальное значение в оценке УЗ и гидродинамических данных [30, 69]. В настоящий момент не существует объективного способа оценки плотности хрусталика. Существующие классификации представлены либо в описательной форме [13], либо на основе стандартной фотографии [69]. Шемпфлюг камера [30, 142], которая дает информацию об оптической плотности вещества хрусталика, но не сообщает нам ничего о его механической твердости, также не приближает нас к реальной оценке этого параметра.

Одна из наиболее популярных классификаций широко используемая в научных исследованиях на сегодняшний день - классификация LOCS III – Lens Opacities Classification System III [69]. NC (Nucleus Color) – цвет ядра, основной параметр по которому можно оценить плотность ядра хрусталика. Обычно этот параметр оценивается независимым исследователем, от которого скрыта вся остальная информация по данной научной работе. Для цифрового представления используются десятичные дроби. Например, если плотность ядра исследователю кажется промежуточной между 3 и 4 стандартными фотографиями, но чуть больше к 4, то он выставляет оценку плотности как 3,6 и т.д. Но, например, максимальная плотность (NC6) в этой классификации больше похожа на начальную ядерную катаракту с ядром буроватого оттенка.

Принципиальное значение имеет сопоставимость хирургических условий в момент удаления вещества хрусталика. Последние очень сильно зависят от подготовительных этапов: основной доступ, капсулорексис, способ фрагментации ядра. Хирургу крайне сложно выполнить роговичный разрез одинаковой конфигурации, длины, ширины, формы и расположения у двух разных пациентов,

то же касается и капсулорексиса [100, 121]. Практически у всех пациентов условия, в которых выполняется аспирация хрусталика, будут отличаться.

Существуют методики объективного in vitro сравнения УЗ и гидродинамических параметров, но это исключительно лабораторные исследования, и они далеки от реальной клинической картины [86].

Условно можно разделить существующие разновидности УЗ по принципу геометрии колебаний на три основных типа – продольный, поперечный (торсионный) и смешанный (эллипс). Преимуществами торсионного ультразвука, которые позволили ему в настоящее время выйти на лидирующие позиции, являются минимальный эффект отталкивания фрагментов хрусталика и минимальный риск ожога тоннельного разреза [86, 107, 108, 118, 129, 194, 210]. «Сбривающие» движения рабочей части иглы факоэмульсификатора почти не отталкивают фрагменты и их амплитуда на срезе в четыре раза больше амплитуды движения иглы в зоне разреза [183].

В то же время продольный ультразвук, в основе работы которого лежит эффект «отбойного молотка», более эффективен за счет того, что измельчает фрагменты до предельно возможных к аспирации, не тратя энергию на «избыточное» измельчение хрусталикового вещества, в отличие от «shearing» – эффекта торсионного УЗ.

В случае окклюзии просвета развальцованной изогнутой иглы, при работе торсионным ультразвуком, для восстановления проходимости просвета необходим импульс продольного ультразвука, который либо оттолкнет обтурировавший просвет фрагмент, либо разрушит его на более мелкие, пригодные к аспирации фрагменты. Такая окклюзия не может быть разрешена осцилляторными движениями торсионного ультразвука, следовательно, необходима его рациональная комбинация с продольным ультразвуком.

Этот принцип положен в основу работы технологии Ozil IP [107, 108, 208], когда в момент окклюзии, при нарастании вакуума в системе, автоматически, без участия хирурга подается импульс продольного ультразвука, разрешающий окклюзию. Т.е. в этом варианте участие продольного ультразвука минимально,

и используется только для решения проблемы окклюзии иглы и неподконтрольно хирургу.

Другие варианты рациональной комбинации торсионного и продольного ультразвука позволяет создавать интерфейс custom pulse факоэмульсификатора Infinity (Infinity Vision Sistem. Alcon inc.) или различные режимы прерывного (pulse, burst) ультразвука факоэмульсификатора Centurion (Centurion vision system Alcon inc.). В этом режиме хирургом задается цикл ультразвука, который состоит из импульса торсионного и продольного ультразвука. При создании цикла задаются мощность торсионного и продольного ультразвука, продолжительность их работы и длительность промежутков между ними.

Чередование торсионного и продольного ультразвука представляется заманчивым, поскольку не только решает проблему окклюзии фрагментами вещества хрусталика иглы при работе торсионным ультразвуком, но и позволяет использовать мощностные преимущества продольного ультразвука. Доля участия продольного ультразвука в таком цикле подконтрольна хирургу и может варьировать в соответствии с хирургической ситуацией [94].

Обе эти комбинации кажутся рациональными. Однако количественное их сравнение является сложной методологической задачей. Дооперационная оценка состояния переднего и заднего отделов глаза носит субъективный и весьма ориентировочный характер, что делает, как было показано выше, подбор сравнимых групп практически невозможным.

Факоэмульсификация плотных катаракт связана, с высоким риском осложнений ведущих к ограничению или удлинению времени реабилитации таких [26, 31. 70. 199]. Интраоперационная пациентов травма обусловлена ультразвуковыми, гидродинамическими и механическими факторами [13, 71]. Оптимизация этих показателей путем совершенствования индивидуальных настроек прибора является актуальной задачей современной хирургии катаракты. Адекватно подобранные настройки факоэмульсификатора могут существенно снизить частоту осложнений и ускорить восстановление зрительных функций после операции [20, 26].

Таким образом, плотный хрусталик является одним из основных факторов риска в катарактальной хирургии. Повреждение структур переднего отрезка глаза во время аспирации плотного ядра обусловлено ультразвуковой, ирригационной и механической травматизацией. Если механическая травма в основном зависит от мануальных навыков хирурга, то первые две больше связаны с рациональностью подбора ультразвуковых и гидродинамических настроек факоэмульсификатора.

Поиску наиболее эффективных параметров прибора посвящено большое количество научных работ. Все они основаны на оценке различных ультразвуковых и гидродинамических показателей и используют две независимых группы сравнения. На результаты таких исследований существенное влияние оказывают различия в особенностях исходного состояния глаз пациентов и условиях хирургического вмешательства. Сравнение в лабораторных условиях лишено этих недостатков, но имеет существенное ограничение так как не отражает реальную хирургическую ситуацию.

Внедрение фемтосекундного лазера в хирургию катаракты, как это обычно бывает со всеми новыми технологиями, в начале было сопряжено с определенными трудностями. В настоящий момент эта технология заняла свою нишу в катарактальной хирургии и как показали многочисленные исследования дает определенные преимущество по сравнению с традиционной мануальной техникой. Так же стали появляться альтернативные способы использования фемтосекундного лазера.

Таким образом, традиционные методы оценки ультразвуковых и гидродинамических показателей факоэмульсификации имею ряд существенных недостатков, что делает поиск новых вариантов сравнения актуальным. Возможности современных факоэмульсификаторов в плане ультразвуковых настроек огромны, что позволяет совершенствовать последние для увеличения безопасности хирургии, особенно при удалении плотных хрусталиков.

## ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

#### 2.1 Общая характеристика групп пациентов

Клиническое исследование было выполнено в Санкт-Петербургском филиале НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава России в период с 2008 по 2019 гг. Перед операцией все пациенты подписывали информированное согласие на хирургическое вмешательство. Работа была одобрена локальным этическим комитетом и выполнена согласно нормам Хельсинской декларации.

В исследование вошло 460 пациентов (460 глаз) с возрастной катарактой различной степени плотности. Плотность хрусталика оценивалась по классификации Lens Opacities Classification System III (LOCS III, 87).

Дизайн исследования представлен на рисунке 1.



Рисунок 1 – Дизайн исследования

В соответствии с поставленными задачами все пациенты были разделены на 4 группы:

1 группа – 240 пациентов (240 глаз) с катарактами различной степени плотности.

2 группа – 60 пациентов (60 глаз) с возрастной катарактой плотностью NC6+.

3 группа – 88 пациентов (88 глаз) с возрастной катарактой различной степени плотности.

4 группа – 72 пациента (72 глаза) с возрастной катарактой плотностью NC6+. Критерии исключения из исследования:

- Прозрачный хрусталик.
- Подвывих хрусталика или слабость Цинновой связки.
- Мелкая передняя камера глаза (менее 2,5 мм по данным ультразвуковой биометрии).
- Эндотелиальная дистрофия роговицы со сниженной плотностью клеток (менее 1 700 кл. мм<sup>2</sup>).
- Зрачок менее 5 мм в начале операции.
- Помутнения роговицы затрудняющие визуализацию в ходе хирургии.
- Авитрия.
- Увеальная катаракта.

## Характеристика пациентов 1 группы

Для решения первой поставленной задачи проведен ретроспективный анализ историй болезни 240 пациентов (1 группа), прооперированных по поводу возрастной катаракты различной степени плотности в период с 2008 по 2011 год. Все операции выполнены опытными хирургами на факоэмульсификаторе Infinity Vision System (Alcon inc.).

Данная группа пациентов была разделена на две подгруппы: «Плотные» и «Мягкие». В подгруппу «Плотные» вошли пациенты с плотностью хрусталика NC6+ по классификации LOCS III [69]. В подгруппу «Мягкие» вошли пациенты с плотностью хрусталика NC1 – NC5.

Характеристика первой группы пациентов с учетом пола и возраста представлена в таблице 5.

Таблица 5 – Распределение пациентов первой группы исследования по гендерному и возрастному составу

Характеристики	Подгруппа «Плотные»	Подгруппа «Мягкие»
Пациенты (глаза)	120 (120)	120 (120)
Возраст	68±4,3 лет	66±5,6 лет
Пол, муж/жен	35/85	43/77

Пациенты с наличием подвывиха хрусталика, авитрии, помутнений роговицы, посттравматических рубцовых изменений переднего отрезка глаза, декомпенсированной глаукомы (когда планировалось комбинированное вмешательство) были исключены из ретроспективного анализа.

## Характеристика пациентов 2 и 3 групп

В рамках решения 3-4 задач, было выполнено сравнение различных вариантов ультразвуковых настроек факоэмульсификатора Infinity Vision System (Alcon inc.) виртуально и с помощью методики «Фемтосравнение». Характеристика второй и третьей группы пациентов с учетом пола и возраста представлена в таблице 6.

Таблица 6 – Распределение пациентов второй и третьей групп исследования по гендерному и возрастному составу

Характеристики	Группа 2	Группа 3
Пациенты (глаза)	60 (60)	88 (88)
Возраст	69±3,7 лет	73±5,6 лет
Пол, муж/жен	22/38	25/63

Критерии исключения во 2-3 группах:

• Интраоперационные осложнения (разрыв задней капсулы, выпадение стекловидного тела и прочее).

Пациентам 2 группы с плотными ядрами (NC6+) выполнялось сравнение трех вариантов настроек, полученных после виртуального тестирования различным соотношением торсионного с И продольного ультразвука. Для этого пациенты были разделены на 3 подгруппы (подгруппа № 1, № 2, № 3) в каждой из которых выполнялось сравнение двух вариантов настроек между собой.

Пациенты третьей группы с целью определения эффективности лучших из трех анализируемых во 2 группе настроек для разных плотностей хрусталиков были разделены на 3 подгруппы: мягкие, средней плотности и плотные. В группу мягких катаракт (33 глаза) вошли глаза NC 1-3 по классификации LOCS III, в группу средней плотности (27 глаз) попали глаза NC 4-5 и в группу плотных катаракт (28 глаз) вошли глаза NC6 и более.

### Характеристика пациентов 4 группы

С целью решения пятой задачи настоящего исследования была сформирована 4 группа пациентов – 72 пациента (72 глаза) с плотными катарактами (NC6+ LOCS III). Пациенты данной группы случайным образом были разделены на 2 подгруппы в зависимости от используемых ультразвуковых параметров: COMBI (основная) и OZIL IP (контрольная).

Обе группы пациентов были сопоставимы по гендерно-возрастным характеристикам, сопутствующей глазной патологии, степени зрелости и плотности катаракты (таблица 7).

Параметры	COMBI (n=33)	OZIL IP (n=39)	р
Пол			
Мужчины	14	15	>0,05
Женщины	19	24	
Возраст	75,04±7,09	74,07±8,01	>0,05

Таблица 7 – Гендерно-возрастные характеристики пациентов

# 2.2 Программы используемые для виртуального тестирования настроек и их возможности для создания комбинированных настроек с целью удаления плотных хрусталиков

# Программа Doctor View (Mech. Simulator) для факоэмульсификаторов Infinity и Centurion Vision System

Для создания и электронного тестирования настроек в настоящем исследовании использовали программу Dr. View (Mech. Simulator). Программа Dr. View компьютерный симулятор оригинального прибора. ЭТО Программа устанавливается на персональный компьютер с операционными системами Windows или Macintosh и позволяет не только изучать интерфейс, но и настройки После тестировать В режиме реального времени. запуска программы открываются два окна. В левом окне изображение (рисунок 2), которое хирург видит на экране реального прибора и нажимая мышкой на все клавиши он может делать то, что делал бы в операционной настраивая прибор. Справа вспомогательное окно, в котором можно увидеть детализацию настроек каждого этапа, бегунки имитирующие уровень вакуума И положение ножной педали управления, а так же массу другой вспомогательной информации.



Рисунок 2 – Вид программы Dr. View для Infinity Vision System

После создания собственных настроек их можно протестировать на компьютере прежде чем использовать в операционной. Поскольку компьютерная программа позволяет получить данные по ультразвуку и гидродинамике виртуально, создание субъективных настроек с их последующим тестированием позволит получить параметры (расход УЗ энергии, количество ирригационного раствора и т.д.), которые в последующем возможно использовать в условиях операционной. Представляется целесообразным создание двух типов настроек, сходных по определенному критерию при виртуальном тестировании, что в реальной хирургической ситуации позволит провести сравнение и выяснить, которая из них является более эффективной.

## Подрежим custom pulse и его возможности в создании комбинированных настроек для аспирации плотных хрусталиков

Наиболее удобным комбинированных УЗ ДЛЯ создания настроек является подрежим custom pulse прибора Infinity Vision System (рисунок 3), пульсовые настройки, в которых который позволяет создавать импульс торсионного УЗ чередуется с импульсом продольного УЗ и после каждого импульса следует промежуток.



Рисунок 3 – Вид окна с опциями подрежима custom pules факоэмульсификатора Infinity Vision System

(торсионного ультразвука быть Мощность И продольного) может фиксированной или линейно увеличивающейся от 0 до 100%. Время включения УЗ может быть фиксированным или линейно увеличиваться, или уменьшаться. При линейном увеличении/уменьшении мощности продольного УЗ прибор минимально позволяет выставить диапазон от 5 мс до 25 мс, а максимально от 100 мс до 500 мс и, наоборот, соответственно. Следовательно, самый короткий импульс продольного УЗ, который может выдать Infinity Vision System равен 5 мс. Соответственно, при фиксированном времени включения, минимальная продолжительность импульса торсионного УЗ равна 20 мс, диапазон увеличения/уменьшения мощности будет от 20 мс до 500 мс при увеличении и от 500 мс до 20 мс при уменьшении.

Время выключения или свободный промежуток без УЗ после торсионного и продольного импульсов может быть фиксированным или линейно уменьшаться. При фиксированном промежутке он будет варьировать от 0 до 500 мс.

При линейно уменьшающейся продолжительности и минимальном промежутке диапазон получится от 2 500 мс до 0 мс, при максимальном времени промежутка от 2 500 мс до 500 мс.

Принцип ограничений настроек в подрежиме custom pulse настраивает хирурга на увеличение мощности УЗ, уменьшение промежутка и любые вариации со временем УЗ. Логика увеличения мощности при продвижении педали в третьей позиции может быть оправдана, прежде всего при торсионном УЗ, но и при продольном она не лишена смысла. Особенности торсионного УЗ говорят о том, что его предпочтительнее использовать во время удаления периферических слоев хрусталика, то есть более мягких слоев близких к эпинуклеусу. Чем ближе к центру ядра, тем более эффективно должен работать продольный УЗ, добавляя комбинации больше мощности, для более эффективной аспирации самых плотных участков. Таких тонких возможностей настроек не дает подрежим custom pulse.

При работе с изогнутыми ультразвуковыми иглами типа Кельман, наиболее рациональным выглядит использовать линейное увеличение мощности торсионного УЗ, при этом продольный ультразвук оставить фиксированной мощности, но с линейно увеличивающейся продолжительностью импульса. Хирург ножной педалью, в любом случае, будет контролировать УЗ параметры при этом поверхностные более мягкие слои будут удаляться, преимущественно используя торсионный УЗ (педаль находится в первой половине 3-й позиции), а чем плотнее вещество хрусталика, тем более активно будет использоваться половине УЗ (педаль находится во второй 3-й продольный позиции). Продолжительность импульса торсионного УЗ остается фиксированной, что бы в конце третьей позиции постепенно нарастающий импульс продольного УЗ по продолжительности был равен около 30-60% от торсионного. Дальнейшее увеличение продолжительности импульса продольного УЗ нецелесообразно, так как приводит к более выраженному эффекту отталкивания, а при использовании относительно невысокого уровня аспирации и вакуума, фрагмент не будет удерживаться на срезе иглы и эффективность аспирации снизится.

Промежутки после каждого ультразвукового импульса так же имеют принципиальное значение. После продольного ультразвука продолжительность промежутка должна быть, с одной стороны, максимальной для возврата и удержания фрагмента, если произошло его отталкивание от среза иглы, с другой стороны, она должна быть минимальной для того, чтобы не удлинять время аспирации и ее эффективность, если отталкивания не произошло. Соотношение продолжительности промежутка относительно продолжительности предшествующего импульса продольного УЗ может быть равна примерно 1:1 или 1:2 т.е. промежуток должен составлять либо 100% либо 200% от продолжительности УЗ. Чем плотнее ядро, тем больше будет импульс УЗ и больше промежуток. Если говорить о промежутке после импульса торсионного УЗ. то теоретически его можно выставить равным – 0, если исходить из того, что у торсионного УЗ вообще нет эффекта отталкивания и нагрева в зоне стержня иглы. Однако, скорее всего эти негативные эффекты должны присутствовать, хотя и в гораздо меньшей степени, чем у продольного УЗ, а значит продолжительность этого промежутка должна быть минимальной для обеспечения удержания фрагмента у среза и практически не должна удлинять время аспирации, если отталкивания не происходит.

Интерфейс Custom Puls факоэмульсификатора Infinity Vision System (Alcon inc.) предоставляет широкие возможности для создания и усовершенствования настроек с использованием торсионного и продольного УЗ в одном цикле, а электронная программа симулятор не только облегчает этот процесс, но и позволяет выполнять предварительное виртуальное тестирование различных вариантов последних.

## 2.3 Гидродинамические настройки, использованные в настоящем исследовании

Современные факоэмульсификаторы позволяют создавать огромное количество вариантов настроек ультразвука и гидродинамики и их комбинаций

и выполнить их полное сравнение невозможно даже в электронном виде, не говоря уже о реальных клинических условиях. Так же учитывая, что была поставлена задача создания комбинированных настроек продольного и торсионного УЗ, вначале было решено определить гидродинамические настройки.

Агрессивные гидродинамические настройки, бесспорно, увеличивают скорость аспирации хрусталика, но, с другой стороны, они увеличивают риск интраоперационных осложнений и интраоперационной травмы. Важно, что при аспирации именно плотных фрагментов какой бы высокий вакуум и скорость аспирации не будут выставлены, пока ультразвук не разрушит фрагмент до предельно маленького размера возможного для аспирации, он не будет аспирирован. В большинстве исследований по оценке эффективности различных гидродинамических настроек хирурги использовали относительно высокий уровень вакуума от 200 до 600 мм рт. ст., высоту бутылки (70 см и выше) и различные скорости аспирации (15-45 см<sup>3</sup> мин) во время удаления плотных хрусталиков [50, 70, 145, 194, 199].

В соответствии с этими данными, а также, учитывая личный опыт, в настоящем исследовании использовались следующие гидродинамические настройки: высота бутылки 95 см, вакуум 200-350 мм рт. ст. и скорость аспирации фиксированная 30 см<sup>3</sup> мин (рисунок 4).



Рисунок 4 – Гидродинамические параметры использованные во всех тестируемых и рабочих настройках настоящего исследования

#### 2.4 Методы обследования и анализируемые параметры

#### Методы дооперационного обследования

На предоперационном диагностическом обследовании всем пациентам выполнялся набор стандартных диагностических исследований пациента, идущего на хирургию катаракты:

- Визометрия проводилась по стандартной методике с использованием проектора знаков SZP-111 фирмы Carl Zeiss Meditec (Германия), таблицы Сивцева-Головина и стандартного набора стекол.
- Тонометрию проводили на пневмотонометре Tomey П-1000 и 10 граммовым грузиком по Маклакову под местной анестезией.
- Кератометрия выполнялась на автокератометре Tomey RL-5000 по стандартной методике.
- Авторефрактометрия Тотеу RC-5000.
- УЗ биометрия Тотеу AL-3000.
- Пахиметрия Тотеу ЕМ-3000.
- Периметрия ПРП-60.
- Ультразвуковое В-сканирование (УБМ) Aviso.
- Для оценки состояния эндотелия роговицы использовали зеркальный эндотелиальный микроскоп Tomey EM-3000 (Tomey, Japan). Эндотелиальная микроскопия осуществлялась по следующей методике. Сначала выполнялся снимок центральной зоны роговицы, затем еще 6 последовательных снимков в 6 точках на средней периферии роговицы примерно в 3 мм от лимба (рисунок 5).



Рисунок 5 – Схема расположения на роговице точек выполнения снимков эндотелиальным микроскопом

- Расчет ИОЛ выполнялся по формулам МНТК и с помощью прибора IOL Master 500 (Carl Zeiss meditec).
- Биомикроскопия и офтальмоскопия глазного дна осуществлялись в условиях медикаментозного мидриаза с использованием щелевой лампы SM-70 фирмы Takagi (Япония) и бесконтактной линзы +60 D фирмы ОЛИС (Россия). До операции оценивалось состояние придаточного аппарата глаза, коньюнктивы, роговицы (наличие изменений по типу cornea guttata, псевдоэксфолиаций), передней камеры, зрачка (степень мидриаза) и хрусталика (локализация и выраженность помутнений, наличие признаков подвывиха хрусталика).
- Определение степени плотности ядра хрусталика на дооперационном этапе проводилось с использованием классификации LOCS III. Опытный катарактальный хирург, от которого была скрыта информация о проводимом исследовании оценивал степень помутнений (NO) и цвет ядра (NC), сравнивал со стандартной фотографией и определял плотность ядра до десятых долей от 0,5 до 6,5+.

## Хирургическое оборудование

• Фемтосекундный лазер Victus.

- Операционный микроскоп (Opmi Lumera 700).
- Факоэмульсификатор Infinity Vision System.
- Система Callisto Eye<sup>TM</sup> (Carl Zeiss Meditec)

## Регистрация основных ультразвуковых, гидродинамических и временных параметров после аспирации ядра хрусталика в группах 1-4

После удаления ядра хрусталика или его фрагментов фиксировались следующие параметры:

- Общая рассеянная энергия УЗ (Cumulative Dissipated Energy), которая рассчитывается по формуле: (Phaco Time × Average Phaco Power) + (Torsional Time × 0,4 × Average Torsional Amplitude).
- Время аспирации (Aspiration Time) время работы во второй и третьей позиции педали в секундах минус время окклюзии.
- Количество аспирированной жидкости (Estimated Fluid Usage) объем жидкости (мл/мин), прошедший через систему за указанное время.

Следует отметить, что ключевой в настоящем исследовании параметр – CDE используется только в факоэмульсификаторах компании Alcon, измеряется в условных единицах и отражает суммарную затраченную ультразвуковую энергию на конкретном этапе хирургии. Этот параметр является универсальным с точки зрения оценки ультразвуковой составляющей при факоэмульсификации и (Effective Phaco параметру EPT Time) рассчитывается аналогично В факоэмульсификаторах других производителей. В настоящей работе все хирургические вмешательства выполнялись на факоэмульсификаторе Infinity (Alcon inc.) следовательно, значения CDE полученные из одного источника применимы к сравнению.

## Клинико-функциональные исследования, выполнявшиеся пациентам 4 группы в послеоперационном периоде

Пациентам 4 группы до операции и в различные сроки после операции (1 день, 1 неделя, 6 месяцев) выполнялись следующие обследования:

- Субъективная оценка максимально корригированной остроты зрения вдаль, по той же методике что и до операции.
- Оценка толщины роговицы в центре по данным кератотомографии (Тотеу EM-3000).
- Состояние эндотелия роговицы по данным конфокальной биомикроскопии по той же схеме, что и до операции (Tomey EM-3000).
- Оценка толщины цилиарного тела с помощью УБМ (Aviso) (1-3 день).

### 2.5 Техника хирургического вмешательства

Предоперационная подготовка больных включала:

- Для достижения необходимого уровня мидриаза выполнялась 3-х кратная инстилляция 50 мг фенилэфрина гидрохлорида и 8 мг тропикамида в течение 2-х часов перед хирургическим вмешательством.
- С целью профилактики интраоперационного миоза 3-х кратно вместе с мидриатиком выполнялись инстилляции нестероидного противовоспалительного препарата (диклофенак, индометацин).
- Анестезиологическое пособие выполнялось по общепринятой методике.

Всем пациентам была выполнена микрокоаксиальная факоэмульсификация катаракты через основной роговичный разрез 2,2 мм с использованием Infinity факоэмульсфикатора Vision System (Alcon inc.). В качестве вископротектора использовался дисперсивный вискоэластик «Вискоат» (3% гиалуронат натрия и 4% хондроитин сульфат), перед имплантацией ИОЛ в ПК «Провиск» (1,0%) вводился когезивный вискоэластик гиалуронат натрия 4,0% хондроитин сульфат) (ООО «Алкон Фармацевтика»). Для дробления и аспирации ядра хрусталика использовался торсионный и/или продольный тип ультразвука, гравитационный принцип ирригации и перистальтическая помпа в качестве движущей силы аспирации. Аспирация кортикальных масс

осуществлялась с помощью бимануальной системы с канюлями калибра 23G (Титан Медикал). Гибкие ИОЛ имплантировались с помощью техники «wound assisted» и использованием системы доставки MONARCH D-картридж (Alcon inc.). После удаления вискоэластика выполнялась герметизация глаза путем гидратации парацентезов и при необходимости основного разреза. В завершении операции выполнялась субконьюнктивальная инъекция антибиотика и кортикостероида.

#### Особенности хирургической тактики у пациентов 1 группы

Все операции в 1 группе были выполнены тремя опытными хирургами высшей квалификационной категории, владеющими в совершенстве технологией (более 3 000 вмешательств по поводу катаракты). После выполнения двух парацентезов (1,2 мм) и основного разреза (2,2 мм) в ПК вводился дисперсивный вискоэластик и выполнялся передний непрерывный круговой капсулорексис. Мобилизация ядра достигалась выполнением гидродиссекции и гидроделинеации. Для дробления ядра и аспирации фрагментов использовались различные хирургические подходы (Divide and Conquer, Quick Chop, Stop & Chop) в зависимости от предпочтений хирурга. Для аспирации фрагментов ядра во всех случаях использовалась ультразвуковая игла MiniFlared Tip с углом изгиба 22 градуса и углом среза 30 или 45 градусов. Настройки факомашины выбирались в соответствии с индивидуальными предпочтениями хирургов. После удаления ядра выполнялась бимануальными кортикальных масс, имплантировалась гибкая ИОЛ в капсульный мешок, остатки вискоэластика удалялись из ПК. Операция завершалась герметизацией роговичных разрезов.

## Особенности хирургической тактики у пациентов 2 и 3 групп

У пациентов 2 и 3 групп для сравнения различных вариантов ультразвуковых настроек использовалась методика «Фемтосравнение». После стандартной предоперационной подготовки выполнялась фемтолазерная часть вмешательства.

С помощью фемтосекундного лазера «Victus» всем пациентам была выполнена передняя капсулотомия, фрагментация ядра и основной роговичный

разрез. Для фрагментации ядра использовались четыре радиальных реза (максимальный наружный диаметр 8 мм) (рисунок 6) и в ряде случаев выполнялось 3 центральных циркулярных реза (максимальный наружный диаметр 2 мм). Настройки лазера представлены в таблице 8.



Рисунок 6 – Ядро разделено на 4 равные фрагмента фемтолазером

Таблица 8 – Настройки фемтосекундного лазера для выполнения капсулотомии и факофрагментации

Параметры	Капсулотомия	Факофраги	ментация	
Количество резов	1	3-циркулярных	4 радиальных	
Максимальный	5.5 мм	2 мм	8 мм	
наружный диаметр	- ,			
Расстояние между	6/4	10/10	10/10	
точками/линиями (мкм)				
Энергия импульса (наноджоули)	5 500	8 000	8 000	

После выполнения лазерного этапа пациенты переводились в другую операционную, где через 10-20 минут выполнялся хирургический этап

вмешательства. После выполнения двух парацентезов (1 мм) в переднюю камеру вводился дисперсивный вискоэластик Вискоат (Alcon inc.). Затем факочоппером проверялась завершенность капсулотомии и капсульный диск удалялся цанговым пинцетом 23G (Титан Медикал). Все операции выполнялись одним хирургом с использованием наконечника MiniFlared Tip с углом среза 45° (Alcon inc.).

В ряде случаев для облегчения разделения ядра на фрагменты, предварительно, согласно циркулярному лазерному резу, с использованием торсионного УЗ был сформирован кратер в центре ядра хрусталика (рисунок 7). Затем ядро было разделено чоппером и шпателем на 4 фрагмента соответственно радиальным лазерным резам.



Рисунок 7 – Сформированный центральный кратер по циркулярным лазерным резам

После разделения ядра на фрагменты выполнялась аспирация последних с использованием техники «bevel down» (срез УЗ иглы направлялся вниз). Аспирация кортекса, имплантация ИОЛ выполнялись по стандартной технике.

## Особенности хирургической тактики у пациентов 4 группы

Всем пациентам 4 группы была выполнена классическая мануальная факоэмульсификация одним хирургом с использованием одной техники дробления ядра (Stop & Chop). Все операции выполнялись с использованием наконечника MiniFlared Tip с углом среза 45°. После выполнения двух ΠК вводился дисперсивный парацентезов В вискоэластик. Передний 23G капсулорексис выполнялся цанговым пинцетом использованием с Eye<sup>TM</sup>. системы слежения Callisto Основной разрез выполнялся одноразовым металлическим кератомом 2,2 мм на 110° так же с использованием Callisto Eye<sup>TM</sup>. Далее выполнялась борозда, ядро делилось на 2 половины, каждая из которых методом вертикального чопа дробилась на 3 фрагмента, каждый из которых последовательно аспирировался с использованием техники «bevel down». После бимануальной аспирации кортикальных масс имплантировались гибкие модели ИОЛ фирмы Alcon и Human Optics в капсульный мешок. На всех хирургических этапах, кроме аспирации фрагментов использовались одинаковые настройки прибора. На этапе формирования борозды использовался линейный торсионный УЗ мощностью от 40 до 100%, при выполнении чопа устанавливался режим вспышка с продольным УЗ мощностью 70%, кортикальные массы аспирировались на вакууме 500 мм рт. ст. и скорости аспирации 20 см<sup>3</sup> мин (рисунок 8).

На этапе удаления фрагментов ядра в подгруппе OZIL IP использовались настройки на основании системы IP (рисунок 9), в подгруппе COMBI настройки комбинированного УЗ полученные при решении 3 и 4 задач настоящего исследования.



А – выполнение борозды; Б – выполнение ЧОПА; В – удаление кортикальных масс.

Рисунок 8 – Настройки факоэмульсификатора на этапах операции



Рисунок 9 – Настройки системы IP для подгруппы OZIL IP

В послеоперационном периоде наблюдение за пациентами проводилось согласно установленным в клинике рекомендациям. Кроме того, выполнялись обследования описанные выше (гл. 2.4).

## 2.6 Методы статистической обработки данных

Статическая обработка данных пациентов в 1, 2, 3 и 4 групп была выполнена с помощью скриптов, реализованных на языке программирования «R».

Первая и четвертая группы содержали по две независимые подгруппы случаев хирургического лечения катаракты; сравнение между подгруппами происходило по качественным и количественным признакам. Для выявления статически значимых отличий между двумя подгруппами по каждому качественному признаку (типы осложнений) на уровне значимости 0,05 был использован критерий  $\chi^2$  с поправкой Йейтса. Так как размер выборки был достаточно большой (n=120, n=88), то из двух альтернатив – тест  $\chi^2$  и точный тест Фишера – был выбран первый. После получения значений p-value для каждого типа

осложнений была произведена коррекция этих значений на множественное тестирование с помощью поправки Беньямини-Хохберга (Benjamini-Hochberg). Затем, были отобраны типы осложнений, для которых скорректированное значений p-value было ниже установленного уровня статистической значимости 0,05.

Для проверки нормальности распределения количественных признаков (CDE, объем аспирированного вещества, время аспирации, острота зрения, пахимитрия, ПЭК, плеоморфизм, полимегетизм, толщина цилиарного тела) внутри каждой подгруппы был применен тест Шапиро-Уилка, и на уровне значимости 0,05 была отвергнута нулевая гипотеза для каждого признака (НО: случайная величина распределена нормально). Поэтому, количественные признаки рассматривались в анализе как имеющие ненормальное распределение. Для сравнения значений количественных признаков между подгруппами Манна-Уитни U-критерий использовался непараметрический И уровень статистической значимости 0,05.

Вторая группа пациентов включала три самостоятельные подгруппы, каждая из которых представляла собой зависимые выборки количественных признаков. Поскольку методика сравнения ультразвуковых настроек предполагает сопоставление в один момент времени только двух вариантов настроек, то на имеющихся данных, невозможно проверить статистическую значимость различий всех настроек одновременно методами дисперсионного анализа. Поэтому, был применен следующий статистический анализ. Для проверки нормальности распределения количественных признаков был использован тест Шапиро-Уилка (уровень стат. значимости 0,05), который показал, что количественные признаки ненормально распределены. Для сравнения значений количественных признаков в зависимых выборках внутри каждой подгруппы был применен критерий Уилкоксона. После применения критерия в каждой подгруппе, полученные значения p-value прошли процедуру коррекции на множественное тестирование (поправка Бенджамини-Хохберга), и был выбран уровень значимости 0,05 для отвержения нулевой гипотезы.

Третья группа пациентов содержала три подгруппы (по плотности ядра) зависимых выборок количественных признаков. Как и в случае второй группы, количественные признаки оказались ненормально распределенными (тест Шапиро-Уилка; уровень статистической значимости 0,05). На первом этапе анализа, данные подгрупп были объединены в одну выборку зависимых признаков, и был применен критерий Уилкоксона для выявления статистически значимых отличий в значениях признаков. На втором этапе анализа, критерий Уилкоксона был применен к каждой подгруппе для сравнения нескольких количественных признаков, после чего полученные значения p-value в каждой подгруппе прошли процедуру коррекции на множественное тестирование. Для оценки статистической значимости использовался порог равный 0,05. Так как задачи сравнения подгрупп между собой не стояло, то значимость различий всех групп не проверялась.

Так как количественные признаки, рассматриваемые в настоящей работе, не являются нормально распределенными, то описательная статистика В результирующих таблицах представлена в виде M(IQR), где М – медиана значений, интерквантильный размах. Кроме того, для a IOR – каждой выборки количественных признаков были посчитаны выборочное среднее (m) И выборочное стандартное отклонение ( $\sigma$ ), что указано в таблицах в виде m $\pm \sigma$ .

# ГЛАВА З. РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ «ФЕМТОСРАВНЕНИЕ» НА ОСНОВАНИИ РЕЗУЛЬТАТОВ РЕТРОСПЕКТИВНОГО АНАЛИЗА ФАКОЭМУЛЬСИФИКАЦИИ ПЛОТНЫХ КАТАРАКТ

Целью данной главы явилось сравнение факоэмульсификации плотных и мягких катаракт на основе ретроспективного анализа, с последующей разработкой методики «Фемтосравнение» для объективизации сравнения основных ультразвуковых и гидродинамических показателей факоэмульсификации.

Для решения цели этой главы были поставлены следующие задачи:

1. На основе ретроспективного анализа, изучить ультразвуковые и гидродинамические параметры, а также интра- и послеоперационные осложнения факоэмульсификации плотных катаракт.

2. На основе применения фемтосекундного лазера разработать методику «Фемтосравнение» – объективного сравнения различных ультразвуковых и гидродинамических параметров при факоэмульсификации катаракт различной степени плотности.

## 3.1 Ретроспективный анализ факоэмульсификации плотных катаракт

# 3.1.1 Основные ультразвуковые и гидродинамические показатели при удаления плотных и мягких катаракт

Степень интраоперационной травмы может быть связана с одной стороны с хирургическими манипуляциями, а с другой с чрезмерной ультразвуковой и гидродинамической нагрузкой. Для оценки последней в настоящем исследовании проанализированы данные, выдаваемые факоэмульсификатором в конце каждой операции (таблица 9). Таблица 9 – Показатели расхода ультразвуковой энергии (CDE), расхода жидкости и времени аспирации в при факоэмульсификации «плотных» и «мягких» катаракт

Параметры	«Плотные»	«Мягкие»	p-value
	(n=120)	(n=120)	
CDE (условные единицы)	48,13±7,13	7,09±3,11	<0,05
Объем аспирированного вещества (мл)	215,98±44,31	70,58±41,18	<0,05
Время аспирации (сек)	170,06±63,43	61,19±16,16	<0,05

Анализ ультразвуковых, гидродинамических и временных характеристик при факоэмульсификации «плотных» и «мягких» катаракт свидетельствует, что при удалении плотных хрусталиков получены достоверно более высокие показатели по расходу ультразвуковой энергии, аспирированной жидкости и времени аспирации.

## 3.1.2 Интра- и послеоперационные осложнения при удалении плотных и мягких катаракт

У пациентов 1 группы по данным историй болезни изучались основные интраоперационные (разрыв задней капсулы, повреждение передней капсулы, радужки, кровотечение в переднюю камеру и/или в витреальную полость, выпадение стекловидного тела в переднюю камеру, дислокация ядра или его фрагментов в витреальную полость, ожог и/или механическое повреждение роговичного тоннеля, требующее наложение шва и пр.) и постоперационные осложнения (кератопатия, степень послеоперационной реакции глаза).

При удалении относительно мягких ядер наиболее значимым этапом является разделение ядра. При наличии четко обособленных небольших фрагментов «удобных» для аспирации этап удаления последних чаще всего происходит без особых проблем с минимальным риском осложнений и незначительной ультразвуковой и ирригационной нагрузкой. Если говорить о плотных ядрах, то этап аспирации фрагментов требует гораздо большего времени и сопряжен с высоким риском интраоперационных осложнений и неизбежно высокой ультразвуковой и ирригационной нагрузкой, приводящей к заметной травматизации тканей переднего отрезка глаза [55, 93, 96, 199]. Для решения первой задачи исследования был выполнен ретроспективный анализ 120 случаев хирургии плотных катаракт в сравнении со 120 случаями мягких катаракт, выполненных тремя опытными хирургами в СПб филиале.

Основные результаты интраоперационных и постоперационных осложнений, а также данные ультразвуковых и гидродинамических представлены в таблицах 10, 11.

Таблица 10 – Частота интраоперационных осложнений при факоэмульсификации «плотных» и «мягких» катаракт (абсолютные / относительные данные)

Осложнения	«Плотные»	«Мягкие»	p-value
	(n=120)	(n=120)	
Разрыв задней капсулы	13/10,8 %	3/2,5%	p<0,05
Разрыв передней капсулы	4/3,3%	0	p>0,05
Дислокация фрагментов ядра	2/1,7%	0	p>0,05
в витреальную полость			-
Повреждение связочного аппарата	10/8,3%	2/1,7%	p>0,05
Несостоятельность основного разреза	12/10,0%	1/0,8%	p<0,05
в следствии ожога			
Другие	7/5,8%	2/1,7%	p>0,05
Всего	48/40%	8/6,6%	p<0,05

Как видно из результатов, представленных в таблице 10, наиболее частыми интраоперационными осложнениями при удалении плотных ядер являются ожог роговичного тоннеля, требующий наложения дополнительных швов (10%) и разрыв задней капсулы (10,83%). В группе с «мягкими» ядрами разрыв задней капсулы (2,5%) и повреждение связочного аппарата (1,7%) отмечены как наиболее частые, однако частота встречаемости осложнений была достоверно ниже по сравнению с группой «плотных» катаракт. В ходе факоэмульсификации «плотных» катаракт различные интраоперационные осложнения и их комбинации развились у 21 (17,5%) пациента из 120, при удалении мягких хрусталиков только у 5 (4,2%) из 120.

Таблица 11 – Частота послеоперационных осложнений в при факоэмульсификации «плотных» и «мягких» катаракт (абсолютные / относительные данные)

Осложнения	«Плотные»	«Мягкие»	p-value
	(n=120)	(n=120)	
Послеоперацио	онная кератопат	ИЯ	
1 степень (десцеметит)	27/22,5%	13/10,8%	p<0,05
2 степень (десцеметит+отек стромы)	19/15,8%	6/5%	p<0,05
3 степень (десцеметит+отек	10/8,3%	2/1,7%	p>0,05
стромы+буллезная кератопатия)			
Фибринозный иридоциклит	10/8,3%	2/1,7%	p>0,05
Всего	66/54,9 %	23/19,2 %	p<0,05

Как показали полученные данные в обеих группах отмечено только два варианта послеоперационных осложнений: послеоперационная кератопатия различной степени выраженности и воспалительный ответ в виде отложений фибрина в передней камере. Оба эти осложнения отражают, прежде всего, степень интраоперационной травмы и индивидуальные особенности реакции тканей глаза на эту травму.

Послеоперационная кератопатия различной степени выраженности отмечена в 56 случаях в группе с «плотными» хрусталиками и только в 21 в группе с «мягкими». Фибринозный выпот определен у 10 пациентов с «плотными» хрусталиками и у 2-х с «мягкими». Частота кератопатии 1-2 степени достоверно больше в группе с плотными хрусталиками (p<0,05).

Таким образом, в результате выполненной ретроспективной оценки показано, что частота и степень выраженности интра- и постоперационных осложнений достоверно выше при аспирации плотных хрусталиков по сравнению с мягкими 40% против 6,6% и 54,9% против 19,2%, соответственно, при этом расходуется достоверно больше энергии ультразвука и аспирированной жидкости (p<0,05).

# 3.2 «Фемтосравнение» – методика сравнительной оценки ультразвуковых и гидродинамических показателей при выполнении факоэмульсификации

Для снижения ультразвуковой, ирригационной и временной нагрузок, во время факоэмульсификации плотной катаракты прежде всего необходимо оптимизировать индивидуальные настройки прибора и сравнить их с уже существующими.

С целью объективизации условий сравнения аспирации вещества хрусталика с использованием различных настроек факоэмульсификатора на втором этапе данного исследования предложена методика «Фемтосравнение».

При завершении операции любой современный факоэмульсификатор выдает статистическую информацию в виде цифровых данных об основных ультразвуковых, гидродинамических и временных параметрах (рисунки 10, 11).

Мощностные характеристики —	стные характеристики	→ Мощность ультразвука ————————————————————————————————————	Условные единицы (УЕ) – доля от 100 % звучания (100% амплитуды колебаний)	
Време	ные характеристики ———	Время звучания		
по Гидродинамика	азатели расхода	Объем жидкости прошедшей через систему	<ul> <li>Милилитры, сантиметры</li> <li>кубические, микролитры</li> </ul>	
Врем	енные характеристики	Время аспирации		

Рисунок 10 – Основные принципы построения выходных данных современных факоэмульсификаторов



Рисунок 11 – Пример метрических данных на приборе Infinity Vision System

На основании представленных показателей с учетом клинической картины после операции можно делать выводы о безопасности и эффективности хирургии. Однако, объективная оценка таких параметров у разных пациентов сильно ограничена из-за невозможности найти два абсолютно идентичных по своим характеристикам глаза, как было показано в главе 1.5, что послужило основанием для поиска новых методов объективизации сравнения различных параметров факоэмульсификации. Существует возможность сравнения последних на одном глазу: для этого нужно только разделить ядро на две или более одинаковые части. Аспирируя их по очереди и используя различные настройки факоэмульсификатора, появляется возможность более объективного сравнения указанных параметров и выявления более эффективных и безопасных настроек. Ни одна из существующих мануальных техник дробления ядра не гарантирует получение абсолютно идентичных по объему фрагментов, однако разделить ядро хрусталика на практически одинаковые фрагменты возможно с помощью фемтосекундного лазера. Это определило необходимость разработки принципиально новой методики сравнения физических параметров факоэмульсификации на основе применения фемтосекундного лазера.

Предлагаемая методика определена как «Фемтосравнение», подразумевая под этим идею того, что выполнить подобное сравнение возможно только используя фемтосекундный лазер, который позволяет унифицировать 3 основных этапа операции, следовательно «Фемтосравнение» – это методика оценки ультразвуковых и гидродинамических параметров факоэмульсификации с применением фемтолазерной подготовки для объективизации условий сравнения на одном глазу.

Принцип работы методики «Фемтосравнение» можно представить следующим образом: фемтосекундный лазер формирует условия для дальнейшего удаления ядра хрусталика, причем эти условия будут одинаковы у всех пациентов, разрез будет всегда находиться в одном и том же месте, будет иметь одинаковый профиль, форму, ширину, длину; капсулорексис будет центрирован и всегда одинакового диаметра, а ядро разделено на 2 и более одинаковых фрагмента (рисунок 12).

Фемтосекундный лазер позволяет создать ту среду, при которой практически полностью исключается влияние человеческого фактора на этапе аспирации вещества хрусталика. Хирургу необходимо лишь разделить ядро, согласно лазерным резам, вывести первый фрагмент в центр передней камеры, сбросить все метрические данные, установить тестируемые настройки и, минимально используя дополнительный инструмент (чоппер, шпатель и пр.), выполнить аспирацию первого фрагмента (рисунок 13).


Рисунок 12 – Методика «Фемтосравнение»: каждая половина ядра удаляется с использованием различных настроек в одном глазу, при прочих равных условиях



Рисунок 13 – Второй квадрант первой половины ядра, мобилизирован и готов к аспирации

Использование чоппера возможно только в случае, если фрагмент невозможно вернуть на срез иглы с помощью аспирации, например, если фрагмент застрял в радужно-роговичном углу, или между радужкой и передней капсулой.

После удаления первого фрагмента, полученные данные по расходу ультразвуковой энергии, ирригационного раствора и времени аспирации сохраняются и снова обнуляются, устанавливаются другие настройки или девайс, второй фрагмент выводится в центр передней камеры и выполняется аспирация по той же методике. На основании сравнения полученных УЗ и гидродинамических данных после удаления каждого фрагмента делается вывод о преимуществах тех или иных настроек, расходных материалов или хирургических подходов.

В таких условиях, аспирация каждого из полученных фрагментов будет выполняться в идентичных условиях, разница будет лишь в плотности ядра хрусталика у разных пациентов. Однако, поскольку каждый пациент будет попадать во все группы сравнения, средняя плотность ядра хрусталика и все прочие его характеристики будут одинаковыми во всех группах.

Следует отметить, что удаление различных квадрантов ядра хрусталика в одном глазу происходит в не совсем равных условиях, первый фрагмент удаляется при наличии минимального пространства в ПК, но при защищенной задней капсуле, последний же при наличии достаточного свободного пространства в переднем отрезке, но с увеличением риска повреждения задней капсулы. Для устранения этой погрешности был использован следующий подход. Одна половина удалялась с использованием одного типа УЗ настроек, а вторая – с использованием другого типа. В 50% случаев первая половина ядра была удалена одним типом настроек, а вторая – другим. В 50% случаях – наоборот. Таким образом, было нивелировано возможное преимущество в скорости удаления второй половины ядра, связанное с освобождением пространства в капсульном мешке хрусталика, а также возможное субъективное влияние на аспирацию фрагментов из-за риска повреждения задней капсулы.

Важно отметить, что с помощью данной методики можно сравнивать не только настройки факоэмульсификатора, но и различные УЗ наконечники, инфузионные сливы, УЗ рукоятки, настройки ножной педали управления и даже факоэмульсификаторы разных производителей. Хотя последнее сопряжено с определенными методологическими трудностями.

Схему построения и тестирования УЗ настроек с помощью методики «Фемтосравнение» можно представить следующим образом: создается два варианта настроек, основанных на разных принципах, но таким образом, чтобы при электронном тестировании они давали одинаковый результат по основному анализируемому параметру, например по расходу УЗ энергии. Если после 10 секундного, или для более точных данных, минутного тестирования основной показатель был сравним при использовании всех вариантов настроек, они применялись в методике «Фемтосравнение».

## Пример сравнения двух вариантов ультразвуковых настроек:

Например, если требуется сравнить настройки с длинными импульсами торсионного УЗ и длинными промежутками с короткими импульсами и короткими промежутками. Для решения были построены два варианта настроек в программе Dr. View (MechSim для Centurion) – рисунок 14.



Рисунок 14 – Настройки факоэмульсификатора Centurion для тестирования: короткие импульсы с короткими промежутками vs длинные импульсы с длинными промежутками

Как видно из рисунка в первом варианте настроек (слева) установлен импульсный режим с частотой импульсов 10 в секунду, что означает, что один цикл составит 100 мс. Время включения 50%. Импульс торсионного ультразвука фиксированной продолжительностью 50 мощности и мс предшествует промежутку в 50 мс. Во втором варианте установлена частота импульсов 100 в секунду, где один цикл составит 10 мс, в остальном все так же, как и в варианте № 1. Импульс торсионного ультразвука фиксированной мощности и продолжительностью 5 мс предшествует промежутку в 5 мс. После 10 секундного тестирования в программе Dr. View CDE составил около 2.00 для обоих вариантов настроек, как и предполагалось изначально. При тестировании этих настроек с помощью методики «фемтосравнение» (удалено 2 ядра плотностью NC 3-4) были полученные следующие параметры – рисунок 15.



# CDE 3.09CDE 2.04BSS 20 mlBSS 14 ml

Рисунок 15 – Данные, полученные при тестировании по методике «Фемтосравнение» настроек: короткие импульсы с короткими промежутками vs длинные импульсы с длинными промежутками В представленном примере полученные данные свидетельствуют, что больший расход ультразвуковой энергии и ирригационного раствора (BSS +) был при использовании первого варианта, где длинные импульсы чередуются с длинными промежутками. В результате идентичные по расходу ультразвука настройки в теории, на практике оказались различны и в плане расхода УЗ энергии и в плане расхода жидкости.

В настройках «custom pulse» факоэмульсификатора Infinity Vision System (Alcon inc.) возможно протестировать различные варианты промежутков между варианты увеличения или уменьшения мощности импульсами, УЗ ИЛИ продолжительности импульса в зависимости от положения педали в третьей позиции. Как уже было сказано выше, существует огромное количество вариаций настроек в том числе и в режиме «custom pulse» и протестировать каждую из них технически невозможно, поэтому, при первоначальном тестировании комбинированных настроек, за основу был взят параметр отношения мощностных характеристик торсионного и продольного УЗ в трех вариантах с преобладанием одного из типов УЗ и с их равным соотношением. После получения подобных настроек выполнялось сравнение предложенной методике ИХ ПО «Фемтосравнение», настройки, продемонстрировавшие а затем лучшие показатели использовались для сравнения с технологией OZIL IP (Alcon inc.).

Таким образом, предложенная методика позволяет объективизировать сравнение ультразвуковых и гидродинамических показателей факоэмульсификации за счет создания зависимых выборок данных, которые позволяют минимизировать влияние индивидуальных особенностей пациентов и особенностей хирургического вмешательства.

## ГЛАВА 4. РАЗРАБОТКА КОМБИНИРОВАННЫХ НАСТРОЕК ФАКОЭМУЛЬСИФИКАТОРА И ИХ СРАВНЕНИЕ С ТЕХНОЛОГИЕЙ IP

Целью данной главы является разработка комбинированных ультразвуковых настроек с одновременным использованием торсионного и продольного ультразвука для улучшения удаления плотных хрусталиков и сравнение их с технологией Intelligent Phaco. Для достижения цели требовалось решить следующие задачи:

- 1. Разработать хирургический этап удаления плотных катаракт с применением комбинированных ультразвуковых настроек и определить оптимальное соотношение продольного и торсионного ультразвука в последних.
- Провести сравнительный анализ ультразвуковых и гидродинамических параметров факоэмульсификатора при использовании предложенных и стандартных (основанных на технологии IP) настроек при аспирации катаракт различной степени плотности.
- 3. На основе ультразвуковых и гидродинамических показателей факоэмульсификатора и клинико-функциональных результатов, сравнить разработанный метод хирургического лечения плотных катаракт с технологией IP.

## 4.1 Разработка комбинированных ультразвуковых настроек

Чтобы разработать комбинированные настройки факоэмульсификатора потребовалось с помощью программы симулятора выполнить тестирование различных вариантов настроек с целью подбора трех вариантов, отличающихся преобладанием того или иного вида ультразвука или их равным соотношением. Затем полученные настройки сравнивались друг с другом с применением методики «Фемтосравнение».

### 4.1.1 Комбинированные настройки,

#### полученные в результате электронного (виртуального) тестирования

Для определения оптимального соотношения продольного и торсионного УЗ в комбинированных настройках с помощью программы Dr. View были последовательно протестированы различные модификации комбинированных настроек в режиме Custom Puls с целью получения настроек, которые соответствовали основному сравниваемому критерию – соотношение мощностных составляющих для каждого типа ультразвука:

- 1. 30% продольный, 70% торсионный.
- 2. 50% продольный, 50% торсионный.
- 3. 70% продольный, 30% торсионный.

Руководствуясь принципами, изложенными в Главе 3.2 путем последовательного дозированного изменения различных параметров и их последующего виртуального тестирования были получены следующие варианты настроек, представленные на рисунках 16-18.



Рисунок 16 – Вариант комбинированных настроек (№ 1) с преобладанием торсионного УЗ (30% продольного, 70% торсионного)



Рисунок 17 – Вариант комбинированных настроек (№ 2) с равным соотношением продольного и торсионного УЗ по 50%

80



Рисунок 18 – Вариант комбинированных настроек (№ 3) с преобладанием продольного УЗ (70% продольного, 30% торсионного)

На следующем этапе разработки комбинированных настроек проводилось тестирование суммарного показателя CDE в представленных настройках, полученные данные отражены в таблице 12.

Таблица 12 – Показатель CDE (условные единицы) после 10 секундного тестирования в двух вариантах 3-й позиции ножной педали

Вариант настроек	Nº 1	Nº 2	Nº 3
Положение педали 50% третьей позиции	2,11	2,23	3,39
Положение педали 100% третьей позиции	2,76	2,88	4,2

Как видно из данных таблицы 12, с увеличением доли продольного УЗ возрастает суммарная доля УЗ энергии. Попытки создать настройки, которые бы не только удовлетворяли требованию нужного соотношения продольный/торсионный УЗ, но и давали бы одинаковые данные по суммарному расходу ультразвука, не увенчались успехом, так как при смещении мощностных характеристик в сторону продольного УЗ требовалось значительное и очень точное уменьшение торсионного, что оказалось невозможным из-за ограниченных возможностей дозирования времени и мощности УЗ в приборе. В то же время при увеличении времени импульса и мощности торсионного УЗ в настройках № 1 с целью расширения возможности его дозированного уменьшения в настройках № 3 приводило к значительному увеличению суммарного показателя CDE и очень высокой продолжительности импульса торсионного УЗ в настройках первого типа.

Полученные с помощью программы Dr. View три версии настроек были построены по одинаковым принципам, но отличались соотношением долей расходуемой ультразвуковой энергии торсионного и продольного УЗ. Дальнейшее сравнение этих настроек с использованием предложенной методики, представленное в следующей главе, позволило определить какой из вариантов распределения УЗ энергии более эффективен и безопасен при аспирации плотных хрусталиков.

## 4.1.2 Результаты сравнения настроек, полученных в ходе виртуального тестирования, с помощью методики «Фемтосравнение»

Для реализации третьей задачи настоящего исследования 60 пациентов (60 глаз) с «плотными» хрусталиками второй группы были случайным образом разделены на 3 подгруппы по 20 случаев. В каждой подгруппе после фемтолазерной подготовки во время мануальной части хирургии согласно методике «Фемтосравнение» одна половина ядра аспирировалась с помощью одного типа настроек, вторая с помощью другого (таблица 13).

Таблица 13 – Варианты ультразвуковых настроек факоэмульсификатора с трех сочетаний торсионного и продольного ультразвука

Подгруппы	1⁄2 ядра	1⁄2 ядра
Подгруппа 1 (n=20)	1 тип (30% продольный	2 тип (50% торсионный
	и 70% торсионный)	и 50% продольный)
Подгруппа 2 (n=20)	2 тип (50% торсионный	3 тип (70% продольный
	и 50% продольный)	и 30% торсионный)
Подгруппа 3 (n=20)	1 тип (30% продольный	3 тип (70% продольный
	и 70% торсионный)	и 30% торсионный)

В результате последовательного (каждая с каждой) сравнения трех вариантов настроек в трех группах пациентов с плотными хрусталиками (NC6+) были получены данные представленные таблицах 14-16.

Таблица 14 – Ультразвуковые и гидродинамические параметры при сравнении настроек № 1 (30/70) и № 2 (50/50) (n=20)

Параметры	№ 1 30/70 ½ ядра	№ 2 50/50 ½ ядра	p-value
СDЕ (условные	15,44±1,51	17,19±3,91	0,00098
единицы)	15,5 (1,45)	17,9 (3,7)	
Время аспирации (сек.)	104,9±18,85	97,1±22,21	0,2121
	106,5 (31,25)	94 (35,75)	
Объем аспирированной	52,4±14,20	54,7±13,26	0.7000
жидкости (мл.)	53 (20,25)	56,5 (21,5)	0,7089

Как показали результаты, представленные в таблицах при сравнении первого типа настроек со вторым статически достоверно было значение CDE в пользу настроек с преимущественным использованием торсионного УЗ.

Таблица	15 –	Ультразвуковые	И	гидродинамические	параметры	при	сравнении
настроек	№ 2 (	50/50) и № 3 (70/	/30	)) (n=20)			

Параметры	№ 2 50/50 ½ ядра	№ 3 70/30 ½ ядра	p-value
CDE	16,66±1,47	17,955±2,33	0,03484
	16,4 (1,975)	18,05 (2,825)	
Время аспирации	96,05±21,60	106,75±18,07	0,1699
	96,5 (41,25)	109 (30,25)	
Объем аспирированной	57,15±11,59	63,40±8,98	0 1949
жидкости	56,5 (13,75)	62,5 (11,25)	0,1040

Таблица 16 – Ультразвуковые и гидродинамические параметры при сравнении настроек № 1 (30/70) и № 3 (70/30) (n=20)

Параметры	№ 1 30/70 ½ ядра	№ 3 70/30 ½ ядра	p-value
CDE	14,885±1,68	$18,765\pm2,50$	0,000481
	15 (2,675)	(4,075)	
Время аспирации	104,55±18,53	121,5±16,08	0,006057
	106,5 (29,75)	120,5 (21)	
Объем аспирированной	43,1±8,47	45,4±9,09	0 5870
жидкости	43,5 (10)	45 (11,25)	0,3079

При сравнении 2 и 3 настроек так же отмечается меньший расход ультразвука при использовании настроек с меньшей долей продольного УЗ.

При сравнении двух крайних вариантов настроек достоверно лучшие показатели в расходе УЗ энергии и скорости аспирации отмечаются при использовании настроек с процентным соотношением 70% торсионный и 30% продольный.

Полученные данные свидетельствуют, что первый вариант настроек (30% продольный и 70% торсионный) отличается самыми оптимальными результатами ультразвуковых и гидродинамических параметров. Для того, чтобы детально разобрать вариант настроек № 1 обратимся к информации, которую дает вспомогательное окно программы Dr. View по ультразвуковым параметрам (рисунок 19).

Options Subsystem	<u>H</u> elp			
er Input   Footswitch U/S CONFIG_BASE	Power   I/	V Pole   Fluidics	Pneumatics Aqu	aLase Remote
Enabled	Neoso	nixAmplitude	0	
UsHandpiece F CoagHandpiece F	Neoso	nixThreshold	0	
	CoagF	owerStart	0	
	CoagF	owerEnd	0	
CONFIG US				
0011110_000	STD	OZI		
AmplitudeStart	60	50		
AmplitudeEnd	60	100		
USPulseOn Time Start	5	60		
USPulseOn Time End	25	60		
USPulseOff Time Start	40	5		
USPulseOffTimeEnd	40	5		
Start PulseOn Time Mult	1	1		
EndPulseOn Time Mult	1	1		
Start PulseOff Time Mult	1	1		
EndPulseOffTimeMult	1	1		Disable Subsystem

Рисунок 19 – Ультразвуковые параметры настроек № 1 в программе Dr. View

Конфигурация УЗ параметров представлена в нижней части окна в виде двух столбцов: STD продольный УЗ, OZil – торсионный УЗ. AmplitudeStart и AmplitudeEnd – мощность УЗ в зависимости от положения педали в 3-й позиции.

В данных настройках установлена фиксированная мощность продольного УЗ 60%, торсионный УЗ линейно увеличивается с 50% до 100%. При удалении плотных хрусталиков всегда необходимо устанавливать минимальный уровень УЗ энергии с которого начинается работа УЗ для рационального использования энергии. Если устанавливать начальный уровень УЗ как «0», то при линейном увеличении мощности в начале амплитуды колебаний будет не хватать для эффективного разрушения плотного материала, следовательно, часть УЗ будет потрачено впустую. Время включения (USPulseOnTimeStart) и время выключения (USPulseOnTimeEnd) показывают продолжительность импульса УЗ. Продольный УЗ установлен в диапазон от 5 мс до 25 мс импульс торсионного УЗ 60 мс. Промежуток после импульса продольного УЗ (USPulseOffTimeStart/ USPulseOffTimeEnd) равен 40 мс, т.е. от 800% до 160% от продолжительности импульса УЗ.

Таким образом, проведенный детальный анализ комбинированных настроек позволил заключить, что при использовании постоянной, подконтрольной хирургу комбинации торсионного и продольного ультразвука при удалении плотных ядер оптимальным является соотношение с преимуществом торсионного УЗ (70% к 30%).

# 4.2 Сравнительный анализ ультразвуковых и гидродинамических параметров при использовании торсионного ультразвука с IP и комбинированного ультразвука, с применением методики «Фемтосравнение» при хирургическом лечении катаракт различной плотности

Изначальной целью комбинированного ультразвука было улучшение эффективности удаления плотного вещества хрусталика, однако нельзя исключить, что и на более мягких ядрах эта модификация настроек будет не менее эффективна по сравнению с технологией IP. Поэтому, для реализации четвертой задачи у 88 пациентов (88 глаз) с возрастной катарактой различной степени плотности была выполнена факоэмульсификация катаракты по методике «Фемтосравнение» (третья группа). Результаты ультразвуковых, гидродинамических и временных показателей после удаления «своей» половины ядра хрусталика с использованием сравниваемых вариантов настроек, представлены в таблице 17.

Таблица 17 – Ультразвуковые и гидродинамические параметры при факоэмульсификации катаракт различной степени плотности

	½ ядра	½ ядра	p-value
Параметры	Торсионный УЗ с IР	Комбинированный УЗ	
	(n=88)	(n=88)	
СDЕ (условные	12,70±8,03	11,18±6,60	0,07026
единицы)	11,35 (12,75)	10,65 (8,425)	
Время аспирации	94,98±38,66	89,43±30,60	0.08778
(секунды)	83 (50)	82 (33)	0,08778
Объем аспирированной	43,38±16,48	45,83±20,02	0.2403
жидкости (см <sup>3</sup> )	43,5 (23)	42 (20)	0,2493

Как показали полученные данные (таблица 17) у пациентов с возрастной катарактой различной степени плотности CDE, время аспирации и количество аспирированной жидкости были сравнимы, и достоверных отличий между настройками не получено.

Однако, несмотря на отсутствие статистически достоверной разницы, можно отметить тенденцию к большему расходу УЗ энергии и увеличению времени аспирации при использовании торсионного УЗ с IP. Объем аспирированной жидкости при этом был, наоборот, несколько меньше.

Учитывая отсутствие различий во всех трех анализируемых параметрах в группе, где представлены все типы катаракт, было решено разделить последнюю

на 3 подгруппы (мягкие (n=33), средней плотности (n=27) и плотные (n=28) в зависимости от исходной плотности ядра хрусталика, согласно классификации LOCS III [69]. Результаты ультразвуковых и гидродинамических параметров представлены в таблицах 18-20.

Таблица 18 – Ультразвуковые и гидродинамические параметры в подгруппе с мягкими ядрами (n=33)

	½ ядра	½ ядра	p-value
Параметры	Торсионный УЗ с IP	Комбинированный УЗ	
	(n=33)	(n=33)	
CDE	6,09±4,26	6,60±4,51	0,014
	4,9 (4,075)	4,9 (4,275)	
Время аспирации	80,48±29,74	76,92±21,17	0,4675
	78 (46,5)	71 (37)	
Объем аспирированной	32,48±13,24	34,08±10,85	0 368
жидкости	29 (17,25)	30 (14,75)	0,500

Результат таблицы 18 свидетельствуют, что в подгруппе мягких катаракт большее CDE получено при работе комбинированным ультразвуком. Время аспирации и количество аспирированной жидкости не имеют достоверных отличий.

Как показывают данные таблицы 19 в подгруппе с ядрами средней плотности, как и в общей группе, не выявлено достоверных различий по всем трем показателям.

В группе твердых катаракт (таблица 20) CDE отмечалось достоверное снижение времени аспирации использовании комбинированного ультразвука.

Таблица 19 – Ультразвуковые и гидродинамические параметры в подгруппе с ядрами средней плотности (n=27)

	½ ядра	½ ядра	p-value
Параметры	Торсионный УЗ с IP	Комбинированный УЗ	
	(n=27)	(n=27)	
CDE	9,17±2,99	9,45±2,86	0,4973
	8,8 (3,825)	8,8 (3,825)	
Время аспирации	85,00±13,59	82,85±19,62	0,2896
	8,8 (3,825)	81 (17,5)	
Объем аспирированной	46,08±10,23	49±9,23	0 2786
жидкости	47 (11,25)	51 (14)	0,2780

Таблица 20 – Ультразвуковые и гидродинамические параметры в подгруппе с плотными ядрами (n=28)

	½ ядра	½ ядра	p-value
Параметры	Торсионный УЗ с IP	Комбинированный УЗ	
	(n=28)	(n=28)	
CDE	20,24±5,42	16,07±6,11	0,001084
	19,75 (7,45)	14,15 (5,35)	
Время аспирации	128,10±48,34	108,00±36,69	0,008
	122,5 (67)	101,5 (44,5)	
Объем аспирированной	56,42±15,47	58,28±23,41	0.036
жидкости	51,5 (19,5)	51 (28,25)	0,930

Сравнение ультразвуковых и гидродинамических показателей при удалении всех вариантов плотностей с использованием комбинированного ультразвука показало достоверно более высокий расход ультразвуковой энергии, объема аспирированной жидкости и времени, затраченного на аспирацию плотных гемисфер в сравнении с мягкими и средними (таблица 21). Таблица 21 – Ультразвуковые и гидродинамические параметры при аспирации своей половины ядра комбинированным ультразвуком

	½ ядра	½ ядра	½ ядра		
	(мягкие ядра)	(средние ядра)	(плотные ядра)		
Параметры	Комбинированный	Комбинированный	Комбинированный		
	УЗ (n=33)	УЗ (n=27)	УЗ (n=28)		
CDE	6,60±4,51	9,45±2,86	16,12±7,091*		
Время аспирации	76,92±21,18	82,85±19,62	111,95±36,18*		
Объем					
аспирированной	34,08±10,85	49±9,23	58,45±25,38*		
жидкости					
Примечание – * – статистически достоверная разница (p<0,05).					

Анализ данных представленных в таблицах 18-21 свидетельствует о том, что в общей группе катаракт различной степени плотности не получено статистически достоверных различий между тестируемыми методиками по CDE, времени аспирации и количеству аспирированной жидкости. При удалении мягких катаракт с использованием торсионного ультразвука с технологией IP общая энергия УЗ ниже, чем при работе комбинированным ультразвуком (p<0,05). При этом время аспирации и количество аспирированной жидкости не имеет различий. Это свидетельствует, что торсионный ультразвук удаляет мягкие катаракты так же быстро, как и комбинированный, но тратит при этом меньше энергии. Следовательно, использование торсионного УЗ в комбинации с IP при мягких катарактах предпочтительнее, чем использование комбинированного УЗ с большей долей продольного, чем при использовании IP, что согласовывается с данными полученными F. Helvacioglu (2012) [108].

В то же время, при удалении плотных катаракт лучшие результаты демонстрирует комбинированный ультразвук, который удаляет «плотные» катаракты быстрее и с меньшими энергозатратами. Возможно, это связано с тем,

что механизм «отбойного молотка» дробит вещество хрусталика на предельно крупные фрагменты, подходящие для аспирирования через просвет иглы, не тратя энергию И время на избыточное измельчение, свойственное механизму «сбривания» торсионного ультразвука, а сочетание в одном цикле с торсионным уменьшает эффект отталкивания, свойственный механизму «отбойного молотка».

Сочетание двух типов ультразвуковых колебаний и их энергетическое соотношение являются общими принципами построения настроек, используемых в этой работе. Детали же конкретных настроек, разобранные в главе 3.4 есть индивидуальные настройки комфортные для конкретного хирурга. Разработка настроек присущих индивидуализированных каждому хирургу, позволит выйти на иной уровень безопасности и эффективности операции. В идеале абсолютно любые хирург может создавать схемы построения ультразвуковых, гидродинамических И временных параметров, a также рабочий цикл любой продолжительности (от нескольких миллисекунд, до минут). Внутри цикла последовательность импульсов их продолжительность и их Мощность УЗ очередность может быть любой. В рамках каждого импульса может меняться индивидуально, линейно не только уменьшаться/увеличиваться быть фиксированной, или НО И меняться помиллисекундно внутри импульса (рисунок 20).

Настройки, выполненные с такой точностью позволят достичь необходимого уровня комфорта и безопасности факоэмульсификации катаракты в будущем.



Рисунок 20 – Пример персонализированных настроек факоэмульсификатора

В качестве клинического примера, демонстрирующего применение комбинированного ультразвука при хирургии плотных катаракт приводим одно из наших наблюдений.

Пациент П. 73 лет. Диагноз правого глаза: почти зрелая осложненная катаракта (плотность 5+ по классификации Буратто, NC6+ по классификации LOCS III). Запланирована факоэмульсификация катаракты с применением методики «Фемтосравнение». На этапе лазерной подготовки в процессе факофрагментации выполнено 4 радиальных лазерных реза (длинной 6 мм) и 3 циркулярных (диаметр наружного 2 мм). В ходе мануального этапа с помощью торсионного ультразвука внутри наружного циркулярного лазерного реза сформирован кратер диаметром 2 мм, затем с помощью двух чопперов ядро разделено на 4 равных фрагмента. Первый фрагмент мобилизован и выведен в центр передней камеры. Показатели факоэмульсификатора по расходу ультразвука, обнулены жидкости И времени аспирации И установлены настройки комбинированного ультразвука. Выполнена аспирация первого фрагмента входе

которой получены следующие параметры: CDE – 5,5, объем аспирированной жидкости – 26 мл, время аспирации 55 секунд. Данные повторно обнулены и настройки изменены на торсионный ультразвук с технологией IP. После удаления второго квадранта получены следующие параметры: CDE – 7,4, объем аспирированной жидкости – 24 мл, время аспирации – 63 секунды. 3 и 4 квадранты удалены с применением комбинированных и IP настроек соответственно. Полученные после удаления всего ядра данные представленные в таблице 22.

Представленные в таблице 22 данные отражают общие показатели после удаления «своих» половин плотных хрусталиков комбинированным ультразвуком и торсионным ультразвуком с IP. Операция прошла без осложнений, в первый день после операции МКОЗ увеличилась на 6 строчек и через 1 месяц составила 0,95.

Таблица 22 – Ультразвуковые и гидродинамические параметры, полученные после удаления половин ядра у пациента П. с плотным хрусталиком

Пологотот	½ ядра	½ ядра	
Параметры	Торсионный УЗ с IP (n=1)	Комбинированный УЗ (n=1)	
CDE	13,6	11,3	
Время аспирации (сек)	109	121	
Объем аспирированной жидкости (мл)	47	51	

Таким образом, при сравнении торсионного УЗ с технологией IP с вариантом комбинированного ультразвука (30% продольный и 70% торсионный) определено что, при аспирации мягких хрусталиков достоверно расходуется меньше ультразвуковой энергии при использовании технологии IP 6,09 и 6,6 соответственно, а при удалении плотных – наоборот, достоверно больше энергии ультразвука (CDE - условные единицы) и времени аспирации (секунды) уходит при использовании технологии IP (20.21, 16.12 и 125.95, 111.95 соответственно).

# 4.3 Сравнительная оценка ультразвуковых и гидродинамических параметров и клинико-функциональных результатов применения комбинированного ультразвука и торсионного ультразвука с технологией IP при удалении плотных катаракт

# 4.3.1 Анализ результатов сравнения комбинированных ультразвуковых настроек и настроек с использованием технологии IP при факоэмульсификации плотных катаракт на основе оценки ультразвуковых и гидродинамических параметров

В начале решения пятой задачи было выполнено сравнение основных гидродинамических и ультразвуковых параметров, когда использовались данные полученные после удаления целого ядра плотного хрусталика в двух независимых группах пациентов (группа № 4, подгруппы COMBI и OZIL IP). Результаты сравнения ультразвуковых и гидродинамических параметров с использованием двух вариантов настроек представлены в таблице 23.

Таблица 23 – Ультразвуковые и гидродинамические параметры после удаления плотных хрусталиков с использованием торсионного ультразвука с технологией IP и комбинированного ультразвука в двух независимых (OZIL IP и COMBI) группах (n=31)

Параметры	Торсионный УЗ с ІР	Комбинированный	P-value
	(COMBI) n=20	УЗ (OZIL IP) n=20	
CDE	35,08 ±8,53	40,94±6,29	0,031
	34,75 (11,45)	40,35 (6,47)	
Время аспирации	332,12±81,56	372,29±46,49	0,071
	341 (81,5)	364 (64)	
Объем аспирированной	108±35,23	111,96±22,31	0.027
жидкости	113 (48)	113 (26)	0,927

При оценке общей рассеяний энергии ультразвука (CDE) получена достоверная разница (p<0,05) в пользу комбинированных настроек, ЧТО соответствует данным полученным при сравнении аналогичных настроек с использованием методики «Фемтосравнение». Однако, в случае применения методики «Фемтосравнение» мы наблюдаем более выраженную разницу между настройками, чем в случае традиционной методики. Это можно объяснить тем, что в первом случае были получены зависимые выборки значений для параметров, а во втором – независимые. Основное и важнейшее преимущество схемы сравнения параметров с использование зависимых выборок состоит в устранении из анализа индивидуальных различий между пациентами, а так же различий в выполнения хирургического вмешательства, которые неизбежно условиях возникают при использовании независимых выборок. Поэтому, уменьшенное значение p-value в случае методики «Фемтосравнение» является закономерным.

Время аспирации было сопоставимо при сравнении по классической методике (0,071), в то время как при использовании «Фемтосравнения» разница была достоверна (p=0,008) в пользу комбинированных ультразвуковых настроек.

Использование в методике «Фемтосравнение» зависимых выборок позволяет избежать зашумления данных индивидуальными различиями пациентов и особенностями хирургического вмешательства, и сильнее сфокусироваться на различиях между настройками, что демонстрируют полученные данные.

#### 4.3.2 Клинико-функциональные характеристики

состояния переднего отрезка глаза после удаления плотных хрусталиков с использованием двух вариантов настроек: OZIL IP и комбинированных

При решении четвертой задачи настоящего исследования показано, что предложенный принцип построения УЗ настроек на основе комбинации продольного и торсионного УЗ показал свое преимущество при удалении плотных

хрусталиков, но оказался менее эффективным при аспирации мягких хрусталиков по сравнению с классическими настройками, основанными на технологии IP. Однако методика «Фемтосравнение» позволяет оценивать различные ультразвуковые и гидродинамические параметры, которые лишь косвенно позволяют судить о безопасности предложенных настроек. Для клинической оценки безопасности комбинированных настроек факоэмульсификатора при удалении плотных хрусталиков в рамках решения пятой задачи настоящего исследования было выполнено сравнение клинико-функциональных показателей после удаления хрусталика с использованием комбинированных настроек (COMBI) и настроек торсионный УЗ + IP (OZIL IP).

Результаты анализа МКОЗ, клинических данных, инструментальные методы исследования переднего отрезка глаза представлены в таблицах 24, 25.

Таблица 24 – Динамика МКОЗ при использовании комбинированных и стандартных (OZIL IP) настроек при факоэмульсификации плотных катаракт

Острота зрения	COMBI	OZIL IP	р	
	(n=33)	(n=39)		
По отоготи	0,327±0,29	0,36±0,25	0,42	
до операции	0,25 (0,5)	0,35 (0,375)		
Истор 1 начана наста онорании	0,80±0,16	0,75±0,17	0 146	
через т неделю после операции	0,85 (0,15)	0,8 (0,2)	0,140	

Как показывают результаты, представленные в таблице 24 МКОЗ в исследуемых группах до и после операций, не имела статистически достоверных отличий.

Послеоперационный период у всех пациентов в основном протекал гладко.

Таблица 25 – Клиническая характеристика состояния переднего отдела глаза в раннем послеоперационном периоде (1 день)

Показатели	СОМВІ (основная)	OZIL IP (контрольная)
	(n=33)	(n=39)
Опалесценция влаги ++/+++	5 (15%)	7 (18%)
Выпадение фибрина	0	2 (5%)
Кератопатия	3 (9%)	8 (20,5%)
Гипертензия	0	2 (5%)

В контрольной группе (OZIL IP), у двух пациентов наблюдался в раннем послеоперационном периоде фибринозный иридоциклит (5,1%). В одном случае в первый день после операции при биомикроскопии выявлена пленка свежего фибрина в плоскости зрачка и на передней поверхности ИОЛ, опалесценция влаги ПК роговица прозрачная. Была ++, назначена интенсивная местная противовоспалительная терапия капельно и в инъекциях. В первые два дня после лечения обнаружены признаки рассасывания и организации фибринной пленки. На пятые сутки после операции фибрин полностью рассосался, влага ПК прозрачная, пациент выписан с остротой зрения 0,8 без коррекции.

У второго пациента в возрасте 81 года, прооперированного амбулаторно, через 3 дня после операции при биомикроскопии выявлена опалесценция влаги ПК ++, нити фибрина в плоскости зрачка с тяжами к парацентезам и основному разрезу, складки десцеметовой мембраны. Пациенту была назначена интенсивная местная терапия: антибиотики, мидриатики, стероиды и фибринолитики в инъекциях и каплях. Через 7 дней амбулаторного наблюдения и лечения у пациента сохранялась плотная пленка организующегося фибрина на ИОЛ и десцеметит. Была выполнена лазерная дисцизия фибринной пленки. На следующий день во влаге ПК появилась опалесценция + и свежие нити фибрина от ИОЛ к роговичным разрезам. После 10 дней консервативной терапии фибрин атрофических изменений пигментного эпителия в макуле. В основной группе (COMBI) (комбинированный УЗ) аналогичных случаев не выявлено.

У 3 пациентов с применением комбинированного ультразвука (9%) и у 8 пациентов (20,5%) контрольной (OZIL IP) была выявлена послеоперационная кератопатия различной степени выраженности. В двух случаях основной группы в первый день после операции отмечался локальный центральный десцеметит с утолщением стромы и легким отеком эпителия в этой зоне. Все изменения роговицы разрешились на 3-5 день. У одного пациента отмечался диффузный десцеметит без признаков отека стромы и эпителия. Были назначены местные противовоспалительные препараты, кератопротекторы И лазерстимуляция роговицы. В течение 10 дней консервативной терапии периферия роговицы просветлела полностью, остаточный десцеметит в центре роговицы разрешился к концу второй недели. Процент потери эндотелиальных клеток у данного пациента составил 22,3%. Из особенностей исходного состояния можно отметить гиперметропию высокой степени (ПЗО 20,34 мм), мелкую ПК (2,5 мм). В ходе хирургического после выполнения борозды лобиться лечения удалось полноценного разделения ядра на две половины. Далее при выполнении вертикального чопа первой, полного отделения фрагментов не произошло, сохранились крупные перемычки в глубоких слоях волокон хрусталика. Половина ядра была перевернута глубокими слоями вверх и с помощью шпателя и чоппера раскол был завершен. При аспирации первых фрагментов возникли трудности, связанные с низкой мобильностью последних. Фрагмент, фиксированный на срезе УЗ наконечника, не мог свободно вращаться во время аспирации, т.к. оставшиеся в капсульном мешке остатки ядра и мелкая ПК ограничивали его мобильность, время аспирации и количество УЗ энергии увеличились, что, возможно, и стало основной причиной повреждения эндотелия. В трех случаях контрольной группы (OZIL IP) в первый день после операции в центре роговицы были единичные складки десцеметовой оболочки, которые исчезли через 2-3 дня. Еще у двух пациентов отмечался умеренный десцеметит с отеком эпителия и повышением ВГД до 28-30 мм рт. ст. по Маклакову. Была назначена противовоспалительная

терапия и местно ингибиторы карбоангидразы. Роговица полностью просветлела на 3-5 день, гипотензивная терапия отменена на 7-й день, уровень ВГД после отмены сохранялся в пределах 20-24 мм рт. ст. У двух оставшихся пациентов OZIL IP группы отмечалась выраженная кератопатия с тотальным десцеметитом, отеком стромы и эпителия. Исходно пациенты имели гиперметропическую рефракцию (ПЗО менее 21 мм), мелкую ПК. В одном случае в ходе операции отмечался синдром нестабильной радужки и тенденция к сужению зрачка, в другом нестабильная ПК и гипертензия. После выполнения борозды зрачок сузился до 3,5 мм, и радужка начала вставляться в парацентезы. В обоих случаях операция была завершена без осложнений. В послеоперационном периоде пациенты получали интенсивную противовоспалительную терапию, были назначены кератопротекторы, осмопрепараты, лазерстимуляция. У одного пациента роговица просветлела к концу первой недели лечения у другого к концу второй, потеря эндотелиальных клеток составила 18% и 24% соответственно.

В таблице 26 показаны данные состояния роговицы в сравниваемых группах.

Таблиц 26 – Динамика толщины центральной части роговицы до и после факоэмульсификации плотной катаракты с использованием комбинированного ультразвука (COMBI) и торсионного с технологией IP (OZIL IP)

	Толщина роговицы в центре			
Сроки наблюления	(3 мм зона) (мкм)			
eponii nuonogenini	COMBI	OZIL IP	Р	
	(n=33)	(n=39)		
По опорации	530,96±9,67	532,25±9,07	0.56	
до операции	531 (16)	531 (13,5)	0,30	
	546,03±10,11	557,15±8,42	0.40	
через т день после операции	548 (18)	556 (13)	0,49	

Продолжение таблицы 26

	Толщина роговицы в центре			
Сроки наблюления	(3 мм зона) (мкм)			
epoki huonogenini	COMBI	OZIL IP	Р	
	(n=33)	(n=39)		
Истор 1 начала наста снорании	531,69±10,09	534,46±8,41	0,22	
через т неделю после операции	531 (15)	536 (12)		
Hanaa 6 waaguaa waaya amagauuu	532,18±9,98	534,10±8,27	0.29	
через о месяцев после операции	531 (16)	536 (13,5)	0,38	

На всех этапах наблюдения (через 1 день, 1 неделю и 6 месяцев после операции) статистически достоверной разницы в толщине роговицы между группами не наблюдалось.

Всем пациентам 4 группы до операции и через 1 день, 1 неделю и 6 месяцев после выполнялась эндотелиальная биомикроскопия с целью оценки динамики плотности эндотелиальных клеток, а также их функциональных показателей, результаты которой показаны в таблицах 27, 28.

Как свидетельствуют данные в таблице 27, имеется статистически достоверная разница в потере эндотелиальных клеток во все сроки наблюдения после операции. Она оказалась более высокой в контрольной (OZIL IP) группе, а процент потери клеток оказался, соответственно, более высоким во все сроки наблюдения.

Процент гексагональных клеток и коэффициент вариации клеточного размера представлены в таблице 28.

100

Таблица 27 – Динамика плотности эндотелиальных клеток и процент их потери после операций в обеих группах во все сроки наблюдения

Плотность эндотелиальных клеток	COMBI	OZIL IP	Р	
и процент их потери	(n=33)	(n=39)		
До операции	1965,91±66,65	1968,69±83,78	0,697	
	1879,91±64,82	1818,74±100,46	0,010	
через 1 день после операции	4,37%	7,42%		
Пород 1 надали на ода одараници	1879,81±64,85	1818,74±100,47	0.011	
через т неделю после операции	4,38%	7,42%	0,011	
Пород 6 мооднор но оно онорониц	1885,82±64,85	1805,74±100,47	0.001	
через о месяцев после операции	4,07%	8,08%	0,001	

Таблица 28 – Динамика показателей плеоморфизма и полимегетизма в различные сроки после операции

	Плеоморфизм			Полимегетизм		
Группы	(% гексагональности)		(коэффициент CV)			
1 py mini	до	1 день	6 мес.	до	1 день	6 мес.
	операции			операции		
COMBI	58,58±5,11	52,15±4,30	60,75±4,84	35,39±4,61	38,03±4,60	37,48±4,00
(n=33)	59 (6)	52 (5)	61 (8)	36 (7)	38 (7)	36 (7)
OZIL IP	56,62±4,69	45,97±4,62	51,33±5,05	34,90±5,21	38,56±4,73	35,90±4,35
(n=39)	57 (5)	46 (6)	51 (8,5)	35 (8,5)	39 (7)	35 (8)
p-value	0,08408	0,00002	0,00006	0,667	0,6423	0,09961

Показатели функционального состояния эндотелия роговицы в раннем и позднем послеоперационным периоде значительно варьируют. Как видно из таблицы 28 процент гексагональности в ранние сроки после операции значительно снижен и достоверно отличается между группами в пользу группы COMBI. В позднем периоде количество гексагональных клеток в группе COMBI даже возрастает по сравнению с дооперационными данными, разница между группами при этом остается статистически значимой.

Коэффициент вариации клеточного размера сравним в обеих группах до операции, затем как в раннем, так и в позднем послеоперационном периоде отмечается значительная вариабельность этого показателя без достоверных отличий между группами. При этом очевидна тенденция к объяснимому увеличению этого показателя в первый день после операции в обеих группах.

При измерении толщины цилиарного тела, для оценки степени интраоперационной травмы, с помощью ультразвуковой биомикроскопии в ранние сроки после операции (1-3 день) у 15 пациентов в каждой из сравниваемых групп получены следующие данные – таблица 29.

Таблица 29 – Изменение толщины цилиарного тела после операции в группах OZIL IP и COMBI

	COMBI (n=15)	OZIL IP (n=15)	p-value
Разница толщины	0,094±0,054	0,19±0,06	0.0002
цилиарного тела (мм)	0,1 (0,08)	0,19 (0,08)	0,0002

Как свидетельствуют данные толщины цилиарного тела в первые дни после факоэмульсификации плотных хрусталиков, последняя увеличилась в обеих группах, в среднем на 0,14 мм. При этом отмечено достоверно меньшее утолщение цилиарного тела в зоне corona ciliaris при использовании комбинированного ультразвука (p=0,0002), что говорит о меньшей травме в ходе хирургии.

Таким образом, в результате оценки клинико-функциональных характеристик состояния переднего отрезка глаза, после удаления плотных катаракт с применением двух вариантов настроек (комбинированный ультразвук (COMBI) и торсионный ультразвук с технологией IP (OZIL IP)) в раннем и позднем послеоперационном периоде определено:

- МКОЗ в исследуемых группах до и после операций не имела статистически достоверных отличий.
- Степень послеоперационной реакции переднего отрезка глаза проявляющаяся в виде опалесценции влаги ПК, выпадения фибрина, кератопатии выше при использовании торсионного ультразвука с IP.
- Нет достоверных отличий в пахиметрических показателях роговицы в сравниваемых группах до и после операции.
- Потеря эндотелиальных клеток была достоверно ниже при использовании комбинированных настроек (COMBI).
- При использовании комбинированного ультразвука (COMBI) количество гексагональных клеток эндотелия роговицы после операции достоверно выше, чем при использовании торсионного ультразвука с IP (OZIL IP).
- Изменения CV во все сроки наблюдения носят хаотичный характер и не отличаются в группах.
- При использовании комбинированного ультразвука в ранние сроки после удаления плотных катаракт цилиарное тело утолщается меньше, чем если в ходе ФЭК был использован торсионный ультразвук с IP.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Факоэмульсификация была предложена Чарлзом Кельманом в 1967 году [117], однако широкое распространение в Америке и Европе она получила в 90 годы прошлого столетия, а в России в 2000-2010 гг. настоящего столетия [13]. катаракты на сегодняшний день Факоэмульсификация является золотым стандартом хирургии катаракты [70]. Несмотря на стремительное развитие современных технологий и активное их внедрение в клиническую практику остается большое число осложнений, которые существенно ограничивают реабилитацию пациентов с катарактой [14, 21, 24, 25, 70]. Особенно высок риск осложнений при удалении плотных хрусталиков [18, 55, 149, 199]. В развитии осложнений большое значение имеют не только мануальные навыки хирурга, но и гидродинамические и ультразвуковые настройки прибора, которые должны строго хирургического соответствовать особенностям подхода, используемого конкретным хирургом [13, 70]. Соответствие настроек тем манипуляциям, которые присущи врачу, обеспечивает безопасность и эффективность процедуры.

Предложенный компанией Alcon в 2004 году торсионный ультразвук, как альтернатива классическому продольному, показал определенные преимущества [68, 129, 158, 194]. Менее выраженный эффект отталкивания, более эффективное воздействие на субстрат при каждом цикле движения иглы, низкий риск ожога в зоне роговичного тоннеля – основные преимущества торсионного ультразвука [68, 70, 99]. Однако, при аспирации плотных хрусталиков последние не столь очевидны [118]. Технология IP была предложена как один из путей разрешения этих трудностей, в том числе удаление плотных катаракт с использованием только торсионного УЗ [71, 107, 108, 156, 187]. Технология ІР является вариантом применения комбинированного УЗ, при этом импульс продольного ультразвука включается согласно предустановленным настройкам и не подконтролен хирургу. комбинированного Альтернативным вариантом ультразвука может быть использование пульсового режима с чередованием импульсов продольного

и торсионного ультразвука. Исследования, в которых выполнялось сравнение комбинированного ультразвука (торсионный и продольный) и технологии IP, показали не однозначные результаты [94, 108, 210]. Использование постоянной подконтрольной хирургу комбинации торсионного и продольного ультразвука выглядит перспективным для удаления плотных хрусталиков.

Классические подходы по сравнению ультразвуковых и гидродинамических показателей при факоэмульсификации катаракты основаны на подборе двух сопоставимых по исходным параметрам групп пациентов. В настоящем исследовании предложена методика позволяющая значительно объективизировать сравнение этих показателей, поскольку удаление вещества хрусталика выполнялось на одном глазу при прочих равных условиях, которые возможно создать благодаря использованию фемтосекундного лазера.

Целью настоящего исследования было разработать хирургический метод удаления плотных хрусталиков с комбинированным использованием торсионного и продольного ультразвука и оценить его эффективность с применением нового метода сравнения. Для этого необходимо было решить следующие проблемы: изучить суммарные параметры ультразвука и гидродинамики при удалении плотных катаракт, оценить интра- и послеоперационные осложнения на основе этого разработать вариант комбинированных настроек и сравнить его с уже существующими с применением метода, позволяющего объективизировать сравнение.

В исследование вошло 460 пациентов (460 глаз) с возрастной катарактой различной степени плотности. Плотность хрусталика оценивалась по классификации Lens Opacities Classification System III (LOCS III, 87).

В соответствии с поставленными задачами все пациенты были разделены на 4 группы:

1 группа – 240 пациентов (240 глаз) с катарактами различной степени плотности, которым проводилась ретроспективная оценка частоты осложнений, а также ультразвуковых и гидродинамических параметров ФЭК;

105

2 группа – 60 пациентов (60 глаз) с возрастной катарактой плотностью NC 6+ были разделены на 3 подгруппы, в каждой из которых выполнялось попарное сравнение (согласно методике «Фемтосравнение») трех вариантов УЗ настроек с различным соотношением торсионного и продольного ультразвука (30%/70%, 50%/50% и 70%/30%);

3 группа – 88 пациентов (88 глаз) с возрастной катарактой различной степени плотности, у которых с помощью методики «Фемтосравнение» выполнялось сравнение двух вариантов ультразвуковых настроек (технология IP и вариант комбинированных настроек полученный по результатам сравнения во 2-й группе) путем оценки различных ультразвуковых и гидродинамических параметров;

4 группа – 72 пациента (72 глаза) с возрастной катарактой плотностью NC 6+, были разделены на 2 подгруппы (OZIL IP и COMBI) и выполнено сравнение двух вариантов ультразвуковых настроек (технология IP и вариант комбинированных настроек полученный по результатам сравнения во 2-й группе) путем оценки ультразвуковых, гидродинамических параметров и клиникоморфофункционального состояния переднего отрезка глаза.

На предоперационном диагностическом обследовании всем пациентам выполнялся набор стандартных диагностических исследований пациента идущего на хирургию катаракты: визометрия (SZP-111), тонометрия (Tomey П-1000), кератометрия (Tomey RL-5000), рефрактометрия (Tomey RC-5000), биометрия (Tomey AL-3000), пахиметрия (Тотеу ЕМ-3000), периметрия (ПРП-60), биомикроскопия (SM-70 Takagi). Для оценки состояния эндотелия роговицы использовали зеркальный микроскоп (Tomey EM-3000). С целью применения методики «Фемтосравнение» фемтолазерная подготовка проводилась с использованием фемтосекундного лазера Victus у всех пациентов 2 и 3 групп (n=148). Операции выполнялись на факоэмульсификаторе Infinity и операционном микроскопе (Opmi Lumera Lumera 700). После удаления ядра хрусталика или его фрагментов фиксировались следующие параметры: общая рассеянная энергия УЗ

(условные единицы), время аспирации (секунды), количество аспирированной жидкости (мл/мин).

Статическая обработка данных пациентов была проведена с помощью скриптов, реализованных на языке программирования «R». Для выявления статически значимых отличий по каждому качественному признаку на уровне значимости 0,05 был использован критерий  $\chi^2$  с поправкой Йейтса. Для проверки нормальности распределения количественных признаков внутри каждой подгруппы был применен тест Шапиро-Уилка. Для сравнения значений количественных признаков в зависимых выборках был применен критерий Уилкоксона, в независимых критерий Мана-Уитни.

Настоящее исследование базировалось на анализе основных, ультразвуковых и гидродинамических показателей, а также клиникофункциональных критериях после выполнения факоэмульсификации катаракты. В зависимости от поставленных задач пациенты были разделены на 4 группы.

В соответствии с задачами данного исследования на первом этапе работы ретроспективный осложнений 240 проведен анализ v пациентов прооперированных по поводу возрастной катаракты, которые были разделены на две подгруппы в зависимости от исходной плотности хрусталика: в подгруппу «Плотные» (n=120) вошли пациенты с плотностью хрусталика NC6+ по классификации LOCS III [69]. В подгруппу «Мягкие» (n=120) вошли пациенты с NC5. плотностью хрусталика NC1 \_ Анализ основных интра-И постоперационных осложнений выявил, что частота разрывов задней капсулы (10,8% против 2,5%) и наложение швов на разрезы (10,0% против 0,8%) была достоверно выше в подгруппе с плотными ядрами, что соответствует ряду ранее выполненных исследований [18, 55, 93, 118, 150, 158, 174, 210], в которых так же как и в настоящей работе отмечен больший расход ультразвуковой энергии, ирригационной жидкости, а так же увеличение длительности аспирации при удалении плотных фрагментов ядра хрусталика. При сравнительной оценке ультразвуковой энергии и гидродинамических параметров, используемых при удалении катаракт различной плотности установлено, что достоверно более

значимые показатели ультразвуковой энергии и количества ирригационной жидкости, а так же увеличение длительности аспирации имели место при удалении плотных хрусталиков, что соответствует ряду ранее выполненных исследований [93, 103].

Полученные данные обосновывают целесообразность усовершенствования факоэмульсификации плотных катаракт на основе разработки методики применения комбинированного ультразвука.

Для обоснования оптимального подбора параметров торсионного и продольного ультразвука предложена методика, основанная на применении фемтосекундного лазера, позволяющая создать объективные условия для сравнения различных вариантов настроек в одном глазу.

Суть ее заключается в следующем: при выполнении факоэмульсификации катаракты осуществлялась фемтолазерная подготовка, в ходе которой выполнялся основной роговичный разрез, капсулотомия и факофрагментация. После разделения ядра по лазерным резам на две одинаковые половины каждая аспирировалась с применением различных настроек. Для сравнения использовались «выходные» данные факоэмульсификатора после удаления каждой из половин.

Описанная методика сравнения определена как – «Фемтосравнение», подразумевая под этим термином, что подобное сравнение возможно только с использованием фемтосекундного лазера.

Данная методика нивелирует серьезные сложности, которые возникают при попытке сравнить различные настройки факоэмульсификатора, поскольку два глаза с абсолютно идентичными характеристиками хрусталика и переднего отрезка глаза найти невозможно, а для адекватного сравнения требуется либо большая выборка пациентов, либо жесткое ограничение критериев включения и исключения из исследования.

Следующей задачей настоящей работы было предложить УЗ настройки, основанные на комбинированном использовании торсионного и продольного ультразвука для более эффективного удаления плотных хрусталиков. Идея
использования, комбинированного УЗ возникла после оценки технологии Intelegent Phaco компании Alcon. IP технология показала свою эффективность, но полностью не решила проблему как внутренней окклюзии, так и скорости аспирации плотных ядер [71, 156, 158]. Для эффективной аспирации плотных хрусталиков требуется более активное подключение продольного УЗ с целью использования его преимуществ. При этом контроль, как за торсионным, так и продольным УЗ должен быть возложен на хирурга, в отличие от технологии IP, где импульс продольного УЗ включается согласно предварительным установкам и без участия хирурга.

Факоэмульсификатор Infinity Vision System позволяет создавать бесконечное множество вариантов настроек. В рамках решения третьей задачи настоящего исследования, проводилось виртуальное тестирование с помощью программы симулятора Dr. View с последующей «проверкой» полученных настроек с использованием методики «Фемтосравнение». В начале путем последовательного виртуального тестирования были сформированы 3 варианта комбинированных ультразвуковых настроек, отличающихся друг от друга долей торсионного и продольного ультразвука:

- 1. 30% продольный, 70% торсионный.
- 2. 50% продольный, 50% торсионный.
- 3. 70% продольный, 30% торсионный.

Поскольку методика «Фемтосравнения» предполагает сравнение настроек на двух половинах одного ядра хрусталика, 60 пациентов с плотными хрусталиками 2-й группы были разделены на 3 подгруппы (по 20 случаев в каждой), в которых выполнялось последовательное сравнение друг с другом трех вариантов комбинированных настроек. Анализ ультразвуковых, гидродинамических и временных параметров факоэмульсификации плотных фрагментов ядер с использованием трех вариантов комбинированных настроек выявил следующие закономерности:

при сравнении первого типа настроек (30% – продольный/70% – торсионный) со вторым (50% – продольный/50% – торсионный) статически

достоверно было значение CDE в пользу настроек с преимущественным использованием торсионного УЗ;

- при сравнении 2-го (50% продольный/50% торсионный) и 3-го (70% продольный/30% торсионный) типа настроек отмечается достоверно меньший расход ультразвука (CDE) при использовании настроек с меньшим «содержанием» продольного УЗ (№2: 50% продольный/50% торсионный);
- при сравнении двух крайних вариантов настроек № 1 (30% продольный/70% торсионный) и № 3 (70% продольный/30% торсионный) достоверно лучшие показатели в расходе УЗ энергии и скорости аспирации отмечаются при использовании настроек № 1 с процентным соотношением 30% продольный и 70% торсионный.

Существуют группы исследований, которые посвящены сравнению торсионного ультразвука с продольным [106, 118, 129, 158, 189, 210], торсионного с IP и продольного [210] или торсионного, комбинированного и OZIL IP [17, 94, 107, 108, 210], результаты указанных исследований достаточно противоречивы и ни в одном из них не выполнялась попытка сравнения комбинированного ультразвука с различным сочетанием мощностных характеристик продольного и торсионного в одном цикле. Поэтому, результаты полученные в данной работе впервые позволили определить максимально эффективное сочетание мощности торсионного и продольного ультразвука в одном цикле.

Четвертой задачей настоящего исследования было, с помощью предложенной методики, сравнить два типа настроек: постоянный линейный торсионный ультразвук с активной функцией IP и полученные в результате тестирования комбинированные УЗ настройки у 88 пациентов (88 глаз) с катарактой различной плотности, которым была выполнена факоэмульсификация с применением методики «Фемтосравнение». В результате были определены следующие закономерности относительно показателей среднего расхода ультразвуковой энергии (CDE), объема аспирированной жидкости и времени аспирации:

- в общей группе (все плотности ядра) CDE, время аспирации и количество аспирированной жидкости были сравнимы, и достоверных отличий между настройками не получено (p<0,05);</li>
- в группе мягких катаракт большее CDE получено при работе комбинированным ультразвуком 6,6 против 6,09 (р=0,014);
- в группе с ядрами средней плотности, как и в общей группе, не выявлено достоверных различий по всем трем показателям CDE (9,17±2,99 против 9,45±2,86), время аспирации (85±13,59 против 82,85±19,62), объем аспирированной жидкости (46,08±10,23 против 49±9,23) (p>0,05);
- в группе плотных катаракт средние CDE существенно ниже (16,12 против 20,21) и время аспирации значительно меньше (111 секунд против 125) при использовании комбинированных ультразвуковых настроек (p<0,05).</li>

При использовании комбинированного УЗ аспирация мягких катаракт происходила даже несколько быстрее, 76,92 секунды против 80,48 секунды, однако разница была недостоверна (p=0,47), но энергии УЗ было затрачено больше (6,6 и 6,09, p=0,014) именно из-за более активного использования продольного, более мощного ультразвука, в комбинированных настройках. При удалении плотных хрусталиков даже 100% мощности торсионного УЗ с IP оказалось недостаточно не только для прорыва внутренней окклюзии, но и для ускорения аспирации. Продольные импульсы IP включаются постоянно, но не всегда приводят к прорыву внутренней окклюзии и не ускоряют процесс аспирации. Торсионным колебаниям не хватает более эффективной энергии разрушения, присущей продольному ультразвуку.

Как показало данное исследование, комбинированный УЗ решает эти проблемы практически полностью, о чем говорит значительно более низкий расход УЗ энергии (16,12 против 20,21, p=0,001) и более высокая скорость аспирации (111,95 секунд против 125,95, p=0,007) по сравнению с торсионным УЗ и IP. Дозированное, но постоянное, подконтрольное хирургу подключение продольного УЗ убедительно показало свои преимущества при удалении плотных катаракт.

Торсионный УЗ с IP достаточен для аспирации мягких и средних по плотности катаракт как это было показано ранее и подтвердилось в настоящем исследовании [71, 156]. С другой стороны, комбинированный УЗ продемонстрировал свои преимущества на плотных ядрах только с точки зрения показателей ультразвука И гидродинамики, а ЭТО является косвенным доказательством его безопасности по отношению к внутриглазным структурам.

В начале решения пятой задачи исследования была выполнена оценка различий двух вариантов настроек (комбинированный УЗ и торсионный УЗ с IP) по ультразвуковым и гидродинамическим параметрам при удалении плотных катаракт с применением классической (удаление целого ядра в двух независимых выборках пациентов) методики. Параметры CDE были достоверно меньше (p=0,071) при использовании комбинированного ультразвука (35,08±8,53 и 40,94±6,29), что согласовывается с результатами полученными при решении четвертой задачи, где применялась методика «Фемтосравнение» (p=0,001). Время аспирации не выявило достоверных отличий (p=0,07) при сравнении в двух независимых выборках, в то время как при использовании «Фемтосравнения» оно было достоверно меньше в группе где применялся комбинированный ультразвук (p=0.008). Полученные данные при сравнении по классической методики с двумя независимыми группами и с двумя зависимыми группами В методике «Фемтосравнение» наглядно демонстрируют преимущества последней.

Затем было выполнено сравнение функциональных (MKO3), морфологических (центральная толщина роговицы, потеря эндотелиальных клеток, плеоморфизм и полимегетизм), а так же реактивных (степень послеоперационного выраженности воспаления, кератопатии, утолщения цилиарного тела) показателей после аспирации плотных хрусталиков С использованием стандартной и комбинированной настроек при хирургическом лечении плотных катаракт в динамике. Кроме того, исследовалась частота и диапазон послеоперационных осложнений.

При анализе максимально корригированной остроты зрения после операции и пахиметрических данных не было выявлено достоверной разницы между

группами: 0,813±0,228, в группе, где использовался комбинированный ультразвук и 0,765±0,250 в группе OZIL IP (p=0,475), в ранние сроки наблюдения. Хотя и можно говорить о некоторой тенденции к увеличению центральной толщины роговицы в группе, где использовался торсионный УЗ с IP (+0,1 мкм), что возможно обусловлено функциональной недостаточностью эндотелия в результате большего УЗ воздействия, которая, исчезает в отдаленные сроки (+0,02 мкм, p=0,3).

Установлено, что при использовании комбинированных настроек, во все сроки наблюдения процент потери эндотелиальных клеток роговицы был достоверно ниже: на 3,81% в первый день, 4,71% через 1 неделю и 5,5% через 6 месяцев (p<0,009). Результаты оценки состояния эндотелия роговицы показали, что при использовании комбинированного ультразвука количество гексагональных клеток (60,2%) было достоверно выше, чем после использования торсионного ультразвука с IP (51,2%, p=0,0003), изменения CV во все сроки наблюдения носили хаотичный характер и достоверно не отличались в исследуемых группах (p=0,31).

При анализе клинических данных в послеоперационном периоде выявлено, что при хирургическом лечении плотных катаракт использование комбинированного ультразвука в сравнении с группой контроля обуславливало достоверно меньшую частоту фибринозного иридоциклита, а так же степень выраженности и частоту послеоперационной кератопатии (9% и 20,5% соответственно). Кроме того, анализ степени утолщения цилиарного тела в ранние сроки после операции выявил достоверно большие показатели после применения технологии IP (0,19±0,06 против 0,094±0,054, p=0,0002).

Полученные клинические данные наглядно демонстрируют, что применение комбинированных ультразвуковых настроек в подрежиме «custom pulse» факоэмульсификатора Infinity Vision System, обеспечивает меньшую степень операционной травмы в переднем отделе глаза.

Таким образом, в ходе выполненного исследования показана эффективность методики «Фемтосравнение» для оценки основных ультразвуковых и

113

гидродинамических показателей во время факоэмульсификации. С помощью предложенной методики определено что комбинированный (торсионный 70% + продольный 30%) ультразвук обладает рядом преимуществ по сравнению с технологией IP (меньший расход ультразвуковой энергии при более высокой скорости аспирации). Клинико-функциональные результаты наглядно продемонстрировали меньшую интраоперационную травму при использовании комбинированного ультразвука на плотных катарактах.

Разработанная и апробированная в ходе настоящего исследования методика «Фемтосравнение» не ограничивается сравнением различных настроек факоэмульсификатора, выглядит перспективным ее использование для сравнения различных факонаконечников, ирригационных сливов, а так же различных хирургических подходов.

В многочисленных исследованиях показано преимущество торсионного УЗ по сравнению с продольным с точки зрения экономии энергии [58, 129, 194, 210]. Технология IP была следующим шагом, который должен был решить проблему 107. 1081. В внутренней окклюзии [86, настояшем исследовании продемонстрированы преимущества комбинированного ультразвука по сравнению IP при удалении плотных катаракт. Попробуем представить технологией событий возможную последовательность при аспирации с помощью комбинированного УЗ. Вначале, фрагмент полностью мобилен и удерживается на срезе иглы за счет вакуума. Поскольку фрагмент очень плотный и имеет неровные контуры, в этом состоянии не может возникнуть полной наружной окклюзии и вакуум будет на уровне предположительно 30-70% от установленного максимума, в зависимости от того, насколько плотно обтурирован просвет иголки на уровне среза. Ножная педаль переводится в третье положение включается цикл ультразвука и начинается аспирация. Поскольку цикл очень короткий, не принципиально какой импульс будет первым. Допустим, в начале идет импульс торсионного УЗ. При этом происходит сбривание, слой за слоем, вещества хрусталика, а фрагмент чаще всего вращается, комфортно удерживаясь у среза даже, при невысоком уровне вакуума [66]. Если при этом не случается внутренней

окклюзии или отталкивания, то создается ощущение, что, если использовать линейный торсионный УЗ, этого достаточно для комфортного и безопасного удаления фрагмента. Но, чем плотнее ядро, тем чаще возникает внутренняя окклюзия и эффект отталкивания, когда фрагмент отскакивает от наконечника, чаще всего в сторону при положении иглы срезом вниз или вверх; если же наконечник расположен срезом вбок, то фрагмент, скорее всего, переместится вниз и под иглу [86]. При постоянном торсионном УЗ с IP все эти эффекты возникают очень часто, при этом процесс аспирации затягивается. При комбинированном УЗ торсионный импульс достаточно короткий (40 мс), поэтому чаще всего происходит короткое вращательное движение фрагмента, при этом внутрь просвета с небольшой долей вероятности может попасть достаточно крупная часть ядра способная вызвать внутреннюю окклюзию, а основной фрагмент всегда остается на срезе. После промежутка в 5 мс, следует импульс продольного УЗ. Далее есть два варианта развития событий. Первый, если произошла внутренняя окклюзия, импульс продольного УЗ разрушает фрагмент ее вызвавший и освобождает внутренний просвет иглы – цикл замыкается [71, 108]. Поскольку импульс продольного УЗ очень короткий с постоянной мощностью и выполняется после короткого промежутка, процесс прорыва окклюзии происходит незаметно для хирурга, практически сразу после его возникновения, что значительно ускоряет процесс аспирации и выглядит как единый непрерывный механизм аспирации. Важно отметить, что при включении продольного УЗ, основной фрагмент все еще находится на срезе и экранирует УЗ излучение. В другом варианте, в момент торсионного импульса, внутренней окклюзии не происходит, и объект остается у среза, т.е. в оптимальном расположении для работы продольного УЗ. Короткий импульс продольного УЗ приводит к тому, что игла углубляется внутрь вещества хрусталика и последний фиксируется на наконечнике за счет вакуума, возникает наружная окклюзия [85]. При этом внутри просвета иглы остается небольшой кусочек цилиндрической формы, который пока остается единым целым с основным фрагментом. Вокруг иглы так же остаются еще небольшие участки вещества хрусталика. Это самое безопасное для

торсионного УЗ положение фрагмента, когда последний окружает наконечник со всех сторон и предотвращает негативное действие кавитации и акустических колебаний среды. При последующем импульсе торсионного УЗ наконечник начинает совершать поперечные колебания, срезая внутренний кусочек с основного фрагмента и «сбривая» участки вокруг иглы, которые могут быть аспирированы, или же могут вызвать внутреннюю окклюзию, которая, в свою очередь, будет разрешена с помощью последующего импульса продольного УЗ. Можно сказать, что импульс продольного УЗ формирует благоприятные условия для импульса торсионного УЗ создавая довольно объемный субстрат из вещества хрусталика, который будет аспирирован во время импульса торсионного УЗ. Так же продольный УЗ гарантирует прорыв окклюзии в случае ее возникновения, а во время следующего торсионного импульса снова происходит небольшая ротация фрагмента и он опять надежно фиксируется на срезе в оптимальном положении для следующего продольного импульса, и общий цикл замыкается [58, 66]. Конечно, в реальности, процесс аспирации не идет строго по описанной здесь схеме, но даже если в половине циклов этот механизм срабатывает, этого достаточно чтобы значительно увеличить скорость удаления хрусталика и минимизировать УЗ нагрузку, что и подтверждается данными, представленными в данном исследовании.

## выводы

- Факоэмульсификация плотных катаракт сопряжена с высоким расходом ультразвуковой энергии, ирригационного раствора, что в сочетании с длительностью операции является одной из ведущих причин осложнений, в структуре которых превалируют: разрыв задней капсулы – 10,2%, несостоятельность основного роговичного разреза требующая наложение швов – 10% и повреждение связочного аппарата 8,3%.
- 2. Предложенная методика «Фемтосравнение» является эффективным средством для объективизации сравнения ультразвуковых, гидродинамических и временных параметров при факоэмульсификации катаракты. Методика позволяет совершенствовать ультразвуковые и гидродинамические настройки прибора в повседневной практике катарактального хирурга.
- 3. Проведенное с применением методики «Фемтосравнение», сравнение трех разработанных вариантов настроек комбинированного ультразвука, полученных В результате виртуального тестирования показало, ЧТО оптимальным соотношением мощностных характеристик торсионного и продольного ультразвука в цикле для эффективной аспирации плотных катаракт является соотношение 70% торсионного и 30% продольного ультразвука.
- 4. При аспирации мягких катаракт торсионным ультразвуком с технологией IP расходуется меньше ультразвуковой энергии, чем при использовании комбинированного (70% торсионный, 30% продольный) ультразвука 6,09 и 6,6 соответственно. При удалении плотных хрусталиков расходуется больше ультразвуковой энергии и требуется больше времени для аспирации при использовании торсионного ультразвука с IP в сравнении с комбинированным (20,21, 16,12 и 125,95, 111,95 соответственно).

5. Сравнение клинико-функциональных параметров состояния переднего отдела глаза после удаления плотных хрусталиков с использованием торсионного ультразвука с IP и комбинации продольного и торсионного ультразвука в одном цикле показало преимущества комбинированных ультразвуковых настроек: достоверно менее выраженный клеточный плеоморфизм (51,33% против 60,75% гексагональных клеток, p<0,05), потеря клеток заднего эпителия роговицы (4,07% против 8,08%, p=0,001), степень утолщения цилиарного тела (на 0,094 мм против 0,19 мм, p=0,0002).

## ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

- Хирургическое лечение плотных катаракт на этапе аспирации хрусталиков целесообразно проводить в условиях применения комбинированного (торсионного и продольного ультразвука) с мощностным соотношением торсионного ультразвука к продольному 70% к 30%.
- Методику «Фемтосравнение» следует рекомендовать для объективизации оценки ультразвуковых и гидродинамических параметров при сравнении различных настроек факоэмульсификатора и создании персонифицирвоанных настроек факоэмульсификатора.
- 3. Для создания и виртуального тестирования индивидуальных настроек факоэмульсификатора рекомендуется к использованию программ симулятор Dr. View для факоэмульсификаторов Infinity и Centurion Vision System.

## СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

BB	– водянистая влага
ВГД	– внутриглазное давление
ВЭ	— вискоэластик
ИОЛ	– интраокулярная линза
Мл	– миллилитры
ПЗО	– переднезадняя ось глаза
ПК	– передняя камера
ПЭК	– плотность эндотелиальных клеток
Сек	– секунды
См <sup>3</sup>	– сантиметры кубические
УЗ	– ультразвук
ФемтоФЭК	– факоэмульсификация катаракты с фемтолазерным сопровождением
ФЭК	– факоэмульсификация катаракты
BSS	- Balanced Salt Solution
CDE	- Cumulative Dissipated Energy
CV	- Coefficient of variation of cell size
EPT	– Effective Phaco Time
IP	– Intelligent Phaco
NC	– Nucleus Color
NO	– Nucleus Opalescence

120

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Аветисов, К.С. Новые подходы к исследованию хрусталика на основе комбинированного ультразвукового метода : дис. ... канд. мед. наук: 14.01.07 / Аветисов К.С. – М., 2011. – 128 с.
- Анисимова, С.Ю. Клинический анализ осложнений факоэмульсификации с фемтолазерным сопровождением и особенности проведения факоэмульсификации после фемтоэтапа / С.Ю. Анисимова [и др.] // Офтальмохирургия. – 2014. – № 4. – С. 14-20.
- Анисимова, С.Ю. Результаты факоэмульсификации катаракты с фемтолазерным сопровождением / С.Ю. Анисимова [и др.] // Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии – 2013 : сб. науч. тр. ФГБУ «МНТК Микрохирургии глаза». – М., 2013. – С. 31-35.
- Анисимова, С.Ю. Факоэмульсификация катаракты с фемтолазерным сопровождением (первый отечественный опыт) / С.Ю. Анисимова, С.И. Анисимов, В.Н. Трубилин // Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии 2012 : сб. науч. статей под ред. проф. Б.Э. Малюгина. М., 2012. С. 19-22.
- 5. Анисимова, С.Ю. Фемтолазерное сопровождение хирургии катаракты: методическое пособие / С.Ю. Анисимова [и др.]. М., 2013. 15 с.
- Батьков, Е.Н. Тактические подходы к лечению подвывиха хрусталика / Е.Н. Батьков, Н.П. Паштаев // Офтальмохирургия. 2018. № 3. С. 80-87.
- Бикбов, М.М. Применение фемтолазер-ассистированной ультразвуковой факоэмульсификации при плотных катарактах / М.М. Бикбов, Ю.К. Бурханов, О.И. Оренбуркина // Соврем. технологии в офтальмологии. – 2017. – № 7. – С. 15-18.
- 8. Бикбов, М.М. Результаты фемтолазерной хирургии катаракты с использованием платформы VICTUS / М.М. Бикбов [и др.] // Современные

технологии катарактальной и рефракционной хирургии – 2013: сб. науч. статей ФГБУ «МНТК Микрохирургия глаза». – М., 2013. – С. 40-44.

- Бикбов, М.М. Факоэмульсификация катаракты с использованием фемтосекундного лазера / М.М. Бикбов, Ю.К. Бурханов, Э.Л. Усубов // Вестн. Оренбургского гос. мед. ун-та. – 2014. – № 12. – С. 82-85.
- 10. Бикбов, М.М. Фемтолазер-ассистированная хирургия врожденной катаракты у детей / М.М. Бикбов [и др.] // Офтальмохирургия. 2015. № 2. С. 12-15.
- Бикбов, М.М. Энергетические показатели ультразвука при проведении фемтолазер-ассистированной хирургии катаракты / М.М. Бикбов, Ю.К. Бурханов, Э.Л. Усубов // Соврем. технологии в офтальмологии. – 2014. – № 3. – С. 20.
- Бойко, Э.В. Сравнительная медико-техническая характеристика современных фемтосекундных лазерных систем / Э.В. Бойко, С.А. Коскин, М.Д. Пожарицкий // Вестн. ВМА. – 2010. – Т. 2, № 30. – С. 220-222.
- Буратто, Л. Хирургия катаракты. Переход от экстракапсулярной экстракции катаракты к факоэмульсификации / Л. Буратто. Fabiano Editore, 1999. 474 с.
- Головин, А.В. Клинико-функциональные результаты микроинвазивной технологии факоэмульсификации с имплантацией интраокулярной линзы : дис. ... канд. мед. наук: 14.01.07 / Головин А.В. М., 2011. 178 с.
- Гречанинов, В.Б. Оптимизация энергетических параметров фемтолазерного сопровождения хирургии катаракты на приборе Ziemer FEMTO LDV Z8 / В.Б. Гречанинов, А.В. Терещенко, Ю.А. Белый // Соврем. технологии в офтальмологии. 2015. № 3. С. 53.
- Зайчик, А.Ш. Общая патофизиология / А.Ш. Зайчик, Л.П. Чурилов. СПб.: «ЭЛБИ-СПб», 2001. – С. 110-196.
- Иошин, И.Э. Анализ результатов применения технологии Ozil IP при факоэмульсификации катаракты высокой плотности / И.Э. Иошин, Г.Т. Хачатрян, А.А. Оздербаева // Офтальмохирургия. – 2011. – № 2. – С. 59-63.

- 18. Иошин, И.Э. Факоэмульсификация сверхтвердых «бурых» катаракт /
  И.Э. Иошин [и др.] // Рос. офтальмол. журн. 2010. Т. 3, № 3. С. 15-19.
- Кувандыкова, Д.Г. Факоэмульсификация плотных катаракт [Электронный ресурс] / Д.Г. Кувандыкова [и др.] // Восток–Запад 2012. Раздел III. Хирургия катаракты. Имплантация ИОЛ. Российская офтальмология онлайн, 2012. С. 138. Режим доступа: https://eyepress.ru/article.aspx?11300.
- Лившиц, С.А. Разработка оптимальных параметров ультразвукового воздействия при проведении операции факоэмульсификации катаракты с имплантацией ИОЛ : дис. ... канд. мед. наук: 14.01.07 / Лившиц С.А. – М., 1998. – 152 с.
- 21. Малюгин, Б.Э. Медико-технологическая система хирургической реабилитации пациентов с катарактой на основе ультразвуковой факоэмульсификации с имплантацией интраокулярной линзы : автореф. дис. ... д-ра мед. наук: 14.01.07 / Малюгин Б.Э. М., 2002. 48 с.
- Малюгин, Б.Э. Особенности диафрагмальной функции радужки при фемтосекундном лазерном сопровождении факоэмульсификации на фоне применения различных нестероидных противовоспалительных средств / Б.Э. Малюгин, Н.С. Анисимова, Н.П. Соболев // Офтальмохирургия. 2018. № 1. С. 6-12.
- Малюгин, Б.Э. Особенности и техника факоэмульсификации у пациентов с обширными дефектами связочного аппарата хрусталика / Б.Э. Малюгин, А.В. Головин // Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии : сб. науч. работ. – М., 2009. – С. 160-165.
- 24. Малюгин, Б.Э. Хирургия катаракты и интраокулярная коррекция на современном этапе развития офтальмохирургии / Б.Э. Малюгин // Вестн. офтальмологии. – 2014. – Т. 130, № 6. – С. 80-88.
- Малюгин, Б.Э. Хирургия катаракты и интраокулярной коррекции афакии: достижения, проблемы и перспективы развития / Б.Э. Малюгин // Вестн. офтальмологии. – 2006. – № 1. – С. 37-41.

- Мачехин, В.А. Техника факоэмульсификации катаракты с плотными ядрами / В.А. Мачехин, С.И. Николашин // Вестн. СО РАМН. 2009. № 4. С. 26-29.
- Мищенко, О.П. Преимущества фемтосекундной фрагментации при ядерных катарактах высокой плотности / О.П. Мищенко [и др.] // Соврем. технологии в офтальмологии. 2017. № 6. С. 93-95.
- Николашин, С.И. Факоэмульсификация катаракты с плотными ядрами на основе технологии вертикального чопа с горизонтальным разделением ядра хрусталика / С.И. Николашин // Офтальмохирургия. – 2010. – № 3. – С. 10-13.
- Паштаев, Н.П. Фемтосекундный лазер в хирургии катаракты / Н.П. Паштаев,
   И.В. Куликов // Офтальмохирургия. 2016. № 3. С. 74-79.
- Пичикова, Е.А. Первый опыт применения Шеймпфлюг-изображения для определения оптической плотности хрусталика при фемтофакоэмульсификации катаракты / Е.А. Пичикова, Е.В. Егорова, Н.А. Пичикова // Соврем. технологии в офтальмологии. 2016. № 5. С. 73-76.
- Полякова, В.Р. Способ определения акустической плотности хрусталика с помощью ультразвуковой биомикроскопии / В.Р. Полякова, Б.Г. Джаши, И.А. Мелихова // Соврем. технологии в офтальмологии. – 2016. – № 5. – С. 134-136.
- Романенко, С.Я. Энергетические параметры фемтолазерного сопровождения хирургии катаракты при различной степени плотности ядра хрусталика / С.Я. Романенко, А.В. Терещенко, И.Г. Трифаненкова // Офтальмология. 2016. № 6. С. 145-148.
- 33. Сметанкин, И.Г. Тактика факоэмульсификации катаракты на основе классификации кортико-капсулярной адгезии и плотности ядра хрусталика [Электронный ресурс] / И.Г. Сметанкин // Восток–Запад 2012. Раздел III. Хирургия катаракты. Имплантация ИОЛ. – Российская офтальмология онлайн, 2012. – С. 150. – Режим доступа: https://eyepress.ru/article.aspx?13152.
- 34. Способ определения показаний к факоэмульсификации: пат. 2173957 Рос. Федерация / С.Н. Федоров, Б.Э. Малюгин, А.А. Шпак, Н.К. Захарова,

Г.Л. Моисеенко; заявитель и патентообладатель Государственное учреждение Межотраслевой научно-технический комплекс «Микрохирургия глаза». – № 99114889/14; заявл. 08.07.1999; опубл. 27.09.2001.

- 35. Тахтаев, Ю.В. Хирургия катаракты через малый разрез / Ю.В. Тахтаев // Мир медицины. 2000. № 7-8. С. 15-17.
- 36. Терещенко, А.В. Фемтолазерная хирургия катаракты при различной степени плотности ядра хрусталика / А.В. Терещенко [и др.] // Соврем. технологии в офтальмологии. – 2016. – № 5. – С. 93-95.
- 37. Трубилин, А.В. Сравнительная клинико-морфологическая оценка капсулорексиса при проведении факоэмульсификации катаракты на основе фемтолазерной и механических технологий : автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.07 / Трубилин А.В. – М., 2015. – 25 с.
- 38. Тяжев, М.Ю. Особенности факоэмульсификации катаракты с фемтосопровождением у пациентов с выраженным псевдоэксфолиативным синдромом / М.Ю. Тяжев, М.А. Шантурова, Т.Н. Юрьева // Соврем. технологии в офтальмологии. – 2016. – № 5. – С. 100-103.
- 39. Чупров, А.Д. Определение механической твердости хрусталика ультразвуковым методом / А.Д. Чупров, В.А. Кудрявцев, Ю.В. Кудрявцева // Новые технологии в офтальмологии : материалы Междунар. науч.-практ. конф. – Казань, 2008. – С. 223-226.
- 40. Чухраёв, А.М. МНТК «Микрохирургия глаза» национальное достояние / А.М. Чухраёв, Н.С. Ходжаев, Л.Л. Юдаева // Офтальмохирургия. 2016. № 2. С. 6-9.
- 41. Abell, R.G. Effect of femtosecond laser-assisted cataract surgery on the corneal endothelium / R.G. Abell [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2014. Vol. 40, No 11. P. 1777-1783.
- 42. Abell, R.G. Femtosecond laser-assisted cataract surgery versus standard phacoemulsification cataract surgery: Outcomes and safety in more than 4 000 cases at a single center / R.G. Abell [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2015. Vol. 41, № 1. P. 47-52.

- 43. Alió, J.L. Comparative outcomes of bimanual MICS and 2,2 mm coaxial phacoemulsification assisted by femtosecond technology / J.L. Alió [et al.] // J. Refract Surg. 2014. Vol. 30, № 1. P. 34-40.
- 44. Arnavielle, S. Corneal endothelial cell changes after trabeculectomy and deep sclerectomy / S. Arnavielle [et al.] // J. Glaucoma. 2007. Vol. 16, № 3. P. 324-328.
- 45. Arshinoff, S.A. Dispersive-cohesive viscoelastic soft shell technique /
  S.A. Arshinoff // J. Cataract Refract. Surg. 1999. Vol. 25, № 2. P. 167-173.
- 46. Arshinoff, S.A. Modified SST-USST for tamsulosin-associated intraoperative [corrected] floppy-iris syndrome / S.A. Arshinoff // J. Cataract Refract. Surg. 2006. Vol. 32, № 4. P. 559-561.
- 47. Arshinoff, S.A. Using BSS with viscoadaptives in the ultimate soft-shell technique / S.A. Arshinoff // J. Cataract Refract. Surg. 2002. Vol. 28, № 9. P. 1509-1514.
- 48. Auffarth, G.U. Removal times and techniques of a viscoadaptive ophthalmic viscosurgical device / G.U. Auffarth [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2004. Vol. 30, № 4. P. 879-883.
- 49. Baig, N.B. Intraocular pressure profiles during femtosecond laser-assisted cataract surgery / N.B. Baig [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2014. Vol. 40, № 11. P. 1784-1789.
- Baradaran-Rafii, A. Effect of hydrodynamic parameters on corneal endothelial cell loss after phacoemulsification / A. Baradaran-Rafii [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2009. – Vol. 35, № 4. – P. 732-737.
- Berdahl, J.P. Comparison of a torsional handpiece through microincision versus standard clear corneal cataract wounds / J.P. Berdahl [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2008. – Vol. 34, № 12. – P. 2091-2095.
- 52. Berdahl, J.P. Corneal wound architecture and integrity after phacoemulsification evaluation of coaxial, microincision coaxial, and microincision bimanual techniques / J.P. Berdahl, J.J. DeStafeno, T. Kim // J. Cataract Refract. Surg. – 2007. – Vol. 33, № 3. – P. 510-515.

- 53. Bissen-Miyajima, H. In vitro behavior of ophthalmic viscosurgical devices during phacoemulsification / H. Bissen-Miyajima // J. Cataract Refract. Surg. 2006. Vol. 32, № 6. P. 1026-1031.
- 54. Boulter, T. Optimization and comparison of a 0,7 mm tip with the 0,9 mm tip on an active-fluidics phacoemulsification platform / T. Boulter [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2017. Vol. 43, № 12. P. 1591-1595.
- 55. Bourne, R.R. Effect of cataract surgery on the corneal endothelium: modern phacoemulsification compared with extracapsular cataract surgery / R.R. Bourne [et al.] // Ophthalmology. 2004. Vol. 111, № 4. P. 679-685.
- 56. Bourne, W.M. Central corneal endothelial cell changes over a ten-year period / W.M. Bourne, L.R. Nelson, D.O. Hodge // Invest Ophthalmol. Vis Sci. 1997. Vol. 38, № 3. P. 779-782.
- 57. Bourne, W.M. Specular microscopy of human corneal endothelium in vivo / W.M. Bourne, H.E. Kaufman // Am. J. Ophthalmol. 1976. Vol. 81, № 3. P. 319-323.
- 58. Bozkurt, E. Comparison of conventional and torsional mode (OZil) phacoemulsification: randomized prospective clinical study / E. Bozkurt [et al.] // Eur. J. Ophthalmol. 2009. Vol. 19, № 6. P. 984-989.
- Cameron, J.D. Surgical and Nonsurgical Trauma / J.D. Cameron // Duane's Clinical Ophthalmology. – 1998. – Vol. 3, Ch. 6. – 36 p.
- 60. Can, I. Coaxial, microcoaxial, and biaxial microincision cataract surgery: prospective comparative study / I. Can [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2010. Vol. 36, № 5. P. 740-746.
- Can, I. Comparison of Nagahara phaco-chop and stop-and-chop phacoemulsification nucleotomy techniques / I. Can [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2004. Vol. 30, № 3. P. 663-668.
- 62. Can, I. Half-moon supracapsular nucleofractis phacoemulsification: safety, efficacy, and functionality / I. Can, T. Takmaz, I. Genç // J. Cataract Refract. Surg. 2008. Vol. 34, № 11. P. 1958-1965.

- 63. Can, I. Half-moon supracapsular nucleofractis phacoemulsification technique / I. Can, T. Takmaz, I. Genç // Ophthalmic. Surg. Lasers Imaging. 2010. Vol. 41, No 3. P. 390-393.
- 64. Chang, J.S. Initial evaluation of a femtosecond laser system in cataract surgery / J.S. Chang [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2014. Vol. 40, № 1. P. 29-36.
- 65. Chen, H. Visual and refractive outcomes of laser cataract surgery / H. Chen,
  T. Hyatt, N. Afshari // Curr. Opin. Ophthalmol. 2014. Vol. 25, № 1. P. 49-53.
- 66. Chen, M. A retrospective randomized study to compare the energy delivered using CDE with different techniques and OZil settings by different surgeons in phacoemulsification / M. Chen [et al.] // Clin. Ophthalmol. – 2009. – Vol. 3. – P. 401-403.
- 67. Cho, Y.K. Anterior segment parameters using Pentacam and prediction of corneal endothelial cell loss after cataract surgery / Y.K. Cho [et al.] // Korean J. Ophthalmol. 2010. Vol. 24, № 5. P. 284-290.
- 68. Christakis, P.G. Intraoperative performance and postoperative outcome comparison of longitudinal, torsional, and transversal phacoemulsification machines / P.G. Christakis, R.M. Braga-Mele // J. Cataract Refract. Surg. 2012. Vol. 38, № 2. P. 234-241.
- 69. Chylack, L.T. Jr. The Lens Opacities Classification System III. The Longitudinal Study of Cataract Study Group / L.T. Chylack Jr. [et al.] // Arch. Ophthalmol. 1993. Vol. 111, № 6. P. 831-836.
- Cionni, R.J. Cataract Surgery / R.J. Cionni, M.E. Snyder, R.H. Osher // Duane's Clinical Ophthalmology. – 1998. – Vol. 6, Ch. 6. – 36 p.
- 71. Cionni, R.J. Length and frequency of intraoperative occlusive events with new torsional phacoemulsification software / R.J. Cionni, A.S. Crandall, D. Felsted // J. Cataract Refract. Surg. 2011. Vol. 37, № 10 P. 1785-1790.
- 72. Conrad-Hengerer, I. Corneal endothelial cell loss and corneal thickness in conventional compared with femtosecond laser-assisted cataract surgery: three-month follow-up / I. Conrad-Hengerer [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2013. Vol. 39, № 9. P. 1307-1313.

- 73. Conrad-Hengerer, I. Cortex removal after laser cataract surgery and standard phacoemulsification: a critical analysis of 800 consecutive cases / I. Conrad-Hengerer [et al.] // J. Refract. Surg. 2014. Vol. 30, № 8. P. 516-520.
- 74. Conrad-Hengerer, I. Effect of femtosecond laser fragmentation on effective phacoemulsification time in cataract surgery / I. Conrad-Hengerer [et al.]
  // J. Refract. Surg. 2012. Vol. 28, № 12. P. 879-883.
- 75. Conrad-Hengerer, I. Femtosecond laser-assisted capsulotomy after penetrating injury of the cornea and lens capsule / I. Conrad-Hengerer [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2014. – Vol. 40, № 1. – P. 153-156.
- 76. Conrad-Hengerer, I. Femtosecond laser-assisted cataract surgery in intumescent white cataracts / I. Conrad-Hengerer [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2014. – Vol. 40, № 1. – P. 44-50.
- 77. Conrad-Hengerer, I. Femtosecond laser-induced macular changes and anterior segment inflammation in cataract surgery / I. Conrad-Hengerer [et al.] // J. Refract. Surg. 2014. Vol. 30, № 4. P. 222-226.
- 78. Crema, A.S. Comparative study of coaxial phacoemulsification and microincision cataract surgery. One-year follow-up / A.S. Crema [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2007. Vol. 33, № 6. P. 1014-1018.
- Daviel, J. Sur une nouvelle methode de guerir la cataracte par l'extraction du crystalline / J. Daviel // Mem. Acad. Roy Chir. (Paris). 1753. Vol. 2. P. 337.
- 80. Davison, J.A. Cumulative tip travel and implied followability of longitudinal and torsional phacoemulsification / J.A. Davison // J. Cataract Refract. Surg. 2008. Vol. 34, № 6. P. 986-990.
- Dawson, D.G. Cornea and Sclera / D.G. Dawson [et al.] // Duane's Clinical Ophthalmology. – 1998. – Vol. 2, Ch. 4. – 34 p.
- Bay, A.C. Efficacy of anterior capsulotomy creation in femtosecond laser-assisted cataract surgery / A.C. Day [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2014. Vol. 40, № 12. P. 2031-2034.
- 83. Daya, S.M. Translenticular hydrodissection, lens fragmentation, and influence on ultrasound power in femtosecond laser-assisted cataract surgery and refractive lens

exchange / S.M. Daya, M.A. Nanavaty, M.M. Espinosa-Lagana // J. Cataract Refract. Surg. – 2014. – Vol. 40, № 1. – P. 37-43.

- 84. de Castro, L.E. Bead-flow pattern: quantitation of fluid movement during torsional and longitudinal phacoemulsification / L.E. de Castro, R.C. Dimalanta, K.D. Solomon // J. Cataract Refract. Surg. 2010. Vol. 36, № 6. P. 1018-1023.
- 85. DeBry, P. Comparison of energy required for phaco-chop and divide and conquer phacoemulsification / P. DeBry, R.J. Olson, A.S. Crandall // J. Cataract Refract. Surg. – 1998. – Vol. 24, № 5. – P. 689-692.
- 86. DeMill, D.L. Objective comparison of 4 nonlongitudinal ultrasound modalities regarding efficiency and chatter / D.L. DeMill [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2012. – Vol. 38, № 6. – P. 1065-71.
- 87. Dick, H.B. Controlled clinical trial comparing biaxial microincision with coaxial small incision for cataract surgery / H.B. Dick // Eur. J. Ophthalmol. 2012. Vol. 22, № 5. P. 739-750.
- 88. Dick, H.B. Primary posterior laser-assisted capsulotomy / H.B. Dick, T. Schultz // J. Refract. Surg. – 2014. – Vol. 30, № 2. – P. 128-133.
- 89. Domingues, F.G. Comparative study of the density of corneal endothelial cells after phacoemulsification by the «divide and conquer» and «quick chop» techniques / F.G. Domingues, H.V. Moraes Jr., R. Yamane // Arq. Bras. Oftalmol. 2005. Vol. 68, № 1. P. 109-115.
- 90. Donaldson, K.E. Femtosecond laser-assisted cataract surgery / K.E. Donaldson [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2013. – Vol. 39, № 11. – P. 1753-1763.
- 91. Dosso, A.A. Outcomes of coaxial microincision cataract surgery versus conventional coaxial cataract surgery / A.A. Dosso [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2008. – Vol. 34, № 2. – P. 284-288.
- 92. Edelhauser, H.F. The Cornea and the Sclera. In Adler's physiology of the Eye / H.F. Edelhauser, J.L. Ubels / ed. P.L. Kaufman. Alm. A. Mosby, Inc., 2003. P. 47-114.

- 93. El-Moatassem Kotb, A.M. Torsional mode phacoemulsification: effective, safe cataract surgery technique of the future / A.M. El-Moatassem Kotb, M.M. Gamil // Middle East Afr. J. Ophthalmol. 2010. Vol. 17, № 1. P. 69-73.
- 94. Fakhry, M.A. Torsional ultrasound mode versus combined torsional and conventional ultrasound mode phacoemulsification for eyes with hard cataract / M.A. Fakhry, M.I. Shazly // Clin. Ophthalmol. – 2011. – Vol. 5. – P. 973-978.
- 95. Faramarzi, A. Corneal endothelial cell loss during phacoemulsification: Bevel-up versus bevel-down phaco tip / A. Faramarzi [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2011. Vol. 37, № 11. P. 1971-1976.
- 96. Fasce, F. Comparison of BD Multivisc with the soft shell technique in cases with hard lens nucleus and Fuchs endothelial dystrophy / F. Fasce [et al.] // Eur. J. Ophthalmol. – 2007. – Vol. 17, № 5. – P. 709-713.
- 97. Femtosecond laser-assisted cataract surgery. Facts and results / ed. Z.Z. Nagy. SLACK Inc., 2014. 161 p.
- Fine, B.S. Ocular Histology / B.S. Fine, M. Yanoff. New York: Harper and Row, 1972. –260 p.
- 99. Floyd, M.S. Fluidics and heat generation of Alcon Infiniti and Legacy, Bausch & Lomb Millennium, and advanced medical optics sovereign phacoemulsification systems / M.S. Floyd, J.R. Valentine, R.J. Olson // Am. J. Ophthalmol. 2006. Vol. 142, № 3. P. 387-392.
- 100. Friedman, N.J. Femtosecond laser capsulotomy / N.J. Friedman [et al.] //
   J. Cataract Refract. Surg. 2011. Vol. 37, № 7. P. 1189-1198.
- 101. Galgauskas, S. Age-related changes in corneal thickness and endothelial characteristics / S. Galgauskas [et al.] // Clin. Interv. Aging. – 2013. – Vol. 8. – P. 1445-1450.
- 102. Gibelalde, A. Prospective randomized trial comparing Discovisc versus Healon in phacoemulsification / A. Gibelalde [et al.] // Arch. Soc. Esp. Oftalmol. 2007. Vol. 82, № 8. P. 489-494.
- 103. Gonen, T. Endothelial cell loss: Biaxial small-incision torsional phacoemulsification versus biaxial small-incision longitudinal phacoemulsification

/ T. Gonen [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2012. – Vol. 38, № 11. – P. 1918-1924.

- 104. Grewal, D.S. Comparison of morphologic features of clear corneal incisions created with a femtosecond laser or a keratome / D.S. Grewal, S. Basti // J. Cataract Refract. Surg. 2014. Vol. 40, № 4. P. 521-530.
- 105. Grewal, D.S. Incomplete capsulotomy using femtosecond laser with a pupil expansion device / D.S. Grewal, S. Basti // J. Cataract Refract. Surg. – 2014. – Vol. 40, № 4. – P. 680-682.
- 106. Han, Y.K. Heat production: Longitudinal versus torsional phacoemulsification / Y.K. Han, K.M. Miller // J. Cataract Refract. Surg. 2009. Vol. 35, № 10. P. 1799-1805.
- 107. Helvacioglu, F. Comparison of Two Different Ultrasound Methods of Phacoemulsification / F. Helvacioglu [et al.] // Am. J. Ophthalmol. 2014. Vol. 158, № 2. P. 221-226.
- 108. Helvacioglu, F. IP torsional mode versus combined torsional/longitudinal microcoaxial phacoemulsification / F. Helvacioglu [et al.] // Eur. J. Ophthalmol. – 2012. – Vol. 22, № 6. – P. 936-942.
- 109. Hu, V. The effect of aqualase and phacoemulsification on the corneal endothelium /
  V. Hu [et al.] // Cornea. 2010. Vol. 29, № 3. P. 247-250.
- 110. Jentsch, T.J. Ion transport mechanisms in cultured bovine corneal endothelial cells
  / T.J. Jentsch, S.K. Keller, M. Wiederholt // Curr. Eye Res. 1985. Vol. 4, № 4. –
  P. 361-369.
- 111. Jirásková, N. Phacoemulsification parameters: series 20 000 Legacy Versus Legacy with AdvanTec software and NeoSoniX handpiece / N. Jirásková, P. Rozsíval // J. Cataract Refract. Surg. 2004. Vol. 30, № 1. P. 144-148.
- 112. Johansson, C.J. Evaluation of Flared Versus Nonflared Tip Design for Torsional Phacoemulsification / C.J. Johansson // ASCRS annual meeting. – San Francisco, 2013. – P. 1536947.
- 113. Jun, B. Corneal wound architecture and integrity after torsional and mixed phacoemulsification: evaluation of standard and microincisional coaxial techniques

/ B. Jun [et al.] // Ophthalmic. Surg. Lasers Imaging. – 2010. – Vol. 41, № 1. –
 P. 128-134.

- 114. Jun, B. Thermal study of longitudinal and torsional ultrasound phacoemulsification: tracking the temperature of the corneal surface, incision, and handpiece / B. Jun, J.P. Berdahl, T. Kim // J. Cataract Refract. Surg. – 2010. – Vol. 36, № 5. – P. 832-837.
- 115. Kacerovská, J. Development of number of endothelial cells after cataract surgery performed by femtolaser in comparison to conventional phacoemulsification / J. Kacerovská, M. Kacerovský, R. Kadlec // Cesk. Slov. Oftalmol. 2013. Vol. 69, № 5. P. 215-218.
- 116. Kahraman, G. Intraindividual comparison of surgical trauma after bimanual microincision and conventional small-incision coaxial phacoemulsification / G. Kahraman [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2007. Vol. 33, № 4. P. 618-622.
- 117. Kelman, C.D. Phaco-emulsification and aspiration. A new technique of cataract removal. A preliminary report / C.D. Kelman // Am. J. Ophthalmol. 1967. Vol. 64, № 1. P. 23-35.
- 118. Kim, D.H. The comparison between torsional and conventional mode phacoemulsification in moderate and hard cataracts / D.H. Kim [et al.] // Korean J. Ophthalmol. 2010. Vol. 24, № 6. P. 336-340.
- 119. Kishimoto, M. New type torsional phaco tip advantages. Video competition [Electronic resource] / M. Kishimoto // ESCRS. – Amsterdam, 2013. – Available at: http://escrs.conference2web.com/prizewinners/vid/14.
- 120. Koester, C.J. Wide field specular microscopy. Clinical and research applications /
   C.J. Koester [et al.] // Ophthalmology. 1980. Vol. 87, № 9. P. 849-860.
- 121. Kránitz, K. Femtosecond laser capsulotomy and manual continuous curvilinear capsulorrhexis parameters and their effects on intraocular lens centration / K. Kránitz [et al.] // J. Refract. Surg. 2011. Vol. 27, № 8. P. 558-563.

- 122. Kránitz, K. Intraocular lens tilt and decentration measured by Scheimpflug camera following manual or femtosecond laser-created continuous circular capsulotomy K. Kránitz [et al.] // J. Refract. Surg. 2012. Vol. 28, № 4. P. 259-263.
- 123. Krarup, T. Endothelial cell loss and refractive predictability in femtosecond laserassisted cataract surgery compared with conventional cataract surgery / T. Krarup [et al.] // Acta. Ophthalmol. – 2014. – Vol. 92, № 7. – P. 617-622.
- 124. Kullman, G. Alternative applications of the femtosecond laser in ophthalmology / G. Kullman, R. Pineda // Semin. Ophthalmol. 2010. Vol. 25, № 5-6. P. 256-264.
- 125. Kurz, S. Biaxial microincision versus coaxial small-incision cataract surgery in complicated cases / S. Kurz [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2010. – Vol. 36, № 1. – P. 66-72.
- 126. Kurz, S. Biaxial microincision versus coaxial small-incision clear cornea cataract surgery / S. Kurz [et al.] // Ophthalmology. 2006. Vol. 113, № 10. P. 1818-1826.
- 127. Laing, R.A. In vivo photomicrography of the corneal endothelium / R.A. Laing, M.M. Sandstrom, H.M. Leibowitz // Arch. Ophthalmol. 1975. Vol. 93, № 2. P. 143-145.
- 128. Lee, K.M. Microcoaxial cataract surgery outcomes: comparison of 1,8 mm system and 2,2 mm system / K.M. Lee, H.G. Kwon, C.K. Joo // J. Cataract Refract. Surg. – 2009. – Vol. 35, № 5. – P. 874-880.
- 129. Liu, Y. Torsional mode versus conventional ultrasound mode phacoemulsification: randomized comparative clinical study / Y. Liu [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2007. Vol. 33, № 2. P. 287-292.
- 130. Lubahn, J.G. Operating times of experienced cataract surgeons beginning femtosecond laser-assisted cataract surgery / J.G. Lubahn [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2014. – Vol. 40, № 11. – P. 1773-1776.
- 131. Luo, Y.H. Cataract surgery and Fuchs' corneal dystrophy / Y.H. Luo, R. Wong // Ophthalmology. – 2005. – Vol. 112, № 11. – P. 2054.

- 132. Mahdy, M.A. Relationship between endothelial cell loss and microcoaxial phacoemulsification parameters in noncomplicated cataract surgery / M.A. Mahdy [et al.] // Clin. Ophthalmol. – 2012. – Vol. 6. – P. 503-510.
- 133. Masket, S. Femtosecond laser-assisted cataract incisions: architectural stability and reproducibility / S. Masket [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2010. Vol. 36, № 6. P. 1048-1049.
- 134. Mastropasqua, L. Femtosecond laser versus manual clear corneal incision in cataract surgery / L. Mastropasqua [et al.] // J. Refract. Surg. 2014. Vol. 30, No 1. P. 27-33.
- 135. Mayer, W.J. In vitro immunohistochemical and morphological observations of penetrating corneal incisions created by a femtosecond laser used for assisted intraocular lens surgery / W.J. Mayer [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2014. – Vol. 40, № 4. – P. 632-638.
- 136. Modi, S.S. Safety, efficacy, and intraoperative characteristics of DisCoVisc and Healon ophthalmic viscosurgical devices for cataract surgery / S.S. Modi, J.A. Davison, T. Walters // Clin. Ophthalmol. – 2011. – Vol. 5. – P. 1381-1389.
- 137. Nagy, Z.Z. Complications of femtosecond laser-assisted cataract surgery /
  Z.Z. Nagy [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2014. Vol. 40, № 1. P. 20-28.
- 138. Nagy, Z.Z. Evaluation of femtosecond laser-assisted and manual clear corneal incisions and their effect on surgically induced astigmatism and higher-order aberrations / Z.Z. Nagy [et al.] // J. Refract. Surg. – 2014. – Vol. 30, № 8. – P. 522-525.
- 139. Nagy, Z.Z. Initial clinical evaluation of an intraocular femtosecond laser in cataract surgery / Z.Z. Nagy [et al.] // J. Refract. Surg. 2009. Vol. 25, № 12. P. 1053-1060.
- 140. Nagy, Z.Z. New technology update: femtosecond laser in cataract surgery / Z.Z. Nagy // Clin. Ophthalmol. 2014. Vol. 8. P. 1157-1167.
- 141. Nagy, Z.Z. The use of femtosecond lasers in cataract surgery: review of the published results with the LenSx system / Z.Z. Nagy, L. Mastropasqua, M.C. Knorz // J. Refract. Surg. 2014. Vol. 30, № 11. P. 730-740.

- 142. Nixon, D.R. Preoperative cataract grading by Scheimpflug imaging and effect on operative fluidics and phacoemulsification energy / D.R. Nixon // J. Cataract Refract. Surg. – 2010. – Vol. 36, № 2. – P. 242-246.
- 143. Olson, L.E. Effects of ultrasound on the corneal endothelium: I. The acute lesion / L.E. Olson [et al.] // Br. J. Ophthalmol. 1978. Vol. 62, № 3. P. 134-144.
- 144. Olson, L.E. Effects of ultrasound on the corneal endothelium: II. The endothelial repair process / L.E. Olson [et al.] // Br. J. Ophthalmol. 1978. Vol. 62, № 3. P. 145-154.
- 145. Osher, R.H. Slow motion phacoemulsification approach / R.H. Osher // J. Cataract Refract. Surg. – 1993. – Vol. 19, № 5. – P. 667.
- 146. Oshika, T. Clinical comparison of Healon5 and Healon in phacoemulsification and intraocular lens implantation; Randomized multicenter study / T. Oshika [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2004. Vol. 30, № 2. P. 357-362.
- 147. Oshika, T. Retention and removal of a new viscous dispersive ophthalmic viscosurgical device during cataract surgery in animal eyes / T. Oshika [et al.] // Br. J. Ophthalmol. 2006. Vol. 90, № 4. P. 485-487.
- 148. Ozkurt, Y.B. Comparison of burst, pulse, and linear modes used in phacoemulsification surgery / Y.B. Ozkurt [et al.] // Eur. J. Ophthalmol. – 2010. – Vol. 20, № 2. – P. 353-364.
- 149. Packer, M. Techniques of Phacoemulsification / M. Packer [et al.] // Duane's Clinical Ophthalmology. – 1998. – Vol. 6, Ch.7. – 34 p.
- 150. Park, J.H. Ultrasound energy in phacoemulsification: a comparative analysis of phaco-chop and stop-and-chop techniques according to the degree of nuclear density / J.H. Park [et al.] // Ophthalmic. Surg. Lasers Imaging. – 2010. – Vol. 41, № 2. – P. 236-241.
- 151. Park, Y.G. Comparison of Microcoaxial with Standard Clear Corneal Incisions in Torsional Handpiece Cataract Surgery / Y.G. Park, S.H. Chung, C.K. Joo // Ophthalmologica. – 2011. – Vol. 227, № 1. – P. 55-59.

- 152. Pereira, A.C. Ultrasound energy and endothelial cell loss with stop-and-chop and nuclear preslice phacoemulsification / A.C. Pereira [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2006. – Vol. 32, № 10. – P. 1661-1666.
- 153. Petroll, W.M. Quantitative assessment of ophthalmic viscosurgical device retention using in vivo confocal microscopy / W.M. Petroll [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2005. – Vol. 31, № 12. – P. 2363-2368.
- 154. Praveen, M.R. Corneal endothelial morphologic features in cataract and clear lens in an Indian population / M.R. Praveen [et al.] // Am. J. Ophthalmol. 2007. Vol. 144, № 6. P. 914-920.
- 155. Raskin, E. Effect of bevel position on the corneal endothelium after phacoemulsification / E. Raskin [et al.] // Arq. Bras. Oftalmol. 2010. Vol. 73, № 6. P. 508-510.
- 156. Ratnarajan, G. Combined occlusion-triggered longitudinal and torsional phacoemulsification during coaxial microincision cataract surgery: effect on 30-degree mini-flared tip behavior / G. Ratnarajan, R. Packard, M. Ward // J. Cataract Refract. Surg. 2011. Vol. 37, № 5. P. 825-829.
- 157. Reepolmaha, S. Fluid temperature at the corneal endothelium during phacoemulsification: comparison of an ophthalmic viscosurgical device and balanced salt solution using the finite element method / S. Reepolmaha [et al.] // Ophthalmic. Res. 2010. Vol. 43, № 4. P. 173-178.
- 158. Rekas, M. Comparison of torsional and longitudinal modes using phacoemulsification parameters / M. Rekas [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2009. – Vol. 35, № 10. – P. 1719-1724.
- 159. Reuschel, A. Comparison of endothelial changes and power settings between torsional and longitudinal phacoemulsification / A. Reuschel [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2010. – Vol. 36, № 11. – P. 1855-1861.
- 160. Ridley, H. Artificial intra-ocular lenses after cataract extraction / H. Ridley // St. Tomas's Reports. – 1951. – Vol. 7. – P. 12-14.

- 161. Roberts, T.V. Capsular block syndrome associated with femtosecond laser-assisted cataract surgery / T.V. Roberts [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2011. – Vol. 37, № 11. – P. 2068-2070.
- 162. Roberts, T.V. Hydrodissection techniques during femtosecond laser-assisted cataract surgery / T.V. Roberts [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2014. – Vol. 40, № 4. – P. 692-693.
- 163. Roberts, T.V. Surgical outcomes and safety of femtosecond laser cataract surgery: a prospective study of 1 500 consecutive cases / T.V. Roberts [et al.] // Ophthalmology. 2013. Vol. 120, № 2. P. 227-233.
- 164. Sándor, G.L. Comparison of the mechanical properties of the anterior lens capsule following manual capsulorhexis and femtosecond laser capsulotomy / G.L. Sándor [et al.] // J. Refract. Surg. – 2014. – Vol. 30, № 10. – P. 660-664.
- 165. Schmutz, J.S. Thermal comparison of Infiniti OZil and Signature Ellips phacoemulsification systems / J.S. Schmutz, R.J. Olson // Am. J. Ophthalmol. – 2010. – Vol. 149, № 5. – P. 762-767.
- 166. Schultz, G. Growth factors and corneal endothelial cells: III. Stimulation of adult human corneal endothelial cell mitosis in vitro by defined mitogenic agents / G. Schultz [et al.] // Cornea. 1992. Vol. 11, № 1. P. 20-27.
- 167. Schultz, T. Intraocular pressure variation during femtosecond laser-assisted cataract surgery using a fluid-filled interface / T. Schultz [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2013. – Vol. 39, № 1. – P. 22-27.
- 168. Schultz, T. Laser-assisted mini-capsulotomy: a new technique for intumescent white cataracts / T. Schultz, H.B. Dick // J. Refract. Surg. – 2014. – Vol. 30, № 11. – P. 742-745.
- 169. Schultz, T. Suction loss during femtosecond laser-assisted cataract surgery / T. Schultz, H.B. Dick // J. Cataract Refract. Surg. – 2014. – Vol. 40, № 3. – P. 493-495.
- 170. Seitzman, G.D. Cataract surgery in Fuchs' dystrophy / G.D. Seitzman // Curr. Opin.
  Ophthalmol. 2005. Vol. 16, № 4. P. 241-245.

- 171. Seitzman, G.D. Cataract surgery in patients with fuchs corneal dystrophy: expanding recommendations for cataract surgery without simultaneous keratoplasty / G.D. Seitzman, J.D. Gottsch, W.J. Stark // Ophthalmology. 2005. Vol. 112, № 3. P. 441-446.
- 172. Seitzman, G.D. Serial analysis of gene expression in the corneal endothelium of Fuchs dystrophy / G.D. Seitzman [et al.] // Invest. Ophthalmol. Vis Sci. 2003. Vol. 44, № 2. P. 594-549.
- 173. Simanjuntak, G.W. Double extra sharp chopper increase efficacy of phacoemulsification for hard mature cataract surgery / G.W. Simanjuntak, J.F. Tan, H.H. Mailangkay // Semin. Ophthalmol. – 2010. – Vol. 25, № 1-2. – P. 8-12.
- 174. Singh, R. Phacoemulsification of brunescent and black cataracts / R. Singh,
  A.R. Vasavada, G. Janaswamy // J. Cataract Refract. Surg. 2001. Vol. 27, № 11.
   P. 1762-1769.
- 175. Sippel, K.C. Phacoemulsification and thermal wound injury / K.C. Sippel,
  R. Pineda Jr. // Semin. Ophthalmol. 2002. Vol. 17, № 3-4. P. 102-109.
- 176. Smolek, M.K. Cornea / M.K. Smolek, S.D. Klyce // Duane's Clinical Ophthalmology. 1998. Vol. 1, Ch. 8. 47 p.
- 177. Storr-Paulsen, A. Endothelial cell damage after cataract surgery: divide-andconquer versus phaco-chop technique / A. Storr-Paulsen[et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2008. – Vol. 34, № 6. – P. 996-1000.
- 178. Suzuki, H. Functional evaluation of corneal endothelium by combined measurement of corneal volume alteration and cell density after phacoemulsification / H. Suzuki [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2007. – Vol. 33, № 12. – P. 2077-2082.
- 179. Talamo, J.H. Optical patient interface in femtosecond laser-assisted cataract surgery: contact corneal applanation versus liquid immersion / J.H. Talamo [et al.]
  // J. Cataract Refract. Surg. 2013. Vol. 39, № 4. P. 501-510.
- 180. Tarnawska, D. Effectiveness of the soft-shell technique in patients with Fuchs' endothelial dystrophy / D. Tarnawska, E. Wylegała // J. Cataract Refract. Surg. 2007. Vol. 33, № 11. P. 1907-1912.

- 181. Tjia, K.F. Comparison of 800 μm Nonflared, 800 μm Flared, and 900 μm Tapered Tip for Microcoaxial Torsional Phacoemulsification / K.F. Tjia // ASCRS annual meeting. – San Francisco, 2013. – P. 1536947.
- 182. Ti, S.E. Cataract surgery in patients with Fuchs / S.E. Ti, S.P. Chee // Ophthalmology. 2006. Vol. 113, № 10. P. 1883-1884.
- 183. Tognetto, D. Stroke dynamics and frequency of 3 phacoemulsification machines /
  D. Tognetto [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2012. Vol. 38, № 2. –
  P. 333-432.
- 184. Tognetto, D. Survey of ophthalmic viscosurgical devices / D. Tognetto,
  P. Cecchini, G. Ravalico // Curr. Opin. Ophthalmol. 2004. Vol. 15, № 1. –
  P. 29-32.
- 185. Tognetto, D. Swept-Source Optical Coherence Tomography Biometer as Screening Strategy for Macular Disease in Patients Scheduled for Cataract Surgery / D. Tognetto [et al.] // Sci Rep. – 2019. – Vol. 9, № 1. – P. 9912.
- 186. Traish, A.S. Approaching cataract surgery in patients with fuchs' endothelial dystrophy / A.S. Traish, K.A. Colby // Int. Ophthalmol. Clin. 2010. Vol. 50, № 1. P. 1-11.
- 187. Ugurbas, S.C. Impact of intelligent phacoemulsification software on torsional phacoemulsification surgery / S.C. Ugurbas [et al.] // Clin. Ophthalmol. 2012. Vol. 6. P. 1493-1498.
- 188. Vajpayee, R.B. Phaco-chop versus stop-and-chop nucleotomy for phacoemulsification / R.B. Vajpayee [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2000. – Vol. 26, № 11. – P. 1638-1641.
- 189. Vasavada, A.R. Comparison of torsional and microburst longitudinal phacoemulsification: a prospective, randomized, masked clinical trial / A.R. Vasavada [et al.] // Ophthalmic. Surg. Lasers Imaging. 2010. Vol. 41, № 1. P. 109-114.
- 190. Vasavada, A.R. NeoSoniX ultrasound versus ultrasound alone for phacoemulsification: randomized clinical trial / A.R. Vasavada, S.M. Raj, Y.C. Lee // J. Cataract Refract. Surg. – 2004. – Vol. 30, № 11. – P. 2332-2235.

- 191. Vasavada, V. Intraoperative performance and postoperative outcomes of microcoaxial phacoemulsification. Observational study / V. Vasavada, S.M. Raj, A.R. Vasavada // J. Cataract Refract. Surg. 2007. Vol. 33, № 6. P. 1019-1024.
- 192. Ventura, A.C. Corneal thickness and endothelial density before and after cataract surgery / A.C. Ventura, R. Wälti, M. Böhnke // Br. J. Ophthalmol. 2001. Vol. 85, № 1. P. 18-20.
- 193. Wang, Y. Comparison of bimanual and micro-coaxial phacoemulsification with torsional ultrasound / Y. Wang [et al.] // Acta Ophthalmol. –2010. Vol. 90, № 2. P. 184-187.
- 194. Wang, Y. Torsional ultrasound efficiency under different vacuum levels in different degrees of nuclear cataract / Y. Wang [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2009. Vol. 35, № 11. P. 1941-1945.
- 195. Watsky, M.A. Intraocular irrigating solutions: the importance of Ca++ and glass versus polypropylene bottles / M.A. Watsky, H.F. Edelhauser // Int. Ophthalmol. Clin. 1993. Vol. 33, № 4. P. 109-125.
- 196. Wilczynski, M. Comparison of early corneal endothelial cell loss after coaxial phacoemulsification through 1,8 mm microincision and bimanual phacoemulsification through 1,7 mm microincision / M. Wilczynski [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2009. Vol. 35, № 9. P. 1570-1574.
- 197. Wong, T. Phacoemulsification time and power requirements in phaco chop and divide and conquer nucleofractis techniques / T. Wong, M. Hingorani, V. Lee // J. Cataract Refract. Surg. 2000. Vol. 26, № 9. P. 1374-1378.
- 198. Wright, A.J. Effect of chamber stabilization software on efficiency and chatter in a porcine lens model / A.J. Wright [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2017. Vol. 43, № 11. P. 1464-1467.
- 199. Xie, L.X. Cataract extraction in eyes with Fuchs' endothelial dystrophy in China / L.X. Xie [et al.] // Chin. Med. J. (Engl). 2005. Vol. 118, № 13. P. 1127-1130.
- 200. Xie, L.X. Corneal endothelial damage and its repair after phacoemulsification / L.X. Xie [et al.] // Zhonghua Yan Ke Za Zhi. 2004. Vol. 40, № 2. P. 90-93.

- 201. Yamazoe, K. Outcomes of cataract surgery in eyes with a low corneal endothelial cell density / K. Yamazoe [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. 2011. Vol. 37, № 12. P. 2130-2136.
- 202. Yee, R.W. Changes in the normal corneal endothelial cellular pattern as a function of age / R.W. Yee [et al.] // Curr. Eye Res. 1985. Vol. 4, № 6. P. 671-678.
- 203. Yee, R.W. Wide-field endothelial counting panels / R.W. Yee, M. Matsuda, H.F. Edelhauser // Am. J. Ophthalmol. 1985. Vol. 99, № 5. P. 596-597.
- 204. Yeoh, R. Intraoperative miosis in femtosecond laser-assisted cataract surgery /
  R. Yeoh // J. Cataract Refract. Surg. 2014. Vol. 40, № 5. P. 852-853.
- 205. Yeoh, R. Practical differences between 3 femtosecond phaco laser platforms /
  R. Yeoh // J. Cataract Refract. Surg. 2014. Vol. 40, № 3. P. 510.
- 206. Yeoh, R. Risk for longer suction-on times in femtosecond laser-assisted cataract surgery / R. Yeoh // J. Cataract Refract. Surg. 2014. Vol. 40, № 7. P. 1247.
- 207. Yu, J.G. Biaxial microincision cataract surgery versus conventional coaxial cataract surgery: Metaanalysis of randomized controlled trials / J.G. Yu [et al.] // J. Cataract Refract. Surg. – 2012. – Vol. 38, № 5. – P. 894-901.
- 208. Zemba, M. Intelligent phaco always necessary? / M. Zemba [et al.] // Oftalmologia. 2011. Vol. 55, № 1. P. 68-73.
- 209. Zeng, M. A comparative study of non-chopping rotation and axial rotation versus quick chop phacoemulsification techniques / M. Zeng [et al.] // Ophthalmic. Surg. Lasers Imaging. – 2009. – Vol. 40, № 3. – P. 222-231.
- 210. Zeng, M. Torsional ultrasound modality for hard nucleus phacoemulsification cataract extraction / M. Zeng [et al.] // Br. J. Ophthalmol. 2008. Vol. 92, № 8. P. 1092-1096.
- 211. Zetterström, C. Comparison of endothelial cell loss and phacoemulsification energy during endocapsular phacoemulsification surgery / C. Zetterström, C.G. Laurell // J. Cataract Refract. Surg. 1995. Vol. 21, № 1. P. 55-58.