

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

ФОМИНА ОЛЬГА ВЛАДИМИРОВНА

**НОВЫЙ МЕТОД ОЦЕНКИ ЗРИТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ ПАЦИЕНТОВ
ПОСЛЕ ИМПЛАНТАЦИИ МУЛЬТИФОКАЛЬНЫХ ИНТРАОКУЛЯРНЫХ
ЛИНЗ**

14.01.07 – глазные болезни

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание учёной степени кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

доктор медицинских наук, профессор

Малюгин Борис Эдуардович

Москва 2021

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	6
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.....	15
1.1. Оценка остроты зрения: история и современные тенденции.....	15
1.1.1. Единицы измерения остроты зрения.....	16
1.1.2. Табличный метод оценки остроты зрения. Дизайн таблиц.....	22
1.1.3. Характеристика опто типов.....	24
1.1.4. Теоретический анализ оценки остроты зрения.....	30
1.1.5. Исторические аспекты исследования остроты зрения. Понятие стандартизации.....	34
1.1.6. Современные методы оценки остроты зрения после мультифокальной коррекции. Измерение остроты зрения вблизи и на промежуточных дистанциях.....	48
1.2. Актуальность исследования пространственной контрастной чувствительности после мультифокальной коррекции.....	50
1.3. Современные аспекты мультифокальной коррекции.....	57
1.3.1. Факторы, влияющие на качество зрения в послеоперационном периоде.....	64
1.3.2. Результаты экспериментальных и клинических исследований мультифокальных интраокулярных линз.....	67
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	81
2.1. Общая характеристика материала исследования.....	81
2.2. Клинико-функциональные методы исследования.....	87
2.2.1. Стандартные методы исследования.....	87
2.2.2. Специализированные методы исследования.....	90

2.2.3.Методы статистической обработки полученных результатов.....	94
2.3.Планирование и техника оперативного вмешательства.....	99
ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА И КЛИНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ НОВОГО МЕТОДА ОЦЕНКИ ЗРИТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ У ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ ФАКОЭМУЛЬСИФИКАЦИИ КАТАРАКТЫ И ИМПЛАНТАЦИИ МУЛЬТИФОКАЛЬНЫХ ИНТРАОКУЛЯРНЫХ ЛИНЗ.....	101
3.1.Разработка модифицированного небуквенного опто типа, обеспечивающего большую точность измерения остроты зрения и теоретическое обоснование целесообразности его применения.....	101
3.2.Разработка методики измерения остроты зрения с применением тестовой интерактивной компьютерной программы для оценки остроты зрения на нескольких дистанциях (вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии) у пациентов с мультифокальными интраокулярными линзами на основе нового небуквенного опто типа.....	104
ГЛАВА 4. ОЦЕНКА КЛИНИКО-ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ ОБСЛЕДОВАНИЯ ПАЦИЕНТОВ.....	110
4.1.Клинико-функциональные результаты обследования здоровых эметропов с сохранной аккомодацией.....	110
4.1.1.Клинико-функциональные результаты оценки остроты зрения с помощью интерактивной компьютерной программы.....	111
4.1.2.Клинико-функциональные результаты оценки остроты зрения с помощью стандартного метода.....	112
4.1.3.Клинико-функциональные результаты оценки пространственной контрастной чувствительности.....	114
4.1.4.Клинико-функциональные результаты оценки сферозэквивалента.....	115

4.2. Клинико-функциональные результаты обследования пациентов до и после факоэмульсификации с имплантацией различных типов мультифокальных интраокулярных линз.....	115
4.2.1. Клинико-функциональные результаты обследования пациентов до операции.....	116
4.2.2. Ближайшие и отдалённые клинико-функциональные результаты оценки остроты зрения с использованием интерактивной компьютерной программы в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции.....	118
4.2.2.1. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью интерактивной компьютерной программы, на ближней дистанции...	118
4.2.2.2. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью интерактивной компьютерной программы, на промежуточной дистанции.....	121
4.2.2.3. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью интерактивной компьютерной программы, на дальней дистанции.....	126
4.2.2.4. Клинико-функциональные результаты оценки времени измерения остроты зрения с помощью интерактивной компьютерной программы.....	129
4.2.3. Ближайшие и отдалённые клинико-функциональные результаты оценки остроты зрения с использованием стандартного метода в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции.....	131
4.2.3.1. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью печатных таблиц, на ближней дистанции.....	131
4.2.3.2. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью печатных таблиц, на промежуточной дистанции.....	133
4.2.3.3. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью фороптера, на дальней дистанции.....	136

4.2.4.Ближайшие и отдалённые клинико-функциональные результаты оценки пространственной контрастной чувствительности в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции.....	139
4.2.4.1.Результаты статистического анализа пространственной контрастной чувствительности после мультифокальной коррекции.....	146
4.2.5.Ближайшие и отдалённые клинико-функциональные результаты оценки сферозэквивалента в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции.....	148
4.2.6.Ближайшие и отдалённые клинико-функциональные результаты оценки субъективной удовлетворенности пациентов в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции.....	150
4.2.6.1.Результаты статистического анализа субъективной удовлетворенности пациентов качеством зрения после мультифокальной коррекции.....	152
4.2.6.2.Характеристика оптических феноменов в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции.....	153
4.2.6.3.Результаты статистического анализа дополнительного опроса пациентов касаясь степени проявления оптических феноменов после мультифокальной коррекции.....	157
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	159
ВЫВОДЫ.....	171
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	173
ОСНОВНЫЕ ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ.....	174
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	175
ПРИЛОЖЕНИЯ.....	200

ВВЕДЕНИЕ

Любое помутнение хрусталика называется катарактой (Копеева В.Г., 2008). Основным методом хирургического лечения катаракты является операция факоэмульсификации с имплантацией интраокулярной линзы (ИОЛ). В настоящее время выполнение операций по поводу катаракты проводится не только с целью улучшения зрения, но также для повышения качества жизни пациентов. Ключевую роль в достижении желаемых зрительных результатов после операции играет качество ИОЛ.

Известно, что экстракция естественного хрусталика с или без имплантации ИОЛ приводит к потере аккомодационной способности глаза. В практике офтальмохирургов наиболее часто имплантируемыми были и остаются монофокальные модели ИОЛ, обеспечивающие высокие зрительные результаты на одной дистанции – дальней или ближней, в зависимости от предполагаемого сферозэквивалента. После имплантации монофокальных ИОЛ пациенты отмечали необходимость применения коррекции: для близи – в 78,4 %, для дали – в 53,8 % случаев (Nijkamp M., 2004).

Современной тенденцией, тесно связанной с повышением требовательности пациентов к остроте зрения не только вдаль, но и вблизи, и на промежуточном расстоянии стало использование мультифокальных ИОЛ (МИОЛ).

МИОЛ используют принцип одновременного зрения, когда свет распределяется на две или более фокусные точки для расширения диапазона зрения. При этом подобное перераспределение световой энергии снижает пространственную контрастную чувствительность (ПКЧ) и увеличивает вероятность развития у пациентов субъективных негативных оптических феноменов в послеоперационном периоде. Чаще всего данная симптоматика выражена слабо и во многих случаях имеет тенденцию к уменьшению или даже полному исчезновению с течением времени (Малюгин Б.Э., 2017, Першин К.Б., Коновалов М.Е., 2019).

Современные ИОЛ обеспечивают существенное снижение очковой зависимости после катарактальной хирургии (Rosen E., 2016; Salerno L., 2017). Бифокальные ИОЛ перераспределяют свет между двумя фокусами (дальним и ближним) с аддидацией для близи от +1,5 до +3,0 дптр. Накопленный клинический материал подтвердил возможность улучшения некорригированной остроты зрения (НКОЗ) вблизи без снижения зрения вдаль после имплантации бифокальных ИОЛ в сравнении с монофокальными (Medeiros A., 2017; Vilar C., 2017). Также установлено, что степень очковой независимости в случае с мультифокальными ИОЛ выше (от 76 до 92% пациентов), чем в случае монофокальных ИОЛ (от 8 до 12% пациентов) (Ruiz-Mesa R., 2018).

В период с 2012 года по 2016 год в клиническую практику вошли ряд моделей дифракционных трифокальных ИОЛ, способных распределить световой поток по трем различным фокусам. Данная технология отличается у различных производителей ИОЛ. Так, модель AT LISA tri 839 MP (Carl Zeiss Meditec, Йена, Германия) имеет дополнительный фокус на промежуточном расстоянии 80 см, а модель AcrySof IQ PanOptix (Alcon Laboratories, Inc., США) обеспечивает фокусировку на промежуточной дистанции 60 см от глаза.

По сравнению с трифокальными, бифокальные ИОЛ менее требовательны к диаметру зрачка и имеют лучшие показатели контрастной чувствительности, однако генерируют ореолы и засветы и уступают по остроте зрения (ОЗ) на промежуточных расстояниях (Беликова Е.И., 2018; Бойко Э.В., 2018; Brito P., 2015).

В сравнительных исследованиях различных моделей трифокальных ИОЛ основным оценочным критерием является измерение ОЗ, которое необходимо проводить на нескольких дистанциях. Точная оценка ОЗ вблизи, вдали и на промежуточной дистанции необходима как для контроля процесса восстановления зрительных функций у пациентов после интраокулярной коррекции, так и для сравнительной оценки качества имплантированных МИОЛ.

Известен факт пониженной точности оценок ОЗ с применением буквенных опто типов, поскольку их распознавание зависит от многих факторов: характера

асимметрии букв, различий в пропорциях, общей формы размытых пятен на пределе разрешения, возможности запоминания фрагментов таблицы и ряда других (Anderson R., Thibos L., 1999). Теоретически идеальными опто типами для оценки ОЗ являются решетки – стимулы с синусоидальным профилем чередования яркости, которые могут быть охарактеризованы одним параметром – пространственной частотой. При использовании зрительных стимулов разного типа оценивается функционирование различных нейронных структур, что необходимо учитывать при анализе результатов. В связи с этим существенный интерес представляют относительно простые стимулы, являющиеся промежуточными между синусоидальными решетками и стимулами сложной формы, например, двух-градационные решетки с небольшим числом периодов и близкие к ним стимулы в виде стилизованной буквы Е в четырех ориентациях. Оптотипы должны быть легко тиражируемыми полиграфическими методами в виде таблиц и хорошо воспроизводимыми на экране монитора без необходимости его калибровки (Рожкова Г.И., 2012).

Таким образом, в настоящее время наблюдается все более широкое внедрение мультифокальной оптики в офтальмологическую практику при одновременном возрастании требовательности пациентов к качеству зрения без очков во всем диапазоне дистанций наблюдения. Это привело к существенному увеличению разнообразия предлагаемых МИОЛ за счет варьирования их параметров, материалов, способов специальной обработки. В связи с этим все более актуальной становится проблема сравнительной экспертной оценки качества и особенностей МИОЛ по функциональным показателям зрения после их имплантации, что необходимо для оптимального выбора МИОЛ в конкретных случаях. На сегодняшний день единой методики проведения такой экспертной оценки не существует. Очевидно, что эта методика должна быть комплексной, включающей как оценку объективных показателей зрения при разных дистанциях наблюдения, так и данные субъективной удовлетворенности пациентов результатами операции. Актуальность вопроса послужила основанием к выбору цели исследования.

Цель исследования

Разработать и клинически обосновать новый метод оценки зрительных функций у пациентов после факоэмульсификации катаракты и имплантации мультифокальных интраокулярных линз.

Задачи исследования

1. Провести сравнительный анализ существующих методов (табличных и компьютерных) и материалов (различных опто типов) оценки остроты зрения и разработать модифицированный небуквенный опто тип, обеспечивающий большую точность измерения остроты зрения и теоретически обосновать целесообразность его применения.

2. Разработать методику измерения остроты зрения с применением тестовой интерактивной компьютерной программы для оценки остроты зрения на нескольких дистанциях (вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии) у пациентов с мультифокальными интраокулярными линзами на основе нового небуквенного опто типа.

3. Изучить клиничко-функциональные результаты исследования остроты зрения с использованием различных методов и материалов, пространственной контрастной чувствительности в условиях переменной освещенности и сферозквивалентов здоровых эметропов с сохранной аккомодацией.

4. Сравнить клиничко-функциональные результаты исследования остроты зрения с использованием различных методов и материалов, а также пространственной контрастной чувствительности в условиях переменной освещенности, сферозквивалента и субъективной удовлетворенности у пациентов с имплантированными мультифокальными интраокулярными линзами различных конструкций.

5. Провести сравнительный анализ различных методов (табличных и нового компьютерного) и материалов (трех небуквенных опто типов) для оценки остроты зрения после имплантации различных типов мультифокальных интраокулярных линз.

Научная новизна работы

1. Впервые разработан и клинически обоснован метод оценки остроты зрения с использованием тестовой интерактивной компьютерной программы, основанный на оригинальном небуквенном опто типе – «квартете» 3-полосных стимулов в четырех ориентациях – у здоровых людей и пациентов после мультифокальной коррекции.

2. Впервые проведены сравнительные клинические исследования остроты зрения с использованием разработанной программы, пространственной контрастной чувствительности, сферозэквивалента и субъективной удовлетворенности качеством зрения у пациентов после имплантации мультифокальных интраокулярных линз различных конструкций. Выявлено, что лучшие показатели остроты зрения и пространственной контрастной чувствительности достигаются после имплантации трифокальной интраокулярной линзы с фокусом на промежуточной дистанции 60 см в сравнении с трифокальной интраокулярной линзой с фокусом на 80 см и бифокальной линзой. Установлено, что показатели субъективной оценки качества зрения выше в группах трифокальных линз в сравнении с линзами, снабженными бифокальной оптикой.

3. Впервые проведен сравнительный анализ точности оценки остроты зрения в клинике после коррекции мультифокальными интраокулярными линзами с использованием различных методов (табличных и компьютерных) и материалов (различных опто типов), показавший, что современный способ экспертной проверки остроты зрения с помощью интерактивной компьютерной программы на основе опто типа – «квартета» 3-полосных стимулов в четырех ориентациях превосходит существующие методы по точности, достоверности и скорости.

Практическая значимость

1. Впервые разработанный способ позволяет проводить точное измерение остроты зрения на нескольких дистанциях (вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии) и получать достоверные и воспроизводимые результаты. Метод

может быть рекомендован для широкого использования в клинической практике и для проведения научных исследований.

2. Разработанный метод экспертной оценки остроты зрения с применением нового опто типа – «квартета» трехполосных стимулов в четырех ориентациях позволяет повысить точность и сократить время обследования пациентов в среднем в 1,5-2 раза в сравнении с прототипом – модифицированными 3-полосными стимулами.

Основные положения диссертации, выносимые на защиту

1. Разработанный новый метод оценки остроты зрения после имплантации мультифокальных интраокулярных линз, заключающийся в предъявлении тестовых стимулов в случайном порядке по одному на разных дистанциях с использованием интерактивной компьютерной программы для ЭВМ и «квартета» 3-полосных опто типов в четырех ориентациях, позволяет повысить точность и достоверность измерения остроты зрения, сократить время обследования и дать сравнительную оценку качеству имплантированных интраокулярных линз.

2. Имплантация трифокальных интраокулярных линз различных конструкций при факоемульсификации обеспечивает лучшие показатели зрительных функций в сравнении с бифокальными у пациентов с катарактой, пресбиопией или аномалиями рефракции (гиперметропией, миопией).

Внедрение результатов работы в практику

Разработанный новый метод оценки остроты зрения на различных дистанциях с использованием интерактивной компьютерной программы на основе «трех небуквенных опто типов», включая оригинальную авторскую разработку – «квартет» трехполосных модифицированных стимулов в четырех ориентациях для диагностики пациентов после факоемульсификации и имплантации мультифокальных интраокулярных линз внедрен и применяется в клинической практике головной организации и филиалов ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава России.

Разработанные опто типы используются также в Государственном научном центре РФ Института медико-биологических проблем (ИМБП) РАН и Институте

проблем передачи информации им. А.А. Харкевича (ИППИ РАН) при выполнении проектов, связанных с необходимостью точного измерения остроты зрения у участников психофизиологических экспериментов и с мониторингом остроты зрения у лиц, работающих в экстремальных условиях.

Результаты и основные положения работы включены в программу теоретических и практических занятий на циклах тематического усовершенствования врачей и обучения ординаторов в Институте непрерывного профессионального образования ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава России.

Апробация работы

Основные положения диссертационной работы были представлены на X Всероссийской научной конференции молодых ученых «Актуальные проблемы офтальмологии» (Москва, 2015) (1-е место за стендовый доклад), 16-м, 17-м, 18-м, 21-м Всероссийских конгрессах катарактальных и рефракционных хирургов с международным участием «Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии» (Москва, 2015, 2016, 2017 и 2019 гг.), XII Всероссийской научной конференции молодых ученых «Актуальные проблемы офтальмологии» в рамках научно-практической конференции «Федоровские чтения» (Москва, 2017), Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Лазерная интраокулярная и рефракционная хирургия» (Санкт-Петербург, 2019), Всероссийской конференции «Катаракта онлайн-2020», XII Съезде Общества Офтальмологов России (Москва, 2020), Международных конгрессах катарактальных и рефракционных хирургов: ECSRS (Amsterdam, 2020), Refractiv' News Congress (Nice, 2016 и 2017, Monaco, 2019).

Публикации

По материалам исследования опубликовано 6 печатных работ, 2 из них в журналах, рекомендованных ВАК РФ. По теме диссертационной работы получен патент РФ на изобретение № 2727873 от 22 января 2020 г.

Структура и объём диссертации

Диссертация изложена на 217 страницах машинописного текста, включая 34 таблицы и 25 рисунков. Работа состоит из введения, 4 глав собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций и приложения. Список литературы содержит 205 источников и включает 50 отечественных и 155 иностранных публикаций.

Диссертационная работа выполнена в ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава России под руководством заместителя генерального директора по научной работе, доктора медицинских наук, профессора Малюгина Бориса Эдуардовича.

Разработка, модификация и внедрение в ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Фёдорова» нового, точного и достоверного метода оценки остроты зрения с использованием интерактивной компьютерной программы на основе точного измерения порогов с небуквенными опто типами выполнены совместно с лабораторией № 11 «Зрительные системы» Института проблем передачи информации им. А.А. Харкевича РАН, Москва, при ведущем участии главного научного сотрудника, доктора биологических наук, профессора Рожковой Галины Ивановны и научного сотрудника Белокопытова Александра Викторовича.

Клиническая часть работы, включающая отбор, обследование, проведение оперативного вмешательства и послеоперационное наблюдение пациентов проводилась в отделе трансплантационной и оптико-реконструктивной хирургии переднего отрезка глазного яблока ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Фёдорова» Минздрава России, при непосредственном участии д.м.н., профессора Малюгина Бориса Эдуардовича и к.м.н. Соболева Николая Петровича.

Диссертант самостоятельно выполнила комплексное обследование пациентов после факоемульсификации с имплантацией мультифокальных интраокулярных линз, наблюдение за больными после операции в динамике. Ассистировала на большинстве оперативных вмешательств. Провела анализ и

статистическую обработку полученных результатов. Подготовила печатные работы по результатам исследования к публикации в журналах и сборниках, представляла полученные результаты на всероссийских и международных конференциях.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Цель данной главы – проанализировать существующие методы (табличные и компьютерные), системы измерения и материалы (различные оптоотипы) для оценки остроты зрения, выявить их преимущества и недостатки.

Для достижения указанной цели необходимо было изучить соответствующую отечественную и зарубежную литературу.

1.1. Оценка остроты зрения: история и современные тенденции

Острота зрения (*Visus* или *Vis*) - способность глаза различать две точки отдельно при минимальном расстоянии между ними, которая зависит от особенностей строения оптической системы и световоспринимающего аппарата глаза [10, 18, 49].

Условно принято считать, что человек с остротой зрения 1,0 способен различать мелкие детали наблюдаемых предметов, если угловое расстояние между ними равно одной угловой минуте (1/60 градуса). При расстоянии 5 метров это соответствует 1,45 миллиметра. Измеряется острота зрения (ОЗ) в относительных единицах.

Измерение ОЗ является важной частью стандартного офтальмологического обследования и составным элементом клинических и научных исследований для оценки глазной патологии, начиная от постановки диагноза и заканчивая мониторингом показателей после хирургических вмешательств [119, 152]. Также данные ОЗ необходимы при оценке прогрессирования офтальмологических заболеваний; определении возможности управлять транспортными средствами и при выборе определенных профессий.

Оценка ОЗ требует определенного правила окончания процедуры, и в литературе описываются разные алгоритмы поиска порогового значения. Например, в работе Shamir R.R. 2016 года [175] в качестве самых часто используемых перечисляются следующие: 1) учитывается последняя строка,

которую испытуемый называет без ошибок; 2) учитывается последняя строка, в которой испытуемый может назвать все оптоотипы, кроме одного; 3) учитывается последняя строка, в которой испытуемый может распознать не менее половины оптоотипов (50% и более); 4) алгоритм, при котором каждый распознанный стимул вносит вклад в итоговое значение измеряемой ОЗ (впервые введенный в практику в работе Bailey I.L и Lovie J.E. (Иэн Бейли и Джен Лоуви-Китчин) в 1976 году [62]. Выбранный алгоритм существенно влияет на получаемые значения, что важно учитывать при анализе и интерпретации данных.

1.1.1. Единицы измерения остроты зрения

Основы измерения ОЗ были заложены в середине XIX в. Ф. Дондерсом [38, 87, 152]. По его мнению, ОЗ обследуемого человека нужно было сравнивать с условным стандартным глазом. Ученый предложил считать, что стандартный глаз должен обеспечивать возможность узнавания букв, высота которых соответствует 5 угловым мин. В стандартизированных буквах толщина линий составляет одну минуту. Для количественной оценки зрения обследуемого пациента полагалось определять коэффициент увеличения линейных размеров букв (M – magnification), чтобы результаты узнавания букв пациентом соответствовали результатам стандартного глаза. Очевидно, что этот коэффициент можно вычислять не только по общему размеру букв, но и по толщине линий, т.к. она составляет определенную часть от ширины/высоты. При этом ОЗ (V – визус) Дондерс предложил вычислять как величину, обратную M , т.е. $V = 1/M$ [38].

В ходе любых измерений ОЗ фактически всегда определяется толщина линий в буквах или других оптоотипах на пределе разрешения, при которой обеспечивается заданная вероятность правильного узнавания. Эта величина, выражаемая в угловых минутах, называется минимальным углом разрешения и обозначается 3 буквами – MAR (Minimal Angle of Resolution). Однако в качестве конечного результата оценки ОЗ значение MAR приводится редко. В

офтальмологической практике наиболее широкое употребление получили следующие способы представления результатов измерения ОЗ:

- дробь Снеллена – отношение расстояния, при котором проводится измерение, к тому предельному расстоянию, при котором человек с условно нормальным зрением (или стандартный глаз Дондерса) еще может узнавать знаки, пороговые для испытуемого;

- десятичная дробь $1'/(MAR)$ – величина, равная отношению условно нормального «стандартного» порога ($1'$) к порогу, полученному при измерении (MAR), где MAR – Minimum Angle of Resolution, минимальный угол разрешения;

- LogMAR – десятичный логарифм минимального угла разрешения, точнее – логарифм отношения этого угла к стандартному порогу. LogMAR обозначает тип геометрической прогрессии, используемой для расчета ОЗ [38].

Дробь Снеллена – это исторически первый вид представления ОЗ, долгое время остававшийся повсеместно распространенным и общепринятым. В числителе этой дроби указывают расстояние (обычно в футах или метрах), при котором проводилось измерение (как правило, это 20 футов, или 6 м), а в знаменателе – то максимальное расстояние, с которого человек с условно нормальной ОЗ мог бы различать оптоотипы, являющиеся пороговыми для обследуемого пациента. Таким образом, в этой системе условно нормальному зрению (с порогом в 1 угловую мин) при расстоянии тестирования 20 футов (6 м) соответствует дробь 20/20 (6/6). Дробь Снеллена неудобна для табличного представления и количественного анализа больших массивов данных, но по традиции еще часто употребляется в Великобритании и ряде других стран. Кажущимся преимуществом дроби Снеллена является только то, что в числителе явно указывается расстояние до тестовой таблицы или экрана, на котором предъявляются оптоотипы, но обычно это стандартное расстояние, поэтому повторение данной информации в каждом показателе ОЗ не имеет большого смысла. Расстояние, стоящее в знаменателе дроби Снеллена, не определяется опытным путем (т.е. тестированием наблюдателя, чье зрение соответствует стандартному глазу), а вычисляется как расстояние, при котором угловые

размеры пороговых для пациента тест-объектов будут соответствовать условной норме. При переводе дроби Снеллена в десятичную форму получается значение, точно соответствующее десятичной мере ОЗ [37].

Десятичная (децимальная) мера остроты зрения, $V_D = 1'/(MAR)$, широко используемая в настоящее время в России и многих других странах, согласуется с научными понятиями и отвечает практическим потребностям. Как по смыслу, так и в числовом выражении, эта мера фактически соответствует введенной Ф. Дондерсом величине $1/M$, основанной на отношении условно нормального порога для стандартного глаза и порога, полученного для обследуемого. Числовое соответствие $1'/(MAR) = 1/M$ обеспечивается тем, что толщина линий в стандартном оптопипе (определяющая MAR) составляет постоянную долю от его размера ($1/5$ от его высоты). Десятичная мера ОЗ удовлетворяет основным требованиям метрологии, предъявляемым к измерениям [2, 41, 112], соответствует интуитивному ранжированию ОЗ как различительной способности (увеличение/уменьшение V означает улучшение/ухудшение различительной способности) и позволяет численно оценить степень отклонения от нормы в привычных терминах простого отношения к этой норме. Кроме того, десятичная мера V_D прямо пропорциональна критической пространственной частоте F_c , которая лучше и нагляднее может характеризовать различительную способность зрительной системы и удобна как для анализа данных, так и для физиологических трактовок. F_c – это наивысшая частота решетки максимального контраста, которую пациент способен отличить от однородного поля той же средней светлоты (яркости). Значение F_c определяется наименьшими (критическими) размерами элементов изображения, например, протяженностью разрыва в кольце Ландольта.

Понятие «характеристическая частота» (F_c) принято использовать при описании простых оптопипов. Оценка F_c также входит составной частью в исследование ПКЧ [10, 49, 50, 195]. Классическая процедура измерения F_c предполагает прямое предъявление обследуемому решеток варьируемой пространственной частоты, что достаточно просто реализуемо методами

современной компьютерной графики. F_c как мера, с одной стороны, точно соответствует интуитивному представлению об ОЗ как о способности различать тонкую структуру видимых объектов, а с другой стороны, – математически связана с десятичной мерой V_D постоянным коэффициентом пропорциональности, т.е. эти меры фактически эквивалентны. Значение F_c вычисляют как число периодов решетки максимальной воспринимаемой частоты, приходящихся на один угловой градус (или $60'$), и выражают в циклах на градус (цикл/град). Очевидно, что период пороговой решетки должен быть равен $2MAR$ – содержать одну темную и одну светлую полосу порогового углового размера, равного MAR . Таким образом, получаем, что $F_c = 60'/2(MAR) = 30'/(MAR)$, а поскольку $V_D = 1'/(MAR)$, то $F_c = 30 V_D$, и условно нормальной ОЗ по десятичной шкале 1,0 соответствует $F_c = 30$ цикл/град. В идеале, у опто типов, оказавшихся для данных обследуемых пороговыми при определении ОЗ как разрешающей способности, характеристические частоты F_c , определяемые по Фурье-спектру, должны соответствовать значениям критической частоты F_c решеток максимального контраста, определяемой для этих обследуемых при измерении ПКЧ [38].

В общем виде соотношение между десятичной и логарифмической системами оценки ОЗ и F_c было показано в работе Рожковой Г.И., Малых Т.Б. 2017 года [38]. За основу взят признак, что фактически при всех измерениях определяется MAR (Приложение А, рисунок 1).

Логарифмическая мера оценки остроты зрения

Идея выразить ОЗ в единицах «LogMAR» возникла в процессе совершенствования таблиц для проверки ОЗ. Разработчики исходили из желания разместить тестовые знаки на стандартной площади таблицы таким образом, чтобы охватить большой диапазон значений ОЗ и обеспечить одинаково высокую точность измерений во всем диапазоне. Это была прогрессивная идея, поскольку первая таблица Снеллена и многие последующие ее варианты имели недостатки. Они состояли из строк, в которых тестовые знаки соответствовали реперным уровням, равно отстоящим друг от друга в десятичных единицах, например, на

0,1: 0,1 – 0,2 – 0,3 - ...0,9 – 1,0, т.е. составляющим арифметическую прогрессию. Вследствие такой структуры получалось, что при переходе от 0,1 к 0,2 шаг был равен 100% от исходной величины, а при переходе от 0,9 к 1,0 – всего 11%. Это означало очень разную точность измерений ОЗ в разных частях рабочего диапазона, поскольку обычная процедура оценки ОЗ базируется на определении строки с наименьшими знаками, которую обследуемый прочитывает без ошибок, и, следовательно, точность зависит от различия соседних строк. Для устранения указанной неоднородности таблиц по точности измерений были предложены таблицы с пропорциональным дизайном, в которых переход от строки к строке соответствовал умножению размеров опто типов на одну и ту же величину, а реперные уровни составляли геометрическую прогрессию.

При разработке таблиц с пропорциональным дизайном возникла идея использовать логарифмическую шкалу, поскольку в такой шкале умножение на постоянную величину математически означает прибавление равных слагаемых. В связи с этой идеей для множителя геометрической прогрессии было выбрано значение 1,26, т.к. $\log_{10}1,26=0,1$, что удобно для расчетов и обозначения реперных уровней. Так появились таблицы с логарифмическими шкалами, логическим (хотя и не вполне корректным) дополнением которых стало указание значений ОЗ в единицах «LogMAR» (таблицы ETDRS, Lea, Bailey-Lovie). В данных таблицах за строкой, соответствующей ОЗ 0,5, идут строки 0,63; 0,8; 1,0; 1,26. Коэффициент 1,26 соответствует шагу 0,1 в величинах logMAR, т.е. те же значения при переводе в logMAR будут меняться с шагом 0,1 logMAR: 0,5 в десятичных единицах соответствует (+0,3) logMAR, 0,63 — (+0,2) logMAR, 0,8 — (+0,1) logMAR, 1,0 — 0 logMAR, 1,26 — (-0,1) logMAR [13].

Взяв за начало отсчета общепринятую условную норму ОЗ, соответствующую $MAR = 1'$, разработчики установили в логарифмической шкале нормативный уровень $\text{Log}1=0$ и получили возможность сопоставлять значения ОЗ в других системах измерения с данной шкалой. Начиная с конца прошлого века, во многих учебных пособиях и руководствах приводятся таблицы пересчета значений ОЗ из одной системы в другую (так называемые «таблицы

конвертации», т.е. перевода показателей ОЗ из одной системы измерения в другую). Таблица конвертации активно используется исследователями, как правило, для научных публикаций с демонстрацией показателей ОЗ по системе LogMAR. Проще всего переводить значения из десятичных единиц в LogMAR и обратно, опираясь на то, что значение 1,0 в привычных десятичных единицах соответствует значению 0 LogMAR.

Очевидно, что точность оценки ОЗ определяется особенностями процедуры измерения порогового угла разрешения MAR и не связана с выбираемой системой вычисления значений ОЗ на основании MAR, поскольку эти значения взаимно однозначно переводятся из одной системы в другую.

Следует отметить, что система LogMAR имеет серьезные недостатки [37-39]. Она не согласуется с метрологическим понятием измерения как такового. Классическое понимание термина «измерение» подразумевает получение числа, показывающего, во сколько раз измеренная величина больше некоторого эталона, или какую долю от него она составляет, если она меньше, чем эталон. В оптометрии эталон – это показатель, характеризующий нормальное функционирование зрительной системы. В настоящее время за эталон принята ОЗ человека, у которого $MAR = 1'$. В десятичной системе значению $MAR = 1'$ соответствует условно нормальная ОЗ $V_D = 1.0$ (т.к. $1'/1'=1$), и не возникает никаких трудностей при необходимости сравнить получаемые в результате измерений показатели с этим эталоном. В то же время в шкале LogMAR эталонному зрению с $MAR = 1'$ соответствует значение $LogMAR = 0$, а поскольку деление на 0 невозможно, в этой шкале нельзя установить аналогию с классической трактовкой результата измерения как числа, показывающего, во сколько раз измеренная величина больше эталона [37].

Кроме того, в точке $MAR = 1'$ функция LogMAR меняет знак, а эта точка находится внутри области наиболее часто встречающихся при измерениях значений, соответствующих диапазону физиологически нормальной и близкой к норме ОЗ. В Приложении А на рисунке 1 эта точка соответствует значению $F_c = 30$ цикл/град. Представляется более чем странным и неестественным, что из

двух людей с немного различающейся, но нормальной ОЗ, у одного она положительна, а у другого – отрицательна [37, 38].

Также знаки оценок ОЗ по шкале LogMAR не согласуются с интуитивными представлениями о хорошей (высокой) и плохой (низкой) ОЗ: люди с лучшей ОЗ получают отрицательные оценки, а люди с худшей – положительные, причем эти оценки тем выше, чем хуже ОЗ.

Как показывает опрос офтальмологов, адекватная трактовка оценок ОЗ по шкале LogMAR, полученных для разных людей или для одного человека в разное время, невозможна без большой практики или без использования таблиц логарифмов. В отличие от этого, при использовании десятичной шкалы с этим нет никаких проблем.

Следует заключить, что за редкими исключениями [155], инициаторы и сторонники использования логарифмической шкалы имели основной целью либо удобство ранжирования патологических изменений ОЗ вследствие разных причин [199], либо проблемы стандартизации процедуры измерений и статистической обработки результатов [109-111], либо разработку оптимальной структуры таблиц [62], а вопрос о выборе единицы измерения ОЗ считался как бы вторичным, автоматически увязанным с другими задачами. Однако эта связь не очевидна, и кроме того, получающие все большее распространение компьютерные методы оценки ОЗ в принципе не являются табличными, что в корне меняет постановку вопросов о реперных уровнях и шаге изменений размеров опто типов в процессе измерения ОЗ. Что касается точности измерений ОЗ, то она не связана с используемыми единицами [38].

1.1.2. Табличный метод оценки остроты зрения. Дизайн таблиц

Таблицы различаются по общей структуре и виду тестовых знаков.

Дизайн таблиц объединяет в себе общее распределение знаков по таблице, количество знаков в строке, расстояние между знаками и строками, шаги изменения размера знаков от строки к строке [13].

Самые распространенные виды дизайна таблиц — пропорциональный и равномерный. Первые таблицы в основном имели равномерный дизайн (wide-spaced design), при котором расстояние между знаками и строками не зависит от размера знака, так что все поле таблицы покрыто знаками равномерно (Приложение А, рисунки 2, 3, 4, 5). Чуть позже появились работы, свидетельствующие о том, что близкорасположенные знаки могут влиять друг на друга (краудинг-эффект, или взаимодействие контуров), и в связи с этим в разных работах обсуждался вопрос о необходимости эквивалентной плотности при всех размерах оптопов. Исходя из предположения, что зона проявления краудинг-эффекта пропорциональна размеру тестового знака, при пропорциональном дизайне (proportional design) расстояние между стимулами и строчками меняется пропорционально размеру стимула (т.е. с уменьшением оптотипа расстояние между оптотипами и строками тоже уменьшается) (Приложение А, рисунки 6, 7, 8). Считается, что при пропорциональном дизайне краудинг-эффект уравнен по всей таблице, что может быть преимуществом этого дизайна. Иногда встречается также линейный дизайн (linear-spaced design), при котором горизонтальные расстояния между оптотипами в строках пропорциональны их размерам, а вертикальные расстояния между строками подбираются под общий размер таблицы (т.е. никакими строгими правилами не регулируются), и создатели размещают в таблице столько строк, сколько считают нужным).

Независимо от дизайна в разных таблицах используется разный принцип изменения размера букв от строки к строке — шага. Шаг может соответствовать арифметической или геометрической прогрессии изменения значений ОЗ (часто используется логарифмический шаг) или может быть подобран без конкретного правила (по усмотрению разработчиков таблицы) [13].

Логарифмический шаг — изменение размера букв — не обязательно означает таблицу с logMAR-дизайном (logMAR chart), т.к. LogMAR-дизайн включает и шаг, и распределение оптотипов по таблице [13].

1.1.3. Характеристика опто типов

В 1962 году Pirenne М.Н. писал, что существует столько видов «остроты зрения», сколько есть опто типов [37, 157].

Опто типами называются используемые для измерения ОЗ тестовые изображения – буквы, цифры, картинки и специальные символы (кольца Ландольта, 3-полосные стимулы, знаки «Е» в четырех ориентациях, «tumbling-E» и др.), а также геометрические фигуры и паттерны, упрощенные и стилизованные силуэты предметов и животных. В разных исследованиях и работах применяют термины: «знаки», «символы», «стимулы», «паттерны». В основу создания опто типов положено международное соглашение о величине их деталей, различаемых под углом зрения 1', тогда как весь опто тип соответствует углу зрения 5' [18]. В восприятие разных опто типов вовлекаются различные нейронные зрительные пути и подсистемы мозга и решаются разные зрительные задачи с привлечением различных ресурсов памяти. При помощи разных опто типов оцениваются различные зрительные способности.

Важным критерием достоверности и точности опто типа является необходимость обеспечить сходство их размытых фигур: когда опто типы видны нечетко, все символы одного размера должны иметь одинаковую форму размытого пятна. По этому параметру буквенные опто типы критикуются многими исследователями и не являются «идеальными» для оценки ОЗ. В стандарте 1984 года есть замечание: из 26 букв английского алфавита только одна имеет форму треугольника с основанием внизу («А»), поэтому для ее опознания достаточно увидеть общий контур треугольника, а не тонкую структуру линий, что искажает результаты измерения. Сходство формы при размытии и одинаковую вероятность угадывания называют «одинаковой различимостью на пороге узнавания» [13].

«Исчезающие» опто типы

В работе 2019 года Грачевой М. А. с соавт. [13] рассматривается перспективность использования исчезающих опто типов (vanishing optotypes) [19,

95, 96, 104]. Обычные оптоотипы выглядят как знаки, начертанные черной линией на белом фоне; исчезающие оптоотипы выглядят как изображения, выполненные двойными или тройными линиями из черных и белых полос на сером фоне. При расфокусировке такого изображения, когда полосы, формирующие фигуру оптоотипа, перестают различаться, оптоотип сливается с фоном, и благодаря этому различимость формы оптоотипа оказывает меньшее влияние на измерение. В отдельных работах [104, 174] было показано, что исчезающая модификация дает лучшую повторяемость в сравнении с обычными оптоотипами. К тому же такие оптоотипы при соответствующем дизайне можно использовать для тестирования пациентов с ограниченными когнитивными возможностями и детей, которые не умеют говорить (по методике предпочтительного разглядывания — *preferential looking*). Самыми известными исчезающими оптоотипами являются Cardiff optotypes (Кардифф оптоотипы) [51, 59]. Исчезающие оптоотипы также имеют большие перспективы при проведении врачебной экспертизы, т.к. не дают возможности симулянтам и диссимулянтам показывать значения ОЗ, не соответствующие истинным (например, умышленно занижать показатели при желании избежать исполнения служебных обязанностей, или завышать их для успешного прохождения медосмотров) [19]. Однако оптоотипы в исчезающей модификации имеют некоторые недостатки: их труднее реализовать при печати на бумаге (требуется тщательно подбирать уровни серого; аккуратно подбирать профиль яркости контура изображения), и при правильной реализации они занимают больше места, чем обычные оптоотипы [13].

Множество работ посвящено совершенствованию и улучшению существующих оптоотипов, например, трехполосные оптоотипы ИППИ РАН являются модифицированной версией стандартных трехполосных оптоотипов; в Великобритании проводятся работы по усовершенствованию Kay optotypes [146], а на базе оптоотипов Lea (Приложение А, рисунок 9) были разработаны оптометрические таблицы Patti pics (оптоотипы Патти) [144, 176]. Оптоотипы в виде картинок (например, Kay и Lea) удобны для диагностики детей. В 2018 году были разработаны новые оптоотипы-картинки («Auckland optotypes» — Окленд

оптотипы, Приложение А, рисунок 10) [104], для создания которых авторы тщательно проанализировали свойства предлагаемых изображений и провели подробную сравнительную работу на молодых взрослых [13].

Стремление к совершенству. «Идеальные» оптотипы

Существует ряд требований к оптотипам [168]:

1. Универсальность (с учетом любого возраста, национальности, культуры, уровня грамотности пациентов); доступность теста испытуемым широкого возрастного диапазона. Универсальный оптотип должен отражать разрешающую способность системы. Для зрительной системы это предельная воспринимаемая частота решетки.

2. Возможность легко уравнивать все тестовые изображения из набора по средней яркости.

3. Геометрическая однородность (сходство составляющих элементов): все тестовые изображения в данном наборе должны возбуждать схожие функциональные модули (детекторы) на периферии зрительной системы.

4. Понятийная схожесть тестовых изображений, подразумевающая вовлечение одних и тех же высших зрительных центров в восприятие всех изображений из набора.

5. Однородность изображений по содержащейся в них информации (для исключения априорного неравенства значимости символов и неодинаковой мотивации).

6. Идентичность значений характеристических частот f_c (критических размеров) у всех символов.

7. Большая мощность высокочастотных Фурье-компонент спектра, определяющих предел разрешения. Минимальные различия между символами после низкочастотной фильтрации (сходство «размытых» изображений).

8. Равные вероятности правильных ответов для всех оптотипов равного размера и равные вероятности ошибок для всех пар символов.

Отличительный признак различимости должен быть один, т.е. оптотипы в наборе должны отличаться друг от друга по одному признаку [4]. Если

отличительных признаков будет несколько, результаты измерений могут оказаться разными в зависимости от того, сколько признаков испытуемый использовал при различении. Соответственно, тренированный или просто осведомленный наблюдатель может дать более высокий результат, чем наивный наблюдатель с таким же зрением.

9. Большая крутизна психометрической функции (зависимости вероятности правильного ответа от размера символов).

10. Легкость генерации и шкалирования изображений на дисплее с дискретной структурой.

В своей работе 2013 года Белозёров А.Е. сформулировал, каким должен быть «хороший» оптотип с точки зрения его спектрального состава [4]. В идеальном случае в распознавании ориентации должны участвовать лишь два пространственно-частотных канала, настроенных на характеристическую частоту и две ортогональные ориентации. Если признаков на характеристической частоте окажется больше одного, испытуемый предварительно должен быть ознакомлен с «алфавитом» стимулов, обучен использовать все эти признаки и правильно их комбинировать, а это уже снижает надежность результатов измерения. В еще бóльшей степени при выборе набора оптотипов следует избегать не просто наличия у них нескольких отличительных признаков, а признаков, локализуемых на разных пространственных частотах. Последнее особенно важно, так как при уменьшении размеров оптотипов такие признаки будут исчезать не одновременно. Суммарный сигнал других, кроме двух вышеуказанных пространственно-частотных каналов не должен изменять вероятность распознавания больше, чем на заданную величину.

Теоретически идеальными оптотипами для оценки ОЗ являются протяженные (математически – бесконечные) синусоидальные решетки – стимулы с синусоидальным профилем светлоты/яркости, которые могут быть охарактеризованы одним параметром – пространственной частотой (числом периодов, приходящихся на один угловой градус).

Эти оптоототипы предназначены для измерения разрешающей способности зрительной системы, определяемой функционированием механизмов первых уровней зрительного процесса и в меньшей степени, зависящей от развития высших когнитивных механизмов и обучения, чем другие показатели качества зрения.

Почти идеальными можно также считать ограниченные решетки, у которых амплитуда синусоиды снижается с удалением от центра по закону Гаусса – элементы Габора, имеющие в спектре Фурье один максимум на частоте решетки. Элемент Габора — синусоидальная решетка с двумерной гауссовой огибающей, данный оптоототип с бесконечными размерами близок к идеалу потому, что в его разностном спектре присутствует лишь максимум на характеристической частоте. Элемент Габора как оптоототип для измерения ОЗ своим более высоким качеством обязан плавному спадаю контраста на краях [4]. Однако создавать приемлемые по качеству изображения такого типа на бумажных, пленочных носителях или на экране компьютера для массового применения проблематично из-за трудностей с печатью полутоновых изображений малого размера. В то же время удобные в практическом отношении оптоототипы – буквы, цифры, стилизованные изображения простых предметов – не очень подходят для теоретического рассмотрения, так как пока нет возможности удовлетворительно описать их преобразование и анализ в зрительной системе. Чем сложнее оптоототипы, тем большее число нейронов и отделов зрительной системы может вовлекаться в анализ их формы и распознавание. В общей схеме узнавания стимула на основе сравнения с образцом необходимо отразить существование нескольких путей обработки информации и разных локусов формирования и хранения образцов, из которых они берутся для сравнения. Таким образом, при использовании зрительных стимулов разного типа оценивается функционирование различных нейронных структур, что необходимо учитывать при анализе результатов. В связи с этим большой интерес представляют относительно простые стимулы, как бы являющиеся промежуточными между синусоидальными решетками и стимулами сложной формы, например,

двухградационные черно-белые решетки с небольшим числом периодов и близкие к ним стимулы в виде стилизованной буквы E в четырех ориентациях (tumbling-E) [186].

В настоящее время наиболее широко употребляемыми в клинике опто типами остаются стандартизированные буквенные изображения, вращающиеся знаки E, а также кольца Ландольта. Однако следует отметить, что «кольцо Ландольта» не относится к числу легко тиражируемых опто типов, особенно на дискретном экране. Хотя это двухградационный стимул, при малых размерах кольца удовлетворительное воспроизведение его криволинейных контуров затруднено даже при печати на бумажных и пленочных носителях, а генерация на экране монитора еще более проблематична из-за сравнительно больших размеров пикселей. Также в определение ориентации колец Ландольта значительный вклад могут вносить низкочастотные составляющие спектров Фурье. Это обстоятельство может отрицательно сказываться не только на установлении нормативов, но и на возможности точно определять соотношения показателей при сравнении различных опто типов со стандартным [9]. Показатели ОЗ, измеренные с помощью колец Ландольта, у тренированного и наивного наблюдателя могут сильно отличаться, а некоторые наблюдатели улучшают свои показатели при последовательных проверках [4, 9]. Наивный наблюдатель старается найти разрыв в кольце, а тренированный догадывается о его местонахождении по виду изображения кольца в целом. В зарубежной работе Plainis S. с соавт. 2007 года [158] также подчеркнуто, что хотя опто тип «кольцо Ландольта» реально обеспечивал возможность универсального применения, он не был принят в Слоанской Американской Медицинской ассоциации [177] и в Американской медицинской академии (American Academy of Sciences – National Research Council [151]), поскольку его затруднительно использовать («cumbersome to use», англ.). Кроме того, обнаружение разрыва в кольце Ландольта соответствует иной зрительной задаче – задаче определения разрешающей способности, которая не требует участия когнитивных процессов, вовлекаемых в процесс определения остроты зрения по критерию узнавания (т.е.

идентификации букв), что приводит к получению несопоставимых оценок остроты зрения [161, 190, 198, 202].

В теоретических научных исследованиях, начиная с работ Кэмпбелла с соавторами [70, 71], используются преимущественно синусоидальные решетки и элементы Габора. Таким образом, можно заключить, что до настоящего времени при измерении ОЗ испытуемым предъявляются различные тестовые изображения и предлагаются различные зрительные задачи [37, 40].

1.1.4. Теоретический анализ оценки остроты зрения

Принцип всех процедур по измерению ОЗ сводится к определению того наименьшего (критического) размера опто типа, при котором испытуемому еще удастся правильно распознать предъявляемые стимулы [35].

Исходное изображение опто типа (на экране монитора, листе бумаги) проецируется на сетчатку глаза посредством его оптической системы. Сетчаточное изображение всегда отличается от исходного по причине неизбежных дифракционных эффектов и абберационных искажений глазной оптики. Дополнительные искажения вносятся в процессе формирования так называемого нейронного изображения — представления стимула в параметрах активности нейронов, которое анализируется затем нейронными механизмами, осуществляющими распознавание. Трансформацию исходного изображения в нейронное можно приблизительно описать на пространственно-частотном языке как преобразование двумерного спектра Фурье исходного изображения посредством фильтра нижних пространственных частот, который уменьшает амплитуды спектральных составляющих тем сильнее, чем выше их частота [196]. (Спектр Фурье – набор пространственных частот, необходимых для формирования стимула из синусоидальных решеток. Чем меньше деталь, тем выше пространственная частота). Уменьшение размера стимула влечет за собой пропорциональное повышение частот всех спектральных составляющих стимула и увеличение степени их подавления при фильтрации. В нейронных

изображениях обеднение спектров за счет подавления высокочастотных составляющих вызывает расплывчатость границ и превращение стимулов в округлые пятна.

Рассмотрим три опто типа: знаки «Е» в четырех ориентациях, предложенные Taylor H.R. в 1978 году [186] (рисунок 1) и 3-полосные опто типы (рисунки 2, 3), представляющие собой фрагменты двухградационных (черно-белых) решеток.



Рисунок 1 - Знаки «Е» в четырех ориентациях

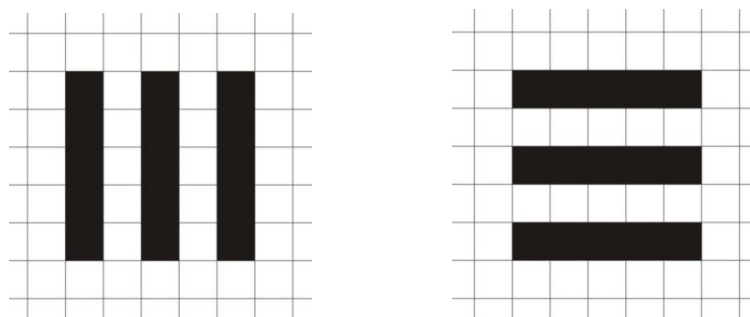


Рисунок 2 - Стандартные 3-полосные опто типы, применяемые для проверки зрения военных летчиков США

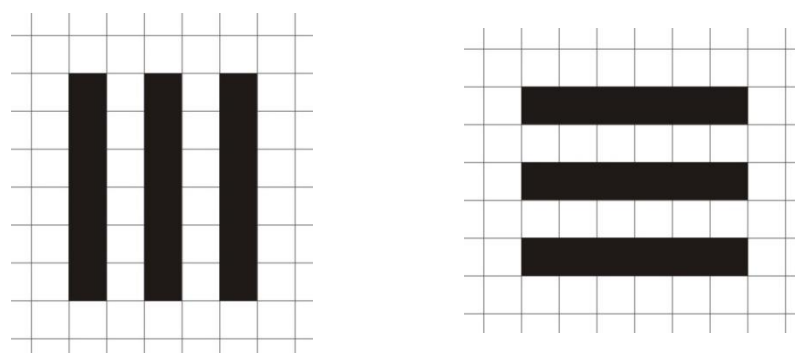
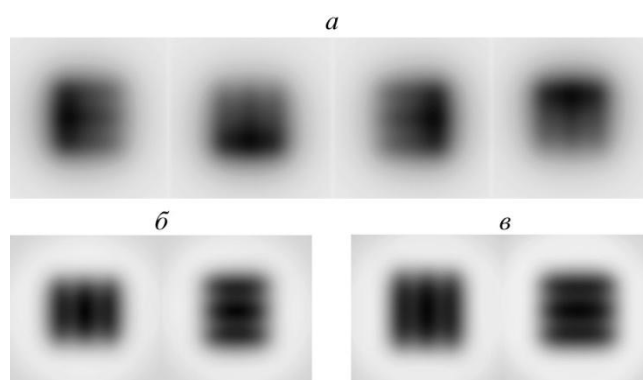


Рисунок 3 - Модифицированные 3-полосные опто типы

На рисунке 4 представлены смоделированные нейронные изображения трех указанных опто типов в условиях, когда их размеры приближаются к пороговым, т.е. продемонстрировано, в какие расплывчатые пятна превращаются нейронные изображения тестовых стимулов на пределе разрешения [35].



a – знаки «Е» в четырех ориентациях; *б* – стандартные 3-полосные опто типы; *в* – модифицированные 3-полосные опто типы

Рисунок 4 - Имитация расплывчатых нейронных изображений тестовых стимулов, размеры которых приближаются к пороговым (Рожкова Г.И., Белозёров А.Е., Лебедев Д.С., 2012 г. [35])

Из представленных трех опто типов стандартный 3-полосный опто тип с вертикальными линиями (использовавшийся для проверки ОЗ с середины XX в. в армии США) начинал выглядеть как пятно, вытянутое по горизонтали, и наоборот, опто тип с горизонтальными линиями – как пятно, вытянутое по вертикали (рисунок 4, б). Это вводило часть испытуемых в заблуждение – они ошибочно связывали ориентацию полос с ориентацией пятен.

В связи с этим ученые ИППИ РАН модифицировали стандартные 3-полосные опто типы (у модифицированных - одинаковая форма размытых изображений), чтобы исключить возможность суждения об ориентации полос по виду расплывчатых изображений околопороговых горизонтальных и вертикальных решеток для обеспечения неразличимости модифицированных опто типов по низкочастотным составляющим Фурье-спектров (низкими считали

частоты ниже характеристической частоты, определяющей остроту зрения). Этого удалось добиться за счет удлинения полос на 20%, приводящего к незначительному изменению отношения высоты и ширины опто типов (т. е. к выравниванию ширины и высоты низкочастотного максимума в их спектре Фурье, а соответственно, и габаритов расплывчатого пятна, в которое превращается изображение опто типа вблизи порога разрешения полос).

Преимущества данных опто типов были доказаны в сравнительных экспериментах с одновременным использованием стандартных 3-полосных опто типов и знаков «Е» [36, 168]. Изображения околопороговых знаков «Е» представлено на рисунке 4, а. В случае модифицированных 3-полосных опто типов ошибки были исключены, т.к. на пределе разрешения они выглядели как пятна, имеющие практически одинаковые размеры по горизонтали и вертикали (рисунок 4, в). Трехполосные стимулы, стандартные или модифицированные, — это фактически максимальное упрощение элемента Габора сразу по двум параметрам: количеству градаций яркости и пространственной дискретизации. В них всего две градации яркости, и состоят они из прямоугольных элементов [4].

Отечественными авторами было отмечено увеличение вариабельности значений ОЗ, получаемых при использовании знаков «Е» и стандартных 3-полосных опто типов в сравнении с модифицированными 3-полосными стимулами. В случае применения последних разброс оценок ОЗ был меньше. Более сложная форма гистограмм, относящихся к стандартному 3-полосному опто типу и знаку «Е», может отражать влияние бó льшего числа факторов на распознавание стимулов [35].

Следовательно, для проведения достоверной, точной оценки ОЗ в научно-клинических исследованиях следует применять опто типы, при использовании которых возможность распознавания стимулов на основе низких пространственных частот была практически исключена, другими словами, желательно выбирать тестовые стимулы, различение которых определяется только работой высокочастотных каналов. В связи с этим представляется, что

термин «острота зрения» целесообразно оставить только для характеристики разрешающей способности – различения синусоидальных решеток или элементов Габора и таких стимулов, различимость которых в основном определяется частотами, близкими к характеристическим. В остальных случаях, когда различение опто типов может определяться богатым набором признаков и соответствующих способностей человека, лучше просто указывать пороговые размеры для конкретных знаков [35].

1.1.5. Исторические аспекты исследования остроты зрения.

Понятие стандартизации

Практическая потребность в оценке ОЗ, интуитивно понимаемой как способность видеть мелкие предметы, различать их детали и узнавать, возникла задолго до появления возможности проведения теоретического анализа зрительного восприятия. Уже в далёкой древности качество зрения оценивали, например, при наборе воинов-стрелков или учеников для овладения ювелирным мастерством. Примечательно, что уже на этапе такой «прагматической оптометрии» осознавалась необходимость использования эталонов – неизменных тестовых объектов, сравнение восприятия которых разными людьми позволяет судить о качестве их зрения.

Хрестоматийным примером является так называемый «арабский тест» - проверка зрения по возможности хорошо видеть двойные звёзды на ночном небе. При этом чаще всего упоминают очень близкие звёзды Мицар и Алькор в «ковше» Большой Медведицы: в древности зрение человека считалось хорошим, если рядом с яркой звездой Мицар он мог видеть существенно более слабо светящийся Алькор, находящийся на расстоянии около 12 угл. мин от неё [37]. Современные астрономы при наблюдении в телескоп различают в этом участке неба не две звезды, а систему из шести звёзд, причём Мицар и Алькор сами являются двойными звёздами. В 1623 году Daza de Valdes предложил измерять расстояние, с которого пациент мог пересчитать ряд из горчичных семян.

До середины XIX века состояние зрения у пациентов в историях болезней описывали только в общем виде: нормальное зрение, зрение испортилось, зрение улучшилось, зрение ослабло [11, 12].

С появлением средств оптической коррекции при подборе очков остроту зрения стали оценивать при помощи фрагментов печатного текста со шрифтами разного размера, скомпонованных в виде таблиц. Позднее, с середины XIX века, вместо сильно различавшихся типографских шрифтов, в таблицах стали использовать специальные тестовые знаки, что позволило приблизиться к стандартизации измерений.

Стандартизация необходима как для обеспечения однозначной трактовки данных о происходящих изменениях при длительном наблюдении пациента в одном и том же учреждении, так и для объективного сравнения динамики и результативности лечения различными методами и средствами в разных клиниках [74, 82, 94, 119, 136, 137, 151, 152, 201].

Стандартизация позволяет:

- 1.сравнивать результаты текущего обследования с предыдущим;
- 2.сравнивать между собой результаты, полученные разными исследователями в разных клиниках;
- 3.единообразно оценивать результаты лечения;
- 4.оценивать изменения ОЗ с течением времени в динамике (например, измерять ОЗ в различные сроки после операции и выявлять соответствующие закономерности).

Одна из главных трудностей внедрения стандартов в визометрию – необходимость «многомерной» стандартизации. Для утверждения стандартной процедуры измерения ОЗ необходимо выбрать:

- оптимальные тестовые изображения – опто типы;
- наилучшие современные средства их предъявления;
- рациональные и достаточно легко реализуемые условия проведения и завершения процедуры измерения;
- удобные способы регистрации ответов испытуемых;

- адекватные единицы для представления и интерпретации полученных данных.

Физические факторы и параметры таблиц (форма и контраст опто типов, межзнаковые расстояния, характер освещения таблицы); особенности проведения процедуры (дистанция наблюдения, монокулярное или бинокулярное измерение, степень понимания испытуемым задания, ознакомление с процедурой обследования, использование или отсутствие указки, правила завершения проверки ОЗ); состояние пациента (возраст, показатели рефракции, степень прозрачности глазных сред, величина зрачка, уровень утомления) могут оказывать влияние на финальный результат оценки ОЗ [13, 82, 107, 108, 162, 183].

В таблицах для измерения ОЗ принято располагать знаки на расстоянии друг от друга не меньше размера самого знака, чтобы на распознавание стимулов не влияли соседние стимулы [4].

На протяжении длительного времени стандарты проверки ОЗ в нашей стране не пересматривались [29]. Первые таблицы на русском языке были опубликованы в 1882 году Адрианом Александровичем Крюковым. Исторически использовались таблицы Сивцева и Головина (национальный вариант таблицы Снеллена), изданные в 1928 году в СССР. В таблице Сивцева содержатся 12 строк прописных букв и используются 7 букв русского алфавита: Ш, Б, М, Н, К, Ы, И. В таблице Головина содержатся 12 строк колец Ландольта (с четырьмя вариантами локализации разрыва: вверху, внизу, справа и слева) (Приложение А, рисунок 3). Обе таблицы сделаны в равномерном дизайне, шаг от строки к строке выбран по десятичной шкале (от 0,1 до 1,0 шаг между строками – 0,1, затем идут строки со значениями 1,5 и 2,0), в строках имеется разное количество букв. Для детей чаще всего используется похожая по структуре таблица Орловой с картинками (Приложение А, рисунок 5). Позднее стали использоваться автоматизированные системы с цифровыми, буквенными опто типами и кольцами Ландольта, также основанные на децимальной шкале.

Период от середины XIX века (50-е годы) называют «золотым веком офтальмологии» (Colebrander A., 1988, 2008 [80, 81]): именно в это время

Гельмгольц, Грефе, Боумен и Дондерс активно разрабатывали новые, революционные методы подробной оценки зрительных функций.

История возникновения методик проверки ОЗ в большинстве европейских стран берет начало с 1843 года, когда немецкий офтальмолог Генрих Кюхлер выступил за необходимость стандартизации исследования ОЗ и изобрел три таблицы для исключения запоминания букв (Приложение А, рисунок 11). В таблицах располагалось несколько рядов слов с постепенным уменьшением шрифта, но они не получили распространения.

Затем в 1854 году окулист из Вены Эдвард фон Ягер (Jaeger) усовершенствовал таблицы Кюхлера и опубликовал их на немецком, французском, английском и других языках. Он использовал шрифты, которые применялись в то время в Государственной Венской типографии. Впервые предложил таблицы для чтения. Таблицы Ягера применялась для проверки ОЗ вблизи, текст в таблице состоял из 7 параграфов (или абзацев) и соответствовал 7-уровневой шкале. Размер шрифта в таблице увеличивался с 0,37 до 2,5 мм. Пациент держал таблицу на фиксированном расстоянии от глаза, и самый маленький шрифт, который мог прочитать пациент, определял его ОЗ. Таблицы Ягера не являются стандартизированными (не соответствуют действующим стандартам), поскольку вариабельность фактического размера букв в тексте таблиц высока, и результаты измерения ОЗ с помощью различных вариантов таблиц Ягера несопоставимы [137].

Голландский физиолог Франциск Корнелиус Дондерс, изучавший физиологию глаза и аномалии рефракции, в 1861 году на ежегодном собрании офтальмологов в Гейдельберге предложил формулу для определения ОЗ. Дондерс ввел понятие «стандарта» - способности глаза различать букву, границы которой составляли угол в 5 мин. Сравнение размера букв, различаемых пациентом, со стандартным обозначили как «необходимое увеличение», а величина, обратная необходимому увеличению, и являлась оцениваемой ОЗ [87].

В 1862 году голландский офтальмолог Герман Снеллен опубликовал в Утрехте образцы букв для проверки ОЗ, которые стали первыми таблицами

исследования ОЗ на основе "оптотипов" (специальных знаков для измерения зрительных функций) [180]. Однако последние не идентичны буквам сегодняшних таблиц, т.к. были напечатаны египетским шрифтом с использованием засечек (Приложение А, рисунок 2, А, Б). Оптотипы были организованы в ряды, но, в отличие от таблиц Генриха Кюхлера, ряд состоял из отдельных букв, а не целого слова. Главным нововведением стала калибровка оптотипов. Каждому размеру букв соответствовало расстояние, на котором оптотип составлял угол в 5 мин. Это стандартизировало оценку зрительных функций, а также делало измерения более воспроизводимыми.

В том же 1862 году в Утрехте de Наап проводил исследования по влиянию возраста испытуемых на их остроту зрения [83].

Кроме основных таблиц для измерения ОЗ вдаль, Герман Снеллен составил таблицы для чтения, которые были откалиброваны и помогали оценивать зрительные функции вблизи в соответствии с формулой Дондерса. Таблицы Снеллена быстро обрели популярность в Европе и за ее пределами. В 1875 году во Франции Феликс Монойер выпустил в свет десятичный вариант таблицы Снеллена.

В 1888 году Эдмунд Ландольт ввел в практику кольца с разрывом (в настоящее время известные, как «кольца Ландольта»), которые позже были признаны международным стандартом [126-128]. В 1978 году Хью Тейлор использовал принципы имеющихся на то время методик для дизайна таблиц с целью проверки остроты зрения у неграмотных людей ("Tumbling E Chart") (Приложение А, рисунок 12) [186].

До недавнего времени таблица Снеллена была признана стандартом, применяемым в клинической практике зарубежных стран [141]. В США, где применяют футовую систему измерения, ОЗ обозначают как 20/20 (оптотип образует угол в 5 мин с расстояния 20 футов), в Великобритании дистанция до таблицы составляет 6 м, и эталонная ОЗ – 6/6. В России, Японии и многих европейских странах ОЗ выражают в десятичных единицах.

Однако таблица Снеллена имела ряд недостатков.

1. Буквы в таблице имеют различную степень распознавания. Невозможно было проверить остроту зрения у неграмотных пациентов. Данные недостатки устранялись модифицированными методиками, в том числе кольцами Ландольта, когда пациенты определяли ориентацию разрыва кольца, или таблицей для неграмотных, где буква «Е» повернута в различных направлениях.

2. Наличие различного количества букв в каждой строке: строки, соответствующие низкой ОЗ, содержат 1-2 буквы, в то время как нижние строки, соответствующие высокой ОЗ – 8 букв, что приводило к различной плотности изображения и непропорциональному расстоянию между буквами и строками. Таким образом, буквы в таблице имеют разную значимость, и «выпадение» одной буквы на верхней строке может привести к изменению оцениваемой ОЗ на целую строку. Кроме того, построчный метод ограничивает шкалу измерения ОЗ.

3. Отсутствие в таблице четкой прогрессии между размерами букв в двух соседних строках, что затрудняет статистическую обработку и не позволяет рассматривать все строки как равноценные.

4. Расстояние между строками и буквами не регламентировано. Плотное расположение букв создает эффект «скученности» и снижает оцениваемую ОЗ. Так, пациент с низким центральным зрением может различать отдельные буквы, однако часто не способен прочитать ряд из плотно расположенных опто типов.

5. Само понятие «таблица Снеллена» не было стандартизировано. Разные производители используют различные шрифты, интервалы между буквами; по-разному освещают и проецируют таблицы. В исследованиях было показано, что при определении ОЗ с применением таблиц Снеллена у 13% пациентов межтестовая вариабельность (МТВ), величина, отражающая разброс значений ОЗ в отсутствие клинических изменений, достигала двух строк, т.е. оценки ОЗ, полученные с помощью таблицы Снеллена, имеют плохую повторяемость: до 13% испытуемых при повторном тестировании показывают различие результатов в две строки или более [100].

6. Таблица не охватывала достаточно большой диапазон сниженной ОЗ. Строки таблицы Снеллена не имели стандартного значения изменения размера

оптотипов. Отмечались несоответствия, касающиеся типа букв, используемых в тесте.

Из-за перечисленных недостатков невозможно было достоверно оценивать показатели ОЗ и сравнивать их в различных исследованиях.

В публикации А. G. Bennett 1965 года [65] был проведен обзор развития тестовых таблиц для проверки ОЗ со времен таблицы Снеллена. Из множества идей и предложенных усовершенствований две рекомендации устойчиво продолжают повторяться в международных стандартах и использоваться при разработке тестовых таблиц. Во-первых, размер знаков от строки к строке рекомендуется выбирать в соответствии с логарифмическим шагом значений остроты зрения $0,1 \log \text{ unit}$, т.е. ОЗ в десятичных единицах, соответствующая каждой следующей строке, отличается от предыдущей примерно в 1,26 раза [93]. В историческом обзоре Коленбрандера [81] отмечалось, что первая таблица с пропорциональным дизайном была предложена Джоном Грином в 1867 году [101, 102], всего через 5 лет после публикации таблиц Снеллена (Приложение А, рисунок 6). В данной таблице автор использовал не только геометрическую прогрессию реперных уровней, но и буквы более стандартизированного, чем в таблице Снеллена вида (без засечек) и интервалы, пропорциональные размерам букв. Тогда эта идея не была оценена и не получила распространения. Однако в 1953 году данный принцип был принят Международным советом по офтальмологии (International Council of Ophthalmology Committee on Optotypes) [155], после чего в 1959 году Луиза Слоан (L. Sloan) опубликовала новые варианты таблиц, составленные в соответствии с этим требованием (Приложение А, рисунок 4) [178], а затем это требование стало официальной рекомендацией немецкого стандарта и закрепилось в большинстве международных стандартов по оценке ОЗ. Некоторые авторы также утверждают, что геометрическая прогрессия изменения оптотипов от строки к строке облегчает измерение ОЗ по таблицам с разных расстояний: если дистанции выбраны в отношении, соответствующем шагу в таблице (1,26), то при изменении расстояния в один шаг от рекомендуемого расстояния до таблицы ОЗ засчитывается с изменением на

одну строчку (выше либо ниже, в зависимости от того, увеличено или уменьшено расстояние на один шаг) [93]. В России идея геометрической прогрессии размера букв (с коэффициентом 1,1) предлагалась А. Холиной (1930 г.) [48], но разработанные ею таблицы не получили широкого распространения, в отличие от таблиц Сивцева и Головина, вероятно, из-за их громоздкости, что отмечает в качестве недостатка и сама автор. Хотя следует отметить, что таблица Холиной была разработана с реперными уровнями, соответствующими 10%-ному шагу изменения размеров букв от строки к строке, т.е. потенциально превосходящая по точности измерений ОЗ таблицы ETDRS, у которых шаг равен 26%. Во-вторых, до сих пор сохраняется правило использовать оптоотипы одинаковой различимости (legibility). Это лучше соблюдается в случае колец Ландольта, знаков «Е», предъявляемых в четырех ориентациях, и похожих оптоотипов; для буквенных оптоотипов это правило соблюсти почти невозможно. Ряд работ был проведен для подбора букв одинаковой различимости в зависимости от используемого шрифта [65, 75, 178, 179, 203]. В работе L. Sloan в 1959 г. [178] была сделана попытка учесть обе этих рекомендации: в своих таблицах автор использовала логарифмический шаг размера, а также предложила набор из 10 букв в таком начертании, чтобы они имели пропорции 5×5 и одинаковую, по ее мнению, различимость. Однако более поздние работы с оценкой психометрических функций каждой отдельной буквы из этого набора показывают, что различимость букв все же существенно различается [158, 187].

В 1976 году внимание докторов было обращено также и к измерению ОЗ у слабовидящих пациентов [91]. Так, офтальмологи из Мельбурна Bailey I.L. и Lovie-Kitchin J.E. представили новый формат таблиц с пропорциональным изменением размера шрифта (шаг между буквами равен ширине буквы, а шаг между строками – высоте меньшей строки) и одинаковым числом букв в каждой строке [62, 109] (Приложение А, рисунок 7). Изменение размера букв от строки к строке идет в геометрической прогрессии, как в таблицах L. Sloan. Подобранные буквы (оптоотипы) были рекомендованы британским стандартом [188] и, по мнению авторов таблицы, одинаковы по различимости. Используемая в данных

таблицах система измерения — LogMAR. Для перевода логарифмической шкалы в интуитивно более понятную форму Bailey I.L. предложил оценивать ОЗ в баллах (Visual Acuity Rating – VAR). Согласно его формуле, $VAR=100-50 \text{ LogMAR}$. Таким образом, 0,00 по таблице ETDRS соответствует 100 VAR, и каждая буква оценивается в 1 балл.

В 1979 году Kassoff A. предпринимал первые попытки модифицировать таблицы Bailey I.L. и Lovie-Kitchin («modified Bailey-Lovie») для измерения ОЗ у пациентов с диабетической ретинопатией [117].

В 1982 году F.L. Ferris с соавторами [93, 94] стандартизировали методику проверки ОЗ благодаря созданию таблиц ETDRS по системе logMAR, включающих в себя оптоотипы L. Sloan и представляющие собой модифицированный вариант таблицы Bailey I.L. и Lovie-Kitchin J.E. (Приложение А, рисунок 8). В основе таблицы ETDRS лежит оценка логарифма минимального угла различения (logMAR). Определенное сочетание букв обеспечивало среднюю сложность каждой строки (при создании таблиц были удалены самые легко- и трудночитаемые буквы). F.L. Ferris с соавт. заменили в таблице Bailey I.L. и Lovie-Kitchin J.E. буквы Британского стандарта, имеющие пропорции 5×4, на буквы L. Sloan с пропорциями 5×5. Еще одно отличие таблицы ETDRS от таблицы Bailey I.L. и Lovie-Kitchin J.E. — расстояние измерения, т.е. расстояние от пациента до таблицы: таблица Bailey I.L. и Lovie-Kitchin J.E. рассчитана для расстояния 6 м, а таблица ETDRS — для 4 м, что также согласуется с рекомендациями NAS-NRC (National Academy of Sciences–National Research Council, Национальная академия наук–Национальный исследовательский совет, США) [151]. В остальном по дизайну эти две таблицы не различались. Обзор разработки дизайна LogMAR-таблиц, и история появления таблиц ETDRS представлены в работе 2013 года Bailey I.L. и Lovie-Kitchin J.E. [63]. В 1984 году таблицы ETDRS были рекомендованы для использования в офтальмологической практике в качестве стандарта измерения ОЗ.

Изначально таблицы ETDRS (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study) были разработаны для оценки изменения ОЗ после панретинальной лазерной

фотокоагуляции у пациентов с диабетической ретинопатией. Пациент начинал читать таблицу с верхней строки сверху вниз до тех пор, пока не достигал строчки, где он не мог прочитать минимум три буквы. Оценивалось количество прочтённых в сумме букв. Большинство пациентов могли прочитать только примерно половину таблицы. Система оценки ОЗ в таблицах ETDRS обратная: лучшей ОЗ соответствует меньшее значение (в таблице Снеллена лучшей ОЗ соответствует большее значение).

В отличие от таблицы Снеллена, размер букв в соседних строках в таблице ETDRS уменьшается пропорционально – шрифт каждой новой строки в 1,26 раза меньше предыдущей, что соответствует 0,1 по логарифмической шкале. Интервалы между опто типами пропорциональны их размеру, благодаря чему удается избежать эффекта «скученности». Стандартные таблицы ETDRS включают в себя 10 опто типов (букв) L. Sloan (букв английского алфавита, более равноценных по степени сложности распознавания, предложенные доктором Луизой Слоан в 1951 году) [177]. Каждая строка содержит 5 опто типов, что ввиду пропорциональности изменений шрифта допускает оценку ОЗ не построчно, а с учетом единичных букв. Измеряемая с помощью стандартной таблицы ETDRS ОЗ может принимать значения от 1,00 до (-)0,3 с шагом в 0,02. По данным некоторых авторов [88, 200], с помощью LogMAR-единиц удобно статистически обрабатывать результаты исследований.

В работе Plainis S. с соавт. 2007 года [158] отмечалось, что между порогами идентификации букв для разных испытуемых имелись количественные различия, но общие закономерности повторялись у всех испытуемых: буквы А, Р и V были наиболее легко узнаваемыми, а В, S и К – самыми трудными. Буквы С, О и D (имеющие криволинейные фрагменты) и буквы М, Н и Е (имеющие углы) оказались почти одинаково узнаваемыми, их пороги были близки к среднему нормализованному порогу для всех букв.

Измерение ОЗ на дальней дистанции с помощью таблицы ETDRS проводится с расстояния 4 м от глаза испытуемого. Таблица соответствует значениям Снеллена в диапазоне 20/200–20/10. В каждой строке таблицы ETDRS

помещено пять букв, угловой размер буквы удваивается каждые три строки. Каждая распознанная буква принимается имеющей цену $-0,02$, каждый ряд $-0,1$ ($5 \times -0,02$). ОЗ определяется как логарифм значения последнего полного прочитанного ряда плюс $-0,02$ за каждую прочитанную букву из нижележащего ряда. ОЗ $1,0$ по системе LogMAR соответствует 20/200 по таблице Снеллена, 0 по системе LogMAR соответствует 20/20 по таблице Снеллена. В таблице ETDRS имеется равный интервал между строками и буквами по логарифмической шкале (log scale). Отдельные строки уравновешены по сложности букв. Пациент начинает читать с последнего ряда букв, которые он может прочитать полностью, далее он читает следующие ниже строки до тех пор, пока не достигнет строки, где минимум три буквы разобрать не сможет.

Наличие в стандартной таблице ETDRS букв латинского алфавита представляет дополнительную сложность как для врача, так и для пациента в неанглоязычных странах. Для устранения данной проблемы было рекомендовано использовать таблицы ETDRS с опто типами в виде колец Ландольта, что также имеет недостатки, перечисленные выше (см. описание опто типов в виде «кольца Ландольта»). В некоторых странах разрабатывают таблицы ETDRS с опто типами на национальных языках, отечественными авторами разработан вариант таблицы ETDRS с тест-объектами. Исследовательский Центр Университета Крита (UoC) и компания Precision Vision активно распространяют таблицы ETDRS, в т.ч. их модифицированные варианты, адаптированные для стран, использующих латинский (алфавит Центральной Европы), греческий алфавит и кириллицу (The modified charts for “European-wide use”) (Приложение А, рисунки 13, 14). В модифицированных таблицах ETDRS буквы C, D, R, N, V, S, Z были заменены на E, P, B, X, Y, A и T соответственно. Данные таблицы имеют фиксированный шнур для измерения ОЗ на расстояниях 33 см (вблизи) и 66 см (на промежуточной дистанции) (Приложение А, рисунок 14). На лицевой стороне находится высококонтрастная таблица, на обратной стороне – низкоконтрастная (уровень контрастности составляет 20% по Веберу и 10% по Майкельсону). Изучая корреляцию между стандартными и UoC таблицами, Plainis S. с соавт. в

исследовании 2007 года [158] заключили, что УоС таблицы, в среднем, были менее трудными.

Также распространена и доступна для применения таблица конвертации, т.е. перевода показателей ОЗ из одной системы в другую (Приложение А, рисунок 15). Однако следует отметить, что не любое значение ОЗ может быть включено в таблицу конвертации по причине большого объема данных, поэтому для перевода промежуточных показателей ОЗ (не попавших в таблицу конвертации) из одной системы измерения в другую следует использовать формулу «десятичный логарифм» (в т.ч. «десятичный логарифм» в онлайн калькуляторе).

В 2001 году D. Rosser и соавторы [166] предложили более краткий вариант таблицы – «reduced LogMAR» (таблица RLM). Последняя была разработана в соответствии с основными принципами ETDRS (логарифмическая прогрессия, пропорциональные межстрочные интервалы и пробелы, использование букв L. Sloan), однако в каждой строке было 3 буквы вместо 5 (Приложение А, рисунок 16). Это значительно сократило время исследования. По данным D. Rosser и соавторов, измерения с применением таблицы RLM обладают большей вариабельностью в сравнении с таблицей ETDRS (МТВ $\pm 0,24$ LogMAR и $\pm 0,18$ LogMAR соответственно), однако значимо меньшей вариабельностью, чем при использовании построчного метода Снеллена (МТВ $\pm 0,33$ LogMAR) [166, 167].

В. Noushad и соавторы в 2012 году продемонстрировали сопоставимость результатов исследования ОЗ с помощью таблиц RLM и ETDRS, причем в группе RLM средняя продолжительность обследования была меньше на 30% [42, 154]. В 2003 году D. Laidlaw опубликовал более компактный вариант таблицы – «compact reduced LogMAR» (сRLM) с уменьшенными интервалами между оплотипами [42, 125]. L. Lim и соавторы, сравнивая в 2010 году таблицы ETDRS, сRLM и Снеллена в условиях клиники, не выявили значимых различий в МТВ и средних значениях ОЗ между группами ETDRS и сRLM [42, 135].

Однако известен факт сниженной достоверности оценок ОЗ вблизи, вдали и, преимущественно, на промежуточной дистанции не только по традиционной десятичной шкале, но также и по системе LogMAR. Многие исследователи связывают это с самой методикой измерения, основанной на предъявлении буквенных опто типов, поскольку их распознавание зависит от многих факторов. Среди них: характер асимметрии букв, различия в пропорциях, общей формы размытых пятен на пределе разрешения, возможности запоминания фрагментов таблицы и ряд других. Недостатки буквенных опто типов отмечались еще в XIX веке, и в очередной раз они были указаны в работах зарубежных авторов Anderson R.S., Thibos L.N. в 1999 году [57, 58].

С теоретической точки зрения буквы нельзя считать ни универсальными, ни оптимальными опто типами, поскольку у них есть серьезные недостатки:

1. буквы не годятся для детей младшего возраста и неграмотных взрослых;
2. вероятность правильного узнавания разных букв различна;
3. успешность узнавания букв улучшается по мере обучения и меняется с возрастом;
4. при неразличимости мелкой структуры, предположительно характеризующей определяемую ОЗ, узнавание букв может осуществляться на основе более грубых признаков (симметрия- асимметрия, различие в числе деталей и т. п.);
5. формальное математическое описание набора букв, существенно различающихся по начертанию, требует использования многих параметров, что осложняет теоретический анализ зрительного процесса.

Оценка ОЗ по шкале LogMAR до сих пор не нашла широкого применения в клинической практике. Возможно, одной из причин является большая продолжительность исследования. Для получения корректных результатов при оценке ОЗ по таблице ETDRS рекомендуется придерживаться протокола форсированного выбора, согласно которому исследование заканчивается только тогда, когда пациент не может угадать ни одной буквы в следующем ряду. Использование этого протокола приводит к дополнительному увеличению

времени обследования. Среди других возможных причин непопулярности таблиц ETDRS в клинической практике – незнакомая шкала измерений и необходимость дополнительного обучения персонала.

В протоколах исследований встречаются следующие погрешности:

1. знак полученного результата измерений не указывается (данная ошибка может быть замечена и исправлена при ручной обработке данных, но при компьютерной обработке таблиц может непременно исказить результаты);

2. знак указывается неверно (при ручной обработке данных данную ошибку легко «пропустить»);

3. при уточнении результата за счет добавления цены букв в не полностью прочитанной строке добавка может быть взята с неправильным знаком (данная ошибка приводит не к уточнению, а к более грубой оценке ОЗ).

При описании эффективности лечения или динамики восстановления зрительных функций возникают следующие проблемы:

1. положительным результатам лечения соответствует снижение измеренных показателей от сравнительно высоких значений до нуля и (в лучших случаях) до отрицательных значений;

2. при оценке эффекта лечения по разности между достигнутым и начальным уровнем, положительным результатам лечения должны соответствовать отрицательные изменения ОЗ;

3. отрицательным результатам и ухудшению состояния зрения соответствуют рост показателей и положительные значения разностей между конечным и начальным состоянием.

Анализ литературных данных наводит исследователей на следующие выводы:

1. в диапазоне разброса результатов данной популяции испытуемых знак показателя не должен меняться;

2. более высокие значения показателя должны соответствовать более высоким уровням развития/ совершенства измеряемой способности;

3. по двум показателям, полученным для разных людей, или для одного человека в разное время, можно рассчитать разницу в размерах предельных тестовых знаков.

Различные методы оценки ОЗ не способствуют стандартизации и корректному сравнению результатов разных исследований. По данным Kaiser P.K. [116], средняя ОЗ, измеренная по шкале LogMAR, была значимо выше средней ОЗ, измеренной по таблице Снеллена (разница составила 6,5 букв или 1,3 строки). Наибольшие различия отмечены в группах пациентов с низкой ($\leq 20/200$) и очень низкой ($20/400$) ОЗ – 2 и 5 строк соответственно. С помощью некоторых математических преобразований возможен перевод значений ОЗ, оцененной по таблице Снеллена, в логарифмическую шкалу. Эти результаты неточны и позволяют только примерно сравнить разные измерения [42].

В настоящее время некоторые крупные офтальмологические журналы (American Journal of Ophthalmology, JAMA Ophthalmology) требуют от авторов представления результатов ОЗ в рамках той номенклатуры, какая была использована при сборе данных [42], в том числе в привычных десятичных единицах [189] по причине возникновения трудностей в интерпретации данных по шкале LogMAR для многих докторов.

1.1.6. Современные методы оценки остроты зрения после мультифокальной коррекции

Особые требования при проведении клинических исследований предъявляются к результатам ОЗ пациентов на фоне мультифокальной коррекции, поскольку исследование зрительных функций должно проводиться на различных расстояниях: вдаль, вблизи и на промежуточной дистанции.

Измерение остроты зрения вблизи и на промежуточных дистанциях

Отдельное внимание хотелось бы уделить измерению ОЗ вблизи и на промежуточных дистанциях, что особенно важно при оценке зрительных функций после мультифокальной коррекции.

Необходимость сравнения результатов исследования ОЗ вблизи привела к появлению в XIX веке таблиц для чтения Ягера, а затем Снеллена. В 1980 году Bailey I.L. и Lovie-Kitchin J.E., авторы логарифмической шкалы оценки ОЗ, опубликовали таблицы для чтения, которые основаны на принципе логарифмической прогрессии и представляют собой ряды не связанных между собой слов разной длины (4-, 7- и 10-буквенные). В настоящее время распространены (доступны на сайте precisionvision.com) таблицы ETDRS для проверки ОЗ вблизи (33 см) и на промежуточной дистанции (66 см) со специальными шнурами для фиксации данных дистанций (Приложение А, рисунок 14).

В 1989 году G. Legge и соавторы составили логарифмическую таблицу MNREAD [132]. Предложения в таблице MNREAD унифицированы, каждое содержит 60 символов – 3 строки одинаковой длины.

В 1998 году W. Radner и соавторы ввели понятие «предложения-оптотипа» для разработки логарифмических таблиц для чтения нового образца [159]. Каждый оптотип в таблице RADNER состоит из 3 строк – 14 слов (82-84 символа, 22-24 слога). При составлении предложений учитывали не только количество символов в слове, но и его лексическую сложность. Расположение слов в тексте и в отдельных строках подчиняется строгим принципам. Таблицы RADNER (Приложение А, рисунок 17) показали высокую воспроизводимость и были переведены на несколько языков. Известно, что чтение – более сложный процесс, чем распознавание отдельных оптотипов-букв, поэтому для характеристики ОЗ вблизи W. Radner и соавторы ввели новый термин – ОЗ при чтении (Reading Acuity Determination – RAD). С помощью logRAD, эквивалента logMAR, можно дифференцировать ОЗ вдаль и вблизи. Кроме основных показателей – logRAD, балльной оценки ОЗ, в публикациях разных авторов встречаются такие понятия, как максимальная скорость чтения, средняя скорость чтения, критический размер шрифта [42, 160].

Что касается печатных таблиц, обязательным требованием при их создании является соответствие, пропорциональность шага изменения размера оптотипов

от строки к строке. Положительными сторонами использования печатных таблиц являются их компактность, мобильность, относительная дешевизна и простота применения.

Основными целями использования печатных таблиц в клинической практике являются подбор очковой коррекции и выделение групп пациентов с явными нарушениями. С соответствующими задачами удовлетворительно справляются многие применяемые печатные таблицы, в том числе таблица Сивцева-Головина (для измерения ОЗ вдаль), различные «тесты для близости» (OKVISION, Stormoff, Huvitz), таблицы для оценки ОЗ вблизи на расстоянии 35-40 см типа «Sight testing table» (Thilo). Однако для проведения научных исследований, для точной достоверной оценки улучшения зрения после проведенного лечения, особенно после мультифокальной коррекции (где обязательным условием является проверка ОЗ на нескольких дистанциях), мониторинга зрительных функций и наблюдения возрастной динамики, а также для проведения медико-социальной экспертизы требуются более надежные и точные методы с соблюдением принципов стандартизации. Кроме того, в связи с развитием компьютерных технологий в последнее время существуют тенденции к компьютеризации измерений зрительных функций.

1.2. Актуальность исследования пространственной контрастной чувствительности после мультифокальной коррекции

Важнейшей составляющей в оценке зрительных функций является исследование пространственной контрастной чувствительности (ПКЧ) у пациентов с мультифокальной коррекцией в послеоперационном периоде.

ПКЧ характеризует способность зрительной системы воспринимать и анализировать распределение яркостей в поле зрения, позволяет в наибольшей степени оценить качество зрительных функций. Визоконтрастометрия или определение пространственной контрастной чувствительности для тестовых решеток получила применение в диагностической практике благодаря работам

Campbell F. W. и Robson J. (1968) [71], Arden G. B. и Jacobson J. J. (1978) [60], Волкова В. В. и соавт. (1983) [10], Шелепина Ю. Е. и соавт. (1985) [50]. Стимулами в этом методе служат синусоидальные решетки из чередующихся темных и светлых ахроматических (или цветных) параллельных полос. Пространственная частота решетки определяется количеством циклов, т.е. пар полос, в 1° угла зрения, и выражается в цикл/град. Для каждой пространственной частоты находят минимальный (пороговый) контраст решетки, при котором она остается видимой. Под контрастной чувствительностью при этом понимают величину, обратную пороговому контрасту. Таким образом, в результате измерения получают кривые ПКЧ – графики зависимости контрастной чувствительности от пространственной частоты.

По сравнению с визометрией визоконтрастометрия является более тонким и информативным психофизическим методом исследования форменного зрения. Однако этот метод является более трудозатратным.

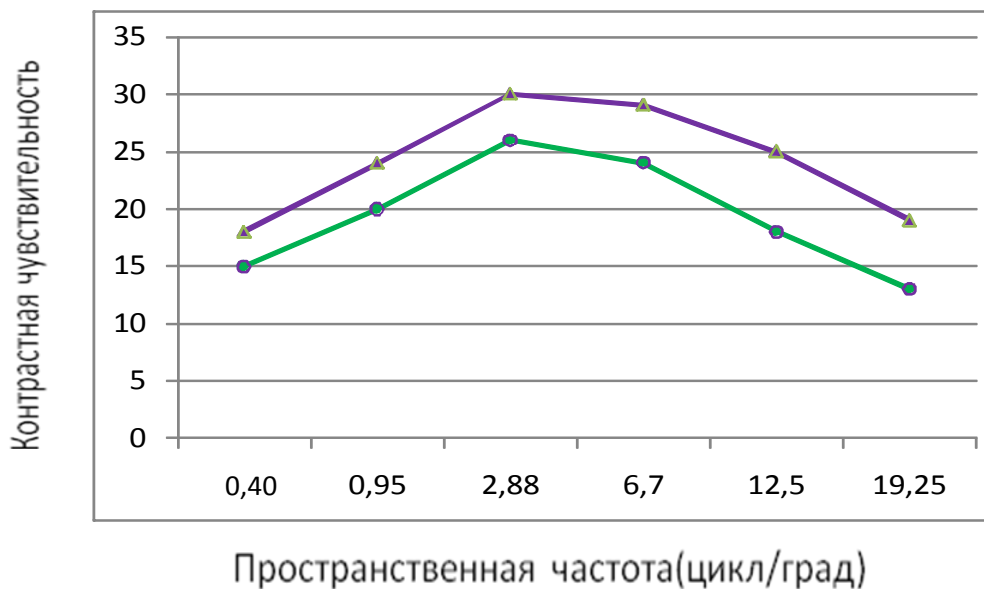
При визоконтрастометрии определяют отдельно для каждого размера, какой минимальный контраст должны иметь объекты из деталей этого размера, чтобы оставаться различимыми. Если визометрия измеряет величину только самых мелких возбуждательных и тормозных зон рецептивных полей нейронов, то визоконтрастометрия исследует чувствительность множества нейронных структур с разными размерами возбуждательных и тормозных зон рецептивных полей. Снижение ОЗ коррелирует со степенью поражения лишь для ограниченного числа заболеваний, так как отражает состояние только некоторой части пространственно-частотных каналов в зрительной системе. В ряде случаев оценка ПКЧ позволяет обнаружить патологию или уточнить диагноз там, где визометрия не находит отклонений от нормы. Пример – объективное подтверждение результатами визоконтрастометрии жалоб на «туман в глазах» после лечения оптического неврита, несмотря на высокую ОЗ. Наоборот, при низкой ОЗ исследование ПКЧ может выявить и благоприятные прогностические признаки, в т.ч. в первые дни и недели после черепно-мозговой травмы. Результаты визоконтрастометрии во многих случаях отражают разницу в

состоянии зрительной системы при одной и той же ОЗ. Наиболее распространена визоконтрастометрия с ахроматическими стимулами. Задание для пациента заключается в необходимости указывать направления полос решеток с синусоидальным профилем яркости при низких контрастах – до 0,002 (0,2%).

Особое значение исследование ПКЧ приобретает на фоне мультифокальной интраокулярной коррекции. С помощью измерения ПКЧ появляется возможность получить оценочную характеристику исследуемых МИОЛ, различающихся особенностями разделения светового потока.

Проведенные ранее клинические исследования зрительных функций подтвердили данные о том, что контрастная чувствительность на высоких пространственных частотах и мезопическая ОЗ (с засветами ярким светом и без них) в группе пациентов с МИОЛ ниже, чем у пациентов с монофокальными линзами и со здоровыми глазами.

Что касается возрастных особенностей изменения ПКЧ: исследование группы авторов Ross J. E., Clarke D. D., Bron A. J. 1985 года [165] на 2 группах испытуемых (1-молодой группы, состоящей из 17 человек 20-30 лет и 2 – возрастной группы, состоящей из 53 пациентов 50-87 лет без оперативных вмешательств на глазах в анамнезе) показало, что во второй (возрастной) группе пациентов наблюдалось линейное снижение ПКЧ с возрастом на средних и высоких пространственных частотах, при этом на низких пространственных частотах ПКЧ была независима от возраста. Отмечалась статистически значимая разница между исследуемыми двумя группами пациентов по ПКЧ на всех пространственных частотах в диапазоне от 0,40 до 19,25 цикл/град (рисунок 5) [165].



- график возрастной нормы (пациентов без опер. 20-30 лет), n=17
- график возрастной нормы (пациентов без опер. 50-87 лет), n=53

Рисунок 5 – Сравнение ПКЧ у пациентов двух возрастных групп без перенесенного оперативного вмешательства в анамнезе в условиях освещенности 300 кд/м² (Ross, J. E. Effect of age on contrast sensitivity function: unocular and binocular findings / D. D. Clarke, A. J. Bron // Br. J. Ophthalmol. – 1985. – Vol. 69. – P. 51–56)

В работе зарубежных авторов Santos N. A., Oliveira A. B. 2006 года [171] также описывается снижение ПКЧ у 6 пожилых людей возраста 60-69 лет на всех частотах (0,25; 0,5; 1,0; 2,0 и 4,0 цикл/град) в сравнении с группой из 6 молодых людей возраста 19-23 лет. Максимальное значение ПКЧ для двух исследуемых групп наблюдалось на частотах 0,25 и 0,5 цикл/град (рисунок 6) [171].

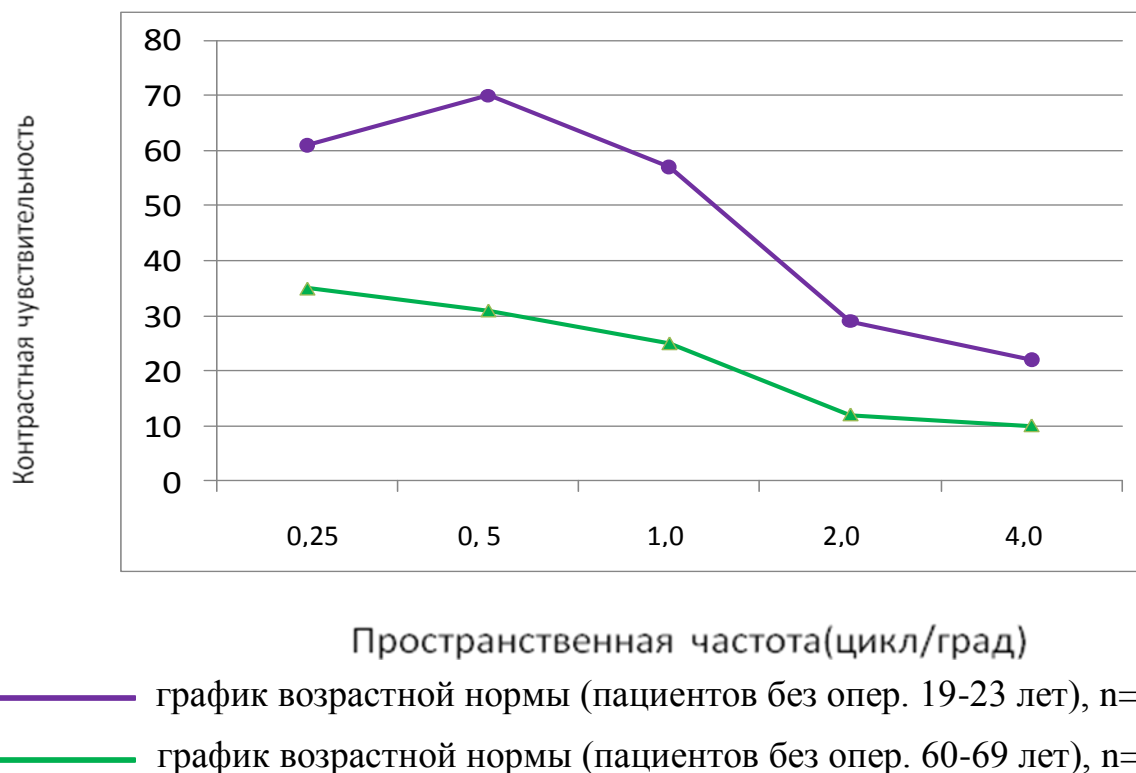


Рисунок 6 - Сравнение ПКЧ у пациентов двух возрастных групп без перенесенного оперативного вмешательства в анамнезе в условиях освещенности 0,5 кд/м² (Santos, N. A. Mesopic radial frequency contrast sensitivity function for young and older adults / A. B. Oliveira, R. M. T. B. L. Nogueira, M. L. B. Simas // Braz. J. Med. Biol. Res. – 2006. – Vol. 39, № 6. – P. 791-794)

Зарубежными авторами (Ferrer-Blasco T., 2013 [92], Blaylock J.F., 2008 [67]) отмечено, что после имплантации асферических ИОЛ в мезопических условиях освещенности ПКЧ выше (лучше) в сравнении со сферическими линзами по причине отсутствия увеличения сферической аберрации.

Причины снижения ПКЧ после мультифокальной коррекции:

1. Распределение световой энергии между фокусами (явление «светорассеивания»): между дальним и ближним фокусами – на фоне бифокальной коррекции, между дальним, ближним и промежуточным - на фоне трифокальной коррекции; и появление ввиду этого таких субъективных визуальных явлений, как засветы, проблески, вспышки, блики, ореолы вокруг источников света [197].

2.«Феномен мозговой адаптации»: пациентам требуется время для нейроадаптации к мультифокальной оптике. Пациент постепенно учится лучше воспринимать и анализировать новое изображение, создаваемое на сетчатке. Отмечается улучшение ПКЧ со временем в динамике.

3.Оптические aberrации (преимущественно высокого порядка). Из-за aberrаций происходит потеря информативного светового потока. Этот эффект ярко выражен, к примеру, после имплантации рефракционно-дифракционных ИОЛ при увеличении диаметра зрачка в мезопических условиях.

В различных исследованиях используют разные приборы для измерения ПКЧ. Среди них: Optec 3000, 6500 (США), SIFIMAV Vision Tester (Сидней, Австралия, Blaylock J.F., 2008 [67], Vingolo E.M., 2016 [194]), стереооптический функциональный тестер ПКЧ (Stereo Optical Functional Acuity Contrast Test – FACT Stereo Optical, Чикаго, Montes-Mico R., Alio J.L., 2003 [150], Ferrer-Blasco T., 2013 [92], Ruiz-Mesa R., 2018 [169], Garcia-Perez J.L., 2017 [97]), осциллоскоп с использованием генератора с микропроцессорным управлением (Ross J.E., Clarke D.D., Bron A.J., 1985 [165]), цифровой монохроматический видеомонитор (США, Santos N.A., Oliveira A.B., 2006 [171]), функциональный зрительный анализатор – Functional Visual Analyzer (Escandon –Garcia S., 2018 [89]), MTF (Cochener B., 2018 [78]), Франкфурт-Фрайбургская система проверки ПКЧ и ОЗ – Frankfurt-Freiburg Contrast and Acuity Test System (Kohnen T., 2017 [123]), CSV-1000 chart (de Medeiros A.L., 2017 [84]).

Несмотря на множество методик измерения ПКЧ и разнообразие используемых с этой целью приборов, общий вид графиков контрастной чувствительности после мультифокальной коррекции имеет характерные особенности. Так, после имплантации дифракционных и рефракционных ИОЛ отмечалось снижение ПКЧ в ранние сроки после операции (до 3 месяцев), однако наблюдалось умеренное повышение ПКЧ в динамике в период от 3 до 6 месяцев после хирургического вмешательства [23, 28, 43, 44, 54, 150, 171, 172]. Эти тенденции могут объясняться стабилизацией рефракционных результатов и завершением процессов нейроадаптации в указанные послеоперационные сроки,

а также возрастными особенностями пациентов. Следовательно, функция контрастной чувствительности – динамическая функция: при длительном периоде наблюдения видно улучшение, т.е. повышение ПКЧ в динамике. Работы Alio J.L. с соавт., 2018 года [54], Montes-Mico R. с соавт., 2003 года [150] доказали факт повышения ПКЧ в динамике после мультифокальной коррекции ($p < 0,01$) и продемонстрировали, что показатели ПКЧ спустя 3-6 месяцев после имплантации МИОЛ сравнимы со значениями, полученными после имплантации монофокальных ИОЛ ($p > 0,01$).

После имплантации рефракционных МИОЛ отмечалось некоторое преимущество – значительное повышение ПКЧ на высоких пространственных частотах в сравнении с дифракционными МИОЛ в связи с потерей света на ступеньках дифракционной решетки. Снижение ПКЧ на высоких пространственных частотах определяет чувствительность к различным стрессовым ситуациям (засветы, снижение освещенности).

Современный дизайн МИОЛ обеспечивает меньшее снижение ПКЧ в сравнении с предыдущим поколением МИОЛ и монофокальными линзами.

По данным ряда отечественных и зарубежных исследований (Малюгин Б.Э., 2020 [26], Montes-Mico R., Alio J.L., 2003 [150], Ferrer-Blasco T., 2013 [92], Ross J.E., Clarke D.D., Bron A.J., 1985 [165], Santos N.A., Oliveira A.V., 2006 [171]), ПКЧ после имплантации МИОЛ имеет типичный вид с максимальными показателями в области средних частот и снижением значений в области низких и высоких пространственных частот.

ПКЧ зависит от диаметра зрачка, положения линзы в капсульном мешке и прозрачности задней капсулы [134, 145]. Степень снижения ПКЧ прямо пропорциональна числу оптических зон в ИОЛ из-за засвета сетчатки в результате отблеска светового потока от колец дифракционной решетки [156]. По мнению авторов Jonker S.M., Bauer N.J. после имплантации трифокальных ИОЛ отмечается более выраженное снижение ПКЧ в сравнении с бифокальными (рисунок 7) [114].

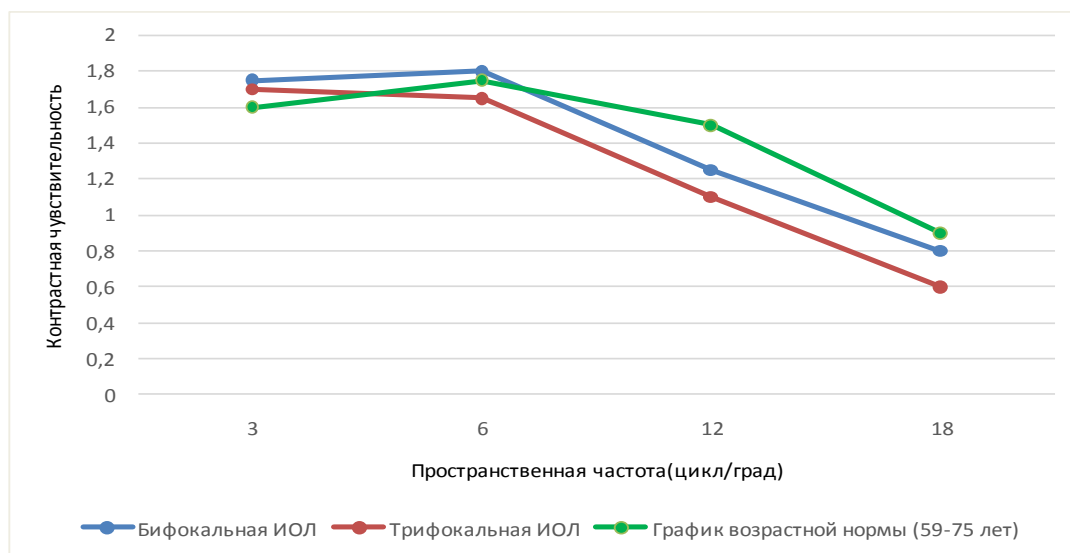


Рисунок 7 - Сравнение ПКЧ у пациентов спустя 6 месяцев после имплантации бифокальной (AcrySof IQ ReSTOR с добавочной силой для близи +3,0 дптр) и трифокальной ИОЛ (Fine Vision) в мезопических условиях освещенности (Jonker S.M., Bauer N.J., 2015)

Таким образом, исследование ПКЧ после имплантации МИОЛ позволяет оценить качество зрительных функций (пациенты приобретают способность к распознаванию мелких и низкоконтрастных деталей).

1.3. Современные аспекты мультифокальной коррекции

В наши дни доступны различные модели ИОЛ, отличающиеся конструкцией оптической части, материалом и дизайном гаптических элементов [47]. Среди характеристик ИОЛ отмечают такие как: фильтр голубого света, асферичность, торическая доступность, монофокальность, мультифокальность, которые непосредственно влияют на зрительное представление пациентов.

Монофокальные ИОЛ, наиболее часто используемые для коррекции пресбиопии, имеют только одну фокусную точку (обычно для дальней дистанции). Как результат, большинство пациентов после имплантации

монофокальных линз нуждаются в дополнительной очковой коррекции для выполнения заданий на ближней и промежуточной дистанциях.

Одним из перспективных направлений хирургической коррекции пресбиопии является имплантация мультифокальных интраокулярных линз (МИОЛ) [52, 53, 64, 173, 182, 192, 205]. Их современный дизайн обеспечивает высокое зрение на всех дистанциях путем предоставления нескольких фокусов одновременно. Многочисленные исследования показали, что МИОЛ сравнимы с монофокальными линзами по получаемым результатам ОЗ на дальней дистанции, однако, в отличие от монофокальных моделей, доказали свое преимущество на ближней дистанции, обеспечивая независимость от применения очков в послеоперационном периоде [76, 170, 191]. С точки зрения фокальности, МИОЛ классифицируются на бифокальные (2 фокусные точки) и трифокальные (3 фокусные точки).

МИОЛ могут быть как рефракционными, так и дифракционно-рефракционными. В первом случае мультифокальность обеспечивается за счет радиальной зависимости преломляющей силы линзы (посредством изменения кривизны или коэффициента преломления). Во втором – используется свойство самого явления дифракции давать несколько дифракционных максимумов [22]. Одно из первых клинических исследований по результатам имплантации МИОЛ проводилось в 1980-х годах по линзе, разработанной Allen L. Cohen, представляющей собой жесткую заднекамерную ИОЛ с пятью рефракционными зонами [79]. В России одна из первых МИОЛ «Градиол» была разработана коллективом авторов МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова совместно с «Репер-НН», Нижний Новгород [24, 28, 29, 45]. Основными недостатками при имплантации МИОЛ (при улучшении ОЗ) были следующие: зрачковая зависимость, снижение ПКЧ и ОЗ на промежуточных дистанциях. Современные модели МИОЛ, как правило, дифракционно-рефракционные.

В клинической практике часто использовались следующие бифокальные ИОЛ с дифракционно-рефракционной оптикой: AcrySof ReSTOR (Alcon, США), «МИОЛ-Аккорд» (Репер-НН, Россия), M-flex (Rayner, Великобритания).

Распределение световой энергии у AcrySof ReSTOR: ближнее расстояние – 25,5%, дальнее – 59%; у «МИОЛ-Аккорд»: ближнее расстояние – 50%, дальнее – 50%; у M-flex: ближнее расстояние – 35%, дальнее – 65%. Диаметр оптической части AcrySof ReSTOR, «МИОЛ-Аккорд» и M-flex составляет 6,0 мм (у одной из моделей M-flex – 5,75).

Эволюция МИОЛ AcrySof ReSTOR наблюдалась с 2005 года, когда изначально аддидация у линзы составляла +4,0 дптр, в 2007 году стала доступна ReSTOR Aspheric +4,0 дптр, в 2008 году применялась уже ReSTOR Aspheric с аддидацией +3,0 дптр, в 2010 году – ReSTOR Multifocal Toric, в 2012 году – ReSTOR Aspheric с добавочной силой +2,5 дптр. ReSTOR 2,5 дптр в сравнении с ReSTOR 3,0 дптр имела меньшую дифракционную часть, что способствовало увеличению энергии для дали и уменьшению энергии для близи, уменьшению высоты дифракционных ступеней и добавочной силы, сокращению числа ступеней и уменьшению диаметра дифракционной решетки. Центральная часть оптики ReSTOR +2,5 дптр обеспечивала зрение вдаль, в то время как центральная часть оптики ReSTOR +3,0 дптр отвечала за зрение на средних дистанциях. Свет, проходящий через центральную часть, представлял больше энергии для зрения вдаль, в то время как для обеспечения зрения вдаль центральная часть ReSTOR +3,0 дптр распределяла меньшее количество энергии света. Высота ступеней аподизированной дифракционной части ReSTOR +2,5 дптр была изменена с переносом большей части энергии света для обеспечения зрения вдаль. Рефракционная часть ReSTOR +2,5 дптр (2,6 мм) на 0,2 мм шире, чем у модели ReSTOR +3,0 дптр (2,4 мм). Диаметр оптики моделей ReSTOR +2,5 дптр, +3,0 дптр и +4,0 дптр составляет 6,0 мм.

Так как зрительная активность и работа на промежуточных дистанциях приобретают все большую значимость в современных условиях ежедневной жизни, бифокальные ИОЛ больше не являются наилучшим выбором для пациентов, прибегающих к катарактальной хирургии, что подтвердило проведенное в 2017 году сравнительное исследование Vilar C. с соавторами [193]. Было обследовано 20 пациентов (40 глаз) спустя 1 месяц после билатеральной

имплантации AcrySof IQ PanOptix и «смешанной» имплантации двух бифокальных ИОЛ с различной добавочной силой для близости: Acrysof IQ ReSTOR модель SV25T0 в доминантный глаз, и Acrysof IQ ReSTOR модель SN6AD1 во второй глаз. Некорригированная острота зрения (НКОЗ) вдаль и на промежуточном расстоянии была значительно лучше после имплантации трифокальной ИОЛ (ОЗ вдаль: $0,98 \pm 0,04$ против $0,83 \pm 0,05$; ОЗ на промежуточной дистанции: $0,72 \pm 0,05$ против $0,60 \pm 0,06$). В фотопических условиях с засветом и без него, ПКЧ в трифокальной группе была лучше на высоких пространственных частотах. В мезопических условиях без засвета не отмечалось статистически значимой разницы в показателях ПКЧ между группами. В условиях с засветом результаты смешанной группы были лучше на пространственных частотах 3, 6 и 12 цикл/град. На частоте 1,5 цикл/град показатели ПКЧ были лучше в трифокальной группе. Бинокулярные измерения кривой дефокусировки демонстрировали лучшие значения ОЗ на промежуточной дистанции (от -2 дптр до 0 и на -3,5 дптр) в трифокальной группе. Все исследуемые МИОЛ обеспечивали хорошее зрение на 40 см, 4 м и на 60 см со значительным преимуществом трифокальной группы на промежуточной дистанции и лучшей ПКЧ в фотопических условиях [193].

Таким образом, трифокальные ИОЛ обеспечивают повышение ОЗ на промежуточной дистанции после операции в сравнении с бифокальными линзами, что является преимуществом во многих повседневных видах активности, требующих хорошего зрения на промежуточном расстоянии в диапазоне от 60 до 80 см, таких как работа с компьютером, ноутбуком и портативными устройствами (мобильными телефонами, планшетами) [66, 99]. При использовании бифокальной оптики 18% энергии света теряется за счет рассеивания и 82% доходит до сетчатки. TFN дает лишь 12% потери светового потока с сохранением 88%. После имплантации трифокальных линз независимость от очков после операции наблюдается в 80 % в сравнении с 50 % при коррекции афакии бифокальными ИОЛ [124].

Первые имплантации трифокальных ИОЛ были выполнены отечественными учеными, разработавшими дифракционно-рефракционную линзу модели Рекорд-3 (Репер-НН, Россия). Результаты были представлены на материале 23 пациентов (23 глаз), оперированных по поводу катаракты в Чебоксарском филиале ФГУ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова». В срок наблюдения до 6 месяцев после операции наилучшую ОЗ вблизи (1,0) отмечали на расстоянии 20 см. На дистанции 33 см ОЗ составила 0,6-0,7; на 50 см – 0,4-0,5; а на 70 см – 0,3-0,4. ПКЧ в скотопических и фотопических условиях соответствовала норме, однако в мезопических условиях отмечалось её незначительное снижение на высоких частотах. Все пациенты, в той или иной мере, предъявляли жалобы на повышенную чувствительность к слепящим источникам света в темное время суток [33].

Дифракционные трифокальные ИОЛ способны плавно распределять световую энергию между тремя различными фокусами (дальним, промежуточным и ближним) [133, 140, 143]. Данная технология отличается у различных производителей ИОЛ. Fine Vision Micro F и AT LISA tri 839 MP были первыми зарубежными трифокальными ИОЛ и имели промежуточный фокус на 80 см.

Модель производства фирмы PhysIOL (Франция, Бельгия) – Fine Vision Micro F с вариантом для имплантации через разрез 1,8 мм. В 2010 году группа авторов в составе Gatinel D., Houbrechts Y., Pagnouille C. получила первый международный патент на конструкцию рефракционно-дифракционной оптики трифокальной ИОЛ [98]. Добавочный оптический компонент для близи составляет +3,5 дптр и для средней дистанции +1,75 дптр. Моноблочная, с УФ-фильтром и фильтром синего цвета, гидрофильная, полностью дифракционная трифокальная ИОЛ, имеющая ближний фокус на 40 см и промежуточный – на 80 см. Трифокальность линзы обеспечивается благодаря комбинации двух дифракционных профилей. В целом, 86% световой энергии передается на сетчатку. Диаметр оптической части линзы составляет 6,15 мм. Распределение световой энергии: ближнее расстояние – 34%, дальнее – 49%,

среднее – 17%; у «МИОЛ-Рекорд»: ближнее расстояние – 25%, дальнее – 50%, среднее – 25%.

Существует и другая трифокальная асферическая дифракционная ИОЛ, представленная в 2017 году – модель Fine Vision HP (PhysIOL), отличающаяся гидрофобным материалом. Моноблочная ИОЛ доступна в диапазоне от +10,0 до 35,0 дптр (с шагом 0,5 дптр).

По результатам ряда теоретических и экспериментальных исследований на оптической скамье, было обнаружено, что МИОЛ Fine Vision имеет предпосылки к обеспечению в клинической практике высокого качества зрения на промежуточной дистанции, вдаль и вблизи в фотопических условиях и хорошей ОЗ в мезопических условиях без усиления световых феноменов [98].

Модель AT LISA tri 839 MP (Carl Zeiss Meditec, Jena, Germany), впервые представленная на рынке в 2012 году, имеет дополнительный фокус, обеспечивающий зрение на расстоянии 80 см, соответствующем промежуточной дистанции (добавочная сила для близи у данной линзы равна +3,33 дптр, для промежуточного расстояния +1,66 дптр). Также имеется модель с торическим компонентом с целью коррекции астигматизма – AT LISA tri toric 939 MP.

Не менее известна AcrySof IQ PanOptix модель TFNT00, Alcon Laboratories, США (добавочная сила для близи составляет +3,25 дптр, а для промежуточной дистанции +2,17 дптр) – цельная асферическая гидрофобная неаподизированная трифокальная ИОЛ для коррекции пресбиопии, впервые представленная на рынке в Европе в 2015 году, использует оптическую технологию ENhanced LIGHT ENergy (ENLIGHTEN; Alcon Laboratories, США). Данная технология обеспечивает высокое (88%) использование световой энергии, низкую зависимость от размера зрачка во всех световых условиях и более комфортный диапазон зрения на ближней и промежуточной дистанциях в сравнении с традиционными трифокальными ИОЛ. В отличие от других известных трифокальных ИОЛ, имеющих промежуточный фокус на 80 см (например, Fine Vision Micro F и AT LISA tri 839 MP), ИОЛ AcrySof IQ PanOptix была разработана с фокусом на промежуточной дистанции 60 см (длина руки) – более естественной

и комфортной дистанции для выполнения функциональных заданий при работе с компьютером, ноутбуком, планшетом, мобильным телефоном и пр. Исследования 2016 года Carson D. [72] на оптической скамье подтвердили, что последняя конструкция способна обеспечить более комфортное зрение для пациентов, активно пользующихся современными портативными устройствами. Также имеется модель с возможностью коррекции астигматизма – AcrySof IQ PanOptix toric. Более подробно характеристики данных двух линз (AT LISA tri 839 MP и AcrySof IQ PanOptix) представлены в таблице 2 в разделе данной диссертационной работы «Материалы и методы».

Отечественная трифокальная линза представлена моделью «МИОЛ-Рекорд» (ООО «Репер-НН», Нижний Новгород) с рефракционно-дифракционной оптикой и УФ-фильтром из гидрофобного акрила. Аддидация для ближней дистанции +5,0 дптр, для средней дистанции + 2,5 дптр. Диаметр оптической части линзы составляет 6,0 мм.

В исследовании Leyland M., Pringle E. 2006 года [134] сообщалось, что риск возникновения фотопсихических феноменов в 3,5 раза больше после имплантации МИОЛ в сравнении с монофокальными линзами. Однако несмотря на то, что МИОЛ наиболее часто ассоциируют с проявлением световых феноменов в раннем послеоперационном периоде в сравнении с монофокальными линзами, трифокальные ИОЛ показывают лучшие результаты, чем бифокальные линзы [164, 170].

Еще одно направление в дизайне ИОЛ основано на расширении диапазона зрения путем использования имплантатов, снабженных непрерывным или удлиненным фокусом. ИОЛ нового поколения с увеличенной глубиной фокуса (EDOF), используя дифракционную оптику, удлиняют единственную фокусную точку на некоторое расстояние, обеспечивая тем самым лучшую ОЗ на промежуточной дистанции в сравнении с монофокальными линзами, показывают хорошие результаты ОЗ вдаль, однако не обеспечивают высокого зрения вблизи [77].

Так, Tecnis Symphony модель ZXR00 (Johnson and Johnson, США) – двояковыпуклая ИОЛ с УФ-фильтром, материалом которой служит гидрофобный акрил. Имеет переднюю асферическую поверхность и заднюю ахроматическую дифракционную поверхность для усиления восприятия контрастности и эшелетт дизайн, который позволяет продлевать диапазон фокуса света. Ахроматическая поверхность направлена на коррекцию хроматических роговичных aberrаций. ИОЛ имеет общий диаметр 13,0 мм с оптической зоной 6,0 мм. Является первой ИОЛ с непрерывным или удлиненным фокусом (Extended Depth of Focus, EDOF), апробированной в США в 2016 году.

В дополнение к быстрой и полной зрительной реабилитации после катарактальной хирургии, значимым фактором, стимулирующим ожидания пациентов, является мотивация к достижению очковой независимости в соответствии с изменением образа жизни и профессиональными потребностями.

1.3.1. Факторы, влияющие на качество зрения в послеоперационном периоде

По некоторым данным литературы [8, 85, 138, 204], причинами неудовлетворенности пациентов полученными результатами мультифокальной коррекции могут быть остаточная аметропия или астигматизм, отсутствие четкого зрения на различных дистанциях, снижение ПКЧ, помутнение задней капсулы хрусталика, явления фотопсии, выраженный синдром «сухого глаза», неоправданные ожидания.

Качество зрения и удовлетворенность пациента после операции зависит от следующих факторов: диаметр зрачка, нейроадаптация, ПКЧ, ОЗ вдали, вблизи и на промежуточных дистанциях, послеоперационный астигматизм, прозрачность задней капсулы, положение ИОЛ в хрусталиковой сумке [8, 120].

Многие МИОЛ зависимы от диаметра зрачка ввиду особенностей их конструкции: при уменьшении размера зрачка до диаметра центральной части линзы в условиях яркого освещения ее периферическая часть находится за радужкой, и мультифокальные свойства сводятся на нет. Рефракционно-

дифракционные ИОЛ менее зависимы от размера зрачка за счет особенностей нанесения дифракционного профиля на поверхность оптической части ИОЛ [16]. Однако слишком большой диаметр зрачка может привести к расфокусировке изображения и снижению ПКЧ. Согласно некоторым исследованиям [61, 118] диаметр зрачка должен быть не менее 3,4 мм для успешного функционирования МИОЛ, подразумевающего высокую ОЗ вблизи при хорошей контрастной чувствительности. Однако часть авторов отмечают хорошие функциональные результаты при диаметре зрачка 2,4 мм и меньше, что связано с рефракционно-дифракционным строением оптической части линзы.

Нейроадаптация зависит от полученной ОЗ на разных дистанциях, ПКЧ, состояния ЦНС, степени бифокального функционирования [163].

Наличие астигматизма более одной диоптрии после имплантации рефракционно-дифракционных МИОЛ негативно сказывается на ОЗ и требует дополнительной коррекции [105]. Для профилактики индукции астигматизма при хирургии катаракты основной туннельный разрез следует производить по наиболее сильному меридиану, при этом избегая носовой стороны [14]. Выполнение туннельных разрезов в катарактальной хирургии является обязательным условием для имплантации МИОЛ, так как установлено, что указанные доступы вызывают малый индуцированный астигматизм [73]. Использование фемтосекундного лазера позволяет получать роговичные разрезы любой конфигурации с высокой точностью параметров с минимальным влиянием на преломляющую силу роговицы [30].

По данным Балашевича Л.И. 2008 года [1], частота помутнения задней капсулы хрусталика, требующая оперативного вмешательства, составляет от 10 до 50 %. К профилактике помутнения задней капсулы хрусталика относятся хирургические методики (разрушение зон роста хрусталиковых волокон в экваториальной зоне, полировка задней капсулы, первичный задний капсулорексис [5]) и конструктивные особенности ИОЛ. Даже незначительное помутнение задней капсулы может привести к снижению ПКЧ, а также может потребовать проведения YAG-лазерной дисцизии задней капсулы.

Качество зрения пациентов во многом зависит от положения МИОЛ в капсульном мешке, и даже незначительная децентрация линзы может привести к негативным результатам хирургического лечения катаракты [106]. При наличии патологии связочного аппарата перед имплантацией МИОЛ необходимо провести ультразвуковую биомикроскопию для определения сохранности цинновой связки. В случае выраженного дефекта связочного аппарата следует отказаться от имплантации МИОЛ. Важную роль играет передний капсулорексис, диаметр которого 5,5 мм предпочтительнее диаметра 6 мм, так как при этом риск децентрации ИОЛ сводится к минимуму. Выполнение заданных точных размеров возможно с применением современных технологий, а именно фемтосекундного лазера в катарактальной хирургии [17, 31, 185].

Имплантация мультифокальных ИОЛ в различных комбинациях, а именно трифокальная ИОЛ на одном глазу и бифокальная ИОЛ на парном глазу [55], комбинация бифокальных ИОЛ с различной аддидацией [194] показывает хорошие результаты. Двухсторонняя имплантация бифокальных или трифокальных ИОЛ также обеспечивает высокую удовлетворенность пациентов и хорошие зрительные функции [43, 44, 193].

В настоящее время рекомендован индивидуальный подход к каждому пациенту с суммарной оценкой всего комплекса предоперационного обследования и беседы с больным, в том числе с подробным выяснением его/ее профессии, рода деятельности и предупреждением в ходе предоперационного консультирования о «феномене нейроадаптации» в течение года после операции (как правило, первые 6-7 месяцев), возможности проявления оптических феноменов с их последующим уменьшением или исчезновением со временем.

1.3.2. Результаты экспериментальных и клинических исследований мультифокальных интраокулярных линз

На сегодняшний день в зарубежной и отечественной литературе опубликовано несколько экспериментальных и клинических исследований по оценке различных вариантов мультифокальных ИОЛ.

Экспериментальные исследования

Carson D. с соавт. в 2016 году [72] провели экспериментальное сравнительное исследование с использованием оптической скамьи трех МИОЛ: AcrySof IQ PanOptix (Alcon, США), AT LISA tri 839 MP (Carl Zeiss Meditec, Германия) и Fine Vision Micro F (PhysIOL, Франция, Бельгия). ПКЧ была оценена с помощью измерений функции передачи модуляции (ФПМ). Для AcrySof IQ PanOptix и каждой трифокальной ИОЛ кривая ФПМ показала 3 средних пика, соответствующих дальнему, промежуточному и ближнему фокусам. У AcrySof IQ PanOptix отмечались более высокие показатели ФПМ на дальнем и промежуточном фокусах в сравнении с другими исследуемыми трифокальными ИОЛ, тогда как значения ближнего фокуса были самыми высокими у AT LISA tri 839 MP. Качество изображения у AcrySof IQ PanOptix было сравнимо с AT LISA tri 839 MP и FineVision на дальнем и ближнем фокусах, но контрастное изображение на промежуточном фокусе 60 см было значительно лучше у AcrySof IQ PanOptix в сравнении с AT LISA tri 839 MP и FineVision. Этот результат был ожидаемым, поскольку по замыслу, промежуточный фокус для AT LISA tri 839 MP и FineVision был на 80 см. Результаты, полученные с помощью таблиц ETDRS, также подтвердили, что AcrySof IQ PanOptix показывала лучшее разрешение изображения на 60 см, чем две трифокальные ИОЛ, обеспечивающие аналогичное разрешение изображения на 80 см. Текстовая строка 20/40 по Снеллену (0,5 по десятичной шкале; 0,3 LogMAR) была читаема у AcrySof IQ PanOptix с дистанции от 80 см до 40 см. Самая лучшая фокусная точка вблизи была на 42 см для AcrySof IQ PanOptix и на 40 см для AT LISA tri 839 MP и FineVision. Измеренная на оптической скамье интенсивность проявления ореолов

была относительно выше у AT LISA tri 839 MP в сравнении с двумя другими ИОЛ.

В результате проведенных исследований было выявлено, что линза AcrySof IQ PanOptix показала сопоставимое или лучшее качество изображения, хорошую разрешающую способность и меньшую степень выраженности световых явлений в сравнении с AT LISA tri 839 MP и FineVision. Исследователи предположили, что AcrySof IQ PanOptix должна обеспечивать в клинической практике лучшую ОЗ на промежуточной дистанции 60 см, оптимальной для работы за компьютером [72].

Сравнительных исследований с использованием оптической скамьи для ИОЛ AcrySof IQ PanOptix (Alcon, США) и Tecnis Symphony (Johnson and Johnson, США) нет в литературе. Однако имеется работа «in vitro» Esteve-Taboada J.J. 2015 года [90] с применением оптической скамьи, сравнивающая оптическое качество Tecnis Symphony с AT LISA tri 839 MP и Fine Vision. В отличие от трифокальных ИОЛ, кривая ФПМ у Tecnis Symphony продемонстрировала только два пика, соответствующих зрению вдаль и на промежуточной дистанции, характерных для бифокального дизайна. Обе трифокальные линзы показали лучшее оптическое качество вдаль и вблизи, в то время как Tecnis Symphony имела преимущество на промежуточной дистанции (самая высокая ФПМ на -2,00 дптр и на -2,50 дптр). Все ИОЛ показали сравнимую ФПМ на -1,50 дптр и -3,00 дптр. Кроме того, распределение энергии было ассиметрично для обеих трифокальных ИОЛ и более выражено у Fine Vision в сравнении с AT LISA tri 839 MP; Tecnis Symphony показала симметричное распределение энергии.

Lee S. в 2016 году провел сравнение двух МИОЛ: AcrySof IQ PanOptix (Alcon, США) и AcrySof IQ ReSTOR (Alcon, США) с добавочной силой для близи +3,0 дптр [131]. Лабораторное исследование с использованием оптической скамьи показало, что трифокальная ИОЛ имеет сопоставимые с бифокальной ИОЛ разрешающую способность и качество изображения на дальней и ближней дистанциях, а также превосходящие разрешающую способность и качество изображения на промежуточном расстоянии. Отмечены большая степень

выраженности световых явлений с трифокальной ИОЛ в сравнении с бифокальной [131]. Таким образом, AcrySof IQ PanOptix обеспечивает снижение зрачковой зависимости и повышение ОЗ на промежуточных дистанциях.

Экспериментальные исследования требуют подтверждения в клинической практике.

Для удобства сопоставления результатов, полученных зарубежными и отечественными авторами с полученными нами показателями, значения ОЗ по системе LogMAR были конвертированы в десятичные.

Несравнительные исследования

Клинические результаты с AcrySof IQ PanOptix (Alcon, США)

Первые операции по имплантации AcrySof IQ PanOptix в целом подтвердили предшествующие экспериментально-теоретические разработки.

Так, впервые Kohnen T. в 2015 году опубликовал клинические данные четырех пациентов, которым он имплантировал AcrySof IQ PanOptix [121, 122]. В сроки от 1 суток до 1 недели после операции все пациенты сообщали в высоком качестве зрения и уровне субъективной удовлетворенности. Показатели ПКЧ на дальней дистанции были сопоставимы с монофокальными сферическими ИОЛ и немного уступали результатам, полученным при использовании асферических ИОЛ.

В 2017 году Kohnen T. с соавт. оценили зрительные результаты (с помощью таблиц ETDRS со шкалой LogMAR/LogRAD) уже у 27 пациентов (54 глаза) спустя 3 месяца после билатеральной имплантации AcrySof IQ PanOptix [123].

В целом, у 87% и 96% глаз была получена монокулярно измеренная НКОЗ на дальней дистанции $\leq 0,8$ и $\leq 0,63$ соответственно. Также, у 85% и 91% глаз была отмечена монокулярно измеренная НКОЗ на ближней дистанции $\leq 0,8$ и $\leq 0,63$ соответственно; у 50% глаз была достигнута НКОЗ вблизи не менее 1,00. Всего, у 83% и 94% глаз была продемонстрирована НКОЗ на промежуточной дистанции не менее 0,63 на 80 см и 60 см. Средний сферозэквивалент после операции составил $-0,04 \pm 0,321$ дптр. Бинокулярно ОЗ составила на 4 м: $1,00 \pm 0,094$, на 80 см: $0,81 \pm 0,107$, на 60 см: $1,00 \pm 0,111$, на 40 см: $0,98 \pm 0,087$. Кривая дефокусировки

демонстрировала пики с наилучшей ОЗ на 0,00 дптр на расстоянии 4 м, и на -2,00 дптр на расстоянии 50 см как монокулярно (1,12 и 0,98), так и бинокулярно (1,17 и 1,05). Средние значения ПКЧ, измеренной с помощью тестовой системы Франкфурт-Фрайбург, в фотопических, мезопических условиях без засвета и мезопических условиях с засветом составили $1,55 \pm 0,35$, $0,91 \pm 0,26$ и $0,86 \pm 0,26$ log Weber (логарифмические ед. изм.) соответственно. После операции отмечалась хорошая ОЗ на всех дистанциях, в частности на промежуточном расстоянии ($>0,8$) с наилучшей ОЗ на 60 см, а также очковая независимость и высокая степень удовлетворенности пациентов качеством зрения. Kohnen T. с соавторами использовали опросник качества зрения (включающий 19 наименований) для оценки результатов, сообщаемых пациентами, о наличии зрительных нарушений и изменения образа жизни, выбора ИОЛ и очковой независимости. В итоге полная очковая независимость была достигнута у 96% пациентов, и только один пациент из 27 сообщил о применении очков для дали в послеоперационном периоде. В целом, 93% пациентов сообщили о наличии оптических феноменов (из них 89% ореолов, 11% бликов, 4% двоения и искажения изображений). Несмотря на то, что на дальней дистанции процент проявления ореолов был высок, эти световые феномены субъективно не беспокоили пациентов. 81% больных сообщили, что они бы выбрали ту же самую ИОЛ снова и рекомендовали бы ее другим. Средний показатель качества НКОЗ составил $2,1 \pm 0,54$ балла для активности на дальних дистанциях (таких как вождение автомобиля, просмотр телевизора, посещение театров) и $1,8 \pm 0,10$ балла для работы вблизи и на промежуточном расстоянии (приготовление пищи, работа за компьютером, игра на музыкальных инструментах, чтение газет), где 1 балл означает «хорошо» и 6 баллов означает «плохо» [123].

Garcia-Perez J. с соавторами в 2017 году опубликовали результаты имплантаций AcrySof IQ PanOptix 58 пациентам (116 глаз) [97]. Через 1 месяц после операции средняя НКОЗ вдаль бинокулярно в фотопических и мезопических условиях после операции составила 0,93, вблизи 0,95, и на

промежуточной дистанции 0,76. Исследователи отметили высокие показатели ПКЧ при фотопических и мезопических условиях.

Монокулярно кривые дефокусировки показали, что ОЗ выше 0,63 сохранялась между -2,50 и +0,50 дптр. Анкетирование проводилось с использованием Catquest 9-SF. 25,9% пациентов сообщали о трудностях во время вождения автомобиля в сумеречных условиях, 32,8% пациентов отмечали ореолы, а также у 10,3% больных наблюдались блики. 2 пациента (3,4%) не были удовлетворены качеством зрения в послеоперационном периоде. А 3 пациента (5,1%) нуждались в дополнительной очковой коррекции для определенных видов активностей. 94,8% пациентов не нуждались в применении очков в послеоперационном периоде. Был зафиксирован один случай помутнения задней капсулы с последующим проведением Nd: YAG-лазерной капсулотомии [97].

Lawless M. с соавторами в 2017 году опубликовали результаты 66 имплантаций AcrySof IQ PanOptix 33 пациентам [130]. НКОЗ 0,5 была достигнута всеми пациентами на дальней и ближней дистанциях и 88,9% пациентов на промежуточной дистанции. В срок 2 месяца после операции у 78,8% пациентов средняя НКОЗ вдаль составила $0,98 \pm 0,10$, у 85,2% пациентов средняя НКОЗ вблизи была $0,78 \pm 0,04$, на промежуточной дистанции: $0,50 \pm 0,14$. Средний сферозэквивалент после операции составил $-0,08 \pm 0,25$ дптр. 100% пациентов получили сферозэквивалент $\pm 0,5$ дптр от рефракции цели, у 65% пациентов: $\pm 0,25$ дптр. У 5 пациентов (15%) в раннем послеоперационном периоде отмечали умеренные жалобы на наличие ореолов, которые уменьшались в срок от 4 недель до 3 месяцев после операции [130].

В 2018 году Alio J. L. с соавторами оценили клинические и зрительные результаты, качество зрения вблизи и свойства интраокулярной оптики у 26 пациентов (52 глаза) после билатеральной имплантации AcrySof IQ PanOptix спустя 6 месяцев после операции [54]. НКОЗ и КОЗ вдаль, НКОЗ вблизи улучшились после операции ($p \leq 0,02$). КОЗ вблизи составила $0,74 \pm 0,10$, $0,74 \pm 0,13$ и $0,74 \pm 0,08$ в сроки 1, 3 и 6 месяцев после операции соответственно, $p = 0,82$. НКОЗ на промежуточном расстоянии составила $0,76 \pm 0,16$, $0,74 \pm 0,14$ и $0,76 \pm 0,13$;

КОЗ – $0,81 \pm 0,13$, $0,74 \pm 0,15$ и $0,76 \pm 0,12$ в сроки 1, 3 и 6 месяцев после операции соответственно. Кривая дефокусировки демонстрировала ОЗ, равную или большую 0,5 в диапазоне от 0,5 до -3,0 дптр. ПКЧ, измеренная спустя 3 месяца после операции с помощью таблицы Pelli-Robson, составила $1,58 \pm 0,18$ (монокулярно) и $1,86 \pm 0,15$ (бинокулярно) Log Units (логарифмические ед. изм.). Послеоперационные показатели искажения света снижались в бинокулярных условиях. Результаты проведенного анкетирования (Rasch scores) показали значительное улучшение ОЗ вблизи спустя 3 месяца после операции ($p < 0,01$). Авторы сделали выводы, что исследуемая ИОЛ способна восстанавливать зрительные функции пациентов до приемлемых показателей ОЗ вблизи и на промежуточной дистанции после операции, хорошей ПКЧ на фоне повышения зрительной активности вблизи (по результатам анкетирования) [54].

Клинические результаты с AT Lisa tri 839 MP (Carl Zeiss Meditec, Германия)

В 2014 году Mojzis P. с соавторами оценили рефракционные и зрительные результаты у 30 пациентов (60 глаз) спустя 6 месяцев после имплантации AT Lisa tri 839 MP [147]. Было отмечено значительное улучшение НКОЗ (вдали $1,07 \pm 0,09$, вблизи $0,63 \pm 0,12$, и на промежуточной дистанции $0,83 \pm 0,10$), КОЗ (вдали $1,12 \pm 0,08$, вблизи $0,74 \pm 0,10$, и на промежуточной дистанции $0,87 \pm 0,11$), а также ОЗ на промежуточном расстоянии с коррекцией для дали ($0,83 \pm 0,10$) и вблизи с коррекцией для дали ($0,68 \pm 0,11$). Наблюдалось незначительное, но статистически значимое повышение ПКЧ в динамике (от 1 месяца до 6 месяцев после операции). Самые высокие показатели ПКЧ были получены на средних (6 цикл/град) пространственных частотах ($p < 0,001$). Послеоперационный рефракционный статус был в диапазоне от +1,00 до -1,00 дптр [147].

В 2016 году Kohnen T. с соавторами изучили зрительные и рефракционные результаты у 27 пациентов (54 глаза) через 3 месяца после билатеральной имплантации AT Lisa tri 839 MP [122]. Среднее значение сферозэквивалента было $0,05 \pm 0,32$ дптр. Бинокулярно НКОЗ на дальней дистанции 4 м составила $1,25 \pm 0,10$, на промежуточной дистанции 80 см: $1,00 \pm 0,10$, на ближней дистанции

40 см: $1,00 \pm 0,10$. Несмотря на наличие некоторых оптических феноменов, 92% пациентов сообщили, что выбрали бы ту же самую ИОЛ снова [122].

Сравнительные исследования

Сравнительный клинический анализ различных моделей МИОЛ для выбора наиболее оптимальной конструкции представляет собой несомненный практический интерес.

Отечественные авторы Бойко Э.В., Винницкий Д.А. в 2018 году провели сравнение зрительной реабилитации с применением трифокальных и бифокальных ИОЛ (обзор литературы) [8]. В работе подчеркнуто, что по сравнению с трифокальными, бифокальные ИОЛ менее требовательны к диаметру зрачка и имеют лучшие показатели ПКЧ, с другой стороны – уступают по ОЗ на промежуточных расстояниях. Исследователями было отмечено, что ряд оптических феноменов (дисфотопсия, ослепляемость ярким светом, сниженная ПКЧ), которые характерны для всех МИОЛ дифракционно-рефракционного типа, наблюдались чаще при коррекции афакии трифокальными ИОЛ [8].

AcrySof IQ PanOptix (Alcon, США) и Fine Vision (PhysIOL, Франция, Бельгия)

В 2017 году Gundersen K. G. и Potvin R. провели сравнительное исследование ОЗ и субъективной удовлетворенности качеством зрения после бинокулярной имплантации FineVision и AcrySof IQ PanOptix (30 пациентов в каждой группе) в сроки от 6 месяцев до 2 лет после операции [103]. Бинокулярно НКОЗ и КОЗ на 60 см была существенно лучше после имплантации AcrySof IQ PanOptix ($p < 0,01$) без существенной разницы в показателях на других дистанциях. Предпочтительные дистанции для чтения варьировали между 42 и 43 см для обеих ИОЛ с небольшим преимуществом AcrySof IQ PanOptix ($p = 0,04$). Не отмечалось статистически значимых различий между МИОЛ по отношению к низкоконтрастной ОЗ ($p = 0,01$) и к качеству зрения, измеренному в баллах с помощью анкетирования ($p > 0,3$). Обе трифокальные линзы обеспечили отличное зрение на всех дистанциях с преимуществом AcrySof IQ PanOptix на 60 см, что может иметь значение для пользователей гаджетов, планшетов и других портативных устройств.

Средний балл субъективной удовлетворенности качеством зрения (Rasch scores) был лучше в группе AcrySof IQ PanOptix в сравнении с FineVision, хотя статистически значимой разницы обнаружено не было. Частота проявления ореолов (от незначительной до умеренной степени выраженности) в послеоперационном периоде составляла 60% в каждой группе. Однако только 3 пациента после имплантации FineVision и 1 пациент после имплантации AcrySof IQ PanOptix отмечали, что ореолы их беспокоили, тогда как на других пациентов они не оказывали негативного влияния [103].

AT Lisa tri 839 MP (Carl Zeiss Meditec, Германия) и

Fine Vision Micro F (PhysIOL, Франция, Бельгия)

В 2015 году Marques E.F., Ferreira T.B. опубликовали результаты билатеральной имплантации трифокальных ИОЛ Fine Vision Micro F (+1,75 дптр/+3,50 дптр; PhysIOL – группа 1) и AT LISA tri 839 MP (+1,66 дптр/+3,33 дптр; Carl Zeiss – группа 2) [139]. Каждая выборка состояла из 15 пациентов (30 глаз). В результате проведенных исследований в срок 3 месяца после операции средняя НКОЗ вдаль составила $0,93 \pm 0,08$ (группа 1) и $0,83 \pm 0,12$ (группа 2); на промежуточной дистанции $0,81 \pm 0,13$ (группа 1) и $0,72 \pm 0,09$ (группа 2); вблизи $0,91 \pm 0,09$ (группа 1) и $0,60 \pm 0,07$ (группа 2), следовательно, отмечалось преимущество по ОЗ на всех трех дистанциях в группе Fine Vision в сравнении с AT Lisa tri 839 MP. Сферический эквивалент составил $-0,25 \pm 0,30$ дптр (группа 1) и $-0,02 \pm 0,39$ дптр (группа 2). Исследователи не отметили значительной разницы в показателях ПКЧ или степени выраженности световых феноменов между двумя вышеперечисленными группами [139].

AcrySof IQ PanOptix (Alcon, США) и

AT Lisa tri 839 MP (Carl Zeiss Meditec, Германия)

В 2018 году Lapid-Gortzak L., Martines A. провели мультицентровое сравнительное исследование после имплантации AcrySof IQ PanOptix (n=93) и AT Lisa tri 839 MP (n=89) [129]. В группе AcrySof IQ PanOptix была отмечена значительно лучшая бинокулярно измеренная НКОЗ на промежуточной дистанции 60 см ($p < 0,002$) и вблизи на 40 см ($p < 0,003$) в сравнении с AT Lisa tri

839 MP. На кривой дефокусировки в группе AcrySof IQ PanOptix была получена средняя ОЗ 0,8 и выше в диапазоне от +0,50 до -2,50 дптр, которая была выше средней ОЗ группы AT Lisa tri 839 MP в диапазоне от -1,50 до -2,50 дптр. Обе МИОЛ продемонстрировали одинаковую ПКЧ в фотопических и мезопических условиях с засветом и без него. Субъективная удовлетворенность пациентов качеством зрения была >95% в обеих группах в срок 6 месяцев после операции. Незначительные ореолы и блики были отмечены несколькими пациентами в обеих группах в срок от 1 до 2 недель после имплантации, впоследствии они были разрешены без дополнительного вмешательства [129].

В отечественном исследовании Беликовой Е.И. и Борзых В.А. 2018 году также оценивалось качество зрения пациентов после имплантации современных моделей трифокальных ИОЛ: AcrySof IQ PanOptix (n=32) и AT Lisa tri 839 MP (n=38) [3]. Хотя авторы не ставили перед собой первостепенной задачи сравнить результаты ОЗ и комфорта пациентов в указанных группах (т.к. изначально не смогли провести рандомизированный отбор больных и обеспечить равноценные по предоперационным параметрам группы), тем не менее исследователи отмечали лучшую ОЗ после имплантации AcrySof IQ PanOptix в фотопических условиях вдаль ($0,88 \pm 0,20$ у AcrySof IQ PanOptix против $0,87 \pm 0,19$ у AT Lisa tri 839 MP) и на промежуточном расстоянии 60 см ($0,84 \pm 0,20$ у AcrySof IQ PanOptix против $0,78 \pm 0,18$ у AT Lisa tri 839 MP), однако на 80 см и вблизи на 35 см в группе AT Lisa tri 839 MP ($0,88 \pm 0,19$) наблюдалось преимущество над AcrySof IQ PanOptix ($0,87 \pm 0,20$). В мезопических условиях ОЗ превалировала в группе AcrySof IQ PanOptix на всех трех необходимых дистанциях. Опрос пациентов о наличии ореолов и засветов при вождении автомобиля в вечернее время выявил наличие данных жалоб у 45% больных в группе AcrySof IQ PanOptix и у 85% пациентов в группе AT Lisa tri 839 MP, что свидетельствует о наличии преимущества по субъективной удовлетворенности качеством зрения у пациентов с AcrySof IQ PanOptix. Также авторы отметили, что указанные оптические феномены не беспокоили людей. В работе сказано, что спустя 6 месяцев после операции наблюдалось улучшение НКОЗ на всех дистанциях в

обеих исследуемых группах. Так, бинокулярная ОЗ на дистанции 60-80 см к 6 месяцам после операции составила 1,0 у 100% в обеих группах [3].

**AcrySof IQ PanOptix (Alcon, США) и
Tecnis Symfony (Johnson and Johnson, США)**

В 2017 году de Medeiros A. L. с соавт. провели сравнительное исследование зрительных результатов и субъективной оценки качества зрения после билатеральной имплантации AcrySof IQ PanOptix (группа А) и «смешанной» имплантации Tecnis Symfony ZXR00 с Tecnis ZMB00 (группа В) [84]. Исследование проводилось на 20 пациентах (40 глазах) в период от 30 до 180 дней после хирургического вмешательства. После операции НКОЗ вдаль на 4 м составляла 0,98 и 1,25 ($p<0,01$); КОЗ вдаль 1,17 и 1,45 ($p<0,01$); НКОЗ на 60 см составила 0,72 и 0,63 ($p<0,01$); НКОЗ на 40 см 1,07 и 0,78 ($p<0,01$) в группах А и В соответственно. В работе Medeiros AL с соавт. в фотопических условиях с засветом и без него в группе В ПКЧ была лучше на низких пространственных частотах, на высоких частотах статистически значимой разницы между группами не было обнаружено. В мезопических условиях без засвета на пространственных частотах 1,5; 6 и 12 цикл/град результаты ПКЧ были лучше в группе Tecnis Symfony ($p<0,05$). Обе группы показали хорошее качество зрения на всех дистанциях с преимуществом показателей в группе В на кривой дефокуса. Результаты НКОЗ на промежуточной дистанции и вблизи были лучше в группе AcrySof IQ PanOptix [84].

Монасо G. с соавт. в 2017 году опубликовали результаты имплантаций трифокальной ИОЛ TFNTOO (AcrySof IQ PanOptix), МИОЛ ZXROO (Tecnis Symfony) и монофокальной ИОЛ AcrySof SN60WF (Alcon) в группе из 76 пациентов (152 глаза) [149].

В результате проведенных исследований в срок 4 месяца после операции AcrySof IQ PanOptix обеспечила лучшую ОЗ вблизи и на промежуточной дистанции в сравнении с Tecnis Symfony. ОЗ вдаль была сопоставима после имплантации мультифокальных и монофокальной ИОЛ. Средний балл субъективной удовлетворенности качеством зрения был выше (лучше) в группе

МИОЛ в сравнении с монофокальной линзой. Наиболее часто сообщаемыми световыми явлениями в послеоперационном периоде были ореолы незначительной и умеренной степени выраженности. 85% (AcrySof IQ PanOptix) и 70% (Tecnis Symfony) пациентов после операции получили полную очковую независимость. При этом 15% (n=3) пациентов в группе AcrySof IQ PanOptix и 25% (n=5) в группе Tecnis Symfony иногда применяли очки [149].

Группа авторов в составе Ruiz-Mesa R., Abengózar-Vela A. и Ruiz-Santos M. в 2018 году провели сравнительное исследование зрительных результатов 20 пациентов после имплантации AcrySof IQ PanOptix и 14 пациентов после имплантации Tecnis Symfony с расширенным диапазоном зрения (всего было обследовано 34 пациента, 68 глаз) [169]. После имплантации AcrySof IQ PanOptix и Tecnis Symfony КОЗ вдаль составляла соответственно: $1,07 \pm 0,03$ и $1,05 \pm 0,03$; КОЗ на 80 см: $0,87 \pm 0,06$ и $0,87 \pm 0,04$; на 60 см: $0,87 \pm 0,10$ и $0,89 \pm 0,04$; на 40 см: $0,91 \pm 0,06$ и $0,63 \pm 0,07$ ($p < 0,001$). В обеих группах исследователями были выявлены предпочтительные дистанции для чтения: $37,0 \pm 4,6$ и $38,9 \pm 5,7$ см соответственно. ОЗ на этих дистанциях была $0,81 \pm 0,08$ и $0,65 \pm 0,08$ ($p < 0,001$) соответственно. Кривая дефокуса свидетельствовала о более высокой ОЗ после имплантации AcrySof IQ PanOptix в диапазоне от $-2,0$ до $-4,0$ дптр ($p < 0,001$). Незначительные различия были найдены для ПКЧ, галометрии и аббераций высокого порядка между группами. Обе МИОЛ показали сравнимые зрительные результаты вдали и на промежуточной дистанции. Однако AcrySof IQ PanOptix обеспечила лучшую ОЗ вблизи и показала более широкий диапазон зрения, чем Tecnis Symfony. Данные галометрии показали аналогичное восприятие ореолов в обеих исследуемых группах после операции [169].

В 2018 году Escandón-García S. с соавторами провели сравнительное исследование зрительных результатов и оптических феноменов в период между первым и третьим месяцами после имплантации трифокальных ИОЛ AcrySof IQ PanOptix (7 пациентам) и Fine Vision (23 пациентам), а также Tecnis Symfony ZXR00 (15 пациентам) [89]. ОЗ оценивалась в диапазоне от $-3,0$ до $+1,0$ дптр по кривой дефокусировки. После имплантации трифокальных ИОЛ отмечались

лучшие показатели ОЗ на дистанциях 33 и 40 см по сравнению с Tecnis Symfony ($p < 0,05$). Тем не менее, после имплантации Tecnis Symfony показатели ОЗ были значительно лучше на расстоянии 1,0 м (0,76) по сравнению с 0,66 и 0,65 после имплантации Fine Vision и AcrySof IQ PanOptix соответственно, $p < 0,05$. После имплантации трех исследуемых ИОЛ отмечались аналогичные результаты на расстояниях 67 и 50 см ($p > 0,05$). ПКЧ в фотопических и скотопических условиях с засветом и без него была аналогична между тремя ИОЛ, однако в фотопических условиях на низких пространственных частотах (1,5 цикл/град) показатели были хуже после имплантации AcrySof IQ PanOptix по сравнению с другими ИОЛ ($p = 0,049$). Анкетирование выявило худшие зрительные результаты после имплантации Tecnis Symfony по сравнению с трифокальными ИОЛ. Дисфотопсия, измеренная на приборе Light Distortion Analyzer (анализаторе световых искажений), не снижалась в динамике после имплантации Tecnis Symfony по сравнению с трифокальными ИОЛ. Кроме того, световые явления были менее выражены в группе AcrySof IQ PanOptix в сравнении с другими двумя группами [89].

В 2018 году Mencucci R. с соавторами провели сравнительный анализ зрительных результатов у 60 пациентов (120 глаз) после билатеральной имплантации трех различных ИОЛ: Tecnis Symfony (40 глаз), трифокальных ИОЛ AcrySof IQ PanOptix (40 глаз) и AT Lisa tri 839 MP (40 глаз) спустя 3 месяца после операции [142]. Сферозэквивалент составлял: $-0,16 \pm 0,55$ дптр после имплантации AT Lisa tri 839 MP, $-0,13 \pm 0,61$ дптр после имплантации Tecnis Symfony и $-0,2 \pm 0,56$ дптр после имплантации AcrySof IQ PanOptix. Не наблюдалось статистически значимой разницы между группами относительно НКОЗ и КОЗ вдаль. У пациентов после имплантации Tecnis Symfony отмечались лучшие зрительные результаты на 80 см в мезопических условиях ($0,76 \pm 0,08$) по сравнению с трифокальными ИОЛ ($0,72 \pm 0,06$ AT Lisa tri 839 MP и $0,60 \pm 0,09$ AcrySof IQ PanOptix), в то же время AcrySof IQ PanOptix обеспечивала лучшую ОЗ на 60 см в сравнении с двумя другими линзами. В фотопических условиях AcrySof IQ PanOptix и AT Lisa tri 839 MP показали лучшие зрительные

результаты вблизи по сравнению с Tecnis Symfony, при этом показатели были относительно лучше после имплантации AcrySof IQ PanOptix в сравнении с AT Lisa tri 839 MP. Тем не менее последняя обеспечила лучшую ПКЧ в фотопических и мезопических условиях, чем другие ИОЛ. Не отмечалось значительной разницы между тремя моделями ИОЛ по отношению к навыкам чтения после операции. После имплантации трифокальных ИОЛ меньшему количеству пациентов была необходима очковая коррекция для близи в сравнении с Tecnis Symfony. Все ИОЛ обеспечили хорошие зрительные результаты, способность к чтению и очковую независимость после проведенных операций. Трифокальные ИОЛ показали лучшие результаты ОЗ вблизи, в то время как Tecnis Symfony обеспечивала лучшую ПКЧ. Ореолы (70%) и блики (50%) наиболее часто проявляли себя в качестве оптических феноменов после операции в каждой исследуемой группе. Степень их проявления варьировала от незначительной до умеренной, по крайней мере, данные световые явления не беспокоили пациентов. Большому количеству пациентов (87%) в группе Tecnis Symfony требовалась дополнительная очковая коррекция для близи в сравнении с группой AT Lisa tri 839 MP (33%) и AcrySof IQ PanOptix (17%) [142].

В 2018 году Cochener В. с соавторами провели сравнительную оценку двух дифракционных трифокальных ИОЛ AcrySof IQ PanOptix и Fine Vision, а также Tecnis Symfony (20 пациентов в каждой группе) спустя 6 месяцев после операции [78]. Не отмечалось статистически значимой разницы между группами при исследовании НКОЗ на 4 м как монокулярно ($p=0,717$), так и бинокулярно ($p=0,837$). НКОЗ на 40 см монокулярно и бинокулярно была статистически и значительно лучше после имплантации обеих трифокальных ИОЛ по сравнению с Tecnis Symfony ($p=0,002$). Не отмечалось значительных различий между группами при бинокулярном исследовании НКОЗ на 60 см. 90 % пациентов получили независимость от очковой коррекции после операции. ОЗ вблизи была значительно лучше после имплантации трифокальных ИОЛ по сравнению с Tecnis Symfony. ПКЧ была сопоставима среди трех групп ИОЛ, кроме того, отмечалось снижение ПКЧ в мезопических условиях. Зрительные жалобы в

ночное время, ореолы и блики наблюдались у <1% пациентов в каждой группе. Показатели очковой независимости в послеоперационном периоде были сопоставимы: 89%, 90% и 86% в группах AcrySof IQ PanOptix, Fine Vision и Tecnis Symphony соответственно [78].

В целом, AcrySof IQ PanOptix продемонстрировала значительно лучшую ОЗ вблизи на 40 см, чем Tecnis Symphony.

Проведенный обзор литературы показал, что в настоящее время наблюдается все более широкое внедрение мультифокальной оптики в офтальмологическую практику при одновременном возрастании требовательности пациентов к качеству безочкового зрения во всем диапазоне дистанций наблюдения. Это привело к существенному увеличению разнообразия предлагаемых МИОЛ за счет варьирования их параметров, материалов, способов специальной обработки. В связи с этим все более актуальной становится проблема сравнительной экспертной оценки качества и особенностей МИОЛ по функциональным показателям зрения после их имплантации, что необходимо для оптимального выбора МИОЛ в конкретных случаях. На сегодняшний день единой методики проведения такой экспертной оценки не существует. Очевидно, что эта методика должна быть комплексной, включающей как оценку объективных показателей зрения при разных дистанциях наблюдения, так и данные субъективной удовлетворенности пациентов результатами операции. В качестве подготовки к созданию такой комплексной методики в ходе данного диссертационного исследования разработан новый компьютеризированный метод оценки остроты зрения для разных расстояний наблюдения, и с его помощью проведены измерения остроты зрения пациентов после имплантации мультифокальных интраокулярных линз разного типа. Параллельно проведены сравнительные измерения пространственной контрастной чувствительности и получены оценки субъективной удовлетворенности пациентов качеством зрения на разных расстояниях.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

2.1. Общая характеристика материала исследования

Первоначальное клиническое исследование было проведено на 30 здоровых испытуемых (30 глаз) без офтальмопатологии и перенесенных оперативных вмешательств на глазах (группа контроля здоровых эметропов с сохранной аккомодацией). Средний возраст составил $28,00 \pm 2,99$ лет с диапазоном от 24 до 34 лет, медиана составила 28,00. Измерения проводили в монокулярных условиях наблюдения для левого и правого глаза, так что для анализа было получено по 30 значений для каждой дистанции.

Основное клиническое исследование базируется на анализе клинико-функциональных результатов операций (факоэмульсификации с имплантацией мультифокальной ИОЛ) у 90 пациентов (90 глаз) с катарактой различной степени зрелости. 3% пациентов имели плотность ядра хрусталика первой степени, у которых операция проводилась с рефракционной целью, у 67% пациентов наблюдалась катаракта второй степени, и у 30% пациентов – третьей степени (по классификации Emery J. и Little J., 1979).

Отбор пациентов проводили в ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Фёдорова» Минздрава России (Москва) в период с декабря 2016 года по декабрь 2019 года. Выбор хирургом определенной модели ИОЛ происходил случайным образом, но согласно критериям отбора (Приложение Б).

Критерии включения пациентов в клиническое исследование: наличие возрастной или осложненной аметропией катаракты и низкая острота зрения (менее 0,5 с коррекцией), связанная с развитием помутнений хрусталика; толщина роговицы в центральной оптической зоне не менее 500 мкм и не более 600 мкм и плотность эндотелиальных клеток выше 2300 кл/мм^2 ; желание видеть без очков на всех дистанциях; активно пользующиеся современными портативными устройствами (ноутбуками, гаджетами, планшетами), работающие

пациенты, нуждающиеся в высокой остроте зрения на различных дистанциях (вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии) в связи с соответствующими профессиями. В исследуемые группы входили пациенты с наличием физиологического астигматизма, не превышающего 0,5 дптр.

Вследствие чувствительности мультифокальной оптики к изменениям задней капсулы в послеоперационном периоде мы включали в данное исследование пациентов после проведения Nd: YAG-лазерной дисцизии фиброза задней капсулы хрусталика (если таковой имел место быть).

К критериям исключения относили сопутствующую патологию глазного яблока, в частности подвывих хрусталика, глаукому, патологию центрального отдела сетчатки, диабетическую ретинопатию, рубцы и помутнения роговицы, кератоконус, патологию эндотелия роговицы (дистрофию роговицы Фукса), амблиопию, псевдоэксфолиативный синдром с выраженным нарушением диафрагмальной функции зрачка и др. Исключали пациентов с тяжелым общесоматическим состоянием. Отсутствие полноты дооперационных данных обследования также относилось к критериям исключения.

Клинические группы исследования были сформированы в зависимости от моделей имплантируемых МИОЛ.

В 1-ю группу вошли 30 пациентов (30 глаз) после факоэмульсификации возрастной или осложненной аметропией катаракты с имплантацией AcrySof IQ PanOptix (TFN) (Alcon, США). Средний возраст составил 64,27 ($\pm 9,50$) года с диапазоном от 47 до 75 лет, медиана составила 69 лет (таблица 1).

Трифокальная AcrySof IQ PanOptix представляет собой моноблочную неаподизированную дифракционную ИОЛ, изготовленную из гидрофобного акрилата/метакрилата с ультрафиолетовым фильтром и фильтром синего света. Оптическая зона (6,0 мм) состоит из трифокальной области (4,5 мм) в центре с 15 дифракционными кольцами и внешним рефракционным ободком. ИОЛ обеспечивает непрерывный диапазон зрения на расстоянии 40-80 см с предпочтительной фокусной точкой на расстоянии 60 см. При использовании AcrySof IQ PanOptix 12% энергии света теряется за счет рассеивания и 88%

доходит до сетчатки. Для диаметра зрачка 3 мм процент распределения светового потока следующий: для дали – 50%, на среднем расстоянии – 25% и оставшиеся 25% – для близи. Аддидация в плоскости линзы для близи составляет +3,25 дптр, для среднего расстояния +2,17 дптр (таблица 2).

Во 2-ю группу вошли 30 пациентов (30 глаз) после факоэмульсификации возрастной или осложненной аметропией катаракты с имплантацией AT LISA tri 839 MP (TRI) (Carl Zeiss Meditec, Германия). Средний возраст составил 64,33 ($\pm 7,09$) года с диапазоном от 46 до 75 лет, медиана составила 64 года (таблица 1).

AT LISA tri 839 MP – асферическая дифракционная трифокальная интраокулярная линза, выполненная из гидрофильного акрила (с 25%-ным содержанием воды) с гидрофобным покрытием, снабжена УФ-фильтром. Дизайн оптики и гаптики имеет плоскостную монолитную форму. Общий диаметр ИОЛ – 11 мм, диаметр оптической части – 6 мм. Оптическая дифракционная часть представлена сочетанием центральной 4,34 мм трифокальной зоны и периферической бифокальной зоны до самого края линзы. За счет наличия 21 зоны дифракции данная модель имеет аддидацию для близи +3,33 дптр, а для промежуточной дистанции +1,66 дптр. Распределение светового потока: 50% для дали, 20% для среднего расстояния, 30% для зрения вблизи. Коэффициент пропускания света – 86% (таблица 2).

В 3-ю группу вошли 30 пациентов (30 глаз) после факоэмульсификации возрастной или осложненной аметропией катаракты с имплантацией AcrySof IQ ReSTOR (RES) (Alcon, США). Средний возраст составил 64,2 ($\pm 7,93$) года с диапазоном от 45 до 75 лет, медиана составила 66 лет (таблица 1).

AcrySof IQ ReSTOR с аддидацией +3,0 D (модель SN6AD1) имеет дифракционную часть диаметром 3,6 мм, которая занимает центральную оптическую зону и состоит из 9 аподизированных концентрических ступеней. Постепенное понижение высоты ступеней – аподизация – способствует плавному делению энергии светового потока при прохождении через центральную зону. При узком зрачке деление светового потока между дальним и ближним фокусами происходит поровну. Благодаря этому при фотопических параметрах

освещенности создаются хорошие условия для чтения при сохранении способности видеть вдаль. При расширении зрачка в условиях мезопического (сумеречного) освещения начинает работать периферическая часть линзы, не занятая дифракционной решеткой, смещая световой баланс на дальний фокус. При этом ИОЛ становится доминирующей для дали. Аподизация позволяет добиться плавного перехода от ближнего фокуса к дальнему и приспособиться к различным условиям освещенности. Для обеспечения работы на близком расстоянии ИОЛ имеет дополнительную оптическую силу +3,0 дптр, что соответствует 2,5 дптр в очковой плоскости. Наличие дополнительных +3,0 дптр позволяет пациентам читать и совершать мелкую зрительную работу на расстоянии 40 см и практически устраняет необходимость ношения очков для близи (таблица 2).

Результаты оценивали на сроках 3 и 12 месяцев после операции.

Различие по возрасту пациентов трех групп (с различными типами мультифокальных ИОЛ) было статистически не значимое ($p=0,998$), т.е. исследуемые группы были сопоставимы по возрасту (таблица 1).




Таблица 1 - Средние возрастные показатели пациентов с различными типами мультифокальных интраокулярных линз в сравнительном аспекте

МИОЛ	AcrySof IQ PanOptix (TFN) (n=30)	AT LISA tri 839 MP (TRI) (n=30)	AcrySof IQ ReSTOR (RES) (n=30)
средний возраст ± стандартное отклонение	64,27±9,50	64,33±7,09	64,20±7,93
min/max	47/75	46/75	45/75
медиана	69 лет	64 года	66 лет

Таблица 2 – Технические характеристики имплантированных МИОЛ

	AcrySof IQ PanOptix	AT LISA tri	AcrySof IQ ReSTOR
Модель	TFNT00	839 MP	SN6AD1
Компания производитель	Alcon, США	Carl Zeiss Meditec, Германия	Alcon, США
Материал линз	гидрофобный сополимер акрилата и метакрилата	гидрофильный акрил 25% с гидрофобной поверхностью	гидрофобный акрил
Оптическая технология	трифокальная рефракционно-дифракционная асферическая	трифокальная рефракционно-дифракционная асферическая	бифокальная дифракционно-рефракционная, аподизированная асферическая
Расположение дифракционной структуры	на передней поверхности ИОЛ	на задней поверхности ИОЛ	на передней поверхности ИОЛ
Наличие УФ-фильтра	есть	есть	есть
Число колец	15	21	9
Зоны	дифракционная зона 4,5 мм	4,35 мм трифокальная, далее бифокальные зоны	диаметр центральной зоны 0,86 мм, дифракционная зона 3,6 мм, рефракционная часть 2,4 мм
Диаметр оптической части линзы, мм	6,0	6,0	6,0
Общий диаметр ИОЛ, мм	13,0	11,0	13,0
Использование света	88% (при диаметре зрачка 3 мм)	85,7% (суммарно)	84,5%

Продолжение таблицы 2

	AcrySof IQ PanOptix	AT LISA tri 839 MP	AcrySof IQ ReSTOR
Распределение световой энергии	ближнее: 25%, среднее: 25%, дальнее: 50%	ближнее: 30%, среднее: 20%, дальнее: 50%	ближнее: 25,5% дальнее: 59,0%
Потеря светового потока	12%	14,3%	15,5%
Оптическая сила	от +6,0 до +30,0 дптр с шагом 0,5 дптр от +31,0 до +34,0 дптр с шагом 1,0 дптр	от 0 до +32 дптр с шагом 0,5 дптр	от 10,0 до 30,0 дптр с шагом 0,5 дптр от 31,0 до 34,0 дптр с шагом 1,0 дптр
Добавочная сила	+2,17 дптр для средней дистанции; +3,25 дптр для ближней дистанции	+1,66 дптр для средней дистанции; +3,33 дптр для ближней дистанции	+3,0 дптр для ближней дистанции
Расстояние четкого зрения, см, заявленное производителем	для близи 40, средняя дистанция 60	для близи 40, средняя дистанция 80	для близи 40
Торическая доступность	+	+	+
A-константа (УЗ)	119,1	118,6	118,9
Операционный разрез	2,0 мм	1,8-2,0 мм	2,0 мм
Изображение			

2.2. Клинико-функциональные методы исследования

При проведении комплекса клинико-функциональных исследований у пациентов тщательно собирали анамнез, данные о характере и времени возникновения жалоб на снижение зрения, переносимости очковой и контактной коррекции, информацию о профессии. Определяли наличие сопутствующих аллергических и общесоматических заболеваний, перенесенных травм и хирургических вмешательств на органе зрения. Проводили стандартные пред- и послеоперационные офтальмологические и специализированные диагностические исследования на базе поликлиники, лечебно-диагностического центра и отдела трансплантационной и оптико-реконструктивной хирургии переднего отрезка глазного яблока ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Фёдорова». Комплекс включал: автокерато- и рефрактометрию, оценку сферозэквивалента, тонометрию, периметрию, визометрию на различных дистанциях с помощью стандартного метода и ИКП, биомикроскопию, офтальмоскопию, кератопахиметрию и определение плотности эндотелиальных клеток, измерение рефракции роговицы, глубины передней камеры, осевой длины глаза оптическим (ИОЛ Мастер 500, Carl Zeiss, Германия) и ультразвуковым способом (А-сканирование), В-сканирование, спектральную оптическую когерентную томографию (ОКТ) сетчатки, измерение пространственной контрастной чувствительности в различных условиях освещенности и оценку субъективной удовлетворенности пациентов с использованием анкеты.

2.2.1. Стандартные методы исследования

Биомикроскопию осуществляли при помощи щелевых ламп «Carl Zeiss» (Германия). Первично оценивали состояние ресниц, век, тарзальной и бульбарной конъюнктивы, переднего и заднего отрезка глаза. При осмотре

роговицы отмечали отсутствие как центральных помутнений, так и патологии эндотелия роговицы. Оценивали глубину и равномерность передней камеры. Изучали состояние радужной оболочки, форму, размер и целостность пигментной каймы зрачка, наличие коллоидом. Давали оценку состоянию нативного хрусталика, варьирующую от миопизирующего факосклероза до катаракты различной степени выраженности.

Степень плотности ядра хрусталика оценивали по колориметрической классификации Emery J. и Little J. (1979), где 1 степень — хрусталик прозрачный или светло-серого цвета, просматривается рефлекс глазного дна, глазное дно офтальмоскопируется, мягкое ядро, низкая плотность, 2 степень — хрусталик светло-желтого цвета, рефлекс глазного дна просматривается, глазное дно офтальмоскопируется, мягкое ядро, низкая плотность, 3 степень — хрусталик интенсивно-желтого цвета с буроватым оттенком, глазное дно не офтальмоскопируется, умеренно плотное ядро, средняя плотность, 4 степень — хрусталик бурого цвета, рефлекс глазного дна не определяется, глазное дно не офтальмоскопируется, плотное ядро, высокая степень плотности, 5 степень — хрусталик темно-бурого цвета, рефлекс глазного дна не просматривается, глазное дно не офтальмоскопируется, твердое ядро, очень высокая степень плотности (рисунок 8).

Визометрию – определение некорригированной и корригированной остроты зрения до операции, а также после мультифокальной коррекции на нескольких дистанциях (вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии) проводили монокулярно.

Измерение остроты зрения вдаль на расстоянии 5,0 м по десятичной системе без коррекции и с максимальной коррекцией для оценки величины клинической рефракции и астигматизма проводили на фороптере «Huvitz CDR3100» (Корея) с проектором знаков «Торсон АСР-8», мод. CV-5000 (Япония) с использованием набора сферических и цилиндрических линз.

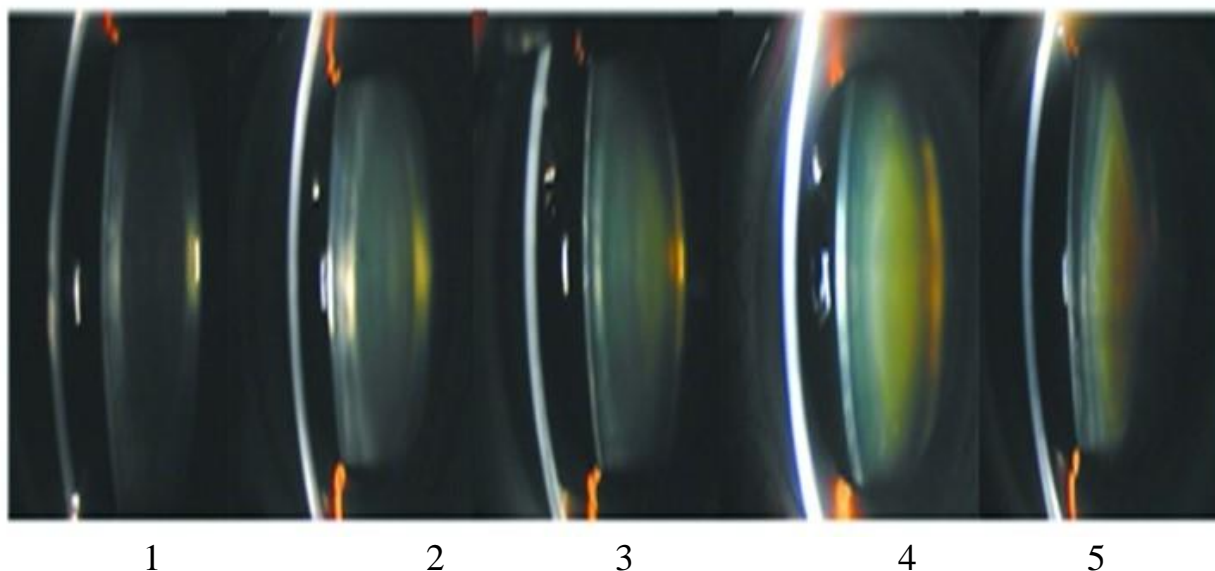


Рисунок 8 – Колориметрическая классификация плотности хрусталика по Emery J. и Little J. (1979)

Для исследования остроты зрения вблизи (40 см) и на промежуточных дистанциях (60, 80 см) по десятичной системе использовали стандартную таблицу с печатным текстом и шрифтом различного размера (ООО «НПЛ «Медоптика», Россия). Для перевода показателей ОЗ из десятичной шкалы в систему LogMAR применяли таблицу конвертации и формулу «десятичный логарифм»: $\text{LogMAR} = -\text{Log}(\text{Decimal Acuity})$; $\text{Decimal Acuity} = \text{antilog}(-\text{LogMAR}) = 10^{-\text{LogMAR}}$ (Holladay J., 1997). Также использовали онлайн калькулятор «десятичный логарифм».

При измерении освещенности помещения в диагностическом кабинете использовался переносной фотоэлектрический люксметр Ю116.

Автокераторефрактометрию проводили с помощью аппарата ARK-30 (NIDEK, Япония) в естественных условиях освещения. Показатели кератометрии определяли в оптической зоне диаметром 3 мм.

Оценку сферозвивалента проводили по данным авторефрактометрии и по субъективной рефракции.

Кератопахиметрию — определение толщины роговицы в центре и на периферии проводили на ультразвуковом пахиметре AL-3000 (Tomey, Япония).

Плотность эндотелиальных клеток (**ПЭК**) определяли у пациентов до операции на приборе Confoscan4 (NIDEK, Япония).

Тонометрию – измерение внутриглазного давления (ВГД) проводили бесконтактным автоматическим пневмотонометром «Торсон» (Япония).

Периметрию – исследование периферических границ поля зрения и выявление скотом проводили на проекционном периметре АППЗ-01 (Россия) по общепринятой методике с использованием объектов белого цвета различной величины и яркости.

Ультразвуковое А- и В-сканирование проводили на приборе E-Z-scan 5500+ Sonomed (США). Изменялись следующие параметры: глубина передней камеры, толщина хрусталика, величина передне-задней оси глазного яблока. В ходе исследования исключали наличие гемофтальма, отслойки сетчатки и внутриглазных новообразований.

Офтальмоскопию глазного дна выполняли в условиях медикаментозного мидриаза при достаточной прозрачности сред переднего отрезка глаза с помощью линзы «Max field» 90 дптр «Ocular Instruments» (США). Оценивали состояние диска зрительного нерва, цвет, границы, наличие, форму и глубину экскавации, состояние макулярной зоны, калибр и ход сосудов глазного дна, световые рефлексы.

Для определения рефракции роговицы, глубины передней камеры (ГПК), величины передне-задней оси глазного яблока использовали оптический когерентный биометр со встроенным автоматическим кератометром ИОЛ Мастер 500 (Carl Zeiss, Германия).

2.2.2. Специализированные методы исследования

Для более детальной, точной и достоверной оценки зрительных функций наряду со стандартными использовали и специализированные методы исследования.

Исследование ОЗ вдаль, на промежуточном расстоянии и вблизи проводили с использованием **интерактивной компьютерной программы** с различными небуквенными опто типами:

1. **Знаки «Е»**, предъявляемые **в четырех ориентациях** – так называемые «tumbling E», разработанные Taylor H. R. в 1978 году (рисунок 9) [186].



Рисунок 9 - Знаки «Е» в четырех ориентациях

Необходимое количество предъявлений опто типа в ИКП: 10.

Допустимое число ошибок пациента при тестировании: 1.

2. **Модифицированные 3-полосные стимулы** в двух ориентациях (рисунок 10).

Каждый такой стимул содержит 3 одинаковых темных полосы и 2 светлых промежутка той же ширины между ними. Комплект состоит из пары черно-белых решеток, одна из которых представлена тремя горизонтальными, а другая – тремя вертикальными полосами равной ширины, разделенными промежутками такой же ширины, причем отношение длины полосы к ее ширине составляет от 5,7:1 до 6,0:1. Длина полос у данных стимулов увеличена примерно на 20% по сравнению со стандартным трехполосным опто типом с целью обеспечения «неразличимости» околопороговых стимулов по косвенным признакам ориентации размытых пятен [20, 21, 35].



Рисунок 10 - Модифицированные 3-полосные стимулы

Необходимое количество предъявлений опто типа в ИКП: 20.

Допустимое число ошибок пациента при тестировании: 1.

3. Подробное описание разработанных нами стимулов (**«квартета» 3-полосных опто типов в четырех ориентациях**) и методики оценки остроты зрения на различных дистанциях с помощью ИКП у пациентов после мультифокальной коррекции представлено в главе 3 [27].

ОЗ с помощью ИКП измерялась без коррекции ввиду интереса получения истинных показателей ОЗ на различных дистанциях у пациентов после мультифокальной коррекции, а также у здоровых испытуемых с сохранной аккомодацией.

С использованием ИКП и стандартного метода оценку ОЗ для промежуточных дистанций проводили на следующих расстояниях: после имплантации TFN – на 60 см от глаза испытуемого, после имплантации TRI – на 80 см от глаза, после имплантации RES – на 60 см и 80 см. Для сравнения бифокальной линзы с обеими трифокальными линзами по ОЗ вблизи при исследовании пациентов всех трех групп использовали расстояние 40 см. Данные конкретные дистанции рекомендованы компаниями-производителями исследуемых МИОЛ.

Для объективной **оценки пространственной контрастной чувствительности (ПКЧ)** применяли прибор Optec 6500 (Stereo Optical Company, США), на котором определяли ПКЧ в фотопических и мезопических условиях с засветом и без него. Целевое освещение на данном приборе составляло 3 кд/м² в мезопических условиях и 85 кд/м² в фотопических условиях. Измерение проводили монокулярно.

Пациентам демонстрировали 5 рядов изображений решетки, различающихся пространственной частотой (1,5; 3,0; 6,0; 12,0 и 18,0 цикл/градус), каждый ряд содержал по 9 изображений с различным контрастом. В каждом ряду определяли минимальный контраст, при котором испытуемый мог указать направление наклона решетки. Показатели ПКЧ

расценивали как величины, обратные пороговому контрасту, и выражали в логарифмических единицах.

Для **субъективной оценки качества зрения**, количественного исследования функциональных нарушений, связанных со зрением, и выполнения зрительных задач нами использовалась анкета Visual Function – 14 (VF-14), разработанная Steinberg E.P. в 1994 году (Приложение В) [181].

С учетом функциональной необходимости и характерных особенностей мультифокальной коррекции дополнительно были введены вопросы о возможности пользования современными портативными устройствами (компьютерами, ноутбуками, гаджетами, планшетами) без очковой коррекции (для оценки зрительных функций на промежуточном расстоянии), о характере и степени выраженности световых явлений и необходимости применения дополнительного освещения при чтении и работе на ближней дистанции.

Индекс VF-14 вычисляется на основании вопросов, включённых в специально разработанную анкету. В 14 пунктах пациенту задается вопрос: «Имеются ли какие-либо затруднения в выполнении данного действия?» Существует три возможных варианта ответа: 1) «да»; 2) «нет»; 3) «данный вид деятельности не выполняю по причинам, не связанным со зрением». Если пациент на вопрос отвечает «да», то анкетированного просят дополнительно оценить степень затруднения: «незначительное», «умеренное», «выраженное» и «не способен выполнять из-за низкого зрения». Последние два пункта анкеты, связанные с вождением автомобиля, составлены несколько иначе.

Во время обработки результатов анкетирования каждому ответу присваивается свое значение от «0» до «4». «4» если пациент не испытывает никаких затруднений, «3», «2» или «1», когда пациент имеет, соответственно, незначительное, умеренное или выраженное затруднение в выполнении данной функции, а «0» присваивается при невозможности выполнения данного действия из-за низкого зрения. Пункт не учитывается, если обследуемый не выполняет данное действие по причинам, не связанным со зрением (например, не готовит, не умеет водить автомобиль, никогда не принимает участие в спортивных играх и

т.д.). Преимуществом данной анкеты является тот факт, что не существует ограничений по количеству пунктов, принимаемых для обработки.

Далее вычисляется среднее арифметическое, которое располагается в промежутке от 0 до 4, после чего среднее значение умножается на 25. Возможное конечное значение располагается в диапазоне от 0 (неспособность выполнения всех исследуемых видов деятельности из-за зрения) до 100 (выполнение всех предложенных задач без каких-либо затруднений) [28, 181].

Спектральную **ОКТ** проводили для исключения патологии макулярной области на приборе «Cirrus HD-OCT 5000» (Carl Zeiss Meditec, США).

2.2.3. Методы статистической обработки полученных результатов

Для создания первичной базы данных для анализа использовался редактор электронных таблиц MS Excel 2013. Расчет необходимого объема выборки и статистическая обработка результатов клинического исследования осуществлялись с помощью программы IBM SPSS Statistics 25 (IBM).

При обработке данных использовались следующие методы описательной статистики:

1. анализ частотных таблиц распределения для категориальных показателей;
2. графический метод;
3. анализ показателей среднего, вариации, гистограммы распределения, ящичковой диаграммы для количественных показателей.

Для показателей, имеющих близкое к нормальному распределению, в качестве мер описательной статистики применялось среднее арифметическое и стандартное отклонение, а для разнородных данных или малых выборок использовалась медиана и межквартильный размах (квартили).

Для установления закономерностей использовались следующие методы аналитической статистики:

1. вывод и анализ частот и процентов с помощью z-критерия в таблице сопряженности, тест независимости хи-квадрат;

2. параметрический t-критерий Стьюдента в независимых выборках и непараметрический критерий Манна-Уитни для определения различий между группами МИОЛ в каждый период наблюдения;

3. параметрический t-критерий Стьюдента для зависимых выборок и непараметрический критерий знаков Уилкоксона для сравнения динамики (в сроки 3 месяца и 12 месяцев после операции) показателей остроты зрения и ПКЧ для каждой группы МИОЛ в отдельности;

4. общая линейная модель многофакторного дисперсионного анализа с повторными измерениями для определения различий между результатами остроты зрения и ПКЧ в динамике лечения среди трех групп МИОЛ.

Определение однородности дисперсий контролируемых показателей между тремя группами МИОЛ выполнялось с помощью F-критерия Левена. Наличие выбросов анализировалось методом «трех сигм», а также на основе межквартильного размаха по «ящичковой» диаграмме.

Результаты описательной статистики представлены в виде $M \pm \sigma$, где M – среднее значение, а σ – стандартное отклонение. Проверка распределений на нормальность осуществлялась с использованием критерия Шапиро-Уилка, а также анализа описательной статистики. Данные с распределением, отличным от нормального, представлены в формате $Me [Q^1, Q^3]$ или $Me (RQ)$, где Me – медиана, Q^1, Q^3 – нижний и верхний квартили, RQ – межквартильный размах.

Критический уровень значимости при проверке гипотез для принятия достоверных различий был принят $p=0,05$.

В качестве зависимых переменных рассматривались переменные ОЗ и ПКЧ. Для каждой зависимой переменной рассматривалась многофакторная дисперсионная модель с повторными измерениями с заданием взаимодействий факторов (общая линейная модель с повторными измерениями). Выбор данной модели был обусловлен тем, что средние значения и медианы незначительно отличались внутри анализируемых групп, группы в целом однородны.

При рассмотрении **ОЗ**, измеренной с помощью ИКП, в качестве факторов рассматривались: мультифокальные интраокулярные линзы (3 группы) и

оптотипы (3 вида: модифицированные 3-полосные стимулы в двух ориентациях, знаки «Е» в четырех ориентациях и «квартет» 3-полосных оптоотипов в четырех ориентациях). Фактор времени включал в себя измерение в двух основных точках: через 3 месяца и 12 месяцев после операции. Анализ проводился отдельно для каждой дистанции (дальней, ближней и промежуточной).

При рассмотрении **ОЗ** на промежуточной дистанции были выбраны лучшие показатели из каждой группы МИОЛ, а именно: результаты ОЗ на 60 см в группах AcrySof IQ PanOptix и AcrySof IQ ReSTOR, в группе AT LISA tri 839 MP – на 80 см. ОЗ на 80 см в группе AcrySof IQ Restor была исследована дополнительно (отдельно) с помощью печатных таблиц и ИКП.

При рассмотрении общей линейной модели проводилась проверка следующих гипотез:

1. со временем ОЗ не меняется для всех групп (если данная гипотеза отвергается, то различия в динамике в целом есть);

2. нет различий ОЗ между МИОЛ в целом (если данная гипотеза отвергается, то хотя бы в одной временной точке есть различие ОЗ между МИОЛ);

3. нет различий ОЗ в зависимости от оптоотипа в целом (если данная гипотеза отвергается, то хотя бы в одной временной точке есть различие ОЗ в зависимости от оптоотипа);

4. отсутствует взаимодействие фактора времени и типа ИОЛ (если данная гипотеза отвергается, то динамика изменения ОЗ протекает по-разному в зависимости от ИОЛ);

5. отсутствует взаимодействие фактора времени и оптоотипа (если данная гипотеза отвергается, то динамика изменения ОЗ протекает по-разному в зависимости от оптоотипа);

6. отсутствует взаимодействие между ИОЛ и оптоотипом (если данная гипотеза отвергается, то ОЗ независимо от временной точки различается между МИОЛ в зависимости от оптоотипа);

7.отсутствует взаимодействие времени, опто типа, ИОЛ (если данная гипотеза отвергается, то ОЗ со временем меняется по-разному в зависимости от сочетания интраокулярной линзы и опто типа).

При рассмотрении **ОЗ**, измеренной с помощью фороптера для дали и печатных таблиц для близи, рассматривались следующие факторы: влияние времени и влияние ИОЛ, а также взаимодействие времени и ИОЛ. Проводилась проверка следующих гипотез для каждой дистанции отдельно:

1.со временем ОЗ не меняется для всех групп (если данная гипотеза отвергается, то различия в динамике изменения ОЗ по печатным таблицам в целом есть);

2.нет различий ОЗ между МИОЛ в целом (если данная гипотеза отвергается, то хотя бы в одной временной точке есть различие ОЗ в зависимости от ИОЛ);

3.отсутствует взаимодействие фактора времени и типа ИОЛ (если данная гипотеза отвергается, то динамика изменения ОЗ протекает по-разному в зависимости от ИОЛ).

При рассмотрении **ПКЧ** рассматривались факторы – мультифокальные интраокулярные линзы (3 группы) и условия освещенности (фотопические, мезопические, фотопические с засветом и мезопические с засветом). Фактор времени включал в себя измерение в двух точках: через 3 месяца и 12 месяцев после операции. Анализ проводился для дальней дистанции.

При рассмотрении общей линейной модели проводилась проверка следующих гипотез:

1.со временем ПКЧ не меняется для всех групп (если данная гипотеза отвергается, то различия в динамике ПКЧ в целом есть);

2.нет различий ПКЧ между МИОЛ в целом (если данная гипотеза отвергается, то хотя бы в одной временной точке есть различие ПКЧ между МИОЛ);

3.нет различий ПКЧ в зависимости от условий освещенности в целом (если данная гипотеза отвергается, то хотя бы в одной временной точке есть различие в ПКЧ в зависимости от условий освещенности);

4.отсутствует взаимодействие фактора времени и типа ИОЛ (если данная гипотеза отвергается, то динамика изменения ПКЧ протекает по-разному в зависимости от ИОЛ);

5.отсутствует взаимодействие фактора времени и условий освещенности (если данная гипотеза отвергается, то динамика изменения ПКЧ протекает по-разному в зависимости от условий освещенности);

6.отсутствует взаимодействие между ИОЛ и условиями освещенности (если данная гипотеза отвергается, то ПКЧ независимо от временной точки различается между МИОЛ в зависимости от условий освещенности);

7.отсутствует взаимодействие времени, условий освещенности и ИОЛ (если данная гипотеза отвергается, то ПКЧ со временем меняется по-разному в зависимости от сочетания ИОЛ и условий освещенности).

Для статистического анализа динамики результатов исследования **сферэквивалента** в послеоперационном периоде после мультифокальной коррекции использовались непараметрические методы, поскольку распределение по показателю сферэквивалента существенно отличалось от нормального, т.е. данные были неоднородные.

В качестве внутригрупповых факторов рассматривалось время, т.е. сроки после хирургического вмешательства: 1 день – 1 неделя, 1 месяц, 3 месяца, 6 месяцев и 12 месяцев после операции. В качестве межгрупповых факторов рассматривались МИОЛ: AcrySof IQ PanOptix, AT LISA tri 839 MP и AcrySof IQ ReSTOR.

Для каждого послеоперационного периода (всего 5 сроков наблюдения) проводилась сравнительная оценка трех моделей МИОЛ с помощью непараметрического дисперсионного анализа Крускала-Уоллиса. Парное сравнение исследуемых МИОЛ в каждом периоде проводилось с помощью критерия Манна-Уитни.

Для оценки изменения сферозвивалента в динамике в целом был применен непараметрический критерий Фридмана. Сравнение между собой отдельных периодов проводилось с помощью критериев знаков Вилкоксона для зависимых выборок.

Сопоставимость по **возрасту** пациентов трех исследуемых групп оценивалась с помощью дисперсионного анализа (F-теста).

Для сравнительной оценки **субъективной удовлетворенности** пациентов трех исследуемых групп качеством зрения после операции с использованием анкетирования (VF-14) использовался однофакторный дисперсионный анализ.

Для сравнительного анализа дополнительного опроса пациентов касемо степени проявления оптических феноменов использовался z-тест равенства долей.

2.3. Планирование и техника оперативного вмешательства

Оптическую силу МИОЛ для трех исследуемых групп рассчитывали с помощью калькуляторов компаний-производителей.

Запланированная рефракция (прогнозируемый сферозвивалент) во всех клинических группах была эметропия [6, 7].

Хирургическое вмешательство выполняли с использованием операционного микроскопа Lumera 700 (Carl Zeiss, Германия) с коаксиальным освещением. Для факоемульсификации катаракты использовали систему Infiniti vision system (Alcon Laboratories, Inc, США), снабженную торсионной ультразвуковой рукояткой OZil.

Все операции, а именно факоемульсификации возрастной или осложненной аметропией катаракты по стандартной методике бесшовной хирургии с использованием микроразрезов с имплантацией мультифокальных интраокулярных линз, выполнены двумя хирургами (Б.Э. Малюгин, Н.П. Соболев) в ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова» в период с декабря 2016 года по декабрь 2018 года. Все

хирургические вмешательства были выполнены под местной капельной анестезией с использованием ультразвуковой офтальмологической хирургической системы для факоэмульсификации Infiniti. Для повышения точности расчетов ИОЛ и снижения степени послеоперационного хирургического астигматизма использовали диагностическую навигационную систему Verion (Alcon Laboratories, Inc, США).

Роговичный тоннельный разрез шириной 2,0 мм по передней границе лимба выполняли в меридиане 10-11 часов, два парацентеза шириной 0,5 мм – на 3 и 9 часах. После введения в переднюю камеру дисперсивного вискоэластика (Viscoat, Alcon, США), микропинцетом выполняли круговой капсулорексис. Далее проводили ультразвуковую фрагментацию хрусталика с помощью установки Infiniti. «Кумулятивная» энергия ультразвука (англ. Cumulative Dissipated Energy — CDE) составляла до 3-5 секунд при плотности ядра хрусталика второй степени и 7-8 секунд – при плотности ядра хрусталика третьей степени. После удаления ядра хрусталика переднюю камеру и капсульный мешок заполняли когезивным вискоэластиком (Provisc, Alcon, США). Имплантацию ИОЛ AcrySof IQ PanOptix и AcrySof IQ ReSTOR в капсульный мешок проводили с использованием автоматического инжектора AutoSert (Infiniti), AT LISA Tri 839 MP – оригинальным инжектором Blueject, поставляемым в комплекте с линзой, после чего ИОЛ центрировали. Оперативное вмешательство заканчивали тщательным вымыванием вискоэластика с помощью коаксиального аспирационно-ирригационного наконечника. Далее выполняли герметизацию разрезов методом гидратации стерильным физиологическим раствором. Проводили инъекцию антибиотика и кортикостероида под конъюнктиву.

Интраоперационных осложнений ни в одном случае зафиксировано не было. После операции всем пациентам назначали инстиллянии антибиотика в течение 2-х недель в сочетании со стероидным противовоспалительным препаратом 4 раза в день в течение 1 месяца.

ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА И КЛИНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ НОВОГО МЕТОДА ОЦЕНКИ ЗРИТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ У ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ ФАКОЭМУЛЬСИФИКАЦИИ КАТАРАКТЫ И ИМПЛАНТАЦИИ МУЛЬТИФОКАЛЬНЫХ ИНТРАОКУЛЯРНЫХ ЛИНЗ

Цель данной главы – разработать и клинически обосновать новый метод оценки зрительных функций у пациентов после факоэмульсификации катаракты и имплантации мультифокальных ИОЛ.

Для достижения указанной цели необходимо было разработать модифицированный небуквенный оптотип, обеспечивающий большую точность измерения остроты зрения, теоретически обосновать целесообразность его применения и разработать методику измерения остроты зрения на различных дистанциях с применением тестовой интерактивной компьютерной программы для ЭВМ (ИППИ РАН).

Материал данной главы подготовлен совместно с лабораторией № 11 "Зрительные системы" Института проблем передачи информации им. А.А. Харкевича РАН, Москва, при ведущем участии главного научного сотрудника, доктора биологических наук, профессора Рожковой Галины Ивановны и научного сотрудника Белокопытова Александра Викторовича.

3.1. Разработка модифицированного небуквенного оптотипа, обеспечивающего большую точность измерения остроты зрения и теоретическое обоснование целесообразности его применения

Опто типы выполнены в виде комплекта, состоящего из четырех черно-белых решеток, каждая из которых состоит из трех темных полос и двух светлых промежутков той же ширины между ними, крайние полосы выполнены одинаковой длины, средняя полоса длиннее крайних в 1,22 раза с целью обеспечения «неразличимости» околопороговых стимулов по косвенным признакам ориентации размытых пятен, при этом решетка симметрична

относительно центра средней полосы; решетки представлены в четырех ориентациях – горизонтальной, вертикальной и двух диагональных с наклоном полос на 45 градусов вправо и влево. Отношение длины полосы к ее ширине составляет от 5,7:1 до 6,0:1. В новом тестовом комплекте опто типов для измерения остроты зрения изменена общая форма стимулов от прямоугольной к округлой (рисунок 11).

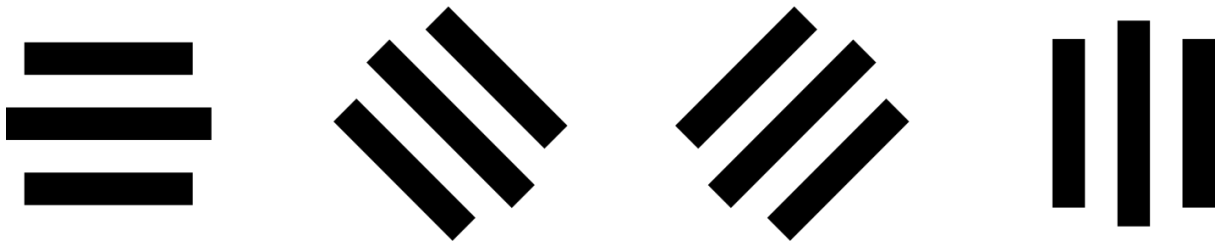


Рисунок 11 - «Квартет» модифицированных 3-полосных опто типов в четырех ориентациях

Количество предъявлений в интерактивной компьютерной программе: 10.

Допустимое число ошибок пациента: 1.

Комплект новых тестовых опто типов также может быть предъявлен на печатных таблицах.

«Квартет» позволяет оценить разрешающую способность зрительной системы, лимитирующую анализ любых изображений. Оpozнание разработанного нами опто типа возможно только на основе восприятия высокочастотных составляющих Фурье-спектра, соответствующих характеристическим частотам изображений. Известно, что влияние низкочастотных составляющих спектров Фурье на определение ориентации опто типа может отрицательно сказываться не только на установлении нормативов, но и на возможности точно определять соотношения показателей при сравнении различных опто типов со стандартным. Вследствие этого, одним из преимуществ нового модифицированного опто типа является исключение

возможности его распознавания на основе низкочастотных составляющих пространственно-частотного спектра.

Увеличение числа опто типов в «квартете» позволяет уменьшить число их предъявлений. Это сокращает время обследования каждого пациента, в среднем, в 1,5-2 раза, что очень важно при наличии большого потока обследуемых в офтальмологических клиниках, немалой степени загруженности медицинского персонала и плохом самочувствии значительной части пациентов. Повышение скорости тестирования пациентов при сохранении максимальной точности, достоверности и надежности измерения остроты зрения дает возможность проводить необходимое количество проверок остроты зрения на разных дистанциях за разумное время без переутомления пациента.

Внедрение в клиническую практику «квартета» 3-полосных стимулов в четырех ориентациях представляется весьма рациональным. С одной стороны, эти стимулы различаются, в основном, пространственными частотами, близкими к F_c (где F_c – характеристическая частота стимула, по которой оценивается наивысшая частота решетки, структуру которой пациент способен различить (отличить от однородного поля) при максимальном контрасте), и в этом смысле они близки к габоровским стимулам. С другой стороны, будучи двухградационными, они легко воспроизводятся.

Таким образом, на основе опыта практической работы и теоретического анализа был создан и запатентован тестовый комплект из 4-х символов – «квартет» модифицированных 3-полосных опто типов в четырех ориентациях, который может быть использован как для контроля процесса восстановления зрительных функций у пациентов после интраокулярной коррекции, так и для сравнительной оценки качества имплантированных мультифокальных ИОЛ (Малюгин, Б. Э. Способ экспертной оценки остроты зрения / Г. И. Рожкова, О. В. Фомина, А. П. Терехин // Патент РФ на изобретение № 2727873. Заявл. 22.01.20. Оpubл. 24.07.20. Бюл. № 21. RU 2727873C1 [27]).

Кроме того, новый модифицированный оптотип может использоваться в целях исследования возрастной динамики зрения, ранней диагностики различных глазных болезней и контроля эффективности лечения, а также при профотборе.

3.2. Разработка методики измерения остроты зрения с применением тестовой интерактивной компьютерной программы для оценки остроты зрения на нескольких дистанциях (вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии) у пациентов с мультифокальными интраокулярными линзами на основе нового небуквенного опто типа

Для ускорения и автоматизации процедуры оценки остроты зрения с использованием небуквенных опто типов, а также для исключения возможного влияния экспериментатора была применена тестовая интерактивная компьютерная программа (ИКП), которая предусматривала предъявление одиночных знаков из заданных наборов стимулов с шагом изменения размера около 10%. Автоматическое изменение размеров опто типов в ИКП зависит от успешности их узнавания испытуемыми. Заключительная цель процедуры – нахождение пороговой величины тестовых стимулов, т.е. наименьшего размера, при котором опто типы узнаются с заданной вероятностью. Для численной характеристики остроты зрения используется величина, обратная угловому размеру наименьших деталей порогового опто типа [46].

Для повышения точности и скорости измерений впервые были использованы новые опто типы – «квартет» 3-полосных стимулов в четырех ориентациях [27]. Кроме того, ИКП генерирует традиционные знаки «Е» в четырех ориентациях (tumbling E) [186] и модифицированные 3-полосные опто типы в двух ориентациях [20]. Оценку ОЗ проводили по критическому уровню правильных ответов: 95% для модифицированных 3-полосных стимулов в двух ориентациях (у которых уровень случайного угадывания составляет 50%) и 90% для знаков Е и «квартета» 3-полосных стимулов в четырех ориентациях (у

которых уровень случайного угадывания составляет 25%). При необходимости увеличения расстояния до опто типов предусмотрен вариант наблюдения дисплея через зеркало с автоматическим учетом зеркальной ориентации тестовых изображений при анализе ответов пациента. В процессе тестирования регистрируется время и правильность ответов испытуемого. Для ускорения процедуры нахождения порога предварительно по предъявляемой на дисплее таблице выбирается начальный размер опто типов, достаточный для их быстрого узнавания без напряжения. При достижении порога проверка ОЗ автоматически прекращается, и на экране появляется результат тестирования [46].

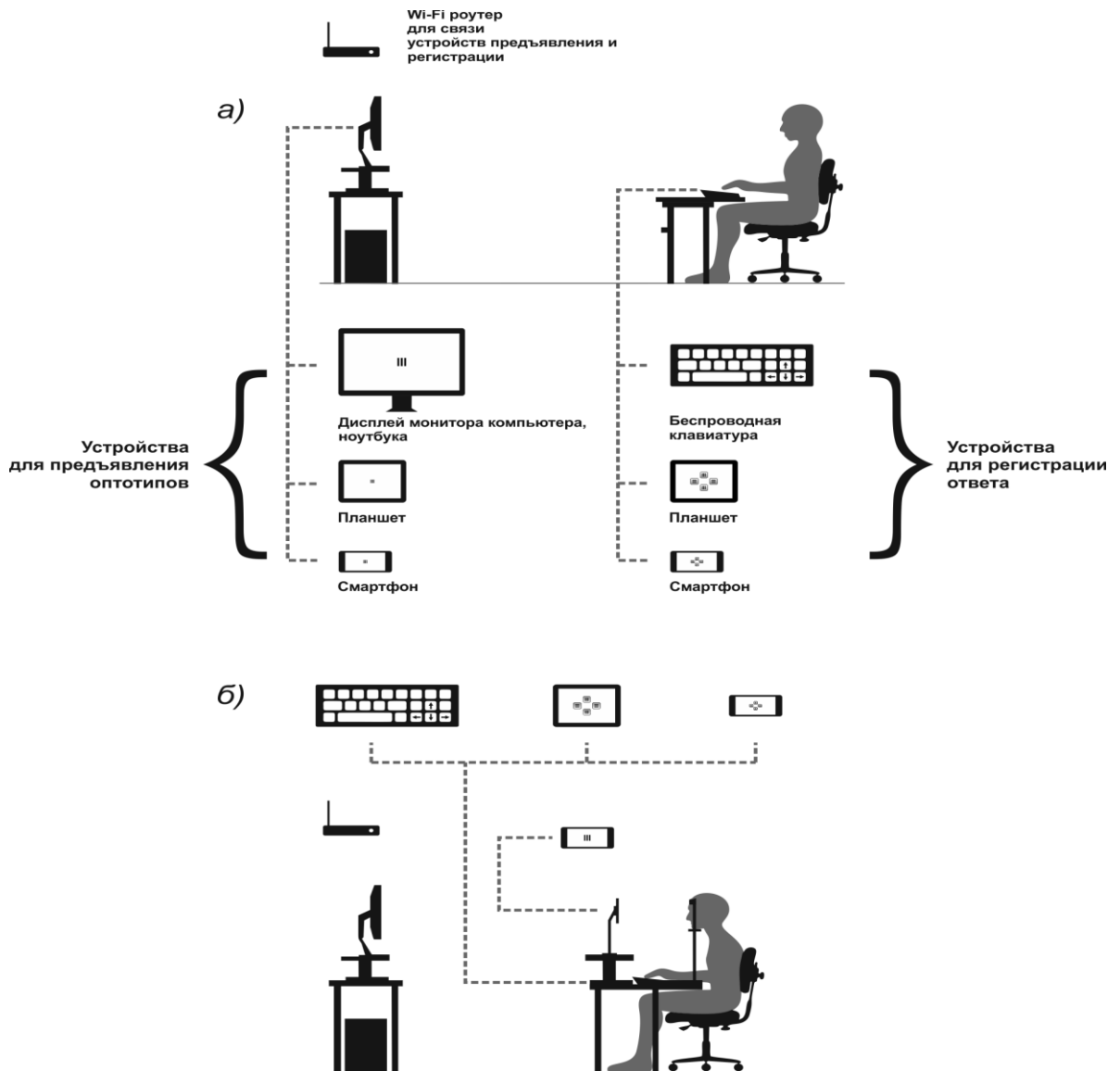
К системным требованиям для установки программы на компьютер относятся операционная система Windows XP и выше, а также минимальное разрешение экрана 1024×768.

Перед началом тестирования у всех испытуемых измеряли рефракцию. Результаты первого измерения не регистрировали, считая его обучающим.

Способ экспертной оценки ОЗ осуществлялся следующим образом. Предполагаемый комплект тестовых опто типов загружался в ИКП [46].

Для оценки ОЗ вдаль стимулы предъявлялись на экране монитора, имеющего размер пикселей 0,26 мм (не более 0,5 мм) и яркость экрана 100 кд/м², расположенном на расстоянии 4,0 м от глаза. Для оценки ОЗ вблизи (0,40 м) и на промежуточных дистанциях (0,60 м, 0,80 м) опто типы предъявлялись на экране смартфона Samsung Galaxy S6 (размер пикселей 0,044 мм (не более 0,045 мм) и яркость экрана 100 кд/м²). Для регистрации ответов использовали планшет, на котором отображается набор предъявляемых опто типов (рисунок 12).

Задача пациента состояла в различении ориентации опто типов. Испытуемые были проинструктированы называть предъявляемые опто типы и внимательно присматриваться в случае неуверенности. Они также были проинформированы, что все стимулы будут предъявляться с одинаковой частотой при разных размерах. Межстимульный интервал составлял 2-4 секунды в зависимости от скорости ответов испытуемых. Пациенты предварительно были ознакомлены с наборами опто типов.



а) – на дальней дистанции (4 м от глаза испытуемого), б) – на ближней (40 см) и промежуточных дистанциях (60 и 80 см)

Рисунок 12 - Схема измерения остроты зрения с помощью интерактивной компьютерной программы

Нейронные изображения, т.е. паттерны активности ансамблей нейронов, реагирующих на данный оптотип, существуют на многих уровнях, а на последнем – сознательном – уровне возникает «видимый образ».

Перед запуском теста в программу вводится расстояние в метрах. После запуска испытуемому предлагается выбрать минимальный размер оптоотипа, с которого ему комфортно начинать тестирование. По умолчанию выбирается

размер, соответствующий остроте зрения 1 в десятичной шкале или 0 по системе Log MAR. Во время проведения тестирования в центральной части экрана по одному предъявляются оптоотипы, ориентацию которых нужно указывать соответствующими клавишами на планшете. Оптоотипы предъявляются один за другим в случайном порядке с небольшим смещением от центра (на ширину оптоотипа), чтобы исключить влияние предыдущего стимула. Если испытуемый понял, что ошибся, нажатием кнопки «Esc» можно исключить результат данной попытки из протокола и вернуться к предыдущему оптоотипу текущего размера.

После выбора начального размера последовательно предъявляются пять оптоотипов с размерами на 10% больше начального. В этот момент программа определяет показательную скорость уверенных ответов испытуемого, которая понадобится в дальнейшем для ускорения работы алгоритма предъявления стимулов. В случае ошибки размер увеличивается на 10%, и процедура повторяется. Для возврата к выбору начального размера оптоотипа нужно нажать «Esc». Далее предъявляются серии из оптоотипов одного размера, начиная с выбранного на старте стимула. В зависимости от успешности распознавания, размер оптоотипов в новой серии увеличивается или уменьшается на 10% до нахождения порога и соответствующей ему остроты зрения.

Расчет результата.

Если испытуемый не смог распознать оптоотип максимального размера, тест считается проваленным. Если испытуемый распознал оптоотип минимального размера, то острота зрения, соответствующая оптоотипу, становится результатом теста. В остальных случаях для расчета есть результаты по распознанной и нераспознанной сериям оптоотипов, размер которых отличается на один пиксель. Тогда результат теста — это размер оптоотипа и соответствующая ему острота зрения.

Результаты ОЗ исследователь получает в десятичной шкале (рисунок 13, а), системе LogMAR (рисунок 13, б) и в отношениях Снеллена (рисунок 13, в). Также указывается время, за которое пациент прошел обследование.

Расстояние: 0,60 (м.) Оптотипы: **Оптотипы ИППИ** Глаза: Левый Комментарий:

Дата	Результат
9 дек 2019 11:26	0.778
9 дек 2019 11:25	0.696
9 дек 2019 11:24	0.778
9 дек 2019 11:22	0.778
9 дек 2019 11:21	0.881
9 дек 2019 11:19	0.772
9 дек 2019 11:07	0.992
9 дек 2019 11:03	0.715
9 дек 2019 11:00	0.420
9 дек 2019 10:58	0.669
9 дек 2019 10:54	0.802
9 дек 2019 10:52	0.817
9 дек 2019 10:50	0.679
9 дек 2019 10:41	0.535

0.772 дес.

Дата: 09.12.2019 11:19:05
 Расстояние: 0.8 м.
 Оптотипы: Оптотипы ИППИ
 Время: 79.56 сек.
 Глаза: Правый
 Комментарий:

Размер (дес.)	Ответы	Время (сек.)	СО (сек.)
0.661 ✓	20 из 20	31.19	0.22
0.756 ✓	20 из 20	34.06	0.36
0.881 ✗	3 из 5	5.83	0.30

Удалить Сохранить <ESC>

Рисунок 13, а - Изображение экрана монитора компьютера с указанием результата тестирования в десятичной шкале при измерении остроты зрения с помощью интерактивной компьютерной программы

Расстояние: 0,60 (м.) Оптотипы: **Оптотипы ИППИ** Глаза: Левый Комментарий:

Дата	Результат
9 дек 2019 11:26	0.778
9 дек 2019 11:25	0.696
9 дек 2019 11:24	0.778
9 дек 2019 11:22	0.778
9 дек 2019 11:21	0.881
9 дек 2019 11:19	0.772
9 дек 2019 11:07	0.992
9 дек 2019 11:03	0.715
9 дек 2019 11:00	0.420
9 дек 2019 10:58	0.669
9 дек 2019 10:54	0.802
9 дек 2019 10:52	0.817
9 дек 2019 10:50	0.679
9 дек 2019 10:41	0.535

0.112 LogMAR

Дата: 09.12.2019 11:19:05
 Расстояние: 0.8 м.
 Оптотипы: Оптотипы ИППИ
 Время: 79.56 сек.
 Глаза: Правый
 Комментарий:

Размер (LogMAR)	Ответы	Время (сек.)	СО (сек.)
0.180 ✓	20 из 20	31.19	0.22
0.122 ✓	20 из 20	34.06	0.36
0.055 ✗	3 из 5	5.83	0.30

Удалить Сохранить <ESC>

Рисунок 13, б - Изображение экрана монитора компьютера с указанием результата тестирования по системе LogMAR при измерении остроты зрения с помощью интерактивной компьютерной программы

Расстояние	Оптотипы	Глаза	Комментарий:
0,60 (м.)	Оптотипы ИППИ	Левый	

Дата	Результат
9 дек 2019 11:26	0.778
9 дек 2019 11:25	0.696
9 дек 2019 11:24	0.778
9 дек 2019 11:22	0.778
9 дек 2019 11:21	0.881
9 дек 2019 11:19	0.772
9 дек 2019 11:07	0.992
9 дек 2019 11:03	0.715
9 дек 2019 11:00	0.420
9 дек 2019 10:58	0.669
9 дек 2019 10:54	0.802
9 дек 2019 10:52	0.817
9 дек 2019 10:50	0.679
9 дек 2019 10:41	0.535

0.8/1 Отношение Снеллена	
Дата	09.12.2019 11:19:05
Расстояние	0.8 м.
Оптотипы	Оптотипы ИППИ
Время	79.56 сек.
Глаза	Правый
Комментарий	

Размер (Отношение Снеллена)	Ответы	Время (сек.)	СО (сек.)
0.8/1.2 ✓	20 из 20	31.19	0.22
0.8/1.1 ✓	20 из 20	34.06	0.36
0.8/0.9 ✗	3 из 5	5.83	0.30

Удалить Сохранить <ESC>

Рисунок 13, в - Изображение экрана монитора компьютера с указанием результата тестирования в отношениях Снеллена при измерении остроты зрения с помощью интерактивной компьютерной программы

Для комплексной оценки зрительных функций у пациентов после факоэмульсификации катаракты и имплантации мультифокальных интраокулярных линз помимо точного измерения остроты зрения на нескольких дистанциях необходимо также изучить данные пространственной контрастной чувствительности в различных условиях освещенности и показатели субъективной удовлетворенности (анкетирования) больных качеством зрения.

ГЛАВА 4. ОЦЕНКА КЛИНИКО-ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ ОБСЛЕДОВАНИЯ ПАЦИЕНТОВ

Целью настоящей главы является оценка клинико-функциональных результатов обследования здоровых эметропов с сохранной аккомодацией и пациентов до и после фактоэмульсификации с имплантацией различных типов мультифокальных интраокулярных линз.

Для достижения поставленной цели необходимо было:

1.изучить клинико-функциональные результаты измерений остроты зрения с использованием различных методов и материалов и пространственной контрастной чувствительности в условиях переменной освещенности у здоровых эметропов с сохранной аккомодацией;

2.изучить и сравнить клинико-функциональные результаты измерений остроты зрения с использованием различных методов и материалов, пространственно-контрастной чувствительности в условиях переменной освещенности и субъективной удовлетворенности у пациентов с имплантированными МИОЛ различных конструкций;

3.провести сравнительный анализ различных методов (табличных и нового компьютерного) и материалов (различных опто типов) для оценки зрительных функций и качества зрения после имплантации различных типов МИОЛ.

4.1. Клинико-функциональные результаты обследования здоровых эметропов с сохранной аккомодацией

Перед применением нового объективного метода оценки остроты зрения на нескольких дистанциях в группах пациентов после мультифокальной коррекции, первоначально была проведена апробация данного способа у здоровых эметропов с сохранной аккомодацией без оперативных вмешательств в анамнезе с целью установления своеобразных эталонов остроты зрения, ПКЧ и сферозэквивалента.

4.1.1. Клинико-функциональные результаты оценки остроты зрения с помощью интерактивной компьютерной программы

В таблицах 3 и 4 представлены результаты оценки ОЗ на различных дистанциях (4 м, 0,40 м, 0,60 м, 0,80 м) у 15 здоровых испытуемых (30 глаз) при помощи ИКП с различными опто типами.

Таблица 3 - Результаты клинических исследований НКОЗ по децимальной шкале на различных дистанциях у здоровых испытуемых с использованием ИКП

Острота зрения	Опто типы		
	Знаки «Е»	«Квартет»	Мод. 3-полосные
вблизи	1,288±0,185	1,232±0,199	1,241±0,182
на промежуточной дистанции 80 см	1,451±0,238	1,343±0,167	1,330±0,186
на промежуточной дистанции 60 см	1,432±0,281	1,287±0,163	1,299±0,166
вдаль	1,252±0,243	1,186±0,194	1,127±0,181

Таблица 4 - Результаты клинических исследований НКОЗ по системе LogMAR на различных дистанциях у здоровых испытуемых с использованием ИКП

Острота зрения	Опто типы		
	Знаки «Е»	«Квартет»	Мод. 3-полосные
вблизи	-0,104±0,073	-0,084±0,075	-0,089±0,068
на промежуточной дистанции 80 см	-0,156±0,074	-0,125±0,054	-0,120±0,061
на промежуточной дистанции 60 см	-0,148±0,083	-0,106±0,059	-0,110±0,059
вдаль	-0,090±0,084	-0,068±0,074	-0,047±0,070

В результате проведённых исследований ОЗ, измеренной по децимальной шкале и системе LogMAR с применением ИКП и различных опто типов были

получены высокие функциональные результаты по ОЗ у испытуемых здоровой группы на различных расстояниях (таблицы 3, 4). Этот факт позволяет нам использовать данные результаты в качестве своеобразных эталонов при дальнейшем сравнении ОЗ среди групп пациентов с мультифокальными ИОЛ.

Среднее зарегистрированное **время измерения остроты зрения** (в секундах) по ИКП в группе здоровых эметропов с сохранной аккомодацией с использованием знаков «Е», мод. 3-полосных стимулов и «квартета», составило: $70,67 \pm 33,84$, $100,10 \pm 32,03$ и $62,67 \pm 29,18$ секунд соответственно. Это подтверждает ожидаемое преимущество «квартета» – сокращение времени тестирования пациентов в 1,60 раза в сравнении с мод. 3-полосными стимулами, и в 1,13 раза в сравнении со знаками «Е».

4.1.2. Клинико-функциональные результаты оценки остроты зрения с помощью стандартного метода

В таблицах 5 и 6 представлены результаты оценки ОЗ на различных дистанциях (4 м, 0,40 м, 0,60 м, 0,80 м) у 15 здоровых испытуемых (30 глаз) при помощи фороптера для дали и печатных таблиц для близи.

В результате проведённых исследований ОЗ, измеренной по децимальной шкале и системе LogMAR с применением фороптера для дали и печатных таблиц для близи, были получены высокие функциональные результаты по ОЗ у испытуемых здоровой группы на различных расстояниях (таблицы 5, 6). Эти данные коррелируют с полученными нами результатами ОЗ этой же группы, измеренной по ИКП, а также с показателями ОЗ молодых взрослых (средний возраст 21,0 лет, n=64) на разных расстояниях, полученными группой отечественных авторов в 2004 году [34].

Таблица 5 - Результаты клинических исследований остроты зрения по децимальной шкале у здоровой группы испытуемых с использованием стандартного метода

Результаты	НКОЗ вдаль	КОЗ вдаль	НКОЗ на промежуточной дистанции (60 см)	НКОЗ на промежуточной дистанции (80 см)	НКОЗ вблизи
	1,06±0,14	1,08±0,10	0,84±0,14	0,66±0,15	0,98±0,04
Min/max	0,70/1,20	1,00/1,20	0,50/1,00	0,40/1,00	0,90/1,00

Таблица 6 - Результаты клинических исследований остроты зрения по системе LogMAR у здоровой группы испытуемых с использованием таблицы конвертации

Результаты	НКОЗ вдаль	КОЗ вдаль	НКОЗ на промежуточной дистанции (60 см)	НКОЗ на промежуточной дистанции (80 см)	НКОЗ вблизи
	-0,022±0,060	-0,033±0,040	0,081±0,083	0,192±0,102	0,011±0,019
Min/max	0,155/-0,079	0,00/-0,079	0,301/0,000	0,398/0,000	0,046/0,000

4.1.3. Клинико-функциональные результаты оценки пространственной контрастной чувствительности

В таблице 7 и на рисунке 14 представлены результаты исследования пространственной контрастной чувствительности у испытуемых здоровой группы.

Таблица 7 - Результаты клинических исследований ПКЧ у здоровых эметропов с сохранной аккомодацией в фотопических и мезопических условиях освещенности

Условия освещенности	Пространственные частоты (цикл/град)				
	1,5	3	6	12	18
Фотопические условия (85 кд/м ²)	70±21	115±36	124±43	53±28	27±16
Мезопические условия (3 кд/м ²)	78±22	107±32	100±49	28±19	10±8

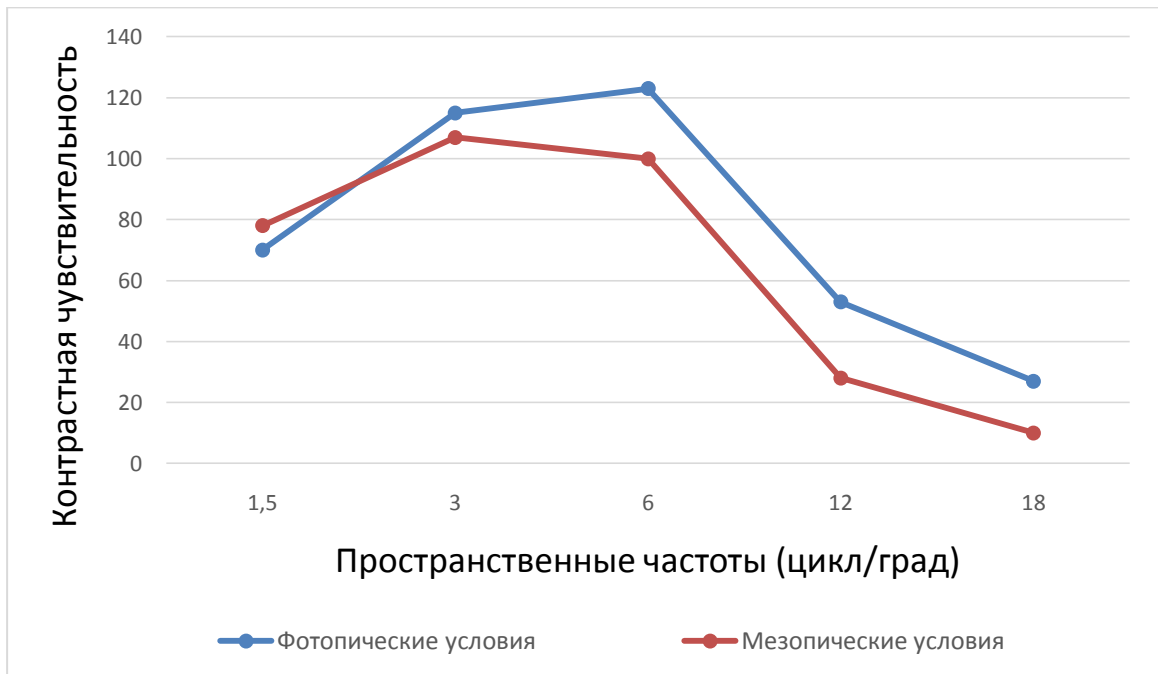


Рисунок 14 – Кривые ПКЧ здоровой группы испытуемых в фотопических (85 кд/м²) и мезопических (3 кд/м²) условиях освещенности

ПКЧ имела типичный вид с максимальным значением в области средних частот и снижением показателей в области высоких частот. В фотопических условиях освещенности ПКЧ была ожидаемо выше на пространственных частотах 3, 6, 12 и 18 цикл/град (таблица 7, рисунок 14).

4.1.4. Клинико-функциональные результаты оценки сферэквивалента

Показатели среднего сферэквивалента здоровой группы: $0,11 \pm 0,49$. Более детальные значения представлены в таблице 8.

Таблица 8 - Результаты исследования сферэквивалента

Медиана	Min	Max	Процентиль 25	Процентиль 75
0,00	-0,50	1,75	-0,12	0,25

Таким образом, полученные нами высокие функциональные результаты измерения остроты зрения, пространственной контрастной чувствительности, сферэквивалента и средней скорости процедуры обследования у здоровых эметропов с сохранной аккомодацией можно использовать в качестве своеобразных эталонов при дальнейшем сравнении аналогичных данных уже среди групп пациентов с мультифокальными интраокулярными линзами.

4.2. Клинико-функциональные результаты обследования пациентов до и после фактоэмульсификации с имплантацией различных типов мультифокальных интраокулярных линз

После апробации нового метода оценки остроты зрения на здоровых испытуемых и установления нормальных («эталонных») показателей остроты зрения, ПКЧ и сферэквивалента был проведен сравнительный анализ аналогичных результатов и дополнительно анкетирования с подробным

описанием характера и степени выраженности световых феноменов в группах пациентов после имплантации различных моделей мультифокальных ИОЛ.

Предварительно до операции факоэмульсификации катаракты с имплантацией мультифокальных ИОЛ была проведена комплексная оценка клинико-анатомических характеристик глаз пациентов – кандидатов на мультифокальную коррекцию.

4.2.1. Клинико-функциональные результаты обследования пациентов до операции

НКОЗ вдаль до операции по десятичной шкале составила $0,21 \pm 0,17$ (от 0,01 до 0,75); $0,18 \pm 0,16$ (от 0,002 до 0,70) и $0,15 \pm 0,16$ (от 0,003 до 0,60); корригированная острота зрения (КОЗ) вдаль до операции: $0,61 \pm 0,27$ (от 0,05 до 1,00); $0,49 \pm 0,27$ (от 0,002 до 1,00) и $0,48 \pm 0,35$ (от 0,003 до 1,00) в группах TFN, TRI и RES соответственно.

Детальная оценка предоперационных параметров представлена в таблице 9.

Таблица 9 - Данные исследований пациентов в группах до операции

	Группа AcrySof IQ PanOptix (TFN)			Группа AT LISA tri 839 MP (TRI)			Группа AcrySof IQ ReSTOR (RES)		
	среднее (SD)	min	max	среднее (SD)	min	max	среднее (SD)	min	max
Средний возраст (лет)	62,70±10,3	33	75	62,30±12,5	32	77	64,20±7,93	45	75
НКОЗ вдаль	0,21±0,17	0,01	0,75	0,18±0,16	0,002	0,70	0,15±0,16	0,003	0,6
КОЗ вдаль	0,61±0,27	0,05	1,00	0,49±0,27	0,002	1,00	0,48±0,35	0,003	1,0
Сфера (D)	-2,83±3,40	-11,5	2,75	-1,61±3,81	-11,5	4,0	-0,20±4,79	-10,0	+8,0
Цилиндр (D)	0,39±0,81	0,25	0,50	0,40±0,68	0,25	0,5	-0,10±0,34	-0,5	0,5
Средняя КМ	43,57±1,27	41,75	46,17	44,04±1,79	40,42	47,57	43,40±1,38	41,30	46,50
ПЗО (мм)	24,38±1,29	22,57	26,89	23,43±1,09	21,51	24,82	23,10±1,23	20,85	25,62
ГПК	3,30±0,34	2,62	3,87	3,12±0,35	2,62	3,68	3,20±0,49	2,38	4,30
ВГД (мм рт ст)	16,42±2,53	12,0	21,0	16,50±2,79	12,0	21,0	17,60±2,41	13,0	21,0
ПЭК (к/мм ²)	2338±235,65	2200	2500	2330±225,66	2200	2500	2625±102,53	2552	2697
Пахиметрия (мкм)	572,25±28,39	548	605	568,25±33,08	536	605	550,40±19,06	529	583
ИОЛ (D)	19,90±3,43	11	26	19,60±4,86	11	29	22,80±4,68	14	29,5
Прогнозируемый сферозэквивалент	0,13±0,01	0,00	0,16	0,07±0,18	0,00	0,10	0,00±0,25	-0,46	0,60

D — дптр; НКОЗ – некорригированная острота зрения, КОЗ – корригированная острота зрения; КМ — Кератометрия; ПЗО — передне-задняя ось глаза; ГПК — глубина передней камеры; ВГД — внутриглазное давление; ИОЛ (D) - рассчитанная оптическая сила интраокулярных линз до имплантации

4.2.2. Ближайшие и отдалённые клинико-функциональные результаты оценки остроты зрения с использованием интерактивной компьютерной программы в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции

Операции и послеоперационный период у всех пациентов протекали без особенностей.

4.2.2.1. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью ИКП, на ближней дистанции

При рассмотрении ОЗ, измеренной с помощью ИКП, на ближней дистанции получены следующие результаты (таблица 10, 11).

По результатам расчета общей линейной модели с повторными измерениями со временем ОЗ на ближней дистанции в целом по трем группам и трем оптотипам увеличилась. Так, через 3 месяца п/о ОЗ была $0,76 \pm 0,21$ ($0,14 \pm 0,13$ LogMAR), а через 12 месяцев п/о составила $0,79 \pm 0,23$ ($0,12 \pm 0,13$ LogMAR) ($p=0,002$ как по десятичной шкале, так и по системе LogMAR).

Обнаружены различия ОЗ между МИОЛ в целом как по десятичной шкале, так и по системе LogMAR ($p=0,000$). Так, через 3 месяца п/о наилучшая ОЗ была отмечена после имплантации TFN $0,90 \pm 0,23$ ($0,06 \pm 0,11$ LogMAR), в то время как у TRI $0,69 \pm 0,17$ ($0,17 \pm 0,12$ LogMAR) и RES $0,73 \pm 0,19$ ($0,15 \pm 0,13$ LogMAR). Через 12 месяцев п/о также наблюдалось превосходство TFN $0,90 \pm 0,23$ ($0,06 \pm 0,12$ LogMAR) над TRI $0,75 \pm 0,21$ ($0,14 \pm 0,12$ LogMAR) и RES $0,76 \pm 0,22$ ($0,14 \pm 0,14$ LogMAR).

Таблица 10 - Динамика средней НКОЗ по десятичной шкале на ближней дистанции, измеренная с помощью ИКП

МИОЛ	Оптотип	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	Знаки «Е»	30	0,69±0,17	0,76±0,24
	«Квартет»	30	0,68±0,16	0,73±0,19
	Мод. 3-полосные	30	0,71±0,19	0,76±0,19
	Всего	90	0,69±0,17	0,75±0,21
TFN	Знаки «Е»	30	0,92±0,27	0,91±0,27
	«Квартет»	30	0,91±0,23	0,90±0,22
	Мод. 3-полосные	30	0,86±0,17	0,88±0,19
	Всего	90	0,90±0,23	0,90±0,23
RES	Знаки «Е»	30	0,74±0,19	0,76±0,22
	«Квартет»	30	0,73±0,19	0,79±0,23
	Мод. 3-полосные	30	0,73±0,18	0,74±0,20
	Всего	90	0,73±0,19	0,76±0,22
Всего	Знаки «Е»	90	0,77±0,23	0,80±0,24
	«Квартет»	90	0,76±0,21	0,79±0,22
	Мод. 3-полосные	90	0,76±0,19	0,79±0,20
	Всего	270	0,76±0,21	0,79±0,23

Таблица 11 - Динамика средней НКОЗ по системе LogMAR на ближней дистанции, измеренная с помощью ИКП

МИОЛ	Оптотип	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	Знаки «Е»	30	0,18±0,12	0,14±0,13
	«Квартет»	30	0,18±0,10	0,15±0,11
	Мод. 3-полосные	30	0,17±0,13	0,14±0,12
	Всего	90	0,18±0,12	0,14±0,12
TFN	Знаки «Е»	30	0,05±0,12	0,06±0,14
	«Квартет»	30	0,05±0,12	0,06±0,11
	Мод. 3-полосные	30	0,07±0,09	0,06±0,09
	Всего	90	0,06±0,11	0,06±0,12
RES	Знаки «Е»	30	0,15±0,14	0,14±0,15
	«Квартет»	30	0,15±0,14	0,13±0,15
	Мод. 3-полосные	30	0,16±0,13	0,15±0,13
	Всего	90	0,15±0,13	0,14±0,14
Всего	Знаки «Е»	90	0,13±0,13	0,12±0,14
	«Квартет»	90	0,14±0,13	0,12±0,13
	Мод. 3-полосные	90	0,14±0,12	0,12±0,12
	Всего	270	0,14±0,13	0,12±0,13

Не обнаружено значимых различий между опто типами для измерения ОЗ в целом как по десятичной шкале ($p=0,860$), так и по системе LogMAR ($p=0,981$). Через 3 месяца п/о значения ОЗ, полученные с помощью знаков «Е», «квартета» и мод. 3-полосных опто типов, составили $0,77\pm 0,23$ ($0,13\pm 0,13$ LogMAR), $0,76\pm 0,21$ ($0,14\pm 0,13$ LogMAR) и $0,76\pm 0,19$ ($0,14\pm 0,12$ LogMAR) соответственно. Через 12 месяцев п/о также не наблюдалось статистически значимого различия между знаками «Е», «квартетом» и мод. 3-полосными стимулами: $0,80\pm 0,24$ ($0,12\pm 0,14$ LogMAR), $0,79\pm 0,22$ ($0,12\pm 0,13$ LogMAR), $0,79\pm 0,20$ ($0,12\pm 0,12$ LogMAR) соответственно.

Обнаружено слабое взаимодействие фактора времени и типа ИОЛ (для десятичной шкалы $p=0,055$, формально это значение больше критического уровня $0,05$, но находится в зоне неопределенности от $0,05$ до $0,1$, когда мы можем утверждать о наличии недоказанной статистически тенденции; для системы LogMAR $p=0,02$): у пациентов с TFN не значимое изменение ОЗ, тогда как у больных с TRI и RES отмечалось улучшение в динамике (рисунок 15).

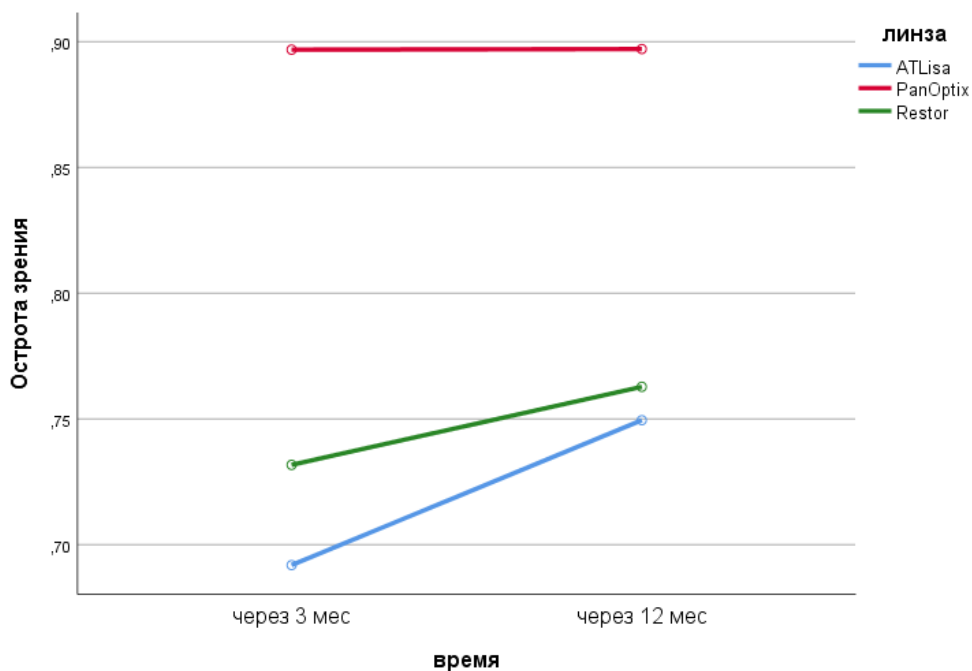


Рисунок 15 - Изменение в динамике средней НКОЗ на ближней дистанции с применением ИКП

Значимого взаимодействия фактора времени и опто типа не обнаружено (для десятичной шкалы $p=0,994$, для системы LogMAR $p=0,956$), динамика изменения ОЗ протекает одинаково не зависимо от опто типа, и для всех опто типов статистически не значимо изменилась со временем.

Значимого взаимодействия фактора ИОЛ и опто типа не обнаружено (для десятичной шкалы $p=0,895$, для системы LogMAR $p=0,969$), опто тип никак не влияет на различие между МИОЛ как через 3 месяца, так и через 12 месяцев п/о.

Не обнаружено трехфакторного взаимодействия времени, ИОЛ и опто типа (для десятичной шкалы $p=0,668$, для системы LogMAR $p=0,727$), сочетание ИОЛ и опто типа никак не влияет на динамику изменения ОЗ.

Выявлены статистически значимые различия при множественных попарных сравнениях МИОЛ: TRI и TFN ($p=0,000$ по обеим шкалам измерения), TFN и RES ($p=0,000$ по обеим шкалам измерения) с использованием апостериорного критерия Шеффе.

4.2.2.2. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью ИКП, на промежуточной дистанции

При рассмотрении ОЗ, измеренной с помощью ИКП, на промежуточной дистанции получены следующие результаты (таблица 12, 13).

По результатам расчета общей линейной модели с повторными измерениями со временем ОЗ на промежуточной дистанции в целом по трем группам и трем опто типам увеличилась. Так, через 3 месяца п/о ОЗ была $0,71\pm 0,21$ ($0,17\pm 0,14$ LogMAR), а через 12 месяцев п/о составила $0,74\pm 0,24$ ($0,15\pm 0,15$ LogMAR) ($p=0,000$ как по десятичной шкале, так и по системе LogMAR).

Таблица 12 - Динамика средней НКОЗ по десятичной шкале на промежуточной дистанции, измеренная с помощью ИКП

МИОЛ	Оптотип	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	Знаки «Е»	30	0,73±0,18	0,80±0,22
	«Квартет»	30	0,74±0,15	0,78±0,17
	Мод. 3-полосные	30	0,75±0,13	0,81±0,15
	Всего	90	0,74±0,15	0,80±0,18
TFN	Знаки «Е»	30	0,93±0,20	0,98±0,25
	«Квартет»	30	0,90±0,13	0,89±0,20
	Мод. 3-полосные	30	0,91±0,13	0,94±0,18
	Всего	90	0,91±0,16	0,94±0,21
RES	Знаки «Е»	30	0,54±0,15	0,55±0,15
	«Квартет»	30	0,53±0,15	0,54±0,15
	Мод. 3-полосные	30	0,53±0,15	0,54±0,15
	Всего	90	0,53±0,15	0,54±0,15
Всего	Знаки «Е»	90	0,71±0,23	0,76±0,27
	«Квартет»	90	0,70±0,21	0,72±0,22
	Мод. 3-полосные	90	0,71±0,21	0,75±0,23
	Всего	270	0,71±0,21	0,74±0,24

Таблица 13 - Динамика средней НКОЗ по системе LogMAR на промежуточной дистанции, измеренная с помощью ИКП

МИОЛ	Оптотип	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	Знаки «Е»	30	0,15±0,11	0,12±0,13
	«Квартет»	30	0,14±0,10	0,12±0,10
	Мод. 3-полосные	30	0,13±0,08	0,10±0,08
	Всего	90	0,14±0,10	0,11±0,11
TFN	Знаки «Е»	30	0,04±0,09	0,02±0,11
	«Квартет»	30	0,05±0,06	0,06±0,09
	Мод. 3-полосные	30	0,05±0,06	0,03±0,08
	Всего	90	0,05±0,07	0,04±0,09
RES	Знаки «Е»	30	0,28±0,12	0,27±0,12
	«Квартет»	30	0,29±0,12	0,28±0,12
	Мод. 3-полосные	30	0,30±0,12	0,29±0,12
	Всего	90	0,29±0,12	0,28±0,12
Всего	Знаки «Е»	90	0,17±0,15	0,15±0,16
	«Квартет»	90	0,17±0,14	0,16±0,14
	Мод. 3-полосные	90	0,17±0,14	0,15±0,15
	Всего	270	0,17±0,14	0,15±0,15

Обнаружены различия ОЗ между МИОЛ в целом как по децимальной шкале, так и по системе LogMAR ($p=0,000$). Так, через 3 месяца п/о наилучшая ОЗ была отмечена после имплантации TFN $0,91\pm 0,16$ ($0,05\pm 0,07$ LogMAR), в то время как у TRI $0,74\pm 0,15$ ($0,14\pm 0,10$ LogMAR) и RES $0,53\pm 0,15$ ($0,29\pm 0,12$ LogMAR). Через 12 месяцев п/о также наблюдалось превосходство TFN $0,94\pm 0,21$ ($0,04\pm 0,09$ LogMAR) над TRI $0,80\pm 0,18$ ($0,11\pm 0,11$ LogMAR) и RES $0,54\pm 0,15$ ($0,28\pm 0,12$ LogMAR). ОЗ на промежуточном расстоянии у трифокальных ИОЛ выше в сравнении с исследуемой бифокальной вследствие отсутствия третьего фокуса для промежуточной дистанции у RES.

Не обнаружено значимых различий между опто типами для измерения ОЗ в целом как по децимальной шкале ($p=0,642$), так и по системе LogMAR ($p=0,838$). Через 3 месяца п/о значения ОЗ, полученные с помощью знаков «Е», «квартета» и мод. 3-полосных опто типов, составили $0,71\pm 0,23$ ($0,17\pm 0,15$ LogMAR), $0,70\pm 0,21$ ($0,17\pm 0,14$ LogMAR) и $0,71\pm 0,21$ ($0,17\pm 0,14$ LogMAR) соответственно. Через 12 месяцев п/о также не наблюдалось статистически значимого различия между знаками «Е», «квартетом» и мод. 3-полосными стимулами: $0,76\pm 0,27$ ($0,15\pm 0,16$ LogMAR), $0,72\pm 0,22$ ($0,16\pm 0,14$ LogMAR), $0,75\pm 0,23$ ($0,15\pm 0,15$ LogMAR) соответственно.

Обнаружено взаимодействие фактора времени и модели ИОЛ (для децимальной шкалы $p=0,013$, для системы LogMAR $p=0,006$): у пациентов с RES отмечалось не значимое изменение ОЗ со временем, в то время как у больных с TFN и TRI наблюдалось улучшение в динамике (рисунок 16).

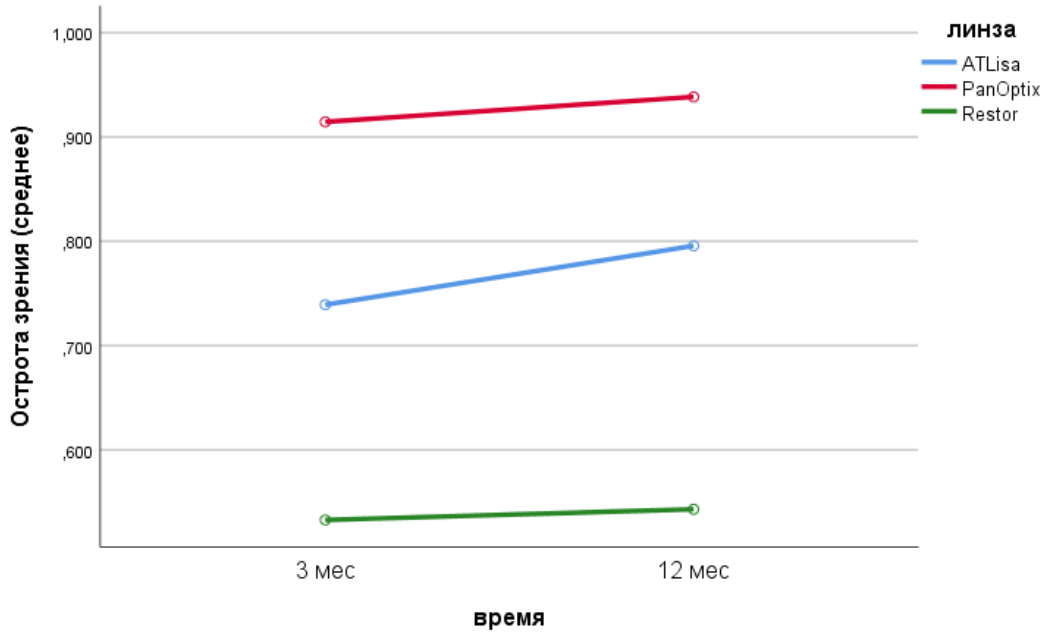


Рисунок 16 - Изменение в динамике средней НКОЗ на промежуточной дистанции с применением ИКП

Значимого взаимодействия фактора времени и оптотипа не обнаружено (для десятичной шкалы $p=0,255$, для системы LogMAR $p=0,237$), динамика изменения ОЗ протекает одинаково независимо от оптотипа, и для всех оптотипов статистически незначимо изменилась со временем.

Значимого взаимодействия фактора ИОЛ и оптотипа не обнаружено (для десятичной шкалы $p=0,877$, для системы LogMAR $p=0,894$), оптотип никак не влияет на различие между МИОЛ как через 3 месяца, так и через 12 месяцев п/о.

Не обнаружено трехфакторного взаимодействия времени, ИОЛ и оптотипа (для десятичной шкалы $p=0,793$, для системы LogMAR $p=0,768$), сочетание ИОЛ и оптотипа никак не влияет на динамику изменения ОЗ.

Выявлены статистически значимые различия при множественных попарных сравнениях МИОЛ: TRI и TFN ($p=0,000$ по обеим шкалам измерения), TFN и RES ($p=0,000$ по обеим шкалам измерения), TRI и RES ($p=0,000$ по обеим шкалам измерения) с использованием критерия Шеффе.

Примечание: ОЗ на 80 см в группе RES была исследована дополнительно (отдельно) с помощью ИКП (таблица 14, 15).

Таблица 14 - Динамика средней НКОЗ по десятичной шкале на промежуточной дистанции 80 см после имплантации RES

Оптотип	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
Знаки «Е»	30	0,52±0,13	0,53±0,14
«Квартет»	30	0,50±0,14	0,52±0,14
Мод. 3-полосные	30	0,50±0,14	0,51±0,14
Всего	90	0,51±0,14	0,52±0,14

Таблица 15 - Динамика средней НКОЗ по системе LogMAR промежуточной дистанции 80 см после имплантации RES

Оптотип	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
Знаки «Е»	30	0,30±0,12	0,29±0,12
«Квартет»	30	0,31±0,12	0,30±0,12
Мод. 3-полосные	30	0,32±0,13	0,31±0,13
Всего	90	0,31±0,12	0,30±0,12

Следовательно, в группе RES ОЗ, измеренная с помощью ИКП, на промежуточной дистанции 80 см была ниже, чем на 60 см, поэтому для рассмотрения модели многофакторного дисперсионного анализа с повторными измерениями и статистической обработки результатов были выбраны значения ОЗ на 60 см.

4.2.2.3. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью ИКП, на дальней дистанции

При рассмотрении ОЗ, измеренной с помощью ИКП, на дальней дистанции получены следующие результаты (таблица 16, 17).

По результатам расчета общей линейной модели с повторными измерениями со временем ОЗ на дальней дистанции в целом по трем группам и трем оптотипам увеличилась. Через 3 месяца п/о ОЗ была $0,78 \pm 0,17$ ($0,12 \pm 0,10$ LogMAR), а через 12 месяцев п/о составила $0,80 \pm 0,19$ ($0,11 \pm 0,11$ LogMAR) ($p=0,000$ как по десятичной шкале, так и по системе LogMAR).

Обнаружены различия по ОЗ между МИОЛ в целом как по десятичной шкале, так и по системе LogMAR ($p=0,000$). Так, через 3 месяца п/о наилучшая ОЗ была отмечена после имплантации TFN $0,87 \pm 0,18$ ($0,07 \pm 0,09$ LogMAR), в то время как у TRI $0,74 \pm 0,15$ ($0,14 \pm 0,09$ LogMAR) и RES $0,74 \pm 0,16$ ($0,15 \pm 0,10$ LogMAR) наблюдались аналогичные показатели. Через 12 месяцев п/о также наблюдалось превосходство TFN $0,90 \pm 0,21$ ($0,06 \pm 0,10$ LogMAR) над TRI $0,78 \pm 0,17$ ($0,12 \pm 0,09$ LogMAR) и RES $0,76 \pm 0,18$ ($0,13 \pm 0,11$ LogMAR).

Не обнаружено значимых различий между опто типами для измерения ОЗ в целом как по десятичной шкале ($p=0,994$), так и по системе LogMAR ($p=0,949$). Через 3 месяца п/о значения ОЗ, полученные с помощью знаков «Е», «квартета» и мод. 3-полосных опто типов, составили $0,78 \pm 0,19$ ($0,12 \pm 0,11$ LogMAR), $0,78 \pm 0,16$ ($0,12 \pm 0,09$ LogMAR) и $0,77 \pm 0,17$ ($0,12 \pm 0,10$ LogMAR) соответственно. Через 12 месяцев п/о также не наблюдалось статистически значимого различия между знаками «Е», «квартетом» и мод. 3-полосными стимулами: $0,81 \pm 0,21$ ($0,11 \pm 0,12$ LogMAR), $0,80 \pm 0,18$ ($0,11 \pm 0,10$ LogMAR), $0,81 \pm 0,18$ ($0,10 \pm 0,10$ LogMAR) соответственно.

Не обнаружено взаимодействия фактора времени и ИОЛ (для десятичной шкалы $p=0,639$, для системы LogMAR $p=0,542$): у пациентов всех трех групп наблюдалось улучшение ОЗ вдаль в динамике (рисунок 17).

Таблица 16 - Динамика средней НКОЗ по десятичной шкале на дальней дистанции, измеренная с помощью ИКП

МИОЛ	Оптотип	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	Знаки «Е»	30	0,75±0,18	0,77±0,17
	«Квартет»	30	0,74±0,11	0,77±0,17
	Мод. 3-полосные	30	0,74±0,15	0,80±0,17
	Всего	90	0,74±0,15	0,78±0,17
TFN	Знаки «Е»	30	0,87±0,20	0,91±0,25
	«Квартет»	30	0,88±0,17	0,90±0,19
	Мод. 3-полосные	30	0,87±0,17	0,89±0,18
	Всего	90	0,87±0,18	0,90±0,21
RES	Знаки «Е»	30	0,74±0,18	0,77±0,21
	«Квартет»	30	0,74±0,15	0,76±0,16
	Мод. 3-полосные	30	0,73±0,16	0,75±0,17
	Всего	90	0,74±0,16	0,76±0,18
Всего	Знаки «Е»	90	0,78±0,19	0,81±0,21
	«Квартет»	90	0,78±0,16	0,80±0,18
	Мод. 3-полосные	90	0,77±0,17	0,81±0,18
	Всего	270	0,78±0,17	0,81±0,19

Таблица 17 - Динамика средней НКОЗ по системе LogMAR на дальней дистанции, измеренная с помощью ИКП

МИОЛ	Оптотип	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	Знаки «Е»	30	0,14±0,10	0,13±0,10
	«Квартет»	30	0,14±0,06	0,12±0,10
	Мод. 3-полосные	30	0,14±0,09	0,11±0,09
	Всего	90	0,14±0,09	0,12±0,09
TFN	Знаки «Е»	30	0,07±0,12	0,06±0,12
	«Квартет»	30	0,06±0,08	0,05±0,09
	Мод. 3-полосные	30	0,07±0,08	0,06±0,09
	Всего	90	0,07±0,09	0,06±0,10
RES	Знаки «Е»	30	0,15±0,11	0,13±0,12
	«Квартет»	30	0,14±0,09	0,13±0,10
	Мод. 3-полосные	30	0,15±0,11	0,14±0,11
	Всего	90	0,15±0,10	0,13±0,11
Всего	Знаки «Е»	90	0,12±0,11	0,11±0,12
	«Квартет»	90	0,12±0,09	0,11±0,10
	Мод. 3-полосные	90	0,12±0,10	0,10±0,10
	Всего	270	0,12±0,10	0,11±0,11

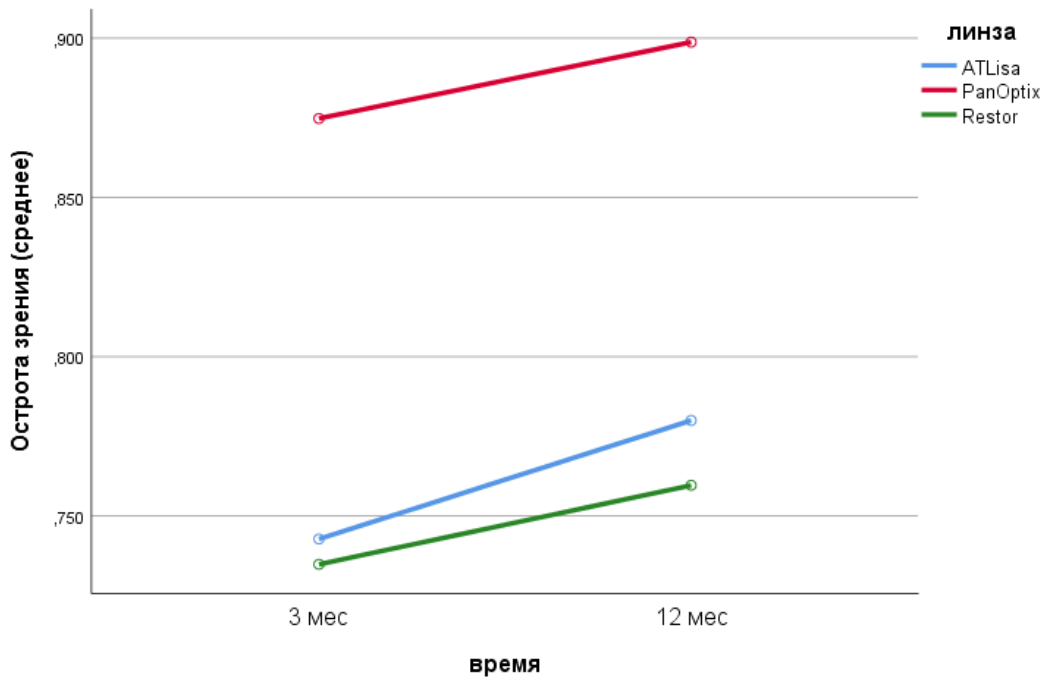


Рисунок 17 - Изменение в динамике средней НКОЗ на дальней дистанции с применением ИКП

Значимого взаимодействия фактора времени и оптотипа не было обнаружено (для десятичной шкалы $p=0,715$, для системы LogMAR $p=0,580$), динамика изменения ОЗ протекает одинаково независимо от оптотипа, и для всех оптотипов статистически не значимо изменилась со временем.

Значимого взаимодействия фактора ИОЛ и оптотипа не обнаружено (для десятичной шкалы $p=0,992$, для системы LogMAR $p=0,994$), оптотип никак не влияет на различие между МИОЛ как через 3 месяца, так и через 12 месяцев п/о.

Не обнаружено трехфакторного взаимодействия времени, ИОЛ и оптотипа (для десятичной шкалы $p=0,563$, для системы LogMAR $p=0,648$), сочетание ИОЛ и оптотипа никак не влияет на динамику изменения ОЗ.

Выявлены статистически значимые различия при множественных попарных сравнениях МИОЛ: TRI и TFN ($p=0,000$ по обеим шкалам измерения), TFN и RES ($p=0,000$ по обеим шкалам измерения) с использованием критерия Шеффе.

Таким образом, в результате проведенных исследований ОЗ, измеренной с помощью ИКП, после имплантации обеих трифокальных ИОЛ (TFN и TRI) отмечали высокие функциональные результаты по ОЗ у пациентов вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии, после имплантации бифокальной линзы RES – вдали и вблизи (таблицы 10-17, рисунки 15-17). Кроме того, НКОЗ вдаль, вблизи и на промежуточном расстоянии выше в группе TFN в сравнении с TRI и RES как по десятичной шкале, так и по системе LogMAR (таблицы 10-17, рисунки 15-17). Это может объясняться как различным материалом ИОЛ (гидрофобный материал AcrySof IQ PanOptix и AcrySof IQ Restor: акрилат/метакрилат с УФ-фильтром и фильтром синего цвета способствует улучшению адгезии ИОЛ к капсуле хрусталика; материал AT LISA tri 839 MP представлен гидрофильным акрилом с гидрофобным покрытием с УФ-фильтром), так и отличиями конструкций, распределением светового потока. Отсутствие третьего промежуточного фокуса у бифокальной ИОЛ RES ожидаемо проявляется более низкой ОЗ на промежуточной дистанции в сравнении с трифокальными линзами.

4.2.2.4. Клинико-функциональные результаты оценки времени измерения остроты зрения с помощью ИКП

Больные с бифокальной ИОЛ быстрее выполняли задание на всех дистанциях в сравнении с пациентами с трифокальными линзами; а сравнивая исследуемые трифокальные ИОЛ между собой преимущество по скорости измерения ОЗ на всех дистанциях оставалось на стороне AcrySof IQ PanOptix. Погрешность оценок времени измерения связана с тем, что ИКП регистрировала общее время процедуры, на протяжении которой пациент мог отвлекаться, задавать вопросы. Специальной инструкции на этот счет не было, так как главной задачей было само измерение остроты зрения (таблицы 18-20).

Таблица 18 - Среднее зарегистрированное время (в секундах) измерения остроты зрения на различных дистанциях с использованием трех оптотипов у пациентов после имплантации AcrySof IQ PanOptix

Оптотипы	60 см	40 см	4 м
Знаки «Е»	98,22±52,86	100,61±42,12	83,12±30,32
«Квартет»	76,10±26,10	80,68±28,93	78,88±39,35
Мод. 3-полосные	129,37±54,70	147,58±56,07	107,29±50,78

Таблица 19 - Среднее зарегистрированное время (в секундах) измерения остроты зрения на различных дистанциях с использованием трех оптотипов у пациентов после имплантации AT LISA tri 839 MP

Оптотипы	80 см	40 см	4 м
Знаки «Е»	108,79±55,24	127,96±50,35	134,56±47,25
«Квартет»	93,13±50,77	103,29±41,97	95,08±26,75
Мод. 3-полосные	123,75±53,48	152,05±51,11	140,41±83,56

Таблица 20 - Среднее зарегистрированное время (в секундах) измерения остроты зрения на различных дистанциях с использованием трех оптотипов у пациентов после имплантации AcrySof IQ ReSTOR

Оптотипы	80 см	60 см	40 см	4 м
Знаки «Е»	90,58±62,16	90,61±30,67	88,97±26,54	82,76±31,42
«Квартет»	63,50±26,97	69,03±31,96	77,37±24,77	67,66±22,09
Мод. 3-полосные	99,31±34,33	110,01±21,68	146,84±48,57	112,60±36,59

В целом, среднее время исследования остроты зрения по ИКП с использованием «квартета» сокращалось в 1,6 раза у пациентов группы TFN, в

1,7 раза – в группе RES и в 1,5 раза – в группе TRI в сравнении с измерением при помощи модифицированных 3-полосных опто типов в двух ориентациях; в 1,2 раза у пациентов группы TFN, в 1,3 раза – в группе RES и в 1,3 раза – в группе TRI в сравнении с измерением при помощи знаков «Е» в четырех ориентациях (таблица 21).

Таблица 21 - Среднее зарегистрированное время измерения остроты зрения (в секундах) с использованием трех опто типов у пациентов с различными типами мультифокальных интраокулярных линз

Опто типы	МИОЛ		
	AcrySof IQ PanOptix	AT LISA tri 839 MP	AcrySof IQ ReSTOR
Знаки «Е»	94,08±42,85	124,32±51,28	87,93±38,28
«Квартет»	78,55±31,45	97,32±41,41	69,73±26,50
Мод. 3-полосные	127,81±55,61	143,95±79,22	117,72±39,99

4.2.3. Ближайшие и отдалённые клиничко-функциональные результаты оценки остроты зрения с помощью стандартного метода в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции

Для достоверной оценки полученных показателей остроты зрения с помощью нового метода этот же параметр был исследован также на различных дистанциях с использованием стандартного метода.

4.2.3.1. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью печатных таблиц, на ближней дистанции

При рассмотрении ОЗ, измеренной с помощью печатных таблиц, на ближней дистанции мы получили следующие результаты (таблица 22, 23).

Таблица 22 - Динамика средней ОЗ по децимальной шкале на ближней дистанции, измеренная с помощью печатных таблиц

МИОЛ	ОЗ	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	НКОЗ	30	0,71±0,18	0,72±0,19
	КОЗ	30	0,80±0,16	0,82±0,17
TFN	НКОЗ	30	0,83±0,10	0,84±0,18
	КОЗ	30	0,89±0,07	0,90±0,12
RES	НКОЗ	30	0,72±0,19	0,74±0,19
	КОЗ	30	0,80±0,18	0,87±0,15
Всего	НКОЗ	90	0,74±0,17	0,76±0,19
	КОЗ	90	0,82±0,16	0,86±0,15

Таблица 23 - Динамика средней НКОЗ по системе LogMAR на ближней дистанции, измеренная с помощью печатных таблиц

МИОЛ	ОЗ	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	НКОЗ	30	0,16±0,12	0,16±0,12
	КОЗ	30	0,11±0,10	0,10±0,10
TFN	НКОЗ	30	0,08±0,06	0,09±0,12
	КОЗ	30	0,05±0,04	0,05±0,06
RES	НКОЗ	30	0,16±0,14	0,15±0,13
	КОЗ	30	0,11±0,11	0,07±0,09
Всего	НКОЗ	90	0,14±0,12	0,14±0,13
	КОЗ	90	0,10±0,10	0,07±0,09

По результатам расчета общей линейной модели с повторными измерениями со временем ОЗ на ближней дистанции в целом по трем группам незначительно увеличилась, так через 3 месяца после операции НКОЗ была

0,74±0,17 (0,14±0,12 LogMAR), а через 12 месяцев составила 0,76±0,19 (0,14±0,13 LogMAR), $p>0,05$. В свою очередь КОЗ в срок 3 месяца после операции была 0,82±0,16 (0,10±0,10 LogMAR), через 12 месяцев составила 0,86±0,15 (0,07±0,09 LogMAR), $p>0,05$.

Обнаружены различия НКОЗ между линзами в целом как по десятичной шкале ($p=0,030$), так и по системе LogMAR ($p=0,050$). Так через 3 месяца после хирургического вмешательства наилучшая НКОЗ была отмечена после имплантации TFN 0,83±0,10 (0,08±0,06 LogMAR) в сравнении с TRI 0,71±0,18 (0,17±0,12 LogMAR) и RES 0,72±0,19 (0,16±0,14 LogMAR). Через 12 месяцев после операции также наблюдалось превосходство TFN 0,84±0,16 (0,08±0,11 LogMAR) над TRI 0,72±0,19 (0,16±0,12 LogMAR) и RES 0,74±0,19 (0,15±0,13 LogMAR). Не было обнаружено значимых различий КОЗ между линзами в целом как по десятичной шкале ($p=0,083$), так и по системе LogMAR ($p=0,084$).

Было выявлено статистически значимое различие НКОЗ вблизи при множественных попарных сравнениях МИОЛ TRI и TFN ($p=0,042$ по десятичной шкале) с использованием критерия Шеффе.

4.2.3.2. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью печатных таблиц, на промежуточной дистанции

При рассмотрении ОЗ, измеренной с помощью печатных таблиц, на промежуточной дистанции мы получили следующие результаты (таблица 24, 25).

По результатам расчета общей линейной модели с повторными измерениями со временем ОЗ на промежуточной дистанции в целом по трем группам увеличилась. Так через 3 месяца после операции НКОЗ была 0,50±0,17 (0,33±0,16 LogMAR), а через 12 месяцев 0,54±0,19 (0,30±0,18 LogMAR), $p=0,016$ по десятичной шкале. КОЗ в срок 3 месяца после операции была 0,60±0,12 (0,23±0,10 LogMAR), через 12 месяцев 0,65±0,14 (0,20±0,10 LogMAR), $p=0,002$ как по десятичной шкале, так и по системе LogMAR.

Таблица 24 - Динамика средней ОЗ по десятичной шкале на промежуточной дистанции, измеренная с помощью печатных таблиц

МИОЛ	ОЗ	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	НКОЗ	30	0,55±0,16	0,59±0,16
	КОЗ	30	0,57±0,12	0,61±0,16
TFN	НКОЗ	30	0,62±0,13	0,68±0,17
	КОЗ	30	0,63±0,14	0,71±0,16
RES	НКОЗ	30	0,38±0,12	0,39±0,13
	КОЗ	30	0,61±0,11	0,65±0,09
Всего	НКОЗ	90	0,50±0,17	0,54±0,19
	КОЗ	90	0,60±0,12	0,65±0,14

Таблица 25 - Динамика средней НКОЗ по системе LogMAR на промежуточной дистанции, измеренная с помощью печатных таблиц

МИОЛ	ОЗ	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	НКОЗ	30	0,28±0,14	0,24±0,12
	КОЗ	30	0,25±0,09	0,23±0,12
TFN	НКОЗ	30	0,22±0,10	0,18±0,12
	КОЗ	30	0,22±0,11	0,16±0,10
RES	НКОЗ	30	0,45±0,14	0,44±0,19
	КОЗ	30	0,23±0,09	0,19±0,07
Всего	НКОЗ	90	0,33±0,16	0,30±0,18
	КОЗ	90	0,23±0,10	0,20±0,10

Обнаружены различия НКОЗ между линзами в целом по обеим шкалам измерения ОЗ ($p=0,000$). Так через 3 месяца п/о наилучшая НКОЗ была отмечена после имплантации TFN $0,58\pm 0,16$ ($0,25\pm 0,13$ LogMAR) в сравнении с TRI

0,55±0,16 (0,28±0,14 LogMAR) и RES 0,38±0,12 (0,45±0,14 LogMAR). Через 12 месяцев п/о также наблюдалось превосходство TFN 0,62±0,19 (0,23±0,14 LogMAR) над TRI 0,59±0,16 (0,24±0,12 LogMAR) и RES 0,39±0,13 (0,44±0,19 LogMAR). Было обнаружено различие КОЗ между линзами в целом по десятичной шкале ($p=0,046$).

Было выявлено статистически значимое различие НКОЗ на промежуточной дистанции при множественных попарных сравнениях МИОЛ TRI и RES ($p=0,000$ по обеим шкалам измерения ОЗ), а также при сравнении TFN и RES ($p=0,000$ по обеим шкалам измерения ОЗ) с использованием критерия Шеффе. Кроме того, было обнаружено статистически значимое различие КОЗ при попарном сравнении МИОЛ TRI с TFN ($p=0,051$ по десятичной шкале).

Примечание: ОЗ на 80 см в группе RES была исследована дополнительно (отдельно) с помощью печатных таблиц (таблицы 26, 27).

Таблица 26 - Динамика средней ОЗ по десятичной шкале на промежуточной дистанции 80 см после имплантации RES

ОЗ	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
НКОЗ	30	0,31±0,11	0,31±0,10
КОЗ	30	0,47±0,12	0,51±0,10

Таблица 27 - Динамика средней ОЗ по системе LogMAR промежуточной дистанции 80 см после имплантации RES

ОЗ	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
НКОЗ	30	0,54±0,18	0,55±0,18
КОЗ	30	0,34±0,12	0,30±0,09

В группе RES ОЗ, измеренная с помощью печатных таблиц, на промежуточной дистанции 80 см ниже, чем на 60 см, поэтому для рассмотрения

модели многофакторного дисперсионного анализа с повторными измерениями и статистической обработки результатов были выбраны показатели ОЗ на 60 см.

4.2.3.3. Результаты статистического анализа остроты зрения, измеренной с помощью фороптера, на дальней дистанции

При рассмотрении ОЗ, измеренной с помощью фороптера, на дальней дистанции мы получили следующие результаты (таблица 28, 29).

По результатам расчета общей линейной модели с повторными измерениями со временем ОЗ на дальней дистанции в целом по трем группам увеличилась. Так через 3 месяца после операции НКОЗ была $0,77 \pm 0,19$ ($0,13 \pm 0,12$ LogMAR), а через 12 месяцев составила $0,80 \pm 0,21$ ($0,12 \pm 0,13$ LogMAR), $p > 0,05$. В свою очередь КОЗ в срок 3 месяца после операции была $0,92 \pm 0,17$ ($0,04 \pm 0,09$ LogMAR), через 12 месяцев составила $0,94 \pm 0,14$ ($0,03 \pm 0,07$ LogMAR), $p > 0,05$.

Таблица 28 - Динамика средней ОЗ по децимальной шкале на дальней дистанции, измеренная с помощью фороптера

МИОЛ	ОЗ	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	НКОЗ	30	$0,74 \pm 0,21$	$0,77 \pm 0,22$
	КОЗ	30	$0,90 \pm 0,22$	$0,95 \pm 0,16$
TFN	НКОЗ	30	$0,87 \pm 0,19$	$0,89 \pm 0,15$
	КОЗ	30	$1,00 \pm 0,07$	$0,99 \pm 0,08$
RES	НКОЗ	30	$0,73 \pm 0,16$	$0,76 \pm 0,21$
	КОЗ	30	$0,89 \pm 0,14$	$0,89 \pm 0,13$
Всего	НКОЗ	90	$0,77 \pm 0,19$	$0,80 \pm 0,21$
	КОЗ	90	$0,92 \pm 0,17$	$0,94 \pm 0,14$

Таблица 29 - Динамика средней ОЗ по системе LogMAR на дальней дистанции, измеренная с помощью фороптера

МИОЛ	ОЗ	N	3 месяца п/о	12 месяцев п/о
TRI	НКОЗ	30	0,15±0,13	0,14±0,14
	КОЗ	30	0,06±0,11	0,03±0,07
TFN	НКОЗ	30	0,08±0,13	0,06±0,09
	КОЗ	30	0,00±0,03	0,01±0,04
RES	НКОЗ	30	0,15±0,10	0,14±0,14
	КОЗ	30	0,06±0,07	0,06±0,07
Всего	НКОЗ	90	0,13±0,12	0,12±0,13
	КОЗ	90	0,04±0,09	0,03±0,07

Были обнаружены значимые различия НКОЗ между линзами в целом как по децимальной шкале ($p=0,020$), так и по системе LogMAR ($p=0,033$). Так через 3 месяца после хирургического вмешательства наилучшая НКОЗ вдаль была отмечена после имплантации TFN $0,87\pm0,19$ ($0,08\pm0,13$ LogMAR) в сравнении с TRI $0,74\pm0,21$ ($0,15\pm0,13$ LogMAR) и RES $0,73\pm0,16$ ($0,15\pm0,10$ LogMAR). Через 12 месяцев после операции также наблюдалось превосходство TFN $0,89\pm0,15$ ($0,06\pm0,09$ LogMAR) над TRI $0,77\pm0,22$ ($0,14\pm0,14$ LogMAR) и RES $0,76\pm0,21$ ($0,14\pm0,14$ LogMAR).

Также были обнаружены значимые различия КОЗ между линзами в целом как по децимальной шкале ($p=0,026$), так и по системе LogMAR ($p=0,020$). Так через 3 месяца после хирургического вмешательства наилучшая КОЗ была отмечена после имплантации TFN $1,00\pm0,07$ ($0,00\pm0,03$ LogMAR) в сравнении с TRI $0,90\pm0,22$ ($0,06\pm0,11$ LogMAR) и RES $0,89\pm0,14$ ($0,06\pm0,07$ LogMAR). Через 12 месяцев после операции также наблюдалось превосходство TFN $0,99\pm0,08$ ($0,01\pm0,04$ LogMAR) над TRI $0,95\pm0,16$ ($0,03\pm0,07$ LogMAR) и RES $0,89\pm0,13$ ($0,06\pm0,07$ LogMAR).

Было обнаружено значимое взаимодействие фактора времени и ИОЛ в отношении КОЗ как по децимальной шкале ($p=0,012$), так и по системе LogMAR, $p=0,039$ (рисунок 18). Взаимодействие фактора времени и типа линзы выразалось в том, что у линз TFN и RES не значимое изменение КОЗ со временем, в то время как у TRI мы видим улучшение в динамике.

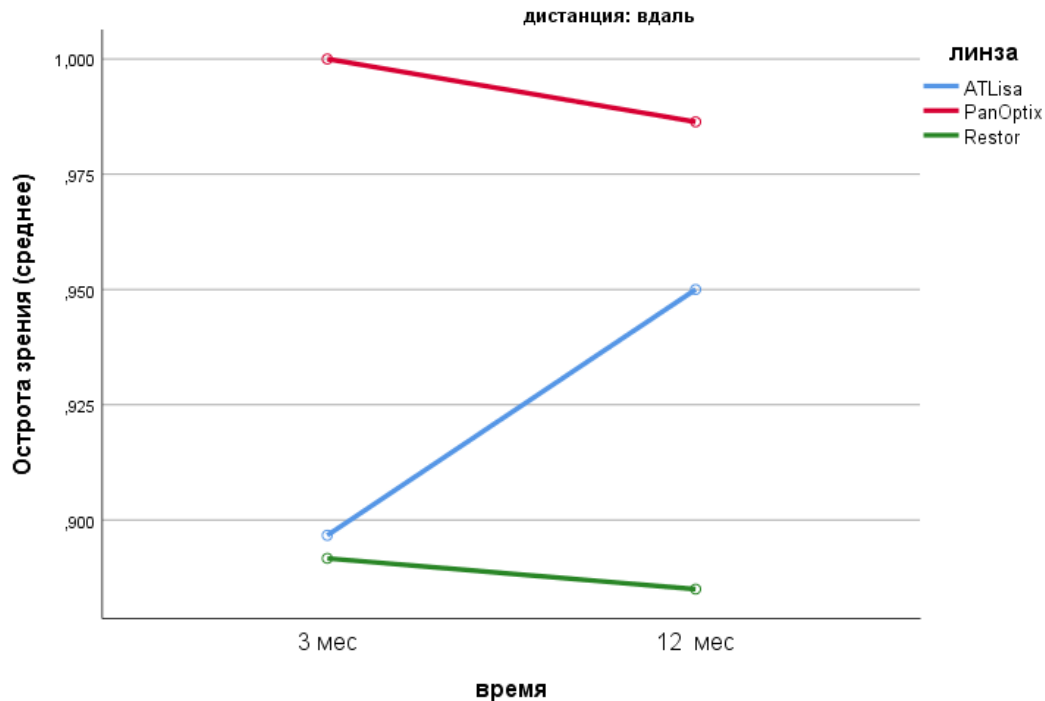


Рисунок 18 - Изменение в динамике средней КОЗ на дальней дистанции после имплантации различных моделей ИОЛ

Было выявлено статистически значимое различие НКОЗ на дальней дистанции при попарном сравнении ИОЛ TRI с TFN ($p=0,052$ по децимальной шкале), а также при сравнении TFN и RES ($p=0,037$ по децимальной шкале) с использованием критерия Шеффе. Кроме того, было обнаружено статистически значимое различие КОЗ при попарном сравнении ИОЛ TFN и RES ($p=0,027$ по децимальной шкале и $p=0,024$ по системе LogMAR).

Таким образом, в результате проведенных исследований ОЗ, измеренной с помощью фороптера для дальней дистанции и специальных печатных таблиц для

близки и промежуточной дистанции, после имплантации обеих трифокальных ИОЛ (TFN и TRI) отмечали высокие функциональные результаты по ОЗ у пациентов вдаль, вблизи и на промежуточном расстоянии, после имплантации бифокальной линзы RES – вдаль и вблизи, как и в случае оценки ОЗ по ИКП (таблицы 22-29, рисунок 18). Кроме того, НКОЗ вдаль, вблизи и на промежуточном расстоянии была выше в группе TFN в сравнении с TRI и RES как по десятичной шкале, так и по системе LogMAR (таблицы 22-29, рисунок 18). Полученные результаты подтверждают данные, измеренные нами с помощью ИКП с применением различных оптопов.

4.2.4. Ближайшие и отдалённые клинично-функциональные результаты оценки пространственной контрастной чувствительности в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции

После имплантации всех трех исследуемых моделей мультифокальных ИОЛ пространственная контрастная чувствительность (ПКЧ) имела типичный вид с максимальным значением в области средних частот и снижением показателей в области высоких частот (таблица 30). При фотопических условиях отмечалось умеренное снижение ПКЧ на низких и высоких пространственных частотах, при мезопических условиях отмечалось более выраженное снижение ПКЧ на высоких пространственных частотах с положительной динамикой в течение года наблюдения. Снижение ПКЧ у всех групп исследуемых мультифокальных ИОЛ в мезопических условиях в сравнении с фотопическими может объясняться увеличением светорассеяния, связанным со значительно бóльшим диаметром зрачка в мезопических условиях, что приводит к дополнительной расплывчатости изображения.

В срок 3 месяца после операции ПКЧ выше в группе TFN (во всех условиях освещенности) в сравнении с группами RES и TRI (таблица 30, рисунки 19-22).

Таблица 30 - Результаты клинических исследований ПКЧ через 3 месяца и 12 месяцев после имплантации МИОЛ

Пространственные частоты (цикл/град)	TFN (n=30), 3 мес./12 мес.	TRI (n=30) 3 мес./12 мес.	RES (n=30) 3 мес./12 мес.
Фотопические условия (85 кд/м ²)			
1,5	55±27/66±28	48±29/58±30	51±24/69±29
3	86±31/100±34	61±28/75±35	80±38/110±39
6	87±47/93±51	61±31/66±43	75±50/100±50
12	40±30/41±37	16±20/15±12	19±12/28±11
18	8±8/10±9	3±5/5±6	5±9/11±13
Мезопические условия (3 кд/м ²)			
1,5	63±32/69±31	55±29/65±32	61±26/82±23
3	78±41/88±38	57±36/64±36	62±34/99±44
6	69±62/70±53	28±29/29±26	48±46/89±66
12	10±14/11±12	4±10/7±13	5±8/8±6
18	5±11/1±3	0±1/0±2	1±3/3±5
Фотопические условия + засвет			
1,5	62±34/72±33	57±12/53±28	40±27/59±32
3	90±41/117±33	99±54/67±37	56±28/82±42
6	105±57/109±22	79±43/81±55	52±38/72±47
12	37±32/56±46	17±16/24±24	17±15/28±30
18	10±6/14±4	6±6/2±4	7±7/6±9
Мезопические условия + засвет			
1,5	50±33/64±28	62±34/32±28	30±12/44±25
3	55±34/77±43	36±41/28±30	38±35/62±48
6	25±23/77±40	5±9/10±22	28±34/48±33
12	5±7/13±6	0±0/3±7	2±4/10±16
18	3±4/4±4	4±7/1±2	1±2/1±3

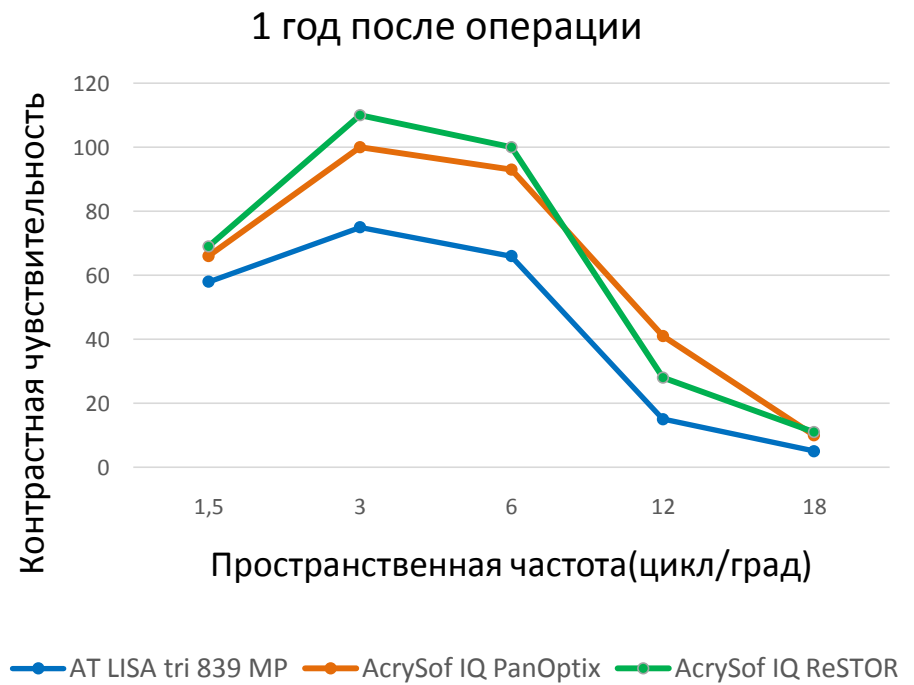
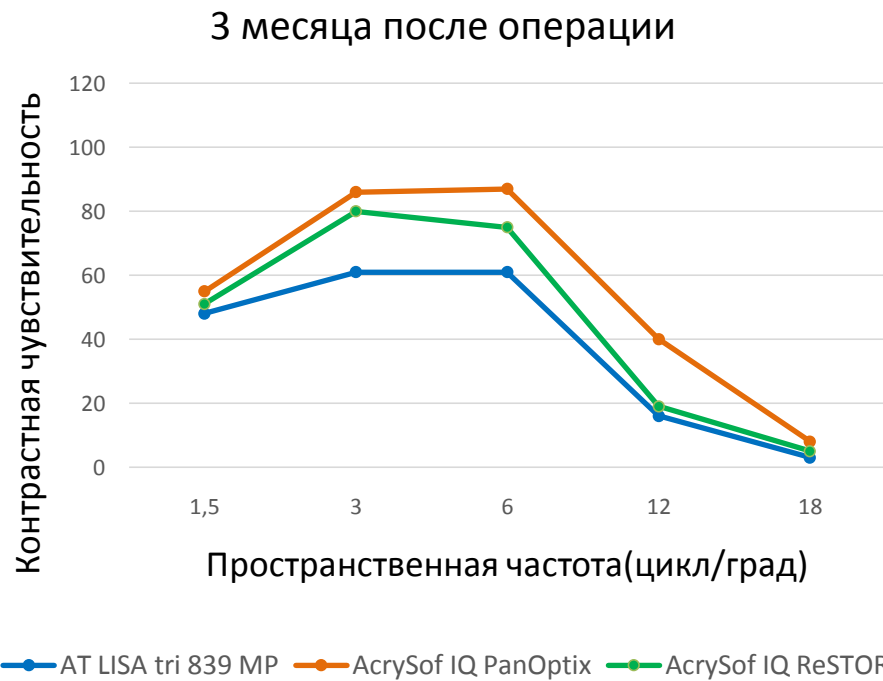
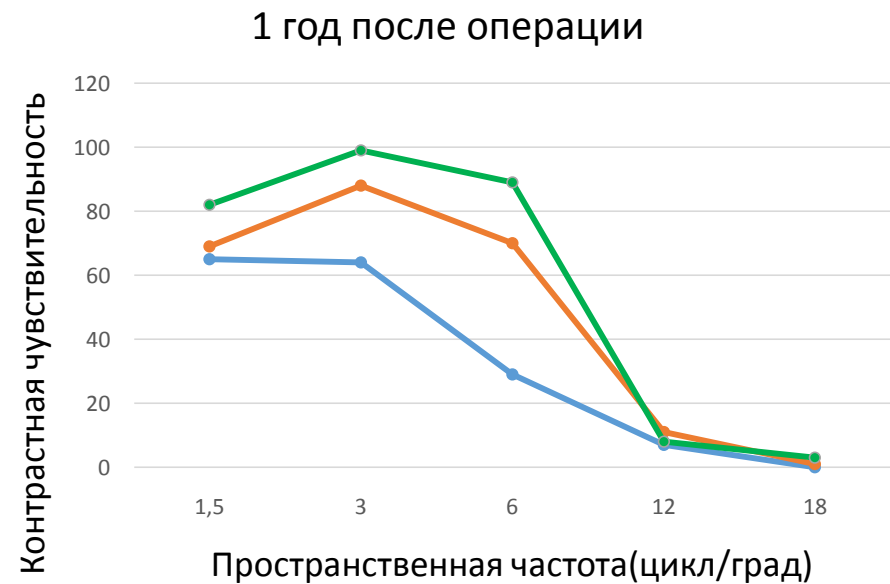
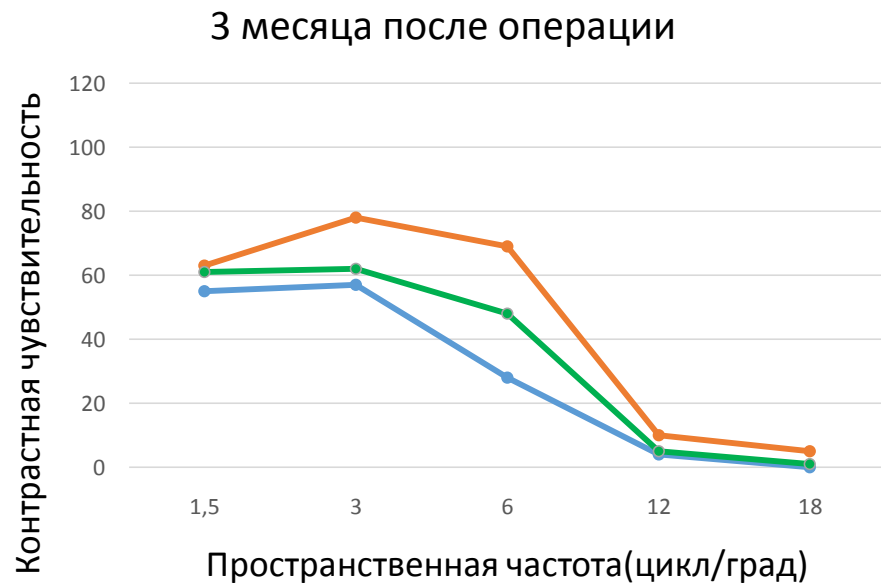
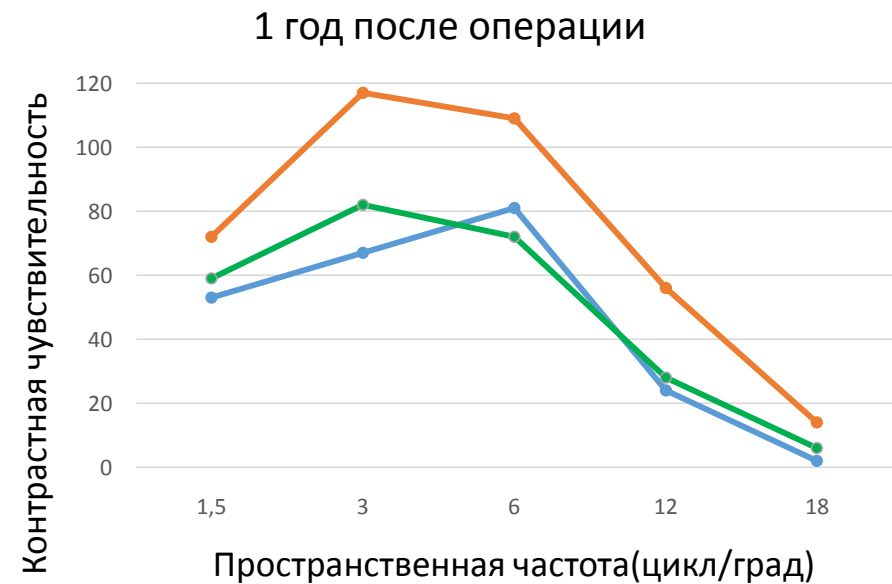
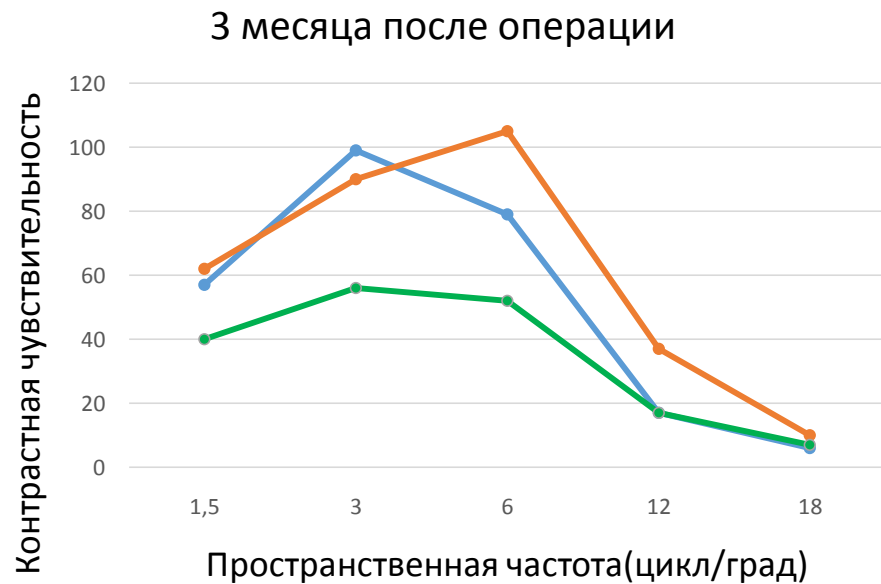


Рисунок 19 – Кривые ПКЧ при фотопических условиях освещенности (85 кд/м^2) через 3 и 12 месяцев после имплантации различных типов мультифокальных ИОЛ



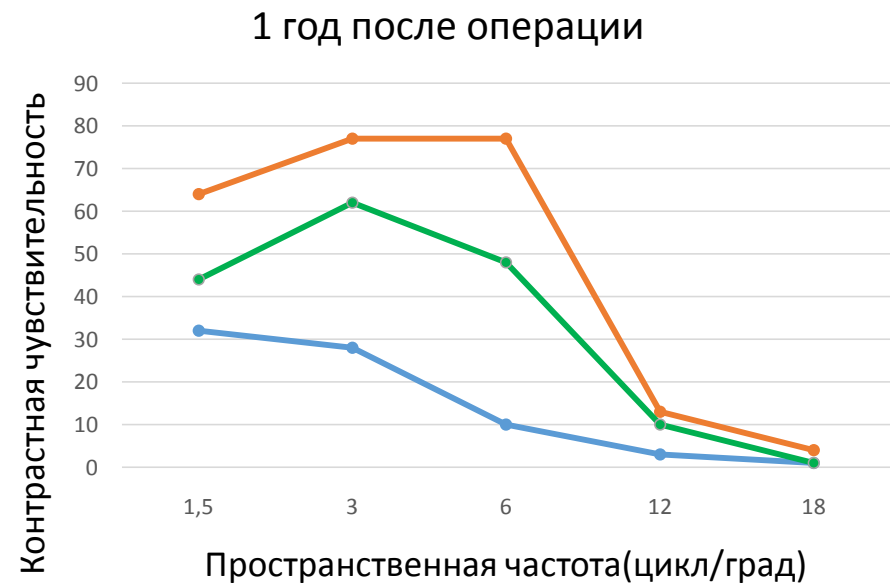
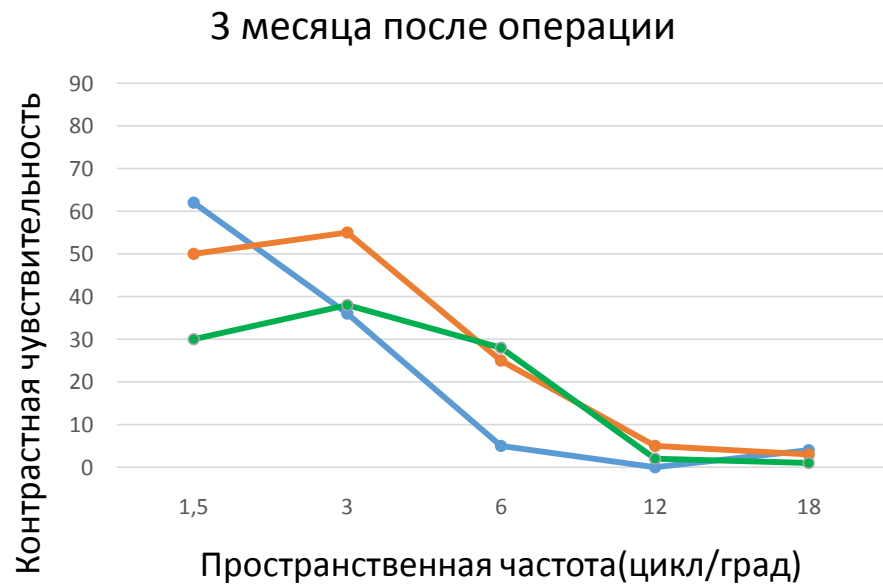
● AT LISA tri 839 MP
 ● AcrySof IQ PanOptix
 ● AcrySof IQ ReSTOR
 ● AT LISA tri 839 MP
 ● AcrySof IQ PanOptix
 ● AcrySof IQ ReSTOR

Рисунок 20 – Кривые ПКЧ при мезопических условиях освещенности (3 кд/м^2) через 3 и 12 месяцев после имплантации различных типов мультифокальных ИОЛ



● AT LISA tri 839 MP
 ● AcrySof IQ PanOptix
 ● AcrySof IQ ReSTOR
 ● AT LISA tri 839 MP
 ● AcrySof IQ PanOptix
 ● AcrySof IQ ReSTOR

Рисунок 21 – Кривые ПКЧ при фотопических условиях освещенности с засветом через 3 и 12 месяцев после имплантации различных типов мультифокальных ИОЛ



AT LISA tri 839 MP AcrySof IQ PanOptix AcrySof IQ ReSTOR

AT LISA tri 839 MP AcrySof IQ PanOptix AcrySof IQ ReSTOR

Рисунок 22 – Кривые ПКЧ при мезопических условиях освещенности с засветом через 3 и 12 месяцев после имплантации различных типов мультифокальных ИОЛ

В отдаленный срок (1 год) п/о в фотопических и мезопических условиях без засвета ПКЧ была выше после имплантации RES в сравнении с TFN и TRI на пространственных частотах 1.5, 3, 6 и 18 цикл/град, за исключением частоты 12 цикл/град, где показатели ПКЧ были выше у TFN (таблица 30, рисунки 19, 20). Полученные нами результаты подтверждают заключения многих зарубежных и отечественных исследователей (Jonker S.M., 2015 [114]; Бойко Э.В., 2018 [8] и др.), в которых демонстрировалось снижение ПКЧ на различных частотах в случае артификации, особенно после имплантации трифокальных ИОЛ в сравнении с бифокальными (рисунок 7). Степень снижения ПКЧ прямо пропорциональна числу оптических зон в ИОЛ вследствие засвета сетчатки в результате отблеска светового потока от колец дифракционной решетки [156].

В фотопических и мезопических условиях с засветом на всех пространственных частотах через 1 год после операции ПКЧ была значимо выше после имплантации TFN в сравнении с RES и TRI (таблица 30, рисунки 21, 22).

Более высокие показатели ПКЧ в группе TFN в сравнении с RES и TRI спустя 1 год п/о как в фотопических, так и в мезопических условиях с засветом на всех частотах свидетельствует о том, что TFN более устойчива к воздействию ослепительно яркого света (засвета), что является преимуществом в послеоперационном периоде (вождение автомобиля в вечернее время, выполнение ежедневных заданий (активностей) в условиях яркого освещения).

Возможно, это преимущество связано с различными конструкциями МИОЛ, в частности, с наличием меньшего количества дифракционных колец на оптической поверхности TFN (15 дифракционных колец) и RES (9 дифракционных колец) в сравнении с TRI (21 зона дифракции).

Меньшее количество дифракционных колец на оптической поверхности TFN снижает риск возникновения оптических aberrаций и обеспечивает лучшую ПКЧ и качество зрения даже при слабом освещении. В тоже время, сглаженные переходы между ступеньками дифракционных зон, отсутствие на оптической поверхности TRI острых углов обеспечивает пациентам высокое оптическое качество изображения наряду со снижением светорассеяния.

4.2.4.1. Результаты статистического анализа пространственной контрастной чувствительности после мультифокальной коррекции

По результатам расчета общей линейной модели с повторными измерениями ПКЧ повышается в динамике со временем после имплантации всех трех исследуемых моделей мультифокальных линз ($p > 0,05$).

Обнаружены различия ПКЧ между МИОЛ в целом на пространственных частотах 3, 6, 12 и 18 цикл/град ($p=0,019$, $p=0,005$, $p=0,000$ и $p=0,032$ соответственно). Так через 3 месяца п/о во всех условиях освещенности наилучшая ПКЧ была отмечена после имплантации TFN в сравнении с RES и TRI (таблица 30, рисунки 19-22). Через 12 месяцев п/о в фотопических и мезопических условиях без засвета наблюдалось превосходство RES над TFN и TRI на частотах 1.5, 3, 6 и 18 цикл/град, за исключением частоты 12 цикл/град, где ПКЧ была выше у TFN (таблица 30, рисунки 19, 20). Однако в фотопических и мезопических условиях с засветом на всех частотах через 1 год п/о лидирующее положение занимала TFN в сравнении с RES и TRI (таблица 30, рисунки 21, 22).

При множественных попарных сравнениях МИОЛ TRI и TFN отмечалась статистически достоверная разница на частотах 3, 6, 12 и 18 цикл/град ($p=0,002$, $p=0,000$, $p=0,000$ и $p=0,002$ соответственно). При попарном сравнении МИОЛ TFN и RES отмечалась статистически достоверная разница на частоте 12 цикл/град ($p=0,013$); а при попарном сравнении МИОЛ TRI и RES отмечалась статистически достоверная разница на частоте 6 цикл/град ($p=0,004$).

Обнаружены различия ПКЧ в различных условиях освещенности в целом на пространственных частотах 3, 6, 12 и 18 цикл/град ($p=0,002$, $p=0,000$, $p=0,000$ и $p=0,000$ соответственно).

При множественных попарных сравнениях различных условий освещенности обнаружена статистически достоверная разница между мезопическими условиями без засвета и фотопическими условиями с засветом на частотах 12 и 18 цикл/град ($p=0,001$ и $p=0,018$ соответственно); между фотопическими и мезопическими условиями без засвета на частотах 6, 12 и

18 цикл/град ($p=0,004$, $p=0,000$ и $p=0,000$ соответственно); между фотопическими условиями без засвета и мезопическими условиями с засветом на частотах 3, 6, 12 и 18 цикл/град ($p=0,003$, $p=0,001$, $p=0,000$ и $p=0,044$ соответственно); а также между фотопическими и мезопическими условиями с засветом на частотах 3, 6 и 12 цикл/град ($p=0,036$, $p=0,020$, $p=0,002$ соответственно).

Значимого взаимодействия фактора времени и ИОЛ не обнаружено ни на одной пространственной частоте, т.е. динамика изменения ПКЧ не зависит от ИОЛ ($p>0,05$).

Обнаружено слабое взаимодействие фактора времени и условий освещенности на частоте 6 цикл/град ($p=0,05$), т.е. динамика изменения ПКЧ протекает по-разному в зависимости от условий освещенности (рисунок 23).

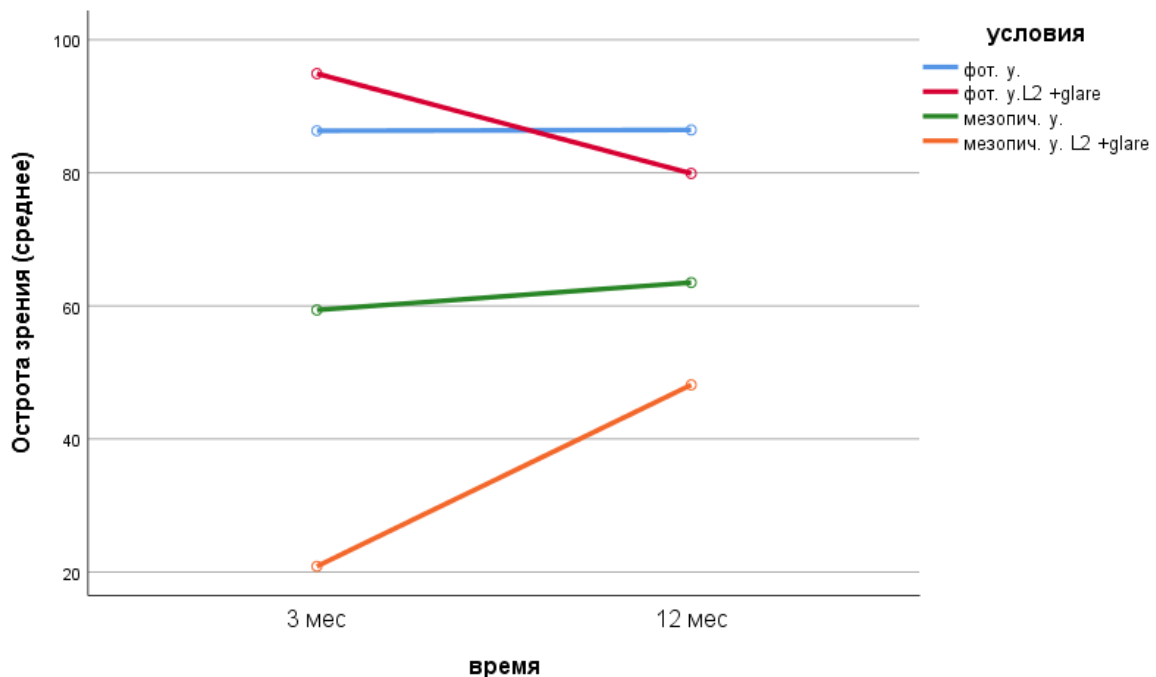


Рисунок 23 - Динамика изменения ПКЧ в зависимости от различных условий освещенности

Наблюдалось взаимодействие между ИОЛ и типом освещенности на частотах 1.5, 3, 6 и 12 цикл/град ($p=0,013$, $p=0,000$, $p=0,008$ и $p=0,029$ соответственно). Это свидетельствует о том, что ПКЧ независимо от временной точки различается между линзами в зависимости от условий освещенности.

Не было обнаружено трехфакторного взаимодействия времени, ИОЛ и условий освещенности ни на одной пространственной частоте, т.е. ПКЧ со временем не меняется в зависимости от сочетания линзы и условий освещенности ($p>0,05$).

4.2.5. Ближайшие и отдалённые клинико-функциональные результаты оценки сферэквивалента в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции

При рассмотрении сферэквивалента (SE) мы получили следующие результаты (таблица 31).

Таблица 31. Средние значения и квантили распределения по сферэквиваленту в динамике после мультифокальной коррекции

МИОЛ	Сроки после операции				
	1 день – 1 неделя	1 месяц	3 месяца	6 месяцев	12 месяцев
AcrySof IQ PanOptix (TFN) (n=30)	0,06±0,60 0,25 [-0,50;0,50]	0,06±0,62 0,25 [-0,50;0,50]	0,04±0,60 0,25 [-0,25;0,50]	0,06±0,61 0,25 [-0,25;0,50]	0,12±0,58 0,25 [-0,25;0,50]
AT LISA tri 839 MP (TRI) (n=30)	-0,36±0,57 -0,50 [-0,75; 0,00]	-0,39±0,53 -0,50 [-0,75;0,00]	-0,46±0,56 -0,50 [-0,75;0,25]	-0,48±0,57 -0,50 [-0,75;0,00]	-0,48±0,58 -0,50 [-0,75;0,00]
AcrySof IQ ReSTOR (RES) (n=30)	0,07±0,63 0,00 [-0,25; 0,50]	0,09±0,63 0,00 [-0,25;0,50]	0,07±0,62 0,00 [-0,25;0,50]	0,13±0,62 0,00 [-0,25;0,50]	0,09±0,54 0,00 [-0,25;0,50]

В результате проведения сравнительной оценки МИОЛ было обнаружено значимое различие на каждой временной точке ($p=0,001$ в период 1 день –

1 неделя после операции, и $p=0,000$ в сроки 1 месяц, 3 месяца, 6 месяцев и 12 месяцев после операции). Это означает, что различие между мультифокальными ИОЛ отмечалось в каждый срок наблюдения.

По итогам оценки изменения SE в динамике в целом у TRI ($p=0,632$) и RES ($p=0,393$) не были получены статистически достоверные значения, а у TFN было получено статистически достоверное значение ($p=0,022$), а именно, отмечалась достоверная разница при сравнении сроков 6 месяцев и 12 месяцев п/о ($p=0,027$), а также при сравнении сроков 3 месяца и 12 месяцев п/о ($p=0,010$).

В целом, различия между исследуемыми тремя моделями МИОЛ были обнаружены. Так МИОЛ TRI значимо отличалась как от TFN, так и от RES на всех сроках наблюдения после операции, $p<0,05$. В свою очередь, МИОЛ TFN и RES между собой значимо не отличались, $p>0,05$ (таблица 32).

Таблица 32 - Результаты попарного сравнения МИОЛ в различные сроки после хирургического вмешательства (показатели p-value)

МИОЛ	Сроки после операции				
	1 день – 1 неделя	1 месяц	3 месяца	6 месяцев	12 месяцев
TFN и TRI	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000
TFN и RES	0,914	0,981	0,907	0,707	0,825
TRI и RES	0,003	0,001	0,000	0,000	0,000

Степень помутнения задней капсулы хрусталика и последующего проведения Nd: YAG-лазерной дисцизии в период от 3 до 12 месяцев п/о была выше после имплантации TRI и составила 30% (9 глаз из 30) в сравнении с TFN – 10% (3 глаза из 30) и RES – 13,33% (4 глаза из 30). Статистически значимое различие по данному показателю было обнаружено между группами TFN и TRI ($p=0,026$). Между группами TFN и RES и группами TRI и RES статистически значимых различий не было обнаружено ($p=0,344$ и $p=0,059$ соответственно).

4.2.6. Ближайшие и отдалённые клинико-функциональные результаты оценки субъективной удовлетворенности пациентов в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции

Анкетирование с использованием VF-14 в срок 3 месяца после операции было проведено у 20 человек (40 глаз) после имплантации TFN (группа 1), у 20 человек (40 глаз) после имплантации TRI (группа 2) и у 20 человек (40 глаз) после имплантации RES (группа 3). Расчет среднего показателя проводили по формуле с использованием значений анкеты, полученных в ходе исследования:

группа 1

$92,3+96,4+96,2+94,6+100+98,1+100+96,2+98,2+97,5+93,8+100+95,5+92,9+95,8+100+95,5+100+100+100 = 1943; 1943/20 = 97,15;$

группа 2

$89,3+96,4+100+100+86,5+89,6+94,4+100+95+95,5+100+94,2+100+100+91,1+97,9+100+100+97,7+97,9 = 1925,5; 1925,5/20 = 96,28;$

группа 3

$76,79+93,18+100+96,43+76,79+94,64+98,21+100+97,73+88,64+96,43+100+100+93,75+98,21+100+94,64+98,21+100+77,27 = 1880,92/20 = 94,05.$

Таким образом, спустя 3 месяца после имплантации TFN средний показатель VF-14 составил $97,2 \pm 2,59$, что на 0,9 балла выше, чем после имплантации TRI ($96,3 \pm 4,25$) и на 3,1 балла выше, чем после имплантации RES ($94,1 \pm 7,94$) (рисунок 24). Данные показатели свидетельствуют о высоком уровне субъективной оценки достигнутых функциональных результатов в трех группах, однако в группах трифокальных МИОЛ субъективная удовлетворенность качеством зрения была выше в сравнении с бифокальной (рисунок 24).

Анкетирование с использованием VF-14 в срок 1 год после операции было проведено у 22 человек (44 глаза) после имплантации TFN (группа 1), у 22 человек (44 глаза) после имплантации TRI (группа 2) и у 22 человек (44 глаза) после имплантации RES (группа 3). Расчет среднего показателя проводили по формуле с использованием значений анкеты, полученных в ходе исследования:

группа 1

100+96,2+100+100+100+100+96,4+100+96,4+100+87,5+100+80,4+98,2+98,2+100+
100+96,4+97,7+96,2+98,1+100 = 2141,7; $2141,7/22=97,35$;

группа 2:

100+97,9+97,5+100+100+85+90+100+100+98,1+100+90+92,9+90,9+100+100+100+
97,7+97,5+97,9+97,7+93,2 = 2126,3; $2126,3/22=96,65$;

группа 3

100+100+93,18+100+76,79+100+96,43+76,79+94,64+98,21+100+97,73+77,27+88,64
+96,43+93,75+98,21+100+94,64+98,21+100+100 = 2080,92/22 = 94,59.

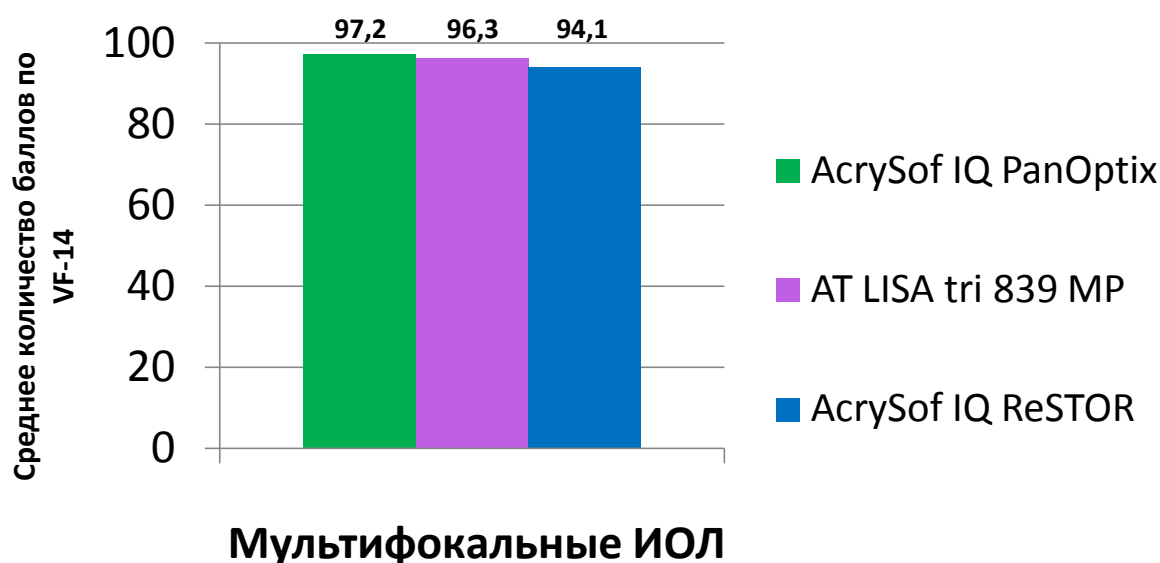


Рисунок 24 - Клинико-функциональные результаты субъективной удовлетворенности пациентов качеством зрения по результатам анкетирования с использованием опросника VF-14 спустя 3 месяца после имплантации различных моделей мультифокальных ИОЛ

Таким образом, спустя 1 год после имплантации TFN средний показатель VF-14 ($97,4 \pm 4,73$) становится на 0,7 баллов выше результата группы TRI ($96,7 \pm 4,33$) и на 2,8 балла выше показателя группы RES ($94,6 \pm 7,75$) (рисунок 25). Все значения соответствуют высокому уровню субъективной оценки достигнутых функциональных результатов в трех группах. Однако в группах

трифокальных МИОЛ субъективная удовлетворенность качеством зрения была выше как в срок 3 месяца, так и в 1 год п/о (рисунки 24, 25).

Средние значения VF-14 увеличиваются в динамике в период от 3 до 12 месяцев п/о в каждой группе исследуемых МИОЛ: с 97,2 до 97,4 (на 0,2 балла) в группе TFN, с 96,3 до 96,7 (на 0,4 балла) в группе TRI и с 94,1 до 94,6 (на 0,5 баллов) в группе RES. Следовательно, уровень субъективной удовлетворенности качеством зрения повышается со временем в каждой группе (рисунки 24, 25).

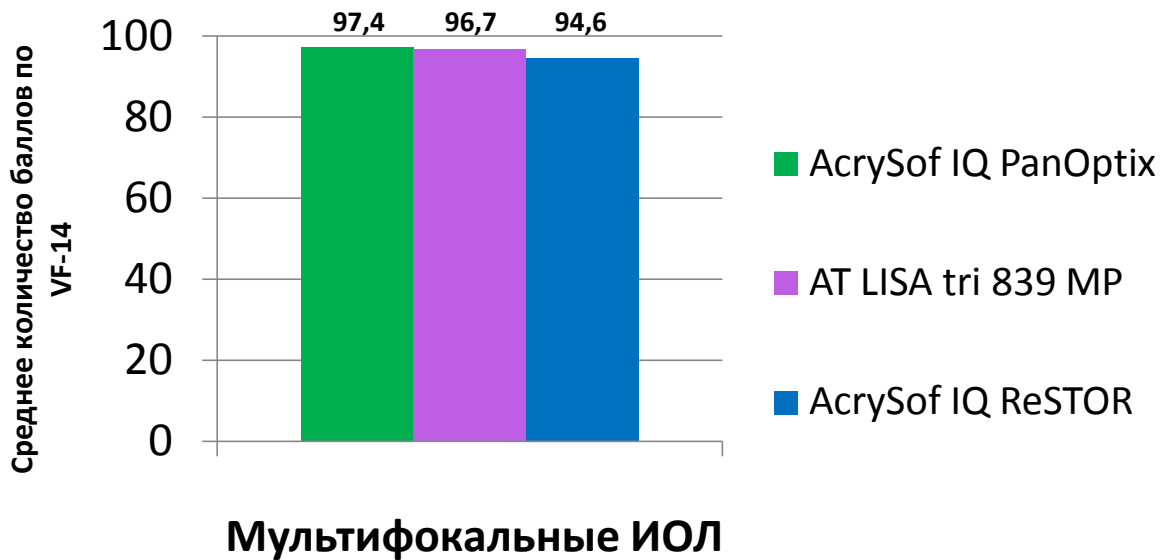


Рисунок 25 - Клинико-функциональные результаты субъективной удовлетворенности пациентов качеством зрения по результатам анкетирования с использованием опросника VF-14 спустя 12 месяцев после имплантации различных моделей мультифокальных ИОЛ

4.2.6.1. Результаты статистического анализа субъективной удовлетворенности пациентов качеством зрения после мультифокальной коррекции

По результатам оценки субъективной удовлетворенности пациентов качеством зрения после имплантации трех разных моделей МИОЛ

статистических различий между исследуемыми группами не было выявлено как в срок 3 месяца п/о ($p=0,183$), так и через 12 месяцев п/о ($p=0,268$).

Средние величины субъективной удовлетворенности (измеренные в баллах) сопоставимы между собой среди трех исследуемых групп МИОЛ.

4.2.6.2. Характеристика оптических феноменов в сравнительном аспекте после мультифокальной коррекции

К негативным световым феноменам относят следующие: круги светорассеяния при взгляде на источник света (halo), вспышки, сверкание (flare), блики (glare), ослепительно яркий свет (flashes), световые мелькания (light streaks). Из всех перечисленных световых явлений пациенты чаще предъявляли жалобы на halo, flashes, glare.

Как в срок 3 месяца, так и через 1 год п/о степень проявления феноменов была от незначительной до умеренной. Выраженные световые явления, которые бы послужили основанием для эксплантации МИОЛ, отсутствовали.

3 месяца после операции

После имплантации обеих трифокальных ИОЛ ореолы (halo) были выражены у большинства пациентов, преимущественно в темное время суток, при вождении автомобиля в вечернее время, а также при взгляде на источник света. В группе RES данные оптические феномены были на 30% менее выражены, чем в группах TFN ($p=0,028$) и TRI ($p=0,028$). Такие световые явления, как ослепительно яркий свет (flashes) и блики (glare), были выражены гораздо в меньшей степени, чем ореолы. Так засветы были в равной степени выражены среди трех групп МИОЛ и составляли 20%, а блики – на 15% менее выражены в группе TRI и RES в сравнении с группой TFN. Вспышки, сверкание (flare) были на 5% менее выражены в группе TFN в сравнении с группой TRI; в группе RES данные оптические феномены вовсе не были отмечены, в отличие от группы TFN ($p=0,018$) и от группы TRI ($p=0,008$) (таблица 33).

Таблица 33 - Степень выраженности оптических феноменов спустя **3 месяца** после имплантации МИОЛ в сравнительном аспекте (n=20 в каждой из трех групп), чел (%)

Оптические феномены	TFN (1)	TRI (2)	RES (3)	р-значение (1) с (2)*	р-значение (1) с (3)*	р-значение (2) с (3)*
Нало (круги светорассеяния при взгляде на источник света)	14 (70)	14 (70)	8 (40)	0,500	0,028	0,028
Flashes (ослепительно яркий свет)	4 (20)	4 (20)	4 (20)	0,500	0,500	0,500
Glare (блики)	5 (25)	2 (10)	2 (10)	0,106	0,106	0,500
Flare (вспышки, сверкание)	4 (20)	5 (25)	0 (0)	0,352	0,018	0,008
Нет жалоб (No complaints)	6 (30)	5 (25)	8 (40)	0,362	0,254	0,156
Применение очков после операции (spectacles)	1 (5)	2 (10)	4 (20)	0,274	0,076	0,188

* z-критерий равенства долей

Дополнительное освещение при работе вблизи и выполнении мелкой ручной работы (например, вышивание крестиком, вязание крючком, часовые и ювелирные работы) требовалось у 45% пациентов после имплантации TFN и у 20% пациентов после имплантации TRI. 10% пациентов группы TFN и 25% пациентов группы TRI использовали лупу для чтения очень мелкого шрифта (инструкций к лекарственным препаратам) и мелкой ручной работы. Однако 40% и 65% пациентов после имплантации TFN и TRI соответственно могли вдеть нитку в иголку без очков и дополнительного освещения. 10% пациентов в группе TRI предъявляли жалобы на низкое зрение при работе за компьютером, 15% пациентов в группе TFN отмечали расплывчатость изображений, в основном, при взгляде вдаль.

В срок 3 месяца после операции в группе TFN одна пациентка нуждалась в очках для чтения мелкого шрифта и работы вблизи (OU sph+2,5); в группе TRI

один пациент использовал очки во время бритья (OU sph+1,0) и одна пациентка применяла очки для работы вблизи и чтения мелкого шрифта (OU sph+1,5), в группе RES одна пациентка применяла очки для чтения (OU sph +0,5), 2 пациента пользовались очками для просмотра телевизора (OU sph+0,5 и OU sph(-)0,5) и 1 пациентка применяла очки для работы с компьютером (OU sph +0,75).

Таким образом, процент применения очковой коррекции в срок 3 месяца п/о составил 5% в группе TFN, 10% – в группе TRI и 20% – в группе RES (таблица 33). Следовательно, процент очковой независимости спустя 3 месяца п/о составил 95%, 90% и 80% в группе TFN, TRI и RES соответственно.

12 месяцев после операции

После имплантации обеих трифокальных ИОЛ ореолы (halo) были выражены у большинства пациентов первые 6-7 месяцев п/о, преимущественно в темное время суток, а также при вождении автомобиля в вечернее время. Спустя год п/о пациенты, как правило, отмечали наличие ореолов, но данные оптические феномены их существенно не беспокоили. В группе RES ореолы были менее выражены на 27,2% в сравнении с группой TFN ($p=0,035$) и на 22,7% — с группой TRI. Такое световое явление, как ослепительно яркий свет (flashes), был на 9,1% менее выражен в группе TFN в сравнении с группами TRI и RES. Блики (glare) были на 4,6% менее выражены в группах TFN и RES в сравнении с группой TRI. Вспышки, сверкание (flare) отсутствовали у пациентов всех исследуемых групп спустя 1 год п/о (таблица 34).

Дополнительное освещение при работе вблизи и выполнении мелкой ручной работы (например, вышивание крестиком, вязание крючком, часовые и ювелирные работы) требовалось у 45,5% пациентов после имплантации TFN, у 31,8% пациентов после имплантации TRI и 59,1% после имплантации RES. 31,8% пациентов обеих трифокальных групп и 36,4% группы RES использовали лупу для чтения очень мелкого шрифта (инструкций к лекарственным препаратам) и мелкой ручной работы. Однако 54,6%, 50% и 72,7% пациентов после имплантации TFN, TRI и RES соответственно могли вдеть нитку в иголку без очков и дополнительного освещения.

Таблица 34 - Степень выраженности оптических феноменов спустя **12 месяцев** после имплантации МИОЛ в сравнительном аспекте (n=22 в каждой из трех групп), чел (%)

Оптические феномены	TFN (1)	TRI (2)	RES (3)	р-значение (1) с (2)*	р-значение (1) с (3)*	р-значение (2) с (3)*
Нало (круги светорассеяния при взгляде на источник света)	14 (63,6)	13 (59,1)	8 (36,4)	0,378	0,035	0,066
Flashes (ослепительно яркий свет)	2 (9,1)	4 (18,2)	4 (18,2)	0,190	0,190	0,500
Glare (блики)	1 (4,5)	2 (9,1)	1 (4,5)	0,275	0,500	0,275
Flare (вспышки, сверкание)	0 (0,0)	0 (0,0)	0 (0,0)	-	-	-
Нет жалоб (No complaints)	7 (31,8)	6 (27,3)	10 (45,5)	0,371	0,176	0,105
Применение очков после операции (spectacles)	1 (4,6)	2 (9,1)	5 (22,7)	0,275	0,039	0,108

* z-критерий равенства долей

4,6% пациентов в каждой группе трифокальных ИОЛ и 18,2% пациентов в группе RES предъявляли жалобы на нечеткость, расплывчатость изображения на дальних дистанциях (30-100 м), в группе RES 9,1% пациентов предъявляли жалобы на плохое распознавание лиц людей на расстоянии около 70 м вдаль, 27,3% пациентов предъявляли жалобы на плохое зрение в темноте, особенно при вождении автомобиля, а также 18,2% пациентов отмечали, что, к примеру, для чтения очень мелкого текста, просмотра телевизора, вдевания нитки в иголку им требовалось некоторое время для фокусировки изображения.

Через год п/о в группе TFN одна пациентка нуждалась в очках для чтения мелкого шрифта и работы вблизи (OU sph+2,5); в группе TRI один пациент использовал очки во время бритья (OU sph+1,0) и одна пациентка применяла очки для работы вблизи и чтения мелкого шрифта (OU sph+1,5). В группе RES

одна пациентка применяла очки для чтения (OU sph +0,5), одна пациентка – для работы за компьютером (OU sph+0,75), два пациента пользовались очками для просмотра телевизора (OU sph+0,5 и OU sph(-)0,5), один пациент применял очки для работы вблизи и для чтения мелкого шрифта (OU sph+0,5) (таблица 34).

Процент применения очковой коррекции спустя 12 месяцев п/о был на 18,1% больше в группе RES (22,7%) в сравнении с группой TFN (4,6%) ($p=0,039$) и на 13,6% - в сравнении с группой TRI (9,1%). Среди трифокальных ИОЛ данный показатель был на 4,5% меньше в группе TFN в сравнении с группой TRI (таблица 34). Следовательно, процент очковой независимости спустя 12 месяцев п/о составил 95,4%, 90,9% и 77,3% в группах TFN, TRI и RES соответственно.

4.2.6.3. Результаты статистического анализа дополнительного опроса пациентов касаясь степени проявления оптических феноменов после мультифокальной коррекции

По результатам оценки дополнительного опроса пациентов касаясь степени проявления оптических феноменов после имплантации трех разных моделей МИОЛ были обнаружены статистически значимые различия:

1.относительно степени проявления ореолов (halo) между группами TFN и RES как в срок 3 месяца п/о ($p=0,03$), так и через 12 месяцев п/о ($p=0,04$), а также между группами TRI и RES ($p=0,03$) спустя 3 месяца п/о;

2.относительно степени проявления вспышек и сверканий (flare) между группами TFN и RES ($p=0,02$) и группами TRI и RES ($p=0,01$) в срок 3 месяца п/о;

3.относительно применения очков после операции между группами TFN и RES в срок 12 месяцев п/о ($p=0,04$).

Подводя итог как в срок 3 месяца, так и через 1 год п/о дополнительное освещение при работе вблизи и выполнении мелкой ручной работы требовалось меньшему количеству пациентов в группе TRI в сравнении с группой TFN, в группе RES пациентам требовалось больше всего освещения. Такой показатель как отсутствие каких-либо жалоб в оба исследуемых срока в группе TFN больше

(лучше) в сравнении с группой TRI, однако в группе RES отмечается некоторое преимущество перед трифокальными линзами.

Что касается процента использования лупы для чтения очень мелкого шрифта (инструкций к лекарственным препаратам) и мелкой ручной работы в срок 3 месяца п/о, данный показатель был меньше (лучше) в группе TFN, а к 1 году п/о результаты выравниваются между трифокальными линзами с преимуществом перед группой RES. Однако по поводу некоторых оптических феноменов ситуация меняется к 1 году п/о: в группе RES отмечается меньшее количество ореолов в сравнении с трифокальными линзами, однако данные световые явления становятся менее выражены в группе TRI в сравнении с TFN. Засветы становятся меньше выражены в группе TFN, чем в группах RES и TRI, а блики, в свою очередь, становятся менее выражены в группах TFN и RES в сравнении с группой TRI. Также к 1 году п/о вдеть нитку в иголку без очков и дополнительного освещения могло большее количество пациентов в группе RES в сравнении с группами TFN и TRI. Кроме того, степень выраженности всех световых феноменов в трех исследуемых группах уменьшается в динамике в период от 3 до 12 месяцев п/о (таблицы 33, 34).

Как через 3 месяца, так и спустя 1 год п/о процент применения очковой коррекции был меньше в группах трифокальных ИОЛ в сравнении с бифокальной (таблицы 33, 34), с преимуществом в группе TFN относительно процента очковой независимости в каждый срок наблюдения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Клинические особенности катаракты обосновывают выбор оптимальной модели ИОЛ в каждом отдельном случае с учетом возраста, сопутствующей патологии глазного яблока, образа жизни пациента и его предпочтений. Современное хирургическое лечение катаракты, а именно факоэмульсификация с имплантацией ИОЛ позволяет не только восстановить утраченное по причине катаракты зрение, но и повысить качество жизни пациента, избавив от необходимости дополнительной оптической коррекции в послеоперационном периоде, что особенно важно для пациентов трудоспособного возраста и критично для ряда профессий [86].

Большинство имплантируемых ИОЛ до сих пор являются монофокальными, обеспечивающими хорошее зрение вдаль. Однако впоследствии пациенты нуждаются в дополнительной очковой коррекции для близи и промежуточной дистанции. Появление бифокальных моделей ИОЛ (например, AcrySof IQ ReSTOR) способствовало обеспечению стабильно высокой ОЗ вдали и вблизи после операции [113, 131], но проблема низкого зрения на промежуточной дистанции оставалась нерешенной. Кроме того, при применении бифокальных линз у пациентов отмечались побочные эффекты (дисфотопсия, снижение ПКЧ), приводящие к неудовлетворенности пациентов качеством зрения. Поэтому, несмотря на свои преимущества, бифокальные ИОЛ в настоящее время ушли в прошлое в связи с появлением новых современных моделей трифокальных ИОЛ, разработанных с целью устранения недостатков бифокальных линз, а именно, низкого зрения на промежуточных дистанциях, для улучшения качества жизни пациентов после перенесенной операции по поводу катаракты [68, 86, 131, 184, 193].

В исследовании Vilar С. 2017 года изучались результаты 20 пациентов (40 глаз) после билатеральной имплантации AcrySof IQ PanOptix и AcrySof IQ Restor в сравнительном аспекте через 1 месяц после операции [193]. Авторы

получили НКОЗ вдаль на 4 м 0,98 против 0,83, на промежуточной дистанции 60 см 0,72 против 0,60 после имплантации AcrySof IQ PanOptix и AcrySof IQ ReSTOR соответственно. Для сравнения, в нашей работе по ИКП была получена средняя НКОЗ вдаль 0,87 против 0,74 и на промежуточном расстоянии 0,91 против 0,53 спустя 3 месяца после имплантации AcrySof IQ PanOptix и AcrySof IQ Restor соответственно.

Для обеспечения хорошего зрения на всех трех необходимых дистанциях трифокальные ИОЛ разделяют световую энергию на три фокусные точки (дальнюю, промежуточную и ближнюю). Достижение широкого диапазона зрения обеспечивается благодаря использованию различных оптических дизайнов и технологий – дифракционной, рефракционной и гибридной – рефракционно-дифракционной.

Результаты зарубежного исследования трифокальной ИОЛ AT LISA tri 839 MP Mojzis P. [147, 148], а именно значения НКОЗ на промежуточной дистанции (0,83), измеренной через 6 месяцев после операции, коррелируют с нашими показателями на аналогичном расстоянии (0,80), полученными в срок 1 год после операции. На дальней дистанции НКОЗ (1,07) и КОЗ (1,12) у Mojzis P. выше наших значений НКОЗ (0,78) и КОЗ (0,95). Однако на ближней дистанции наши результаты выше, чем у зарубежных авторов (НКОЗ 0,75 против 0,63; и КОЗ 0,82 против 0,74).

AcrySof IQ PanOptix является одной из последних мультифокальных ИОЛ для коррекции пресбиопии, основанной на оптической технологии ENLIGHTEN, которая, в отличие от традиционных трифокальных ИОЛ, предназначена для помощи пациентам в выполнении заданий на ближней и промежуточной дистанциях. AcrySof IQ PanOptix имеет промежуточный фокус на 60 см (длина руки человека), что является более естественной и комфортной дистанцией для ежедневных видов активности в сравнении с 80 см у AT LISA tri 839 MP, Fine Vision и Tecnis Symphony (80 см – это длина руки человека примерно 205 см высотой). Исследования человеческого фактора, профессиональной безопасности и здоровья рекомендуют расстояние 50-63 см для выполнения заданий с

применением цифровых экранов. AcrySof IQ PanOptix также имеет более высокий уровень проходящего к сетчатке света (до 88% энергии света), чем другие трифокальные ИОЛ (85%-86%) и меньший размер дифракционной зоны (4,5 мм), чем другие трифокальные ИОЛ (6,15 мм у Fine Vision и 6,0 мм у AT LISA tri 839 MP: 4,35 мм трифокальная зона, далее бифокальные зоны) и Symphony (6.0 мм). Эта особенность делает функциональное зрение менее зависимым от диаметра зрачка и условий освещенности и, таким образом, обеспечивает лучшую ПКЧ.

Результаты многочисленных зарубежных и отечественных исследований, рассмотренных подробно в литературном обзоре, доказывают преимущество и целесообразность применения трифокальных ИОЛ в клинической практике.

Работы, посвященные результатам имплантаций AT LISA tri 839 MP, AcrySof IQ PanOptix, Fine Vision Micro F и Tecnis Symphony, последовательно показали хорошую ОЗ в широком диапазоне уровней дефокуса (+0,50 дптр и -3,0 дптр). Не отмечалось значительной разницы между ИОЛ для дальней дистанции. Что касается НКОЗ на промежуточной дистанции 60 см и на ближней дистанции 40 см, по данным литературного обзора [3, 78, 84, 89, 103, 129, 142, 149, 169, 172], AcrySof IQ PanOptix показала лучшую ОЗ в сравнении с Tecnis Symphony и другими трифокальными ИОЛ: Fine Vision и AT LISA tri 839 MP, как и в нашей работе при сравнении мультифокальных ИОЛ AcrySof IQ PanOptix, AT LISA tri 839 MP и AcrySof IQ Restor.

К примеру, полученные нами значения НКОЗ (0,68) и КОЗ (0,71) на промежуточной дистанции спустя 1 год после имплантации AcrySof IQ PanOptix коррелируют с работой Alio J.L. 2018 года [54], измерявшего НКОЗ (0,76) и КОЗ (0,76) после имплантации AcrySof IQ PanOptix спустя 6 месяцев после операции (вблизи наши результаты ОЗ были чуть выше: 0,90 против 0,74 в исследовании Alio J.L.). Также наши результаты НКОЗ вблизи (0,84), НКОЗ вдали (0,89), КОЗ вдали (0,99) и НКОЗ на 60 см (0,68) сопоставимы с исследованием de Medeiros A. L. 2017 года [84] (1,07; 0,98; 1,17; 0,72 соответственно) спустя период 30-180 дней после имплантации AcrySof IQ PanOptix. Кроме того,

показатели КОЗ вдали (0,99), на 60 см (0,71) и на 40 см (0,90) после имплантации AcrySof IQ PanOptix в нашей работе были сопоставимы с исследованием Ruiz-Mesa R. 2018 года [169] (1,07; 0,87 и 0,91 соответственно). Наши результаты, полученные через 3 месяца после операции, полностью совпадают с выводами Kohnen T. 2017 года [123]: после имплантации AcrySof IQ PanOptix была получена хорошая ОЗ на промежуточной дистанции с наилучшими показателями на 60 см, очковая независимость (96% у Kohnen T. [123], 85% у Monaco G. [149], в нашей работе – 95%) и высокая степень удовлетворенности пациентов.

Аналогичным образом, средние значения НКОЗ вдали (0,74), на промежуточном расстоянии 80 см (0,74) и вблизи (0,69), полученные нами после имплантации AT LISA tri 839 MP, коррелируют с результатами исследования авторов Marques E. F., Ferreira T. B. 2015 года (0,83; 0,72; 0,60 соответственно) [139], однако вдали наши показатели чуть ниже.

Полученные нами результаты через 3 месяца после операции (ПКЧ выше в группе TFN во всех условиях освещенности в сравнении с группами RES и TRI) коррелируют с данными сравнительного исследования Vilar C. с соавт. 2017 года [193], в котором упоминалось, что в срок 1 месяц после операции в фотопических условиях с засветом и без него на высоких пространственных частотах ПКЧ была значительно выше в группе TFN в сравнении с группой RES.

Полученные нами показатели ОЗ и ПКЧ подтверждают результаты многих исследований [78, 84, 89, 103, 129, 142, 149, 169, 193], которые продемонстрировали, что трифокальные ИОЛ обеспечивают хорошие оптические и зрительные результаты на всех дистанциях, в том числе очковую независимость для большинства ежедневных зрительных активностей.

Показатель применения дополнительной очковой коррекции через 3 месяца после операции в исследовании Mencucci R. с соавт. 2018 года составлял 33% в группе AT LISA tri 839 MP и 17% в группе AcrySof IQ PanOptix [142], в нашей работе – 10% и 5% в аналогичных группах в тот же срок наблюдения соответственно. В исследовании Kohnen T., как и в нашей работе, 1 пациент в срок 3 месяца после операции нуждался в дополнительной очковой коррекции

[123]. Степень и частота проявления оптических феноменов была также сопоставима.

Спустя 1 год после операции 95,4%, 90,9% и 77,3% пациентов не нуждались в применении дополнительной очковой коррекции в группах AcrySof IQ PanOptix, AT LISA tri 839 MP и AcrySof IQ Restor соответственно. Наши результаты сопоставимы с работой Cochener B. 2018 года, получившей 89% независимости от очков после имплантации AcrySof IQ PanOptix [78].

В исследовании Monaco G. 2017 года сообщалось, что спустя 4 месяца после операции средний балл субъективной удовлетворенности пациентов качеством зрения был выше в группе мультифокальных ИОЛ в сравнении с монофокальной [149]. Показатель применения дополнительной очковой коррекции после операции составлял в работе Monaco G. 15% в группе AcrySof IQ PanOptix [149], в нашем исследовании спустя 3 месяца после хирургического вмешательства – 5%.

В нашей работе средний балл субъективной удовлетворенности VF-14 составлял >94% в каждой исследуемой группе: 97,4, 96,7 и 94,6 балла спустя 1 год после имплантации AcrySof IQ PanOptix, AT LISA tri 839 MP и AcrySof IQ ReSTOR соответственно, что схоже с исследованием Lapid-Gortzak L., Martines A. 2018 года, получившим результат >95% в каждой группе после имплантации AcrySof IQ PanOptix и AT LISA tri 839 MP [129]. В других исследованиях [54, 97, 123, 130] также была отмечена полная очковая независимость на всех дистанциях у пациентов после имплантации AcrySof IQ PanOptix (более 85%) и высокая субъективная удовлетворенность качеством зрения.

Степень проявления ореолов варьировала в различных исследованиях (<1 до 89%). К примеру, в исследовании Mencucci R. 2018 года отмечалось, что через 3 месяца после операции процент проявления ореолов незначительной и умеренной степени выраженности составил 70% в каждой группе (AcrySof IQ PanOptix и AT LISA tri 839 MP) [142]; в статье Беликовой Е. И., Борзых В. А. 2018 года спустя 6 месяцев после операции – 45% в группе AcrySof IQ PanOptix и 85% в группе AT LISA tri 839 MP [3]; в экспериментальной работе Carson D.

2016 года также сообщалось, что процент проявления ореолов выше в группе AT LISA tri 839 MP, чем в группе AcrySof IQ PanOptix [72]. Для сравнения, в нашей работе 70% в группах AcrySof IQ PanOptix и AT LISA tri 839 MP и 40% в группе AcrySof IQ ReSTOR в срок 3 месяца после операции и 63,6%, 59,1% и 36,4% соответственно спустя 1 год после операции. Наши данные подтверждают результаты Lee S. 2016 года, подчеркивающего наличие бóльшей степени выраженности световых явлений у AcrySof IQ PanOptix в сравнении с AcrySof IQ ReSTOR [131].

У большинства пациентов после имплантации AcrySof IQ PanOptix оптические феномены не оказывали влияния на их повседневную жизнь и снижались со временем. В исследовании Escandon-Garcia S. 2018 года сообщалось, что в динамике со временем дисфотопсия снижалась в группе AcrySof IQ PanOptix, кроме того, в этой группе световые явления были менее выражены в сравнении с двумя другими линзами [89].

Напомним, что процесс снижения выраженности дисфотопсии в динамике объясняется нейроадаптацией, т.е. периодом приспособления пациентов к новому восприятию изображения на сетчатке. Не было отмечено случаев замены ИОЛ AcrySof IQ PanOptix вследствие выраженного проявления световых феноменов. Однако применение различных опросников, в том числе «непроверенных», в разных исследованиях также затрудняет объективную сравнительную оценку проявления оптических явлений. В литературном обзоре не встречалось сообщений о наличии интраоперационных и послеоперационных осложнений после имплантации AcrySof IQ PanOptix, степень помутнения задней капсулы хрусталика и последующего проведения Nd: YAG-лазерной дисцизии была незначительной (только 1 случай опубликован в исследовании Garcia-Perez J. L. с соавт. 2017 года [97]). Тем не менее, следует отметить, что помутнение задней капсулы обычно имеет отсроченное течение и может проявиться спустя годы после операции по поводу удаления катаракты. Следовательно, необходим контроль в отдаленные сроки после хирургического вмешательства (более 6 месяцев после операции). В иных работах было отмечено, что степень

помутнения задней капсулы хрусталика и последующего проведения Nd: YAG-лазерной дисцизии была выше после имплантации AT LISA tri 839 MP (до 15-16% на протяжении года наблюдения после операции, и до 35% за 4-летний период наблюдения) в сравнении с AcrySof IQ PanOptix. В сравнительном исследовании Касеровский М. 2018 года в срок 6 месяцев после операции отмечалось помутнение задней капсулы хрусталика в 0,5% после имплантации AcrySof IQ PanOptix (n=1) и в 6% случаев (n=12) после имплантации AT LISA tri 839 MP (p=0,021) [115]. В работе Беликовой Е. И. и Борзых В. А. 2018 года было отмечено, что в период наблюдения (1 день – 6 месяцев после операции) 2 пациентам на 2 глазах (5,7%): один глаз с AT LISA tri 839 MP через 6 месяцев после имплантации и 1 глаз с AcrySof IQ PanOptix спустя 1 месяц после хирургического вмешательства была проведена YAG-лазерная капсулотомия с целью улучшения зрительных функций [3]. В нашей работе степень помутнения задней капсулы хрусталика и последующего проведения Nd: YAG-лазерной дисцизии в период от 3 до 12 месяцев после операции была выше у пациентов после имплантации AT LISA tri 839 MP и составила 30% (9 глаз из 30) в сравнении с AcrySof IQ PanOptix – 10% (3 глаза из 30) и AcrySof IQ ReSTOR – 13,33% (4 глаза из 30) – данные показатели схожи с результатами зарубежных авторов.

Прямое сравнение результатов разных исследований затруднено вследствие различающихся методик, характеристик пациентов, размеров выборки и различий послеоперационных сроков наблюдения. Каждый тип МИОЛ имеет преимущества и недостатки, основанные на оптических характеристиках линз. Другие факторы, такие как возраст пациентов, образ жизни, предоперационные клинические факторы (существовавший ранее астигматизм, сопутствующая патология глазных яблок, роговичные aberrации, рефракционная хирургия в анамнезе) играют важную роль для получения финальных зрительных результатов и должны быть тщательно оценены при выборе определенной модели линзы.

Современный дизайн мультифокальных ИОЛ обеспечивает лучшее качество изображения и меньшее снижение ПКЧ в сравнении с предыдущим поколением мультифокальных линз и монофокальными моделями. Поэтому в настоящее время мультифокальные ИОЛ все чаще применяются для лечения катаракты и исправления рефракционных ошибок. Выбор кандидатов на операцию должен основываться на зрительных потребностях пациентов с пояснением о возможных проявлениях световых феноменов в послеоперационном периоде. Задача врача заключается в точном подборе наиболее подходящей модели мультифокальной ИОЛ в соответствии с ожиданиями и предоперационным состоянием пациентов с целью получить наилучший зрительный результат с максимальной степенью удовлетворенности пациентов качеством зрения и тем самым улучшить их качество жизни.

В случае наличия жалоб пациентов в раннем послеоперационном периоде на недостаточно высокое зрение вблизи можно рекомендовать пациентам применить дополнительное освещение (использовать при чтении торшер, лампу), а также гимнастику для глаз на различных расстояниях (к примеру, гимнастику для глаз по профессору Аветисову) с целью стимуляции процесса нейроадаптации.

В случае обращения пациентов с жалобами на снижение остроты зрения (вдали, и преимущественно вблизи и на промежуточной дистанции) после мультифокальной коррекции во время проведения биомикроскопии следует исключить наличие у пациента фиброза задней капсулы хрусталика, либо вторичной катаракты, часто являющихся причинами этих жалоб, и в случае обнаружения фиброза различной степени выраженности, либо вторичной катаракты рекомендовать проведение лазерной дисцизии с дальнейшей контрольной проверкой зрения на различных дистанциях.

Одними из принципов доказательной медицины являются проведение крупных многоцентровых исследований и внедрение их результатов в клиническую практику [15]. Однако организация многонациональных офтальмологических исследований невозможна в отсутствие

стандартизированного подхода к оценке ОЗ, главного показателя состояния зрительных функций.

Результаты ОЗ на дальней и ближней дистанциях, полученные нами с применением ИКП, сопоставимы со значениями ОЗ, измеренными нами с помощью фороптера и печатных таблиц на аналогичных расстояниях ($p > 0,05$). Однако полученные с использованием ИКП результаты ОЗ на промежуточной дистанции выше показателей ОЗ, измеренных по печатным таблицам с применением десятичной шкалы ($p < 0,05$). Этот факт может объясняться отсутствием специальных печатных таблиц, предназначенных для измерения ОЗ на расстояниях 60 и 80 см. Так печатные десятичные таблицы преимущественно предназначены для измерения ОЗ на 35-40 см, а таблицы ETDRS – на 33 и 66 см. Также большое значение имеет наличие в печатных таблицах (в том числе в таблице ETDRS) буквенных оптопов, что снижает достоверность исследования [26, 38, 56-58].

Основными целями использования печатных таблиц в клинической практике являются подбор очковой коррекции и выделение групп пациентов с явными нарушениями. С соответствующими задачами удовлетворительно справляются многие применяемые печатные таблицы, в том числе таблица Сивцева-Головина (для измерения ОЗ вдаль), различные «тесты для близости» (OKVISION, Stormoff, Huvitz), таблицы для оценки ОЗ вблизи на расстоянии 35-40 см типа «Sight testing table» (Thilo). Однако для проведения научных исследований, для точной достоверной оценки улучшения зрения после проведенного лечения, особенно после мультифокальной коррекции, где обязательным условием является проверка ОЗ на нескольких дистанциях, мониторинга зрительных функций и наблюдения возрастной динамики, а также для проведения медико-социальной экспертизы, требуются более надежные и точные методы с соблюдением принципов стандартизации. Кроме того, печатные таблицы не могут обеспечить автоматической регистрации протоколов и автоматического управления измерением остроты зрения, что означает возможность влияния на проводимые исследования «человеческого» фактора.

Интерактивная компьютерная программа может использовать существенно большее число реперных уровней, чем таблица ограниченной площади, на которой нужно разместить весь тестовый материал. Ограничение по наивысшей измеряемой остроте зрения определяется разрешением дисплея, поскольку размеры опто типов можно менять с шагом в один пиксель. Ограничение по самой низкой измеряемой частоте определяется размерами дисплея, поскольку вокруг предъявляемого тестового изображения должно оставаться однородное кольцевое поле, соизмеримое по ширине с размерами теста. Эти ограничения определяют возможные диапазоны получения достаточно точных значений остроты зрения при измерениях, проводимых для разных расстояний наблюдения.

В ИКП применяются небуквенные опто типы, что обеспечивает неразличимость по низкочастотным составляющим спектра Фурье. Кроме того, размер предъявляемых стимулов строго соответствует дистанции измерения ОЗ. Экраны монитора компьютера и смартфона имеют соответствующий размер пикселей и необходимую для достоверного измерения ОЗ яркость экрана. Следовательно, использование ИКП дает возможность точно измерять ОЗ на любых дистанциях, заявленных производителями различных типов ИОЛ, что особенно важно после мультифокальной коррекции. Эффективность применения разработанного нового метода оценки остроты зрения доказана в клинической практике сопоставимостью полученных с помощью ИКП показателей остроты зрения всех испытуемых с данными их пространственно-контрастной чувствительности.

Характеризуя применяемые в работе опто типы можно сделать вывод, что знаки «Е» уступают модифицированным 3-полосным стимулам в двух ориентациях и «квартету» из-за более значительной индивидуальной вариабельности влияния низкочастотных составляющих их спектра Фурье. Эта вариабельность может осложнить установление возрастных нормативных показателей и адекватную интерпретацию индивидуальных отклонений от принятых норм. Кроме того, в предыдущем исследовании Рожковой Г.И.

2012 года было установлено, что «более сложная форма гистограмм, относящихся к знакам «Е», может отражать влияние большего числа факторов на распознавание стимулов. Модифицированный 3-полосный оптотип обеспечивал наименьший разброс оценок» [35]. В то же время комплект из четырех знаков «Е» разной ориентации может оказаться лучше, чем комплект из двух 3-полосных стимулов, в связи с тем, что четыре знака требуют меньшего числа предъявлений для достижения заданного уровня значимости результатов. К недостаткам модифицированных 3-полосных оптотипов в двух ориентациях относится малое количество символов в комплекте: всего два варианта, вертикальный и горизонтальный, из-за чего вероятность случайного угадывания такого оптотипа довольно высока. В связи с этим для корректного сравнения результатов необходимо большее число предъявлений, чем в случае комплектов из большего количества символов (в сравнении со знаками «Е» — в два раза), что в свою очередь требует достаточного времени исследования. Поскольку для рутинных обследований важна быстрота получения результата ОЗ, необходимое число предъявлений — один из ключевых моментов. В связи с этим преимущество оказывается на стороне «квартета», обеспечивающего надежность и достоверность исследования, не уступающего модифицированным 3-полосным стимулам в двух ориентациях и, в то же время, сокращающего время обследования пациентов в 1,5-2 раза (для сравнения, проверка остроты зрения на дальней дистанции с использованием таблиц ETDRS занимает по времени в среднем 25-30 минут (1 глаз) и около 45 минут — оба глаза; на ближней и промежуточной дистанциях с помощью аналогичных печатных таблиц — порядка 15 минут).

Среднее зарегистрированное время измерения остроты зрения (в секундах) по ИКП у здоровой группы пациентов в 1,60 раза меньше с применением «квартета» 3-полосных оптотипов в сравнении с модифицированными 3-полосными стимулами, и в 1,13 раза меньше, чем с использованием знаков «Е». Больные с бифокальной ИОЛ быстрее выполняли задание на всех дистанциях в сравнении с пациентами с трифокальными линзами; а сравнивая исследуемые

трифокальные ИОЛ между собой, преимущество по скорости измерения ОЗ на всех дистанциях оставалось на стороне AcrySof IQ PanOptix. Среднее время исследования остроты зрения (в секундах) по ИКП с использованием «квартета» сокращалось в 1,6 раза у пациентов группы AcrySof IQ PanOptix, в 1,7 раза – в группе AcrySof IQ Restor и в 1,5 раза – в группе AT LISA tri 839 MP в сравнении с измерением при помощи модифицированных 3-полосных опто типов в двух ориентациях; в 1,2 раза у пациентов группы AcrySof IQ PanOptix, в 1,3 раза – у пациентов групп AcrySof IQ Restor и AT LISA tri 839 MP в сравнении с измерением при помощи знаков «Е» в четырех ориентациях.

На основании проведенного клинического исследования применение разработанного метода точного измерения ОЗ на различных дистанциях с использованием ИКП на основе небуквенных опто типов и, в частности, «квартета» 3-полосных стимулов в четырех ориентациях позволяет наиболее быстро получать достоверные и воспроизводимые результаты, исключая при этом влияние «человеческого фактора» на процедуру исследования остроты зрения. Кроме того, метод позволяет точно оценивать высокую остроту зрения и не ограничивает измерение до 1 относительной единицы. Более широкое применение тестовой ИКП в рамках клинических и научных исследований будет способствовать положительному развитию современной офтальмологии.

Таким образом, вопрос использования предлагаемого нами нового метода оценки остроты зрения вдали, вблизи и на промежуточных дистанциях с использованием интерактивной компьютерной программы с небуквенными опто типами актуален как при сравнении разных типов мультифокальных ИОЛ после проведенной хирургии катаракты, так и при оценке результатов рефракционной и витреоретинальной хирургии в целом.

ВЫВОДЫ

1. Метод объективной оценки остроты зрения на разных дистанциях (вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии) по интерактивной компьютерной программе с применением разработанного небуквенного опто типа – «квартета» 3-полосных модифицированных стимулов в четырех ориентациях позволяет точно и достоверно исследовать остроту зрения у пациентов после мультифокальной коррекции и сократить время обследования.

2. В результате сравнительного анализа клинико-функциональных результатов исследования остроты зрения после имплантации мультифокальных интраокулярных линз пациентам с катарактой, пресбиопией и аномалиями рефракции (гиперметропией, миопией) установлено, что некорригированная острота зрения вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии по результатам измерения с использованием разных методов выше в группе трифокальной интраокулярной линзы с фокусом на промежуточной дистанции 60 см в сравнении с бифокальной и трифокальной линзой с фокусом на 80 см. Отсутствие третьего промежуточного фокуса у бифокальной интраокулярной линзы ожидаемо проявляется более низкой остротой зрения на промежуточной дистанции в сравнении с трифокальными линзами.

3. Клинико-функциональные результаты оценки пространственной контрастной чувствительности у пациентов с мультифокальными интраокулярными линзами показали, что кривые измерений имеют типичный вид с максимальным значением в области средних частот и снижением показателей в области низких и высоких частот.

Через 3 месяца после операции показатели пространственной контрастной чувствительности выше в группе трифокальной интраокулярной линзы с фокусом на промежуточной дистанции 60 см (во всех условиях освещенности) в сравнении с трифокальной интраокулярной линзой с фокусом на 80 см и бифокальной линзой.

Через 12 месяцев после хирургического вмешательства в фотопических и мезопических условиях без засвета значения пространственной контрастной чувствительности выше после имплантации бифокальной интраокулярной линзы в сравнении с трифокальными на всех пространственных частотах, за исключением частоты 12 цикл/град, где показатели пространственной контрастной чувствительности выше у трифокальной интраокулярной линзы с фокусом на промежуточном расстоянии 60 см. В фотопических и мезопических условиях с засветом на всех пространственных частотах показатели пространственной контрастной чувствительности значимо выше после имплантации трифокальной интраокулярной линзы с фокусом на промежуточном расстоянии 60 см в сравнении с бифокальной и трифокальной линзой с фокусом на 80 см.

4. Клинико-функциональные результаты анкетирования у пациентов после мультифокальной коррекции продемонстрировали, что все значения VF-14 соответствуют высокому уровню субъективной оценки достигнутых функциональных результатов во всех трех группах. Тем не менее, в сравнении с бифокальной линзой, в группах трифокальных интраокулярных линз субъективная удовлетворенность качеством зрения была выше как в срок 3 месяца, так и через год после операции. Процент очковой независимости через 1 год после операции составил в группе трифокальной интраокулярной линзы с фокусом на промежуточном расстоянии 60 см 95,4%, в группе трифокальной линзы с фокусом на 80 см – 90,9%, в группе бифокальной интраокулярной линзы – 77,3%.

5. Со временем (в период от 3 до 12 месяцев после операции) острота зрения на ближней, дальней и промежуточной дистанциях, пространственная контрастная чувствительность во всех условиях освещенности и уровень субъективной удовлетворенности качеством зрения у пациентов трех исследуемых групп после имплантации разных типов мультифокальных интраокулярных линз улучшаются (по результатам расчета общей линейной модели с повторными измерениями).

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1.Оценку остроты зрения на разных дистанциях (вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии) у пациентов после мультифокальной коррекции рекомендуется проводить с использованием интерактивной компьютерной программы с оптоотипом – «квартетом» 3-полосных модифицированных стимулов в четырех ориентациях, что позволяет повысить достоверность, точность и объективность измерения остроты зрения и сократить время обследования в среднем в 1,5-2 раза.

2.При выполнении операции факэмульсификации с имплантацией мультифокальной интраокулярной линзы у пациентов с катарактой, пресбиопией или аномалиями рефракции (гиперметропией, миопией) с целью повышения остроты зрения и избавления от очковой коррекции целесообразно использовать трифокальную интраокулярную линзу AcrySof IQ PanOptix с фокусом на промежуточном расстоянии 60 см, доказавшую свое преимущество в показателях остроты зрения, пространственной контрастной чувствительности и субъективной удовлетворенности пациентов качеством зрения в послеоперационном периоде.

ОСНОВНЫЕ ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

ВГД – внутриглазное давление

ГПК – глубина передней камеры

дптр – диоптрия

ед. изм. – единицы измерения

Знаки «Е» – знаки E, предъявляемые в четырех ориентациях

ИКП – интерактивная компьютерная программа

ИОЛ – интраокулярная линза

«Квартет» – «квартет» 3-полосных стимулов в четырех ориентациях

КОЗ – скорректированная острота зрения

МИОЛ – мультифокальная интраокулярная линза

мкм – микрометр

МКОЗ – максимально скорректированная острота зрения

Мод. 3-полосные – модифицированные 3-полосные оптоотипы в двух ориентациях

МТВ – межтестовая вариабельность

НКОЗ – нескорректированная острота зрения

нм – нанометр

ОЗ – острота зрения

ОКТ – оптическая когерентная томография

ПКЧ – пространственная контрастная чувствительность

п/о – после операции

ПЭК – плотность эндотелиальных клеток

УФ – ультрафиолет

ФПМ – функция передачи модуляции

MZ – макулярная зона

RES – AcrySof IQ ReSTOR

SE – сферозэквивалент

TFN – AcrySof IQ PanOptix

TRI – AT LISA tri 839 MP

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Балашевич, Л. И. Задний капсулорексис в ходе фактоэмульсификации при прозрачной задней капсуле хрусталика / Л. И. Балашевич, Ю. В. Тахтаев, А. Г. Радченко. – Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2008. — № 1. — С. 36–41.
2. Беклемишев, А. В. Меры и единицы физических величин / А. В. Беклемишев // М.: Физматгиз. — 1963. — С. 40–42. – Текст: непосредственный.
3. Беликова, Е. И. Результаты имплантации трифокальных интраокулярных линз у пациентов с катарактой и пресбиопией / Е. И. Беликова, В. А. Борзых. – Текст: непосредственный // Офтальмология. — 2018. — Т. 15, № 3. — С. 248–255.
4. Белозеров, А. Е. Теоретическая оценка трехполосных стимулов как опто типов для измерения остроты зрения в сравнении с элементами Габора / А. Е. Белозеров. – Текст: непосредственный // Сенсорные системы. — 2013. — Т. 27, № 2. — С. 108–121.
5. Белый, Ю. А. Профилактика помутнений задней капсулы хрусталика после хирургии катаракты: Обзор / Ю. А. Белый, А. В. Терещенко, М. В. Федотова. – Текст: непосредственный // Катарактальная и рефракционная хирургия. — 2009. — Т. 9. — № 3. — С. 4–10.
6. Бессарабов, А. Н. Адаптивный расчет оптической силы ИОЛ для рефракционной ленсэктомии (I часть) / А. Н. Бессарабов, Е. Н. Пантелеев. – Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2000. — № 4. — С. 46–57.
7. Бессарабов, А. Н. Адаптивный расчет оптической силы ИОЛ для рефракционной ленсэктомии (II часть) / А. Н. Бессарабов, Е. Н. Пантелеев. – Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2001. — № 1. — С. 40–50.
8. Бойко, Э. В. Сравнение зрительной реабилитации с применением трифокальных и бифокальных интраокулярных линз (обзор литературы) / Э. В. Бойко, Д. А. Винницкий. – Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2018. — № 2. — С. 67–74.

9. Бондарко, В. М. Пространственное зрение / В. М. Бондарко, М. В. Данилова, Н. Н. Красильников, Л. И. Леушина, А. А. Невская, Ю. Е. Шелепин // Наука. — СПб, 1999. — С. 218. — Текст: непосредственный.
10. Волков, В. В. Частотно—контрастные характеристики и острота зрения в офтальмологической практике / В. В. Волков, Л. Н. Колесникова, Ю. Е. Шелепин. — Текст: непосредственный // Офтальмол. журн. — 1983. — № 3. — С. 148–151.
11. Головин, С. С. Шрифты и таблицы для исследования остроты зрения / С. С. Головин, Д. А. Сивцев. — М.; Л.: Госиздат. — 1925. — С. 8. — Текст: непосредственный.
12. Головин, С. С. Демонстрация таблиц для исследования остроты зрения для близи, предложенных проф. Головиным С.С. и д-ром Сивцевым на 1—м Всероссийском съезде глазных врачей в Ленинграде 5—7 июня 1928 г. / С. С. Головин. — Текст: непосредственный // Рус. офтальмол. журн. — 1928. — Т. 8. — № 1. — С. 99.
13. Грачева, М. А. Таблицы для оценки остроты зрения: аналитический обзор, основные термины / М. А. Грачева, А. А. Казакова, Д. Ф. Покровский, И. Б. Медведев. — DOI 10.15690/vgramn1142. — Текст: электронный // Вестник РАМН. — 2019. — Т. 74, № 3. — С. 176–183.
14. Гринев, А. Г. Астигматизм в хирургии катаракты / А. Г. Гринев. — Текст: непосредственный // Вестник офтальмологии. — 2004. — Т. 120, № 6. — С. 52–55.
15. Гринхальх, Т. Основы доказательной медицины / Т. Гринхальх. — М.: Издательская группа «ГЭОТАР—Медиа». — 2008. — Текст: непосредственный.
16. Исаков, И. А. К вопросу о конструктивных особенностях дифракционно—рефракционных интраокулярных линз: Обзор / И. А. Исаков, О. В. Ермакова. — Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2008. — № 3. — С. 27–29.

17. Коновалов, М. Е. Клиническое исследование результатов факоэмульсификации катаракты с фемтолазерным сопровождением / М. Е. Коновалов, А. А. Кожухов, М. Л. Зенина, А. А. Горенский, Т. М. Коновалова, М. М. Коновалова, Ф. Н. Шаврин. – Текст: непосредственный // Вестник ТГУ. — 2014. — Т. 19, Вып. 4. — С. 1152–1154.
18. Копаева, В. Г. Глазные болезни: учебник / под ред. В. Г. Копаевой. — М.: Медицина, 2008. — С. 62–63, 249. — Текст: непосредственный.
19. Коскин, С. А. Система определения остроты зрения в целях врачебной экспертизы: автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук: 14.00.08 «Глазные болезни» / Коскин Сергей Алексеевич. — СПб, 2009. — 48 с. — Место защиты: Воен.-мед. акад. им. С. М. Кирова. — Текст: электронный.
20. Лебедев, Д. С. Пат. 2447826 РФ, МПК А61В 3/00. Оптотипы для точной оценки остроты зрения / Д. С. Лебедев, А. Е. Белозеров, Г. И. Рожкова; заявитель и патентообладатель Институт проблем передачи информации им. А.А. Харкевича РАН (ИППИ РАН). – № 2010146806, заявл. 07.12.2010; опубл. 20.04.2012. – Бюл. № 11. – 12 с. – Текст: непосредственный.
21. Лебедев, Д. С. Модель механизма распознавания ориентации 3—полосных двухградационных оптопов / Д. С. Лебедев. – Текст: непосредственный // Сенсорные системы. — 2015. — Т. 29, № 4. — С. 309–320.
22. Малюгин, Б. Э. Исторические аспекты и современное состояние проблемы мультифокальной интраокулярной коррекции / Б. Э. Малюгин, Т. А. Морозова. – Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2004. — № 3. — С. 23–29.
23. Малюгин, Б. Э. Результаты мультицентровых исследований имплантации мультифокальной градиентной ИОЛ третьего поколения (Градиол—3) / Б. Э. Малюгин, Ю. В. Тахтаев, Т. А. Морозова, Н. А. Поздеева. – Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2012. — № 2. — С. 36–40.

24. Малюгин, Б. Э. Исследование остроты зрения у пациентов после имплантации мультифокальной интраокулярной линзы / Б. Э. Малюгин, Т. А. Морозова, О. В. Фомина. – Текст: непосредственный // Современные технологии в офтальмологии. — М., 2015. — № 4 (8). — С. 163–166.
25. Малюгин, Б. Э. Анализ функциональных результатов имплантации новой модели трифокальной интраокулярной линзы / Б. Э. Малюгин, Н. П. Соболев, О. В. Фомина. – DOI 10.25276/0235-4160-2017-4-6-14. – Текст: электронный // Офтальмохирургия. – 2017. – № 4. – С. 6-14.
26. Малюгин, Б. Э. Сравнительный анализ зрительных результатов и субъективной удовлетворенности пациентов после имплантации двух моделей трифокальных дифракционных интраокулярных линз / Б. Э. Малюгин, Н. П. Соболев, О. В. Фомина, А. В. Белокопытов. – DOI 10.17116/oftalma202013601180. – Текст: электронный // Вестник офтальмологии. – 2020. – Т. 136, № 1. – С. 80-89.
27. Малюгин, Б. Э. Пат. 2727873 РФ, МПК А61В 3/032. Способ экспертной оценки остроты зрения / Б. Э. Малюгин, Г. И. Рожкова, О. В. Фомина, А.П. Терехин; заявитель и патентообладатель ФГАУ «НМИЦ МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С. Н. Федорова». – № 2020102358, заявл. 22.01.2020; опубл. 24.07.2020. – Бюл. № 21. – 11 с. – Текст: непосредственный.
28. Морозова, Т. А. Интраокулярная коррекция афакии мультифокальной линзой с градиентной оптикой. Клинико—теоретическое исследование: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук: 14.00.08 «Глазные болезни» / Морозова Татьяна Анатольевна. — М., 2006. — 26 с. — Место защиты: ФГАУ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С. Н. Федорова. — Текст: непосредственный.
29. Морозова, Т. А. Оценка остроты зрения после имплантации градиентных мультифокальных линз / Т. А. Морозова, Г. И. Рожкова. – Текст: непосредственный // Медицинская техника. — М., 2018. — № 4. — С. 29–32.

30. Низаметдинова, Ю. Ш. Сравнительный анализ хирургически индуцированного астигматизма после роговичного разреза, выполненного фемтосекундным лазером и кератомом / Ю. Ш. Низаметдинова, С. В. Шушаев. – Текст: непосредственный // Современные технологии в офтальмологии. — 2016. — № 5. — С. 164–167.
31. Паштаев, Н. П. Фемтосекундный лазер в хирургии катаракты / Н. П. Паштаев, И. В. Куликов. – Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2016. — Т. 3. — № 3. — С. 74–79.
32. Першин, К. Б. Анализ краткосрочных результатов имплантации новой моноблочной асферической дифракционной трифокальной интраокулярной линзы / К. Б. Першин, Н. Ф. Пашинова, М. М. Коновалова, А. Ю. Цыганков, М. Е. Коновалов, Н. Э. Темиров. – Текст: непосредственный // Офтальмология. — 2019. — 16 (1). — С. 19–25.
33. Поздеева, Н. А. Первый опыт имплантации трифокальной дифракционно–рефракционной интраокулярной линзы с прямоугольным профилем дифракционной структуры «МИОЛ–РЕКОРД–3» / Н. А. Поздеева, Н. П. Паштаев. – Текст: непосредственный // Вестник ОГУ. — 2007. — № 78. — С. 156–158.
34. Рожкова, Г. И. Основные типы зависимости остроты зрения от расстояния у человека в разном возрасте по результатам дискриминантного анализа / Г. И. Рожкова, В. С. Токарева, Д. П. Николаев, В. В. Огнивов. – Текст: непосредственный // Сенсорные системы. — 2004. — Т. 18, № 4. — С. 330–338.
35. Рожкова, Г. И. Измерение остроты зрения: неоднозначность влияния низкочастотных составляющих спектра Фурье опто типов / Г. И. Рожкова, А. Е. Белозеров, Д. С. Лебедев. – Текст: непосредственный // Сенсорные системы. — 2012. — Т. 26, № 2. — С. 160–171.
36. Рожкова, Г. И. Оптимизация тестовых знаков и таблиц для измерения остроты зрения / Г. И. Рожкова, М. А. Грачева, Д. С. Лебедев. – Текст:

- непосредственный // Материалы научной конференции офтальмологов «Невские горизонты–2014». — СПб., 2014. — С. 563–567.
37. Рожкова, Г. И. LogMAR для остроты зрения хуже, чем лошадиная сила для мощности электрической лампочки / Г. И. Рожкова. — Текст: непосредственный // Сенсорные системы. — 2017. — Т. 31, № 1. — С. 29–41.
38. Рожкова, Г. И. Современные аспекты стандартизации визометрии / Г. И. Рожкова, Т. Б. Малых. — Текст: непосредственный // Авиакосмическая и экологическая медицина. — 2017. — Т. 51, № 6. — С. 5–16.
39. Рожкова, Г. И. Есть ли реальные основания считать таблицы ETDRS «золотым стандартом» для измерений остроты зрения? / Г. И. Рожкова. — Текст: непосредственный // Известия Российской Военно-медицинской академии. — 2018. — Т. 37, № 2. — С. 120–123.
40. Росляков, В. А. Новые таблицы для измерения остроты зрения: Комментарий к Первому международному стандарту и его реализации / В. А. Росляков. — Текст: непосредственный // Рус. офтальмол. журн. — 2001. — Т. 2, № 1. — С. 36–38.
41. Сена, Л. А. Единицы физических величин и их размерности / Л. А. Сена. — М.: Наука. — 1988. — С. 9–16. — Текст: непосредственный.
42. Стулова, А. Н. Оценка остроты зрения: взгляд в прошлое и современные тенденции / А. Н. Стулова, Н. С. Семенова, В. С. Акопян. — Текст: непосредственный // Вестник офтальмологии. — 2019. — № 6. — С. 141–146.
43. Тахтаев, Ю. В. Интраокулярная коррекция аметропий и пресбиопии: автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук: 14.00.08 «Глазные болезни» / Тахтаев Юрий Викторович. — Санкт-Петербург, 2008. — 36 с. — Место защиты: Воен.-мед. акад. им. С. М. Кирова. — Текст: непосредственный.
44. Тахтаев, Ю. В. Контрастная чувствительность и устойчивость к ослеплению после имплантации бифокальных дифракционно-рефракционных ИОЛ /

- Ю. В. Тахтаев. – Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2008. — № 1. — С. 53–58.
45. Тахчиди, Х. П. Мультифокальные ИОЛ: патентный поиск и классификация / Х. П. Тахчиди, Б. Э. Малюгин, Т. А. Морозова. – Текст: непосредственный // Новое в офтальмологии. — 2004. — № 4. — С. 31–39.
46. Терехин, А. П. Свид. № 2015616714 РФ. Интерактивная программа для оценки остроты зрения на основе точного измерения порогов с использованием трёх опто типов «Тип–Топ»: Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ / А. П. Терехин, М. А. Грачева, Г. И. Рожкова, Д. С. Лебедев // Заявитель и правообладатель: ФГБУ ИППИ РАН им. А. А. Харкевича (RU). — № 2014619697. — Заявл. 26.09.14; опубл. 19.06.15.
47. Федорова, И. С. Интраокулярная коррекция аметропий крайних степеней с применением индивидуальных мультифокальных ИОЛ / И. С. Федорова, С. Ю. Копаев, Т. С. Кузнецова, Д. Г. Узунян. – Текст: непосредственный // Офтальмохирургия. — 2013. — № 3. — С. 46–50.
48. Холина, А. Новая таблица для исследования остроты зрения / А. Холина. – Текст: непосредственный // Русский офтальмологический журнал. — 1930. — Т. 11, № 1. — С. 42–47.
49. Шамшинова, А. М. Функциональные методы исследования в офтальмологии / А. М. Шамшинова, В. В. Волков. — М.: Медицина. — 1999. — С. 416. – Текст: непосредственный.
50. Шелепин, Ю. Е. Визоконтрастометрия / Ю. Е. Шелепин, Л. Н. Колесникова, Ю. И. Левкович. — Л.: Наука. — 1985. — С. 85. – Текст: непосредственный.
51. Adoh, T. O. The Cardiff acuity test used for measuring visual acuity development in toddlers / T. O. Adoh, J. M. Woodhouse. – Text: immediate // Vision Res. — 2003. — Vol. 34, № 4. — P. 555–560.
52. Alió, J. L. Minimizing incisions and maximizing outcomes in cataract surgery / J. L. Alio, H. Fine. – Text: immediate // Springer. — Berlin, 2010. — P. 244–248.

53. Alió, J. L. Multifocal intraocular lenses: An overview / J. L. Alio, A. B. Plaza–Puche, R. Fernández–Buenaga, J. Pikkell, M. Maldonado. – Text: immediate // *Surv. Ophthalmol.* — 2017. — Vol. 62. — № 5. — P. 611–634.
54. Alió, J. L. Clinical outcomes with a diffractive trifocal intraocular lens / J. L. Alio, A. B. Plaza–Puche, J. L. Alió Del Barrio, P. Amat–Peral, V. Ortuño, P. Yébana, O. Al–Shymali, A. Vega–Estrada. – Text: immediate // *Eur J Ophthalmol.* — 2018. — Vol. 28. — № 4. — P. 419–424.
55. Al–Khateeb, G. Intraindividual comparative analysis of the visual performance after cataract surgery with implantation of a trifocal and a bifocal intraocular lens / G. Al–Khateeb, M. Shajari, T. Kohnen. – Text: immediate // *J. of Cataract and Refractive Surgery.* — 2017. — Vol. 43. — № 5. — P. 695–698.
56. Anderson, R. S. Effect of window size on detection acuity and resolution acuity for sinusoidal gratings in central and peripheral vision / R. S. Anderson, D. W. Evans, L. N. Thibos. – Text: immediate // *J. Opt. Soc. Am. A.* — 1996. — Vol. 13. — P. 697–706.
57. Anderson, R. S. Sampling limits and critical bandwidth for letter discrimination in peripheral vision / R. S. Anderson, L. N. Thibos. – Text: immediate // *J. Opt. Soc. Am. A.* — 1999. — Vol. 16. — P. 2334–2342.
58. Anderson, R. S. The relationship between acuity for gratings and for Tumbling–E letters in peripheral vision / R. S. Anderson, L. N. Thibos. – Text: immediate // *J. Opt. Soc. Am. A.* — 1999. — Vol. 16. — P. 2321–2333.
59. Anstice, N. S. The measurement of visual acuity in children: an evidence–based update / N. S. Anstice, B. Thompson. – Text: immediate // *Clin. Exp. Optometry.* — 2014. — Vol. 97, № 1. — P. 3–11.
60. Arden, G. B. A simple grating test for contrast sensitivity: preliminary results indicate value in screening for glaucoma / G. B. Arden, J. J. Jacobson. – Text: electronic // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* — 1978. — Vol. 17. — № 1. — P. 23–32.
61. Artigas, J. M. Image quality with multifocal intraocular lenses and the effect of pupil size: comparison of refractive and hybrid refractive–diffractive designs /

- J. M. Artigas, J. L. Menezo, C. Peris. – Text: immediate // *J. Cataract Refract Surg.* — 2007. — Vol. 33, № 12. — P. 2111–2117.
62. Bailey, I. L. New design principles for visual acuity letter charts / I. L. Bailey, J. E. Lovie. – Doi 10.1097/00006324-197611000-00006. – Text: electronic // *Am J Optom Physiol Opt.* — 1976. — Vol. 53, № 11. — P. 740–745.
63. Bailey, I. L. Visual acuity testing. From the laboratory to the clinic / I. L. Bailey, J. E. Lovie-Kitchin. – Text: immediate // *Vision Res.* — 2013. — Vol. 90. — P. 2–9.
64. Bellucci, R. Multifocal intraocular lenses / R. Bellucci. – Text: immediate // *Curr. Opin. Ophthalmol.* — 2005. — Vol. 16. — № 1. — P. 33–37.
65. Bennett, A. G. Ophthalmic test types. A review of previous work and discussions on some controversial questions / A. G. Bennett. – Text: immediate // *Br. J. Physiol. Opt.* — 1965. — Vol. 22, № 4. — P. 238–271.
66. Bilbao-Calabuig, R. Visual Outcomes Following Bilateral Implantation of Two Diffractive Trifocal Intraocular Lenses in 10 084 Eyes / R. Bilbao-Calabuig, A. Llovet-Rausell, J. Ortega-Usobiaga, M. Martínez-Del-Pozo [et al.]. – Text: immediate // *Am. J. Ophthalmol.* — 2017. — Vol. 179. — P. 55–66.
67. Blaylock, J. F. Visual function and change in quality of life after bilateral refractive lens exchange with the ReSTOR multifocal intraocular lens / J. F. Blaylock, Z. Si, S. Aitchison, C. Prescott. – Text: immediate // *J. Refract. Surg.* — 2008. — Vol. 24. — № 3. — P. 265–273.
68. Braga-Mele, R. Multifocal intraocular lenses: relative indications and contraindications for implantation / R. Braga-Mele, D. Chang, S. Dewey, G. Foster [et al.]. – Text: immediate // *J. Cataract Refract Surg.* — 2014. — Vol. 40, № 2. — P. 313–322.
69. Brito, P. Light-distortion analysis as a possible indicator of visual quality after refractive lens exchange with diffractive multifocal intraocular lenses / P. Brito, J. Salgado-Borges, H. Neves, J. Gonzalez-Meijome, M. Monteiro. – Text: immediate // *J. Cataract Refract Surg.* — 2015. — Vol. 41. — № 3. — P. 613–622.

70. Campbell, F. W. Optical and retinal factors affecting visual resolution / F. W. Campbell, D. G. Green. – Doi 10.1113/jphysiol.1965.sp007784. – Text: electronic // *J. Physiol. Lond.* — 1965. — Vol. 181. — P. 576–593.
71. Campbell, F. W. Application of Fourier analysis to the visibility of gratings / F. W. Campbell, J. C. Robson. – Doi 10.1113/jphysiol.1968.sp008574. – Text: electronic // *J. Physiol.* — 1968. — Vol. 197. — P. 551–566.
72. Carson, D. Optical bench performance of 3 trifocal intraocular lenses / D. Carson, Z. Xu, E. Alexander, M. Choi, Z. Zhao, X. Hong. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2016. — Vol. 42, № 9. — P. 1361–1367.
73. Chang S. W. Influence of ocular features and incision width on surgically induced astigmatism after cataract surgery / S. W. Chang, T. Y. Su, Y. L. Chen. – Text: immediate // *J. Refractive Surgery.* — 2015. — Vol. 31, № 2. — P. 82–88.
74. Chaplin, P. K. A historical review of distance vision screening eye charts: what to toss, what to keep, and what to replace / P. K. Chaplin, G. E. Bradford. – Text: immediate // *NASN School Nurse.* — 2011. — Vol. 26, № 4. — P. 221–228.
75. Coates, W. R. Visual acuity and test letters, transactions of the Institute of ophthalmic opticians, III, 1935. In: Bennett A. G. Ophthalmic test types / W. R. Coates. – Text: electronic // *British J Physiolog Optics.* — 1965. — Vol. 22. — P. 238.
76. Cochener, B. Comparison of outcomes with multifocal intraocular lenses: a meta-analysis / B. Cochener, A. Lafuma, B. Khoshnood, L. Courouve, G. Berdeaux. – Text: immediate // *Clin. Ophthalmol.* — 2011. — Vol. 5. — P. 45–56.
77. Cochener, B. Clinical outcomes of a new extended range of vision intraocular lens: International Multicenter Concerto Study / B. Cochener. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2016. — Vol. 42, № 9. — P. 1268–1275.
78. Cochener, B. A Comparative Evaluation of a New Generation of Diffractive Trifocal and Extended Depth of Focus Intraocular Lenses / B. Cochener, G. Boutillier, M. Lamard, C. Auberger—Zagnoli. – Text: immediate // *J. Refract. Surg.* — 2018. — Vol. 34, № 8. — P. 507–514.

79. Cohen, A. L. Phase shift multifocal zone plate / A. L. Cohen. – Text: electronic // United States Patent № 4340283. — 1982.
80. Colenbrander, A. Visual acuity measurement standard / A. Colenbrander. – Text: immediate // Italian J. Ophthalmol. — 1988. — Vol. 2, № 1. — P. 1–19.
81. Colenbrander, A. The Historical evolution of visual acuity measurement / A. Colenbrander. – Text: immediate // Visual Impairment Research. — 2008. — Vol. 10, № 2–3. — P. 57–66.
82. Committee on Vision. Recommended standard procedures for the clinical measurement and specification of visual acuity. Report of Working Group 39 / Assembly of Behavioral and Social Sciences, National Research Council, National Academy of Sciences. – Text: electronic // Washington, D. C. — Adv. Ophthalmol. — 1980. — Vol. 41. — P. 103–148.
83. De Haan, V. Research on the influence of age on visual acuity / V. de Haan. – Text: electronic // Utrecht. — 1862.
84. De Medeiros, A. L. Comparison of visual outcomes after bilateral implantation of a diffractive trifocal intraocular lens and blended implantation of an extended depth of focus intraocular lens with a diffractive bifocal intraocular lens / A. L. de Medeiros, A. G. de Araújo Rolim, A. F. P. Motta, B. V. Ventura, C. Vilar [et al.]. – Text: immediate // Clin. Ophthalmol. — 2017. — Vol. 26, № 11. — P. 1911–1916.
85. De Vries, N. E. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses / N. E. de Vries, C. A. Webers, W. R. Touwslager. – Text: immediate // J Cataract Refract Surg. — 2011. — Vol. 37. — № 5. — P. 859–865.
86. De Vries, N. E. Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: literature review of benefits and side effects / N. E. de Vries, R. M. Nuijts. – Text: immediate // J Cataract Refract Surg. — 2013. — Vol. 39. — № 2. — P. 268–278.
87. Donders, F. C. On the anomalies of refraction and accommodation / F. C. Donders // London: New Sydenham Society. — 1864. — P. 668. — Text: electronic.

88. Elliott, D. B. The good (logMAR), the bad (Snellen) and the ugly (BCVA, number of letters read) of visual acuity measurement / D. B. Elliott. — Text: immediate // *Ophthalmic Physiol Opt.* — 2016. — Vol. 36, № 4. — P. 355–358.
89. Escandón–García, S. Through–Focus Vision Performance and Light Disturbances of 3 New Intraocular Lenses for Presbyopia Correction / S. Escandon—Garcia, F. J. Ribeiro, C. McAlinden, A. Queirós, J. M. González–Méijome. — Text: immediate // *J. Ophthalmol.* — 2018. — Vol. 31. — P. 1–8.
90. Esteve–Taboada, J. J. Effect of large apertures on the optical quality of three multifocal lenses / J. J. Esteve–Taboada, A. Dominguez–Vicent, A. J. Del Aguila–Carrasco. — Text: immediate // *J. Refract. Surg.* — 2015. — Vol. 31, № 10. — P. 666–676.
91. Faye, E. E. *Clinical Low Vision* / E. E. Faye // Boston, Mass: Little, Brown and Company. — 1976. — P. 396. — Text: electronic.
92. Ferrer–Blasco, T. Contrast sensitivity after refractive lens exchange with a multifocal diffractive aspheric intraocular lens / T. Ferrer–Blasco, S. Garcia–Lazaro, C. Albarran–Diego, C. Perez–Vives, R. Montes–Mico. — Text: immediate // *Arq. Bras. Oftalmol.* — 2013. — Vol. 76, № 2. — P. 63–68.
93. Ferris, F. L. New visual acuity charts for clinical research / F. L. Ferris, A. Kassoff, G. H. Bresnick, I. Bailey. — Text: electronic // *Am J Ophthalmol.* — 1982. — Vol. 94. — P. 91–96.
94. Ferris, F. L. Standardizing the measurement of visual acuity for clinical research studies: guidelines from the Eye Care Technology Forum / F. L. Ferris, I. Bailey. — Doi 10.1016/s0161-6420(96)30742-2. — Text: electronic // *Ophthalmology.* — 1996. — Vol. 103. — P. 181–182.
95. Frisen, L. Vanishing optotypes. New type of acuity test letters / L. Frisen. — Doi: 10.1001/archophth.1986.01050200100060. — Text: electronic // *Arch Ophthalmol.* — 1986. — Vol. 104, № 8. — P. 1194–1198.
96. Frisen, L. *Clinical Tests of Vision* / L. Frisen // New York, NY: Raven Press. — 1990. — P. 212. — Text: electronic.

97. García-Pérez, J. L. Short term visual outcomes of a new trifocal intraocular lens / J. L. Garcia-Perez, J. Gros-Otero, C. Sánchez-Ramos [et al.]. – Text: immediate // BMC Ophthalmol. — 2017. — Vol. 17. — № 1. — P. 72.
98. Gatinel, D. Design and Qualification of a Diffractive Trifocaloptical Profile for Intraocular Lenses / D. Gatinel, C. Pagnouille, Y. Houbrechts, L. Gobin. – Text: immediate // J. of Cataract and Refractive Surgery. — 2011. — Vol. 37. — P. 2060–2067.
99. Gatinel, D. Comparison of bifocal and trifocal diffractive and refractive intraocular lenses using an optical bench / D. Gatinel, Y. Houbrechts. – Text: immediate // J. Cataract Refract. Surg. — 2013. — Vol. 39. — P. 1093–1099.
100. Gibson, S. A. Observer variation in ophthalmology / S. A. Gibson, H. F. Sanderson. — Text: electronic // British J Ophthalmol. — 1980. — Vol. 64, № 6 — P. 457–460.
101. Green, J. On a new series of test-letters for determining the acuteness of vision / J. Green. — Text: electronic // Transactions of the American Ophthalmological Society. — 1868. — Vol. 1, № 4–5. — P. 68–71.
102. Green, J. Notes on the clinical determination of the acuteness of vision including the construction and graduation of optotypes / J. Green. — Text: electronic // Trans. Am. Ophthalmol. Soc. — 1905. — Vol. 10. — P. 644–654.
103. Gundersen, K. G. Trifocal intraocular lenses: a comparison of the visual performance and quality of vision provided by two different lens designs / K. G. Gundersen, R. Potvin. – Text: immediate // Clin. Ophthalmol. — 2017. — Vol. 8, № 11. — P. 1081–1087.
104. Hamm, L. M. The Auckland optotypes: an open-access pictogram set for measuring recognition acuity / L. M. Hamm, J. P. Yeoman, N. S. Anstice, S. C. Dakin. – Doi 10.1167/18.3.13. — Text: electronic // J. Vis. — 2018. — Vol. 18, № 3. — P. 13.
105. Hayashi, K. Effect of astigmatism on visual acuity in eyes with a diffractive multifocal intraocular lens / K. Hayashi, S. I. Manabe, M. Yoshida. – Text:

- immediate // J. Cataract Refract. Surg. — 2010. — Vol. 36, № 8. — P. 1323–1329.
106. Hayashi, K. A classification system of intraocular lens dislocation sites under operating microscopy, and the surgical techniques and outcomes of exchange surgery / K. Hayashi, S. Ogawa, S. I. Manabe. – Text: immediate // Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. — 2016. — Vol. 254. — P. 505–513.
107. Hazel, C. A. The dependency of LogMAR visual acuity measurements on chart design and scoring rule / C. A. Hazel, D. B. Elliott. – Text: immediate // Optom Vis Sci. — 2002. — Vol. 79, № 12. — P. 788–792.
108. Heinrich, S. P. Resolution acuity versus recognition acuity with Landolt-style optotypes / S. P. Heinrich, M. Bach. – Text: immediate // Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. — 2013. — Vol. 251, № 9. — P. 2235–2241.
109. Holladay, J. T. Snellen equivalent for Bailey–Lovie acuity chart / J. T. Holladay, T. C. Prager. – Doi 10.1001/archophth.1989.01070010654012. — Text: electronic // Arch Ophthalmol. — 1989. — Vol. 107. — P. 955.
110. Holladay, J. T. Mean visual acuity / J. T. Holladay, T. C. Prager. – Doi 10.1016/s0002-9394(14)72328-1. — Text: electronic // Am. J. Ophthalmol. — 1991. — Vol. 111. — P. 372–373.
111. Holladay, J. T. Proper method for calculating average visual acuity / J. T. Holladay. – Text: immediate // J Refract Surg. — 1997. — Vol. 13, № 4. — P. 388–391.
112. International Vocabulary of Metrology — Basic and General Concepts and Associated Terms (3rd ed.). – Doi 10.1016/j.clinbiochem.2008.09.007. — Text: electronic // Joint Committee for Guides in Metrology. — 2008.
113. Jérôme, C. Visual performance after the implantation of a new trifocal intraocular lens / C. Jérôme, J. C. Vryghem, S. Heireman. – Text: immediate // Clin. Ophthalmol. — 2013. — №. 7. — P. 1957–1965.
114. Jonker, S. Comparison of a trifocal intraocular lens with a +3.0 D bifocal IOL: Results of a prospective randomized clinical trial / S. Jonker, N. Bauer, N.

- Makhotkina, T. Berendschot [et al.]. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2015. — Vol. 41, № 8. — P. 1631–1640.
115. Kacerovsky, M. PanOptix and AT LISA tri in presbyopic surgery / M. Kacerovsky. – Text: immediate // Presented at European Society of Cataract and Refractive Surgeons education forum. — September 2018, Vienna, Austria.
116. Kaiser, P. K. Prospective evaluation of visual acuity assessment: a comparison of snellen versus ETDRS charts in clinical practice (An AOS Thesis) / P. K. Kaiser. – Text: immediate // *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.* — 2009. — Vol. 107. — P. 311–324.
117. Kassoff, A. Diabetic Retinopathy Study Research Group. Design of a new visual acuity chart (modified Bailey–Lovie) / A. Kassoff. — Text: electronic // *Investigative Ophthalmology and Visual Science.* — 1979. — Vol. 18. — P. 219.
118. Kawamorita, T. Modulation transfer function and pupil size in multifocal and monofocal intraocular lenses in vitro / T. Kawamorita, H. Uozato. – Text: immediate // *J. Cataract Refract Surg.* — 2005. — Vol. 31, № 12. — P. 2379–2385.
119. Kniestedt, C. Visual acuity and its measurement / C. Kniestedt, R. L. Stamper. – Text: immediate // *Ophthalmol Clin N Am.* — 2003. — Vol. 16. — P. 155–170.
120. Koch, D. D. Changes in pupil size induced by phacoemulsification and posterior chamber lens implantation: consequences for multifocal lenses / D. D. Koch, S. W. Samuelson, R. V. Villarreal, E. A. Haft, T. Kohnen. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 1996. — Vol. 22. — P. 579–584.
121. Kohnen, T. First implantation of a diffractive quadrafocal (trifocal) intraocular lens / T. Kohnen. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2015. — Vol. 41, № 10. — P. 2330–2332.
122. Kohnen, T. Trifocal intraocular lens implantation to treat various visual demands in various distances following lens removal / T. Kohnen, C. Titke, M. Bohm. – Text: immediate // *Am. J. Ophthalmol.* — 2016. — Vol. 161. — P. 71–77.
123. Kohnen, T. Visual Performance of a Quadrifocal (Trifocal) Intraocular Lens Following Removal of the Crystalline Lens / T. Kohnen, M. Herzog, E.

- Hemkepler, S. Schönbrunn, N. De Lorenzo, K. Petermann, M. Böhm. – Text: immediate // *Am. J. Ophthalmol.* — 2017. — Vol. 184. — P. 52–62.
124. Krader, C. G. The multifocal IOL evolution / C. G. Krader. – Text: immediate // *Ophthalmology Times–Cataract Surgery.* — 2015. — Vol. 15. — № 121. — P. 63–69.
125. Laidlaw, D. A. H. Development of a clinically feasible logMAR alternative to the Snellen chart: performance of the “compact reduced logMAR” visual acuity chart in amblyopic children / D. A. Laidlaw, A. Abbott, D. A. Rosser. – Text: immediate // *Br. J. Ophthalmol.* — 2003. — Vol. 87. — № 10. — P. 1232–1234.
126. Landolt, E. Opto–types simples / E. Landolt. — Text: electronic // Paris: O. Doin. — 1889.
127. Landolt, E. Tablen d’optotypes pur la determination de l’acuite visuelle / E. Landolt. — Text: electronic // *Arch. Soc. Franc. d’Ophthalm.* — 1899. — P. 157–166.
128. Landolt, E. Methode optometrique simple / E. Landolt. — Text: electronic // *Bulletens et Memoires de la Societe Fransias d’Ophthalmologie.* — 1988. — Vol. 6. — P. 213–214.
129. Lapid–Gortzak L. Multicenter visual outcomes comparison of two trifocal presbyopia correcting intraocular lenses: 6–month postoperative results / L. Lapid–Gortzak, A. Martines. – Text: immediate // Oral presentation at: XXXVI European Society of Cataract and Refractive Surgeons Meeting. — September 22–26th, 2018, Vienna, Austria.
130. Lawless, M. Visual and refractive outcomes following implantation of a new trifocal intraocular lens / M. Lawless, C. Hodge, J. Reich [et al.]. – Text: immediate // *Eye and Vision.* — 2017. — Vol. 4, № 4. — P. 10.
131. Lee, S. Optical bench performance of a novel trifocal intraocular lens compared with a multifocal intraocular lens / S. Lee, M. Choi, Z. Xu, Z. Zhao, E. Alexander, Y. Liu. – Text: immediate // *Clin. Ophthalmol.* — 2016. — Vol. 2, № 10. — P. 1031–1038.

132. Legge, G. Psychophysics of reading. VIII. The Minnesota Low-Vision Reading Test / G. Legge, J. Ross, A. Luebker, J. LaMay. – Doi 10.1097/00006324-198912000-00008. — Text: electronic // *Optom. Vis. Sci.* — 1989. — Vol. 12. — № 66. — P. 843–853.
133. Lesieur, G. Outcomes after implantation of a trifocal diffractive IOL / G. Lesieur. — Text: immediate // *J. Fr. Ophthalmol.* — 2012. — Vol. 35, № 5. — P. 338–342.
134. Leyland, M. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction / M. Leyland, E. Pringle. — Text: immediate // *Cochrane Database Syst Rev.* — 2006. — Vol. 4. — P. 850–854.
135. Lim, L–A. Comparison of the ETDRS logMAR, ‘compact reduced logMar’ and Snellen charts in routine clinical practice / L–A Lim. — Text: immediate // *Eye.* — 2010. — Vol. 24. — P. 673–677.
136. Linksz, A. The Reasonable Notation of Visual Acuity Measurements / A. Linksz. — Text: electronic // *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.* — 1972. — Vol. 70. — P. 314–327.
137. Linksz, A. The development of visual standards: Snellen, Jaeger, and Giraud–Teulon / A. Linksz. — Text: electronic // *Bull N Y Acad Med.* — 1975. — Vol. 51, № 2. — P. 277–285.
138. Makhotkina, N. Y. Effect of active evaluation on the detection of negative dysphotopsia after sequential cataract surgery: discrepancy between incidences of unsolicited and solicited complaints / N. Y. Makhotkina, M. D. Nijkamp, T. J. M. Berendschot, B. van den Borne, R. M. M. A. Nuijts. — Doi 10.1111/aos.13508. — Text: electronic // *Acta Ophthalmol.* — 2018. — Vol. 96, № 1. — P. 81–87.
139. Marques, E. F. Comparison of visual outcomes of 2 diffractive trifocal intraocular lenses / E. F. Marques, T. B. Ferreira. — Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2015. — Vol. 41, № 2. — P. 354–363.
140. Martinez–de–la–Casa, J. M. Photopic and Mesopic Performance of 2 Different Trifocal Diffractive Intraocular Lenses / J. M. Martinez–de–la–Casa, J. Carballo–Alvarez, J. Garcia–Bella, J. M. Vazquez–Molini [et al.]. — Text: immediate // *Eur. J. Ophthalmol.* — 2017. — Vol. 27, № 1. — P. 26–30.

141. McGraw, P. Reliability of the Snellen chart / P. McGraw, B. Winn, D. Whitaker. – Doi 10.1136/bmj.310.6993.1481. – Text: electronic // BMJ. — 1995. — Vol. 310. — P. 1481–1482.
142. Mencucci, R. Comparative analysis of visual outcomes, reading skills, contrast sensitivity, and patient satisfaction with two models of trifocal diffractive intraocular lenses and an extended range of vision intraocular lens / R. Mencucci, E. Favuzza, O. Caporossi, A. Savastano, S. Rizzo. – Text: immediate // Graefes Arch Clin. Exp. Ophthalmol. — 2018. — Vol. 256, № 10. — P. 1913–1922.
143. Mendicute, J. Evaluation of visual outcomes and patient satisfaction after implantation of a diffractive trifocal intraocular lens / J. Mendicute, A. Kapp, P. Lévy, G. Krommes, A. Arias–Puente [et al.]. – Text: immediate // J. Cataract Refract. Surg. — 2016. — Vol. 42, № 2. — P. 203–210.
144. Mercer, M. E. Comparison of Patti Pics and Lea Symbols / M. E. Mercer, J. R. Drover, K. J. Penney [et al.]. – Text: immediate // Optom. Vis. Sci. — 2013. — Vol. 90, № 3. — P. 236–241.
145. Mesci, C. Differences in contrast sensitivity between monofocal, multifocal and accommodating intraocular lenses: long–term results / C. Mesci, H. H. Erbil, A. Olgun [et al.]. – Text: immediate // Clin. Experiment Ophthalmol. — 2010. — Vol. 38, № 8. — P. 768–777.
146. Milling, A. The redevelopment of the Kay picture test of visual acuity / A. Milling, D. Newsham, L. P. Tidbury [et al.]. – Text: immediate // Br. Ir. Orthopt. J. — 2016. — Vol. 13, № 6. — P. 14–21.
147. Mojzis, P. Outcomes of a new diffractive trifocal intraocular lens / P. Mojzis, P. Pena–Garcia, I. Liehneova, P. Ziak, J. L. Alio. – Text: immediate // J. Cataract Refract. Surg. — 2014. — Vol. 40. — P. 60–69.
148. Mojzis, P. Implantation of a diffractive trifocal intraocular lens: one–year follow–up / P. Mojzis, K. Majerova, L. Hrcckova, D. P. Piñero. – Text: immediate // J. Cataract Refract. Surg. — 2015. — Vol. 41, № 8. — P. 1623–1630.
149. Monaco, G. Visual performance after bilateral implantation of 2 new presbyopia–correcting intraocular lenses: Trifocal versus extended range of vision / G.

- Monaco, M. Gari, F. Di Censo [et al.]. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2017. — Vol. 43, № 6. — P. 737–747.
150. Montes–Mico, R. Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation / R. Montes–Mico, J. L. Alio. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2003. — Vol. 29. — P. 703–711.
151. NAS–NRC. Recommended standard procedures for the clinical measurement and specification of visual acuity. Report of working group 39. Committee on vision. Assembly of Behavioral and Social Sciences, National Research Council, National Academy of Sciences, Washington, D.C. – Text: electronic // *Advances in Ophthalmology* — 1980. — Vol. 41. — P. 103–148.
152. Newell, F. W. *Ophthalmology: Principles and Concepts* / F. W. Newell // 7th ed. St. Louis, MO: CV Mosby Co. — 1992. — P. 632. –Text: electronic.
153. Nijkamp M. D. Effectiveness of multifocal intraocular lenses to correct presbyopia after cataract surgery: a randomized controlled trial / M. D. Nijkamp, M. G. Dolders, J. de Brabander. – Text: immediate // *Ophthalmology*. — 2004. — Vol. 111, № 10. — P. 1832–1839.
154. Noushad, B. Reliability of a modified logMAR distant visual acuity chart for routine clinical use / B. Noushad, J. Thomas, S. Amin. – Text: immediate // *Oman J. Ophthalmol.* — 2012. — Vol. 5, № 2. — P. 87.
155. Ogle, K. N. On the problem of an international nomenclature for designating visual acuity / K. N. Ogle. - Doi 10.1016/0002-9394(53)92172-2. – Text: electronic // *Am J Ophthalmol.* — 1953. — Vol. 36, № 7. — P. 909–921.
156. Pieh, S. Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses / S. Pieh, B. Lackner, G. Hanselmayer [et al.]. – Text: immediate // *Br. J. Ophthalmol.* — 2001. — Vol. 85. — № 7. — P. 816–821.
157. Pirenne, M. H. Visual acuity / M. H. Pirenne. – Text: electronic // In: *The Eye*. — 1962. — Vol. 2. — P.175–195.
158. Plainis, S. A modified ETDRS visual acuity chart for European–wide use / S. Plainis, P. Tzatzala, Y. Orphanos, M. K. Tsilimbaris. – Text: immediate // *Optometry and Vision Science*. — 2007. — Vol. 84, № 7. — P. 647–653.

159. Radner, W. A new reading chart for simultaneous determination of reading vision and reading speed / W. Radner, U. Willinger, W. Obermayer, C. Mudrich, M. Velikay-Parel, B. Eisenwort. – Doi 10.1055/s-2008-1034969. – Text: electronic // *Klin. Monbl Augenheilkd.* — 1998. — Vol. 213. — № 3. — P. 174–181.
160. Radner, W. Reading charts in ophthalmology / W. Radner. – Text: immediate // *Graefe's Arch Clin. Exp. Ophthalmol.* — 2017. — Vol. 255, № 8. — P. 1465–1482.
161. Reich, L. N. Relative legibility and confusions of letter acuity targets in the peripheral and central retina / L. N. Reich, H. E. Bedell. – Text: immediate // *Optom. Vis. Sci.* — 2000. — Vol. 77. — P. 270–275.
162. Riggs, L. A. Visual acuity. In: *Vision and visual perception* / L. A. Riggs. – Text: electronic // Graham C. H. (ed). — New York: Wiley, 1965. — P. 321–349.
163. Rosa, A. M. Functional magnetic resonance imaging as an innovative tool to assess neuroadaptation after cataract surgery / A. M. Rosa, A. Miranda, J. F. Costa. – Text: immediate // *Investigative Ophthalmology and Visual Science.* — 2016. — Vol. 57, № 12. — P. 3756–3761.
164. Rosen, E. Efficacy and safety of multifocal intraocular lenses following cataract and refractive lens exchange: Metaanalysis of peer-reviewed publications / E. Rosen, J. L. Alio, H. B. Dick, S. Dell, S. Slade. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2016. — Vol. 42. — № 2. — P. 310–328.
165. Ross, J. E. Effect of age on contrast sensitivity function: unocular and binocular findings / J. E. Ross, D. D. Clarke, A. J. Bron. – Doi 10.1136/bjo.69.1.51. – Text: electronic // *Br. J. Ophthalmol.* — 1985. — Vol. 69. — P. 51–56.
166. Rosser, D. A. The development of a “reduced logMAR” visual acuity chart for use in routine clinical practice / D. A. Rosser, D. A. H. Laidlaw, I. E. Murdoch. – Text: immediate // *Br. J. Ophthalmol.* — 2001. — Vol. 85. — P. 432–436.
167. Rosser, D. A. How sensitive to clinical change are ETDRS logMAR visual acuity measurements? / D. A. Rosser, S. Cousens, I. E. Murdoch, F. W. Fitzke, D. A. Laidlaw. – Text: immediate // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* — 2003. — Vol. 44. — P. 3278–3281.

168. Rozhkova, G. Optimal optotype structure for monitoring visual acuity / G. Rozhkova, D. Lebedev, M. Gracheva, S. Rychkova. – Text: immediate // J. Latvian academy of sciences. — 2017. — Vol. 71, № 5. — P. 20–30.
169. Ruiz–Mesa, R. A comparative study of the visual outcomes between a new trifocal and an extended depth of focus intraocular lens / R. Ruiz–Mesa, A. Abengózar–Vela, M. Ruiz–Santos. – Text: immediate // Eur. J. Ophthalmol. — 2018. — Vol. 28, № 2. — P. 182–187.
170. Salerno, L. C. Multifocal intraocular lenses: Types, outcomes, complications and how to solve them / L. C. Salerno, M. C. Tiveron Jr., J. L. Alio. – Text: immediate // Taiwan J. Ophthalmol. — 2017. — Vol. 7, № 4. — P. 179–184.
171. Santos, N. A. Mesopic radial frequency contrast sensitivity function for young and older adults / N. A. Santos, A. B. Oliveira, R. M. T. B. L. Nogueira, M. L. B. Simas. – Doi 10.1590/s0100-879x2006000600012. – Text: electronic // Braz. J. Med. Biol. Res. — 2006. — Vol. 39, № 6. — P. 791–794.
172. Schmidinger, G. Contrast sensitivity function in eyes with diffractive bifocal intraocular lenses / G. Schmidinger, C. Simader, I. Dejacó–Ruhswurm, C. Skorpik, S. Pieh. – Text: immediate // J. Cataract Refract. Surg. — 2005. — Vol. 31. — № 11. — P. 2076–2083.
173. Schrecker, J. Additional multifocal sulcus–based intraocular lens: Alternative to multifocal intraocular lens in the capsular bag / J. Schrecker, S. Kroeber, T. Eppig, A. Langenbacher. – Text: immediate // J. Cataract Refract. Surg. — 2013. — Vol. 39. — P. 548–555.
174. Shah, N. Visual acuity loss in patients with age–related macular degeneration measured using a novel high–pass letter chart / N. Shah, S. C. Dakin, S. Dobinson [et al.]. – Text: immediate // Br. J. Ophthalmol. — 2016. — Vol. 100, № 10. — P. 1346–1352.
175. Shamir, R. R. The influence of varying the number of characters per row on the accuracy and reproducibility of the ETDRS visual acuity chart / R. R. Shamir, Y. G. Friedman, L. Joskowicz [et al.]. – Text: immediate // Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. — 2016. — Vol. 254, № 5. — P. 971–976.

176. Singman, E. L. Comparing visual acuity measured by Lea Symbols and Patti Pics / E. L. Singman, N. S. Matta, J. Tian, D. I. Silbert. – Text: immediate // *Am. Orthopt. J.* — 2015. — Vol. 65, № 1. — P. 94–98.
177. Sloan, L. L. Measurement of visual acuity; a critical review / L. L. Sloan. – Doi 10.1001/archophth.1951.01700010719013. – Text: electronic // *AMA Arch Ophthalmol.* — 1951. — Vol. 45. — P. 704–725.
178. Sloan, L. L. New test charts for the measurement of visual acuity at far and near distances / L. L. Sloan. – Doi 10.1016/0002-9394(59)90626-9. – Text: electronic // *Am J Ophthalmol.* — 1959. — Vol. 48. — P. 807–813.
179. Sloan, L. L. Needs for precise measures of acuity: equipment to meet these needs / L. L. Sloan. – Doi 10.1001/archophth.1980.01020030282008. – Text: electronic // *Arch Ophthalmol.* — 1980. — Vol. 98. — P. 286–290.
180. Snellen, H. Test-types for the determination of the acuteness of vision / H. Snellen. – Text: electronic // Utrecht: P. W. van de Weijer. — 1862. — P. 36.
181. Steinberg, E. P. The VF-14. An index of functional impairment in patients with cataract / E. P. Steinberg, J. M. Tielsch, O. D. Schein, J. C. Javitt [et al.]. – Doi 10.1001/archophth.1994.01090170074026. – Text: electronic // *Arch Ophthalmol.* — 1994. — Vol. 112, № 5. — P. 630–638.
182. Steinert, R. F. Visual outcomes with multifocal intraocular lenses / R. F. Steinert. – Text: immediate // *Curr. Opin. Ophthalmol.* — 2000. — Vol. 11, № 1. — P. 12–21.
183. Stiers, P. Optotype and grating visual acuity in patients with ocular and cerebral visual impairment / P. Stiers, R. Vanderkelen, E. Vandenbussche. – Text: immediate // *Ibid.* — 2004. — Vol. 45. — P. 4333–4339.
184. Sudhir, R. R. AcrySof IQ PanOptix Intraocular Lens Versus Extended Depth of Focus Intraocular Lens and Trifocal Intraocular Lens: A Clinical Overview / R. R. Sudhir, A. Dey, S. Bhattacharya, A. Bahulayan. – Doi 10.1097/APO.0000000000000253. – Text: electronic // *Asia Pac. J. Ophthalmol.* — 2019. — Vol. 8, № 4. — P. 335–349.

185. Szigeti, A. Comparison of long-term visual outcome and IOL position with a single-optic accommodating IOL after 5.5-or 6.0-mm femtosecond laser capsulotomy / A. Szigeti, K. Kranitz, A. I. Takacs, K. Mihaltz, M. C. Knorz. – Text: immediate // *J. of Refractive Surgery*. — 2012. — Vol. 28. — № 9. — P. 609–613.
186. Taylor, H. R. Applying new design principles to the construction of an illiterate e chart / H. R. Taylor. – Doi 10.1097/00006324-197805000-00008. – Text: electronic // *Optometry & Vision Science*. — 1978. — Vol. 55, № 5. — P. 348–351.
187. Taylor, M. M. On the efficiency of psychophysical measurement / M. M. Taylor. – Doi 10.1121/1.1912379. – Text: electronic // *J. Acoust. Soc. Am.* — 1971. — Vol. 49. — P. 505–508.
188. Test charts for determining distance visual acuity: BS 4274–1968. – Text: electronic // *British Standards Institute*. — London, 1968.
189. Tsou, B. C. Visual acuity reporting in clinical research publications / B. C. Tsou, N. M. Bressler. – Text: immediate // *JAMA Ophthalmol.* — 2017. — Vol. 135, № 6. — P. 651–653.
190. Van den Brom, H. J. Measurement of visual acuity with two different charts; a comparison of results and repeatability in patients with cataract / H. J. van den Brom. – Text: immediate // *Doc. Ophthalmol.* — 1995. — Vol. 90. — P. 61–66.
191. Vaquero, M. Visual function with monofocal versus multifocal IOLs / M. Vaquero, J. L. Encinas, F. Jimenez. – Text: immediate // *J Cataract Refract Surg.* — 1996. — Vol. 22, № 9. — P. 1222–1225.
192. Venter, J. A. Visual outcomes and patient satisfaction in 9366 eyes using a refractive segmented multifocal intraocular lens / J. A. Venter, M. Pelouskova, B. M. Collins, S. C. Schallhorn, S. J. Hannan. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2013. — Vol. 39. — P. 1477–1484.
193. Vilar, C. Comparison between bilateral implantation of a trifocal intraocular lens and blended implantation of two bifocal intraocular lenses / C. Vilar, W. T. Hida,

- A. L. de Medeiros, K. R. P. Magalhães [et al.]. – Text: immediate // Clin. Ophthalmol. — 2017. — Vol. 1, № 11. — P. 1393–1397.
194. Vingolo, E. M. Visual outcomes and contrast sensitivity after bilateral implantation of multifocal intraocular lenses with 2.50 or 3.0 Diopter Addition: 12–Month Follow–Up / E. M. Vingolo, C. Carnevale, S. Fragiotta, E. Rigoni. – Text: immediate // Seminars in ophthalmology. Taylor and Francis. — 2016. — Vol. 43. — P. 73–78.
195. Virsu, V. Visual resolution, contrast sensitivity, and the cortical magnification factor / V. Virsu, J. Rovamo. – Doi 10.1007/BF00236818. – Text: electronic // Exp. Brain Res. — 1979. — Vol. 37. — P. 475–494.
196. Watson, A. B. A standard model for foveal detection of spatial contrast / A. B. Watson, A. J. Ahumada Jr. – Text: immediate // J. Vis. — 2005. — Vol. 5. — № 9. — P. 717–740.
197. Wenner, M. Diurnal vision and mesopic vision in patients with monofocal and diffractive bifocal implants. A prospective and comparative study / M. Wenner, M. Schissler. – Text: immediate // J. Fr. Ophthalmol. — 1993. — Vol. 16. — № 6–7. — P. 363–366.
198. Wesemann, W. Visual acuity measured via the Freiburg visual acuity test (FVT), Bailey Lovie chart and Landolt Ring chart / W. Wesemann. – Text: immediate // Klin. Monatsbl. Augenheilkd. — 2002. — Vol. 219. — P. 660–667.
199. Westheimer, G. Scaling of visual acuity measurements / G. Westheimer. – Doi 10.1001/archophth.1979.01020010173020. – Text: electronic // Arch. Ophthalmol. — 1979. — Vol. 97. — P. 327–330.
200. Wild, J. M. Some statistical concepts in the analysis of vision and visual acuity / J. M. Wild, M. K. Hussey. – Text: electronic // Ophthalmic Physiol Opt. — 1985. — Vol. 5, № 1. — P. 63–71.
201. Williams, M. A. Uniformity of visual acuity measures in published studies / M. A. Williams, T. N. Moutray, A. J. Jackson. – Text: immediate // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. — 2008. — Vol. 49, № 10. — P. 4321–4327.

202. Wittich, W. Differences between recognition and resolution acuity in patients undergoing macular hole surgery / W. Wittich, O. Overbury, M. A. Kapusta, D. H. Watanabe. – Text: immediate // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* — 2006. — Vol. 47. — P. 3690–3694.
203. Woodruff, E. W. Visual acuity and the selection of test letters. In: *Some Recent Advances in Ophthalmic Optics* / E. W. Woodruff. – Text: electronic // London: Hatton Press. — 1947. — P. 59–70.
204. Woodward, M. A. Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation / M. A. Woodward, J. B. Randleman, R. D. Stulting. – Text: immediate // *J. Cataract Refract Surg.* — 2009. — Vol. 35, № 6. — P. 992–997.
205. Yoshino, M. Assessment of whether visual outcomes with diffractive multifocal intraocular lenses vary with patient age / M. Yoshino, H. Bissen–Miyajima, K. Minami. – Text: immediate // *J. Cataract Refract. Surg.* — 2013. — Vol. 39. — P. 1502–1506.

ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение А

Оценка остроты зрения: история и современные тенденции

По оси абсцисс отложены значения критической частоты F_c , соответствующие $30''/(\text{MAR})$, а по оси ординат – значения остроты зрения, вычисленные в десятичной и логарифмической шкалах как $V_D = 1''/(\text{MAR})$ и $V_L = \log\{(\text{MAR})/1''\}$. На линейке под осью абсцисс схематически показаны фрагменты нескольких решеток с нарастающей пространственной частотой F_c

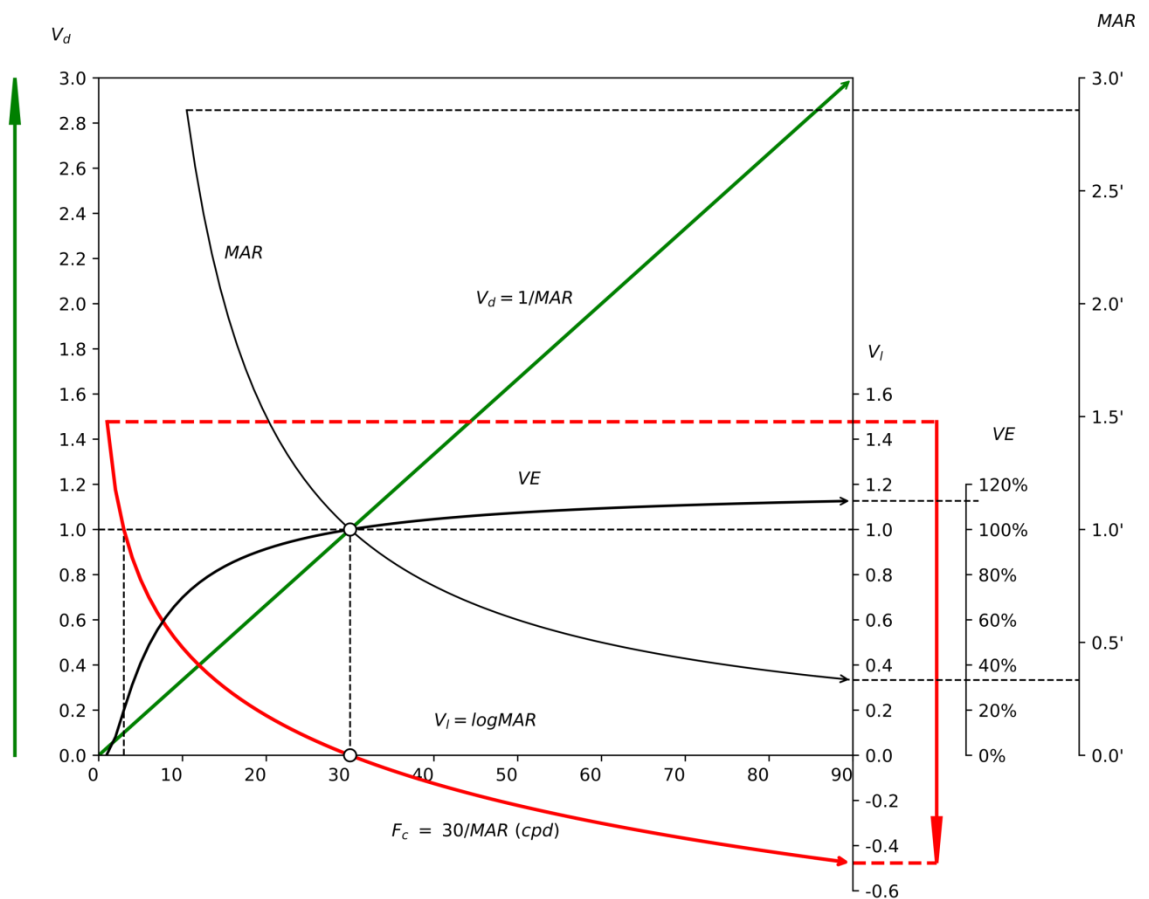


Рисунок 1 - Иллюстрация взаимоотношений между десятичной $V_D = 1''/(\text{MAR})$ и логарифмической $V_L = \log\{(\text{MAR})/1''\}$ системами оценки остроты зрения и критической пространственной частотой F_c (Рожкова Г.И., Малых Т.Б. Современные аспекты стандартизации визометрии, 2017)

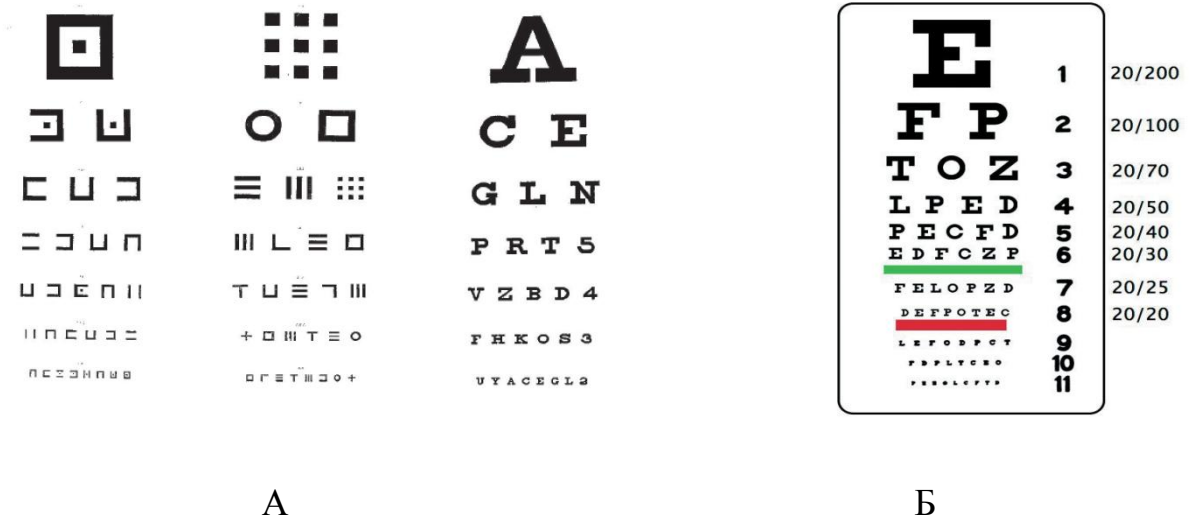


Рисунок 2 - Первые проекты таблиц Снеллена с различными опто типами (А). Эти таблицы никогда не публиковались Снелленом. Они приведены лишь в историческом обзоре Коленбрандера. В конечном итоге Снеллен выбрал для своей опубликованной в 1862 году таблицы буквы с засечками (Б).

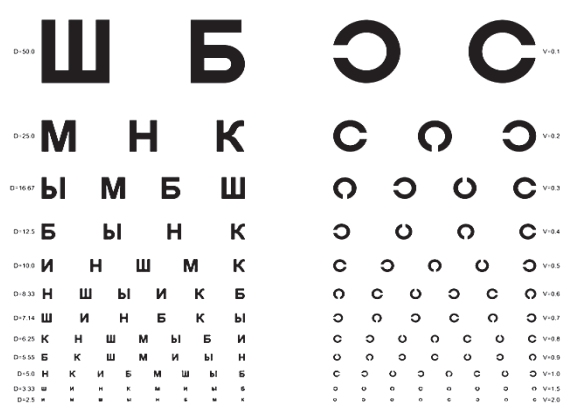


Рисунок 3 - Таблицы Сивцева (буквенные опто типы) и Головина (кольца Ландольта) (1928 г.)

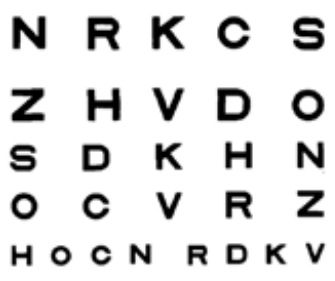


Рисунок 4 - Таблица Слоан (L.L. Sloan, 1959 г.)

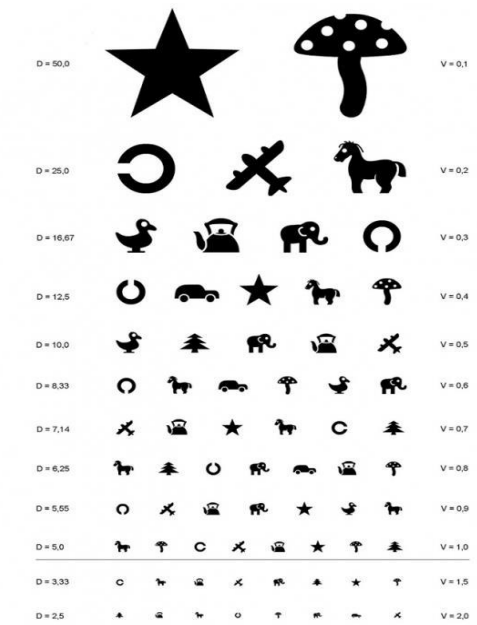


Рисунок 5 - Таблица Орловой (1963 г.)



Рисунок 6 - Таблица Грина с пропорциональным дизайном (1867 г.)



Рисунок 7 – Таблица Bailey I.L. и Lovie-Kitchin J.E. (1976 г.)



Рисунок 11 - Первые таблицы для проверки остроты зрения, использующие принципы стандартизации (XIX век, 1843 г., Германия, Darmstadt, автор – Kuechler). Таблицы и опто типы для измерения остроты зрения на дальней дистанции.

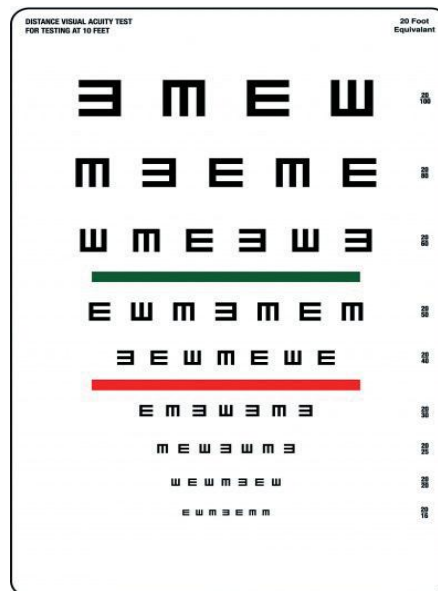


Рисунок 12 - Таблица для проверки остроты зрения у неграмотных пациентов (Taylor, H.R., 1978 г.)

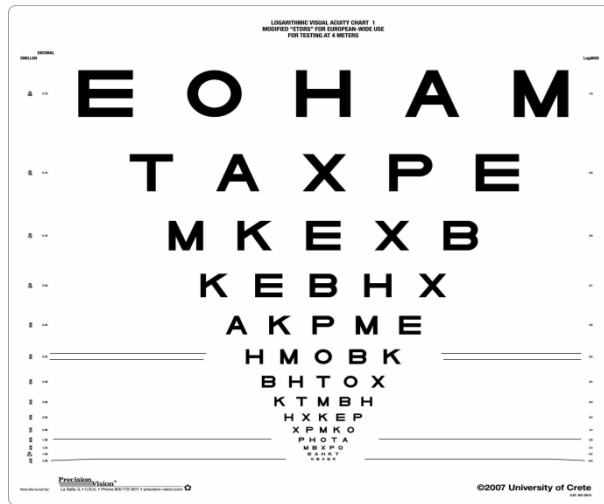


Рисунок 13 - Таблица ETDRS (LogMAR) для исследования остроты зрения на дистанции 4 м с опто типами на русском языке (Modified «ETDRS» for European-Wide Use)

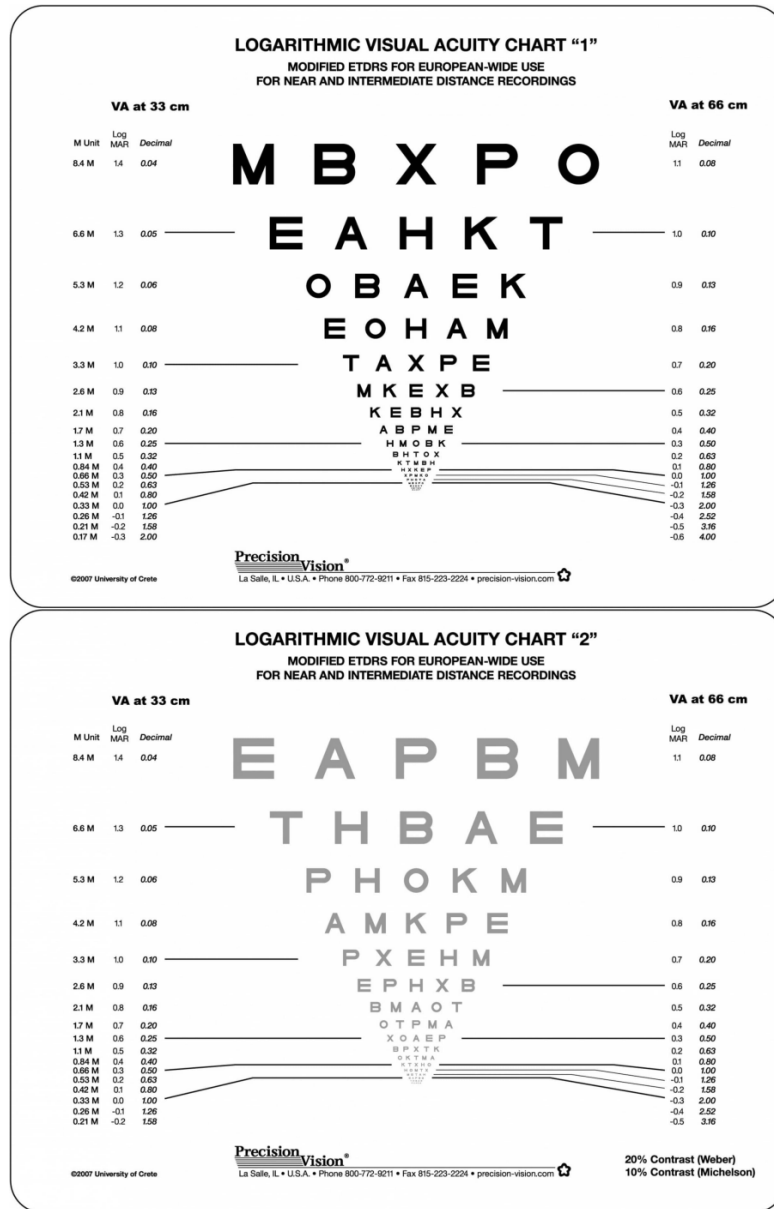


Рисунок 14 - Таблица ETRDS для исследования ОЗ вблизи (33 см) и на промежуточной дистанции (66 см) с опто типами, общими для латинского и русского алфавитов с указанием значений остроты зрения в LogMAR и десятичной шкале (Modified «ETRDS» for European-Wide Use)

The *Journal* publishes articles from around the world, where standards for measuring visual acuity vary. This table will help readers interpret visual acuity findings in familiar units.

Visual Acuity Conversion Chart*											
Distance			LogMAR Acuity Chart				Near				
Snellen Equivalent Feet 20/	Meter 6/	Decimal	Line Number	LogMAR*	Spatial Frequency (cyc/deg)	% Central Visual Efficiency	Jaeger Standard	Inches (14/)	Centimeters (35/)	Revised American Point-Type	"M" Notation
10	3.0	2.00	-3	-0.30	60.00	100	-	7.0	17.5	-	0.20
12.5	3.8	1.60	-2	-0.20	48.00	100	-	8.8	21.9	-	0.25
16	4.8	1.25	-1	-0.10	37.50	100	-	11.2	28.0	-	0.32
20	6.0	1.00	0	0.00	30.00	100	1	14.0	35.0	3	0.40
25	7.5	0.80	1	0.10	24.00	95	2	17.5	43.8	4	0.50
30	9.0	0.67	-	0.18	20.00	91	3	21.0	52.5	5	0.60
32	9.6	0.63	2	0.20	18.75	90	4	22.4	56.0	6	0.64
40	12.0	0.50	3	0.30	15.00	85	5	28.0	70.0	7	0.80
50	15.0	0.40	4	0.40	12.00	75	6	35.0	87.5	8	1.0
60	18.0	0.33	-	0.48	10.00	67	7	42.0	105.0	9	1.2
63	18.9	0.32	5	0.50	9.52	65	8	44.1	110.3	10	1.3
70	21.0	0.29	-	0.54	8.57	63	-	49.0	122.5	-	1.4
80	24.0	0.25	6	0.60	7.50	60	9	56.0	140.0	11	1.6
100	30.0	0.20	7	0.70	6.00	50	10	70.0	175.0	12	2.0
114	34.2	0.18	-	0.76	5.26	44	11	79.8	199.5	13	2.3
125	37.5	0.16	8	0.80	4.80	40	12	87.5	218.8	14	2.5
150	45.0	0.13	-	0.88	4.00	32	-	105.0	262.5	-	3.0
160	48.0	0.13	9	0.90	3.75	30	13	112.0	280.0	21	3.2
200	60.0	0.10	10	1.00	3.00	20	14	140.00	350.0	23	4.0

Courtesy Jack Holladay, MD, modified from full Holladay table. For full table, visit www.JournalofRefractiveSurgery.com
 *Log minimum angle of resolution; bold values are standard LogMAR progression
 Note: 20/2000 is equivalent to count fingers @ 2 feet; 20/20000 is equivalent to hand motion @ 2 feet

Resources

- Sloan LL. New test charts for the measurement of visual acuity. *Am J Ophthalmol* 1959;48:808-813.
- Report of Working Group 39, Committee of Vision, National Academy of Sciences. Recommended standard procedures for the clinical measurement and specification of visual acuity. *Adv Ophthalmol* 1980;41:103-143.
- Keeney AH, Durerson HL Jr. Collated near-vision test card. *Am J Ophthalmol* 1958;46:592-594.
- Keeney AH. *Ocular Examination: Basis and Techniques*. 2nd ed. St. Louis, MO: CV Mosby Co; 1976.
- Newell FW. *Ophthalmology: Principles and Concepts*. 7th ed. St. Louis, MO: CV Mosby Co; 1992.
- Frisen L. *Clinical Tests of Vision*. New York, NY: Raven Press; 1990.
- Holladay JT. Proper method for calculating average visual acuity. *J Refract Surg* 1997;13:388-391.

Рисунок 15 - Таблица конвертации (Visual Acuity Conversion Chart)

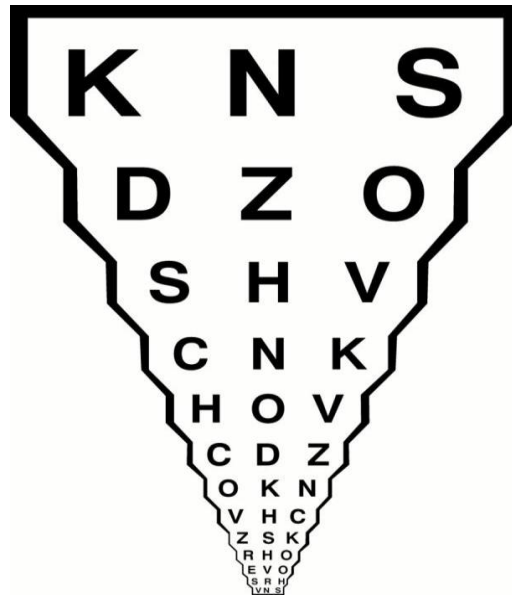


Рисунок 16 - Краткий вариант таблицы ETDRS – reduced LogMAR (RLM), предложенный D. Rosser и соавт. (2001 г.)

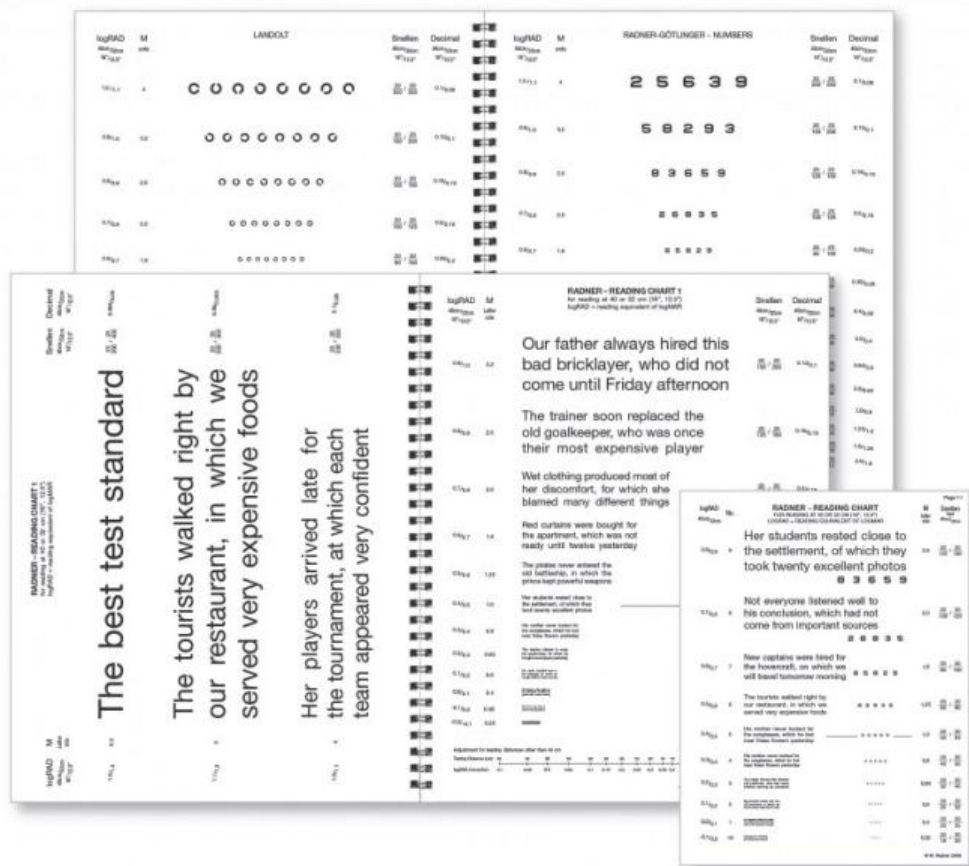


Рисунок 17 - Стандартизированная таблица Раднера для проверки остроты зрения вблизи (1998 г.)

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Критерии отбора пациентов на мультифокальную коррекцию

Исходя из данных литературных источников и собственного опыта работы, были сформулированы критерии отбора пациентов на мультифокальную коррекцию.

С учётом особенностей конструкций мультифокальных ИОЛ и течения послеоперационного периода выработались психологические критерии отбора пациентов на мультифокальную коррекцию.

Кандидатами для мультифокальной коррекции следует считать:

1. пациентов, выражающих желание уменьшить свою зависимость от очков или избавиться от очковой коррекции;

2. пациентов с двусторонней катарактой, которым показана билатеральная имплантация интраокулярных линз;

3. пациентов с пресбиопией;

4. пациентов с аномалиями рефракции (гиперметропией, миопией) средних и высоких степеней;

5. пациентов, активно пользующихся современными портативными устройствами (ноутбуками, гаджетами, планшетами), работающих пациентов, нуждающихся в высокой остроте зрения на различных дистанциях (вдали, вблизи и на промежуточном расстоянии) в связи с соответствующими профессиями;

6. пациентов с наличием физиологического астигматизма, не превышающего 0,5 дптр (если величина астигматизма составляет более 0,5 дптр, пациенту следует рекомендовать имплантацию торической интраокулярной линзы);

7. позитивно настроенных пациентов;

8. пациентов, понимающих невозможность получения гарантированного результата после мультифокальной коррекции и небольшую вероятность минимального применения очковой коррекции для какой-либо дистанции в послеоперационном периоде; готовых спокойно «пройти» период

нейроадаптации (как правило, до 6-7 месяцев после операции) с возможностью проявления световых феноменов различной степени выраженности.

В то же время мультифокальная коррекция противопоказана следующей категории людей:

1.пациентам с нереальными ожиданиями и завышенными требованиями, касающимися улучшения остроты зрения;

2.лицам, которым в силу своей профессии необходимо было проводить длительное время за рулем автомобиля в ночное время суток (водителям, пилотам);

3.лицам, которых полностью устраивало ношение очков, не ставящим перед собой задачу «избавления» от очковой коррекции в послеоперационном периоде;

4.лицам, главной задачей которых в послеоперационном периоде является максимальная острота зрения на определенной дистанции (в данном случае следует выбрать метод монофокальной коррекции);

Противопоказаниями к мультифокальной коррекции по медицинским аспектам (до операции) считаются следующие ситуации:

1.ожидаемый послеоперационный роговичный астигматизм более 1,0 дптр. Таким пациентам рекомендуется имплантация торических ИОЛ;

2.высокие аметропии, требующие имплантации ИОЛ оптической силы, выходящей за пределы выпускаемой диоптрийной линейки исследуемых линз;

3.существовавшая ранее серьезная патология органа зрения (например, возрастная макулодистрофия, заболевания роговицы и пр.).

Относительные противопоказания:

1.ранее перенесенные кераторефракционные операции (радиальная кератотомия, ФРК, ЛАСИК);

2.наличие монофокальной ИОЛ в парном глазу;

3.опасность ненадежной фиксации мультифокальной линзы по причине слабости связочно-капсулярного аппарата или другой патологии органа зрения;

4.отдельного внимания заслуживают пациенты с миопией слабой степени до операции, поскольку они имеют изначально высокую некорригированную остроту зрения вблизи, и для хирурга будет достаточно сложно превзойти ожидания данной категории людей;

5. возраст пациентов более 80 лет (по причине большой вероятности развития возрастной макулярной дегенерации и возможным затруднением нейроадаптации);

6. наличие ригидного зрачка или мидриаза;

7. наличие у пациентов лабильного психотипа или энцефалопатии.

Интраоперационные противопоказания:

1.разрыв/надрыв капсулы хрусталика. Если нарушена целостность капсульного мешка, необходимо отказаться от имплантации мультифокальной ИОЛ;

2.травма зрачка;

3.повреждение цинновых связок;

4.разрыв/надрыв капсулорексиса.

ПРИЛОЖЕНИЕ В

Анкетирование пациентов (Visual Function test – 14 (VF-14))

VF-14 состоит из 14 основных вопросов, охватывающих широкий спектр действий, непосредственно связанных с качеством зрения, с которыми человек повседневно сталкивается в течение своей активной жизни.

Анкета	
1	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), читая мелкий шрифт, такой как на наклейках флаконов с лекарственными препаратами, в телефонных книгах, на этикетках продовольственных товаров?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
2	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), читая газеты или книги?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности

3	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), читая крупный книжный или газетный шрифт или цифры на телефонном аппарате?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
4	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), в узнавании людей, когда они находятся на близком расстоянии от вас?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
5	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), различать дверные пороги, ступеньки лестниц или обочины тротуаров?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.

	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
6	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), при чтении дорожных и уличных знаков или вывесок на магазинах?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
7	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), при выполнении мелкой ручной работы типа шитья, вязания, вязания крючком или плотницких работ (резьбы по дереву), часовых, ювелирных работ?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
8	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), при подписывании товарных чеков или заполнении бланков и анкет?

	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
9	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), при игре в игры, такие как лото, домино, карты?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
10	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), участвуя в спортивных состязаниях типа боулинг, гандбол, теннис/настольный теннис или гольф (охота, рыбалка)?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные

	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
11	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), в приготовлении пищи?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
12	Имеете ли вы какие-либо затруднения (без очков), во время просмотра телевизора?
	Да
	Нет
	Не подходит
	Если вы ответили “Да”, оцените, насколько выраженные затруднения вы испытываете в настоящее время.
	1. Незначительные
	2. Умеренные
	3. Выраженные
	4. Не способен выполнять данный вид деятельности
13	Водите ли вы в настоящее время автомобиль?
	Да (переходите к пункту 14)
	Нет (переходите к пункту 16)

14	Насколько выраженные затруднения из-за вашего зрения вы испытываете во время вождения автомобиля в светлое время суток?
	1. Никаких затруднений не испытываю
	2. Незначительные
	3. Умеренные
	4. Выраженные
15	Насколько выраженные затруднения из-за вашего зрения вы испытываете во время вождения автомобиля в тёмное время суток?
	1. Никаких затруднений не испытываю
	2. Незначительные
	3. Умеренные
	4. Выраженные
16	Водили ли вы когда-нибудь автомобиль?
	Да (переходите к пункту 17.)
	Нет (остановитесь заполнять анкету, вы закончили)
17	Как давно вы вынуждены были прекратить водить автомобиль?
	Менее 6 месяцев тому назад
	6-12 месяцев тому назад
	Более 12 месяцев тому назад
18	Укажите причины, из-за которых вы прекратили водить автомобиль?
	Зрение
	Другие заболевания
	Другие причины