

ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный университет»

Направление «Медицина»

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

на тему: Оптимизация А-констант
для глаз с различными биометрическими параметрами при расчете
интраокулярных линз

Выполнил студент 15С08 группы
Рындин Вячеслав Вячеславович

Научный руководитель:
к.м.н., доцент
Пирогов Юрий Иванович

Санкт-Петербург

2021 год

Оглавление

Перечень условных обозначений и символов.....	4
Введение.....	5
Актуальность проблемы.....	5
Цель работы.....	7
Задачи.....	7
Практическая значимость.....	8
Глава 1. Обзор литературы.....	9
1.1 История ИОЛ.....	9
1.2 Классификация ИОЛ.....	10
1.3 Формулы расчета ИОЛ.....	15
Глава 2. Материалы и методы исследования.....	19
Глава 3. Результаты собственных исследований.....	20
3.1 Дисперсионный анализ ошибки расчета по 5 биометрическим параметрам глаза.....	21
3.2 Множественный регрессионный анализ.....	25
3.3 Анализ эффективности формулы для общей выборки и для отдельных подгрупп по длине переднезадней оси глаза.....	32
3.4 Множественный регрессионный анализ подгрупп длины переднезадней оси глаза.....	37
3.4.1 Регрессионный анализ для глаз с длиной переднезадней оси меньше 22.8 мм.....	37
3.5 Регрессионный анализ для глаз с длиной переднезадней оси от 22.8 до 24.48 мм.....	40

3.6 Регрессионный анализ для глаз с длиной переднезадней оси больше 24.48 мм.....	43
Выводы	48
Заключение	50
Список литературы	53

Перечень условных обозначений и символов

К (Keratometry) – кератометрия

WTW (White-to-white) – диаметр роговицы

ACD (Anterior chamber depth) – глубина передней камеры

LT (Lens thickness) – толщина хрусталика

ULT – толщина хрусталика, измеренная ультразвуковым методом биометрии

LLT – толщина хрусталика, измеренная лазерным методом биометрии

AL (Axial length) – переднезадняя ось глаза

ИОЛ – интраокулярная линза

Введение

Актуальность проблемы

Катаракта — заболевание глаза, главным проявлением которого является помутнение вещества хрусталика, что в свою очередь приводит к снижению остроты зрения или полной его потере. [1,2]

До сих пор катаракта остается самой частой причиной предотвратимой слепоты в мире. Ситуация ухудшается в развитых странах из-за возрастающей продолжительности жизни. В РФ распространенность катаракты составляет от 3,36% до 3,63% в зависимости от места проживания. В 2017 году заболеваемость составила 1715 на 100 000 населения, в абсолютных числах – 2 518 324. Более чем в 8% случаев острота зрения падает до 0,3 и ниже.[2,3]

На развитие катаракты может влиять как наследственность, так и внешние факторы: радиация, воздействие ультрафиолета, курение, травмы, инфекции и т.д. . [1,2]

Классифицируют катаракту по причине на врожденную и приобретенную. Приобретенная катаракта уже делится на:

1. Возрастную
2. Травматическую
3. Осложненную
4. Лучевую
5. Токсическую
6. Связанную с эндокринными заболеваниями и нарушениями обмена веществ.

До 90% случаев катаракты относят к возрастной катаракте, которая обычно развивается после 60 лет и может привести к полной потере зрения. [1,2,4]

Консервативное лечение применяется только при начинающихся помутнениях. Обычно назначают препараты, улучшающие обменные процессы. При уже развившейся катаракте, которая приводит к снижению остроты зрения, ограничивающей трудоспособность и оказывающей дискомфорт, показано хирургическое лечение. [2]

Современная экстракция катаракты проводится с помощью микрохирургических технологий, что позволяет уменьшить размер операционного разреза и снизить частоту возникновения осложнений. В ходе операции удаляется хрусталик и глаз становится афакичным, решением этой проблемы является имплантация интраокулярной линзы. Чаще используется заднекамерные ИОЛ, так как они наиболее физиологичны в комбинации с интракапсулярной фиксацией. [2,5]

Перед имплантацией необходимо рассчитать оптическую силу интраокулярной линзы. Для этого существует множество формул, как теоретических, так и регрессионных, но ни одна из них не дает одинаково точного результата как для глаз со средними параметрами, так и для глаз с пограничными их значениями. Одним из способов решения этой проблемы является оптимизация констант существующих формул. [6–8]

Константы – это теоретические значения, А-константа, например, связывает мощность линзы с длиной переднезадней оси глаза и кривизной роговицы. [6,9]

Для проведения последующего ретроспективного анализа после имплантации интраокулярной линзы собирают следующие данные:

1. Предоперационные показатели параметров глаза.
2. Оптическая сила имплантируемой линзы.
3. Послеоперационная рефракция.
4. Ошибка расчета оптической силы ИОЛ.

Для улучшения результатов оптимизации рекомендуют соблюдать определенные правила по составлению выборки: [6,10]

1. Одно семейство ИОЛ и один производитель.
2. Один хирург.
3. Один способ удаления катаракты и метод фиксации ИОЛ.
4. Одинаковое оборудование для измерения параметров глаза.

После накопления достаточного количества случаев ретроспективно вычисляется значение константы, при котором средняя ошибка расчета приблизилась бы как можно ближе к нулю. Также существует возможность выделять определенные группы пациентов по пограничным значениям параметров глаза, чтобы увеличить точность оптимизации. [6]

Исследования доказывают, что оптимизация формул улучшает точность прогноза, что приводит к улучшению послеоперационных результатов коррекции. [6]

Цель работы

Найти решение, позволяющее улучшать точность расчета ИОЛ по формуле SRK/T для интраокулярных линз семейства «AcrySof» при различных биометрических параметрах глаза.

Задачи

1. Провести межгрупповой анализ по основным биометрическим показателям глаза, чтобы выделить параметры, достоверно влияющие на ошибку расчета.
2. Путем регрессионного анализа получить решение, с помощью которого можно было бы заранее просчитывать погрешность формулы SRK/T при расчете оптической силы ИОЛ.

3. Провести ретроспективный анализ полученных формул для расчета погрешности SRK/T, на основании которого выяснить категории пациентов, требующих исключения из предлагаемой схемы и индивидуального подхода.

Практическая значимость

Поправка, полученная из регрессионного уравнения, может быть применена к A-константе формулы SRK/T для улучшения результатов прогноза послеоперационной рефракции, что в итоге позволит снизить частоту и степень послеоперационных рефракционных ошибок.

Глава 1. Обзор литературы.

Интраокулярные линзы имплантируют в глаз для коррекции больших рефракционных отклонений. Обычно они состоят из небольшого оптического элемента с боковой структурой (гапстикой), которая удерживает линзу на месте и не дает ей сместиться. После операции удаления катаракты ставятся афакичные линзы, факичные же применяются для коррекции зрения при тяжелых аберрациях с сохранением хрусталика. [11]

1.1 История ИОЛ.

Доктор Гарольд Ридли заметил, что раненные Британские пилоты легко переносят наличие фрагментов пластиковых навесов самолета в глазу. Решив, что в качестве материала интраокулярных линз можно использовать похожие инертные материалы, 29 ноября, 1949 года, в больнице Лондона он осуществил первую имплантацию интраокулярной линзы. Операционные микроскопы тогда еще не существовали, поэтому источником света послужил ручной фонарь, который держала медсестра. ИОЛ диаметром 8.55 мм и толщиной 2.44 мм имела двояковыпуклую форму и была выполнена из полиметилметакрилата, длина разреза превышала 10 мм. У этого типа линз были свои недостатки, которые приводили к таким осложнениям, как вывих ИОЛ, развитие глаукомы, увеита и атрофии радужки. Тем не менее это был инновационный подход к решению проблемы афакии глаза. [12–14]

К ранним дизайнам линз также можно отнести ИОЛ с фиксацией в передней камере глаза и с фиксацией к радужке. Первый вариант решал проблему дислокации и имел простую технику, второй же помогал избежать контакта с углом передней камеры. [11]

Уже 60 лет спустя, благодаря ультразвуковым методам факоэмульсификации и складным материалам ИОЛ, разрез не превышает 2 мм. Появились сферичные, асферичные, торические, мультифокальные

линзы, позволяющие производить коррекцию, приближающуюся по точности к лазерной. [12,15–17]

1.2 Классификация ИОЛ.

1. По материалу [11]:

а. Полиметилметакрилат

Первый материал, использованный для ИОЛ. По свойствам такие линзы жесткие, нескладные, гидрофобные. Так как для их установки необходим относительно большой разрез, в настоящее время используются редко, однако низкая стоимость делает их привлекательными для развивающихся стран. Диаметр оптической части обычно в пределах 5-7 мм. [11,18]

б. Силикон

Полимеры силикона и кислорода используются в производстве ИОЛ с 1984 года. Диаметр разреза для таких линз меньше их собственного диаметра, который составляет 5.5-6.5 мм. Из-за низкого рефракционного индекса (1.41-1.46) толщина оптической части относительно высокая. Сейчас силикон используется редко, так как не подходит для микроинвазивной хирургии катаракты. Однако существует двухкомпонентные силиконовые ИОЛ, оптическую силу которых можно изменять путем ультрафиолетового воздействия. Это преимущество, позволяющее проводить послеоперационную коррекцию, может перекрывать негативный эффект размера разреза, который обычно составляет 3.2 мм. [11,19–21]

с. Гидрофильный складной акрил

Впервые был использован как материал ИОЛ в 1980-ые годы, дал развитие серии сополимерных материалов. Имеет отличную биосовместимость из-за гидрофильной поверхности. Мягкий,

удобный в обращении, редко повреждается от инструментов во время операции. Может быть с желтым световым фильтром, который защищает сетчатку глаза от ультрафиолетовых лучей, не нарушая цветовосприятия. Хорошо подходит для микроинвазивной хирургии (разрез <2 мм). Главный недостаток – это относительно высокая вероятность помутнения задней капсулы, что редко, но требует лазерной капсулотомии. [11,22,23]

d. Гидрофобный складной акрил

В 1993 были представлены ИОЛ из гидрофобного складного акрила. Материал позволяет их складывать, но в отличие от гидрофильной версии линзы получаются более долговечными. Требуют как минимум 2.2 мм разрез, сложнее в обращении, так как на них легко остаются отпечатки и царапины от инструментов. В послеоперационном периоде реже возникает помутнение задней капсулы. Из недостатков – чаще чем линзы из других материалов ассоциируются с фотопсиями, что связано с высоким рефракционным индексом (1.44 – 1.55). На данный момент является самым популярным материалом для ИОЛ. [11,23]

e. Колламер

Название образовано комбинацией слов «коллаген» и «полимер». Материал эксклюзивно поставляется компанией STAAR, характеризуется высокой биосовместимостью и легкостью в обращении. Коллаген задерживает фибронектин, который в свою очередь ингибирует адгезию лейкоцитов к линзе. Поверхность имеет отрицательный заряд, который отталкивает белки. [11,24,25]

2. По способу фиксации [26]:

а. Передняя камера

- Фиксация к радужке

Современный способ фиксации к радужке является бесшовным, с помощью Iris-claw дизайна. 2 небольших «клешни» цепляются за переднюю или заднюю поверхность стромы радужки. Крепления за заднюю поверхность ассоциировано с меньшим риском развития осложнений роговицы. Данный дизайн линзы также применяется и для фиксации в задней камере. [26–28]

- Фиксация в области угла передней камеры

На сегодняшний день, фиксация в области угла передней камеры является резервным способом для случаев без должной капсульной поддержки. Необходимыми условиями являются сохранность радужки и достаточная глубина передней камеры. [26]

б. Задняя камера

- Капсульная фиксация

Является наилучшим методом, так как она наиболее физиологична и безопасна. [26]

- Фиксация в цилиарной борозде

При внутриоперационных осложнениях фиксации ИОЛ к задней капсуле хрусталика можно расположить линзу в цилиарной борозде. Для снижения риска развития синдрома Эллинсона (увеит, глаукома, гифема) из-за чрезмерного контакта линзы с тканями глаза необходимо наличие достаточного просвета, который достигается путем использования ИОЛ с угловым наклоном гаптики. [26]

- Трансклеральная фиксация

Существует трансклеральная фиксация по S. Eguchi, применения которой возможно даже при отсутствии капсулы хрусталика. Также интерес представляет метод трансклеральной фиксации эластичной ИОЛ, который характеризуется атравматичностью, может быть выполнен микроинвазивно и позволяет закрепить линзу без взаимодействия с радужкой и зрачком. [29,30]

3. По форме [11]:

- a. Двояковыпуклые
- b. Плосковыпуклые
- c. Вогнуто-выпуклая

4. По дизайну оптической части [11]:

- a. Сферические

Самый первый вариант дизайна. Имеет недостаток, в виде положительных сферических аберраций. [11]

- b. Асферические

Были предложены как вариант компенсации положительных сферических аберраций, но изначально приводили к менее благоприятному результату, так как не существовало методов центрирования. Развитие капсульной фиксации позволило эффективно их применять. [11]

- c. Торические

Используются для коррекции астигматизма. [11]

- d. Мультифокальные и линзы с расширенной глубиной фокуса (EDOF)

Имеют несколько фокусов, что позволяет избавиться от необходимости очковой коррекции зрения. Из недостатков

можно выделить некоторое снижение контрастной чувствительности, дисфотопсии и наличие периода адаптации мозга. [11,31]

e. Мультифокальные торические

5. По дизайну гаптики:

a. Моноблочные

b. Трехсоставные

Элементы гаптики обычно вставляются в отверстия, расположенные на грани оптической части. Трехсоставной дизайн сейчас менее популярен, так как необходимый для него размер разреза больше, чем при моноблочном.[11]

6. По цвету оптической части [26]:

a. Прозрачные

b. Со световым фильтром

7. Особые виды [26]:

a. Open-bag

Представители этого вида ИОЛ оставляют капсулу открытой, обеспечивая непрерывный поток водянистой влаги внутри капсулы, что повышает ее прозрачность. [26,32]

b. Модульные

Линза состоит из двух отдельных частей, которые соединяются после имплантации. После установки детали сохраняют подвижность и могут изменять рефракцию. [26,33–36]

c. Fluid-filled

Гидрофобные акриловые полые линзы, заполненные силиконовым маслом повторяют механизм аккомодации глаза. Во время аккомодации масло перетекает из гаптики в

оптическую часть, изменяя кривизну хрусталика. Пример является FluidVision. [26]

1.3 Формулы расчета ИОЛ.

Первое поколение

Самая первая формула для расчета силы ИОЛ была опубликована в 1967 году С.Н. Федоровым и соавторами:

$$D_{IOL} = \frac{n - D_p \left(l - k + \frac{k}{n} \right)}{(l - k) \left(l - \frac{k * D_p}{n} \right)},$$

Она является теоретической (оптической) и основана на Гауссовской оптике и схеме глаза Гультранда. К первому поколению также относятся теоретические формулы, разработанные в Европе и США. [6]

- Colenbranden (1973)
- Binkhorst (1975)
- Hoffer (1981)

Результаты применения теоретических формул не давали необходимой точности, что стимулировало развитие регрессионных формул, которые основывались на ретроспективном анализе. Sanders, Retzlaff и Kraff разработали формулы, основанные на результате их имплантаций ИОЛ. Позже, в 1980 году они объединились и представили SRK модель:

$$P = A - 2.5AL - 0.9K$$

P – оптическая сила линзы, A – константа, AL – длина переднезадней оси глаза, K - кератометрия. Она очень быстро стала мировым стандартом из-за простоты расчета. [6,37,38]

Для всех формул этого поколения свойственно использование для каждого вида линз одного значения константы, которое задается производителем и выражает предполагаемую эффективную позицию интраокулярной линзы. [6]

Второе поколение

В 1982 году Hoffer представил свою формулу, которая являлась результатом изучения взаимосвязи длины переднезадней оси глаза и позиции заднекамерной ИОЛ. Регрессионный анализ большой выборки глаз позволил лучше предсказывать ACD:

$$ACD = 2.92AL - 2.93$$

В 1988 году SRK формула получила дополнение, в котором А-константа оптимизирована, основываясь на значении переднезадней длины глаза (SRK-II). Для глаз от 22 до 24,5 мм константа остается той же, при длине больше 24,5 мм $A_1 = A - 0,5$. Если же AL меньше 22, 21 и 20, к константе прибавляется 1, 2, 3 соответственно. [6,39]

Третье поколение

Формула Holladay 1, представленная в 1988 году, является модификацией формулы Binkhorst. В ней используется константа SF (хирургический фактор), которая представляет собой расстояние от плоскости радужки до главной оптической плоскости ИОЛ. Эта константа вычисляется для каждого отдельного вида ИОЛ по послеоперационной ошибке рефракции. Retzlaf продолжил идею и в 1990 году модифицировал уже Holladay 1, заменив SF на А – константу, формула получила название SRK/T и предполагалась как замена предыдущим SRK формулам.

$$ACD = 2.92AL - 2.93$$

Hoffer Q была разработана в 1992 году. Основная часть не претерпела изменений, появилась отдельная часть Q, которая необходима для прогнозирования эффективной позиции ИОЛ. [6,40,41]

Формулы третьего поколения являются смешанными. В основе лежат теоретические формулы, коэффициенты которых были оптимизированы с помощью регрессионного анализа. [6]

Четвертое поколение

Olsen в 1990 году опубликовал алгоритм, позволяющий более точно предсказать послеоперационное положение ИОЛ, используя данные измерений переднего сегмента глаза. [6]

Формула Holladay 2 была разработана в 1996, но до сих пор не опубликована, так как является частью программного обеспечения Holladay IOL Consultant. В ней дополнительно учитываются такие факторы, как диаметр роговицы, толщина хрусталика, предоперационная глубина передней камеры, предоперационная рефракция и возраст пациента. Все это необходимо для расчета ESF (оценочный коэффициент масштабирования). [6,42]

Пятое поколение

Формула Haigis, разработанная в 1999 году использует 3 константы для определения эффективной позиции интраокулярной линзы:

$$ELP = a_0 + a_1 * ACD + a_2 * AL$$

ELP – эффективная позиция интраокулярной линзы, a_0 – специальная константа ИОЛ, a_1 – константа хрусталика, зависящая от глубины передней камеры, a_2 – константа хрусталика, зависящая от длины переднезадней оси глаза. Константы должны быть оптимизированы для каждого типа линз и для

каждого хирурга. Для наилучшего результата, необходимы сотни случаев, что обычно затрудняет оптимизацию. [6]

Современной тенденцией является увеличение числа биометрических параметров, которые учитываются при расчете ИОЛ. На сегодняшний день наиболее точными являются формулы, разработанные Varret, Kane, которые можно использовать на общедоступных онлайн калькуляторах. Hill предложил расчет ИОЛ, основанный на принципах нейросети. Интересная методика расчета Oculix, разработанная доктором Preussner, построена на основе Гауссовской оптики, где вычисление по данным биометрии уточняется расчетом хода и преломления лучей в глазу. [43,44,45]

Глава 2. Материалы и методы исследования

Данные для исследования были получены из архива офтальмологического отделения медицинского центра АО «Адмиралтейские верфи».

Проведен ретроспективный анализ результатов внутрикапсульной имплантации ИОЛ после факоэмульсификации катаракты. Всего участвовало 1720 пациентов, без предшествующих рефракционных операций на глазах в анамнезе, которым были установлены заднекамерные моноблочные акриловые ИОЛ семейства «AcrySof». Операции проводились по методике удаления ядра «crack and scam» с помощью комбайна хирургии глаза «Coinstellation» под операционным микроскопом «ZEISS-210». Все операции выполнялись одним хирургом.

В ходе исследования предполагалось найти уравнение для оптимизации А-константы глаза. Путем дисперсионного анализа по пяти биометрическим и рефракционным параметрам глаза были выделены значимые. В последующем осуществили множественный регрессионный анализ для получения уравнения множественной линейной регрессии.

В анализе использовались данные оптической силы роговицы (K), горизонтального диаметра роговицы (WTW), глубины передней камеры (ACD), толщины хрусталика по результатам ультразвуковой и оптической биометрии (ULT, LLT), длины переднезадней оси глаза (AL). Показатели были получены в ходе предоперационного обследования, в которое входили: офтальмоскопия, рефрактометрия, кератометрия (авторефкератотопограф «Торсон-KR 8100 PA»), визометрия, тонометрия, биомикроскопия, ультразвуковая биометрия (А/В сканер «Compact Touch»), оптическая биометрия (аппарат «Alladin»).

Расчет оптической силы ИОЛ проводился с помощью формулы SRK/T. Ошибка расчета вычислялась из разности послеоперационной и предсказанной по формуле рефракции.

База данных была создана в Microsoft Excel 2019. Для каждого пациента вносились данные о возрасте, биометрических показателях глаза, послеоперационной рефракции и ошибке расчета.

Дисперсионный анализ проводился по всем пяти параметрам, в каждом выделялись 3 группы (по процентилям – 25-ый и 75-ый), толщина хрусталика преимущественно бралась по результату ультразвуковой биометрии, в ином случае применялись данные оптической биометрии, для каждого случая были рассчитаны свои процентиля. Для обработки данных использовалось программное обеспечение MATLAB R2021a. Анализировалась значимость влияния каждого фактора на зависимую переменную и межфакторных взаимодействий.

Множественный регрессионный анализ выполнялся в Microsoft Excel 2019. Значимость уравнения проверялась по критерию Фишера. Контроль автокорреляции проводился по остаткам с помощью формулы статистики Дарбина-Уотсона и теста Бреуша-Годфри. Гетероскедастичность в модели проверялась с помощью графического анализа и теста Вайта. Для устранения автокорреляции и гетероскедастичности применялась свободная программная среда вычислений R 4.0.5. Значимость различия средних между выборками проверялась t-критерием Стьюдента. Статистически значимыми считались различия при $p < 0.05$.

Глава 3. Результаты собственных исследований

Значения ошибки расчета в данном исследовании находились в пределах от -1.50 до 1.85. Отрицательное значение соответствует миопической ошибке, а положительное гиперметропической.

В целях оценки распределения была построена гистограмма по данным ошибки расчетных значений (см. рисунок 1). Форма распределения схожа с графиком нормального распределения, а значит можно говорить о нормальности выборки.

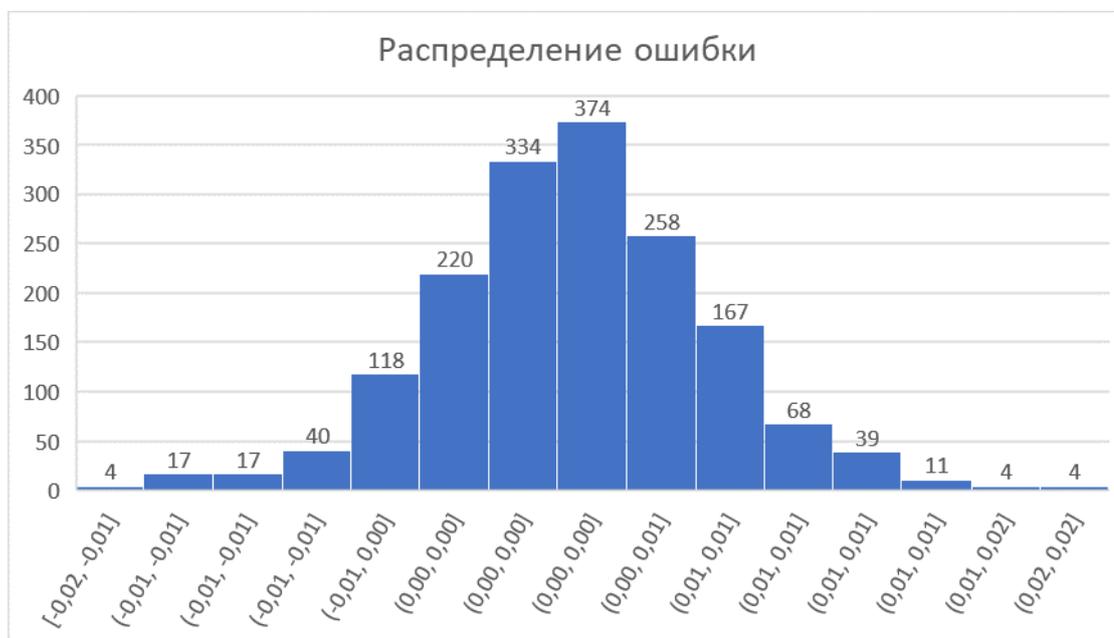


Рисунок 1. Распределение ошибки расчета оптической силы ИОЛ.

3.1 Дисперсионный анализ ошибки расчета по 5 биометрическим параметрам глаза.

Для анализа статистической значимости различия между средними для групп и переменных каждый фактор был разделен на 3 уровня (25 – ый и 75 – ый процентиль).

Оптическая сила роговицы (**К**):

1 группа: $< 42,87 \text{ D}$;

2 группа: $42,87 < \text{K} < 44,87 \text{ D}$;

3 группа: $> 44,87 \text{ D}$;

Горизонтальный диаметр роговицы (**WTW**):

1 группа: $< 11,3$ мм;

2 группа: $11,3 < \text{WTW} < 11,8$ мм;

3 группа: $> 11,8$ мм;

Глубина передней камеры (**ACD**):

1 группа: $< 2,83$ мм;

2 группа: $2,83 < \text{ACD} < 3,45$ мм;

3 группа: $> 3,45$ мм;

Толщина хрусталика по ультразвуковой биометрии (**ULT**):

1 группа: $< 4,37$ мм;

2 группа: $4,37 < \text{ULT} < 5,05$ мм;

3 группа: $> 5,05$ мм;

Толщина хрусталика по оптической биометрии (**LLT**):

1 группа: $< 4,07$ мм;

2 группа: $4,07 < \text{LLT} < 4,66$ мм;

3 группа: $> 4,66$ мм;

Длина переднезадней оси глаза (**AL**):

1 группа: $< 22,8$ мм;

2 группа: $22,8 < \text{AL} < 24,48$ мм;

3 группа: $> 24,48$ мм;

Таблица 1

Результаты многофакторного дисперсионного анализа, значимость влияния параметров глаза на ошибку расчета оптической силы ИОЛ.

Факторы	<i>p</i>
К	0
WTW	0
ACD	0
LT	0.01
AL	0

На основе результатов дисперсионного анализа (см. таблицу 1) можно сделать вывод, что разница между средней ошибкой вычисления силы ИОЛ между группами всех исследуемых факторов статистически достоверна ($p < 0,05$). Значит можно говорить о достоверности влияния каждого фактора в отдельности.

Результаты многофакторного дисперсионного анализа, значимость взаимодействия между параметрами глаза.

Взаимодействия	<i>p</i>
К и WTW	0.26
К и ACD	0.47
К и LT	0.14
К и AL	0.05
WTW и ACD	0.21
WTW и LT	0.35
WTW и AL	0.06
ACD и LT	0.28
ACD и AL	0.12
LT и AL	0.30

Достоверного межфакторного взаимодействия между исследуемыми параметрами не было обнаружено (см. таблицу 2) ($p > 0.05$).

Для дальнейшего изучения степени влияния каждого фактора на ошибку и их взаимодействия был проведен множественный регрессионный анализ.

3.2 Множественный регрессионный анализ.

По результатам дисперсионного анализа выделили 5 значимых параметров: **K**, **WTW**, **ACD**, **ULT**, **AL**. Между **ULT** и **LLT** был выбран первый, так как по нему мы располагали большим объемом данных, в итоге были исключены случаи без **ULT**, что сократило их до 1674. Провели множественный регрессионный линейный анализ

Таблица 3

Коэффициенты регрессионного уравнения по данным общей выборки до избавления от гетероскедастичности и автокорреляции.

Показатели	Коэффициенты	<i>p</i>
Константа регрессии	1,9173	0,002
K	- 0,0862	0
WTW	0,1967	0
ACD	0,2196	0
ULT	0,1259	0

AL	-0,0659	0
-----------	---------	---

По результатам сравнения расчетной t-статистики коэффициентов уравнения с табличными значениями можно сделать вывод о значимости всех коэффициентов уравнения регрессии (см. таблицу 3) ($p < 0,05$).

Из коэффициентов можно составить многофакторную модель, которая будет иметь вид:

$$y = 1,9173 - 0,0862K + 0,1967WTW + 0,2196ACD + 0,1259ULT - 0,0659AL$$

Уравнение выражает зависимость ошибки расчета силы ИОЛ от оптической силы роговицы (K), Горизонтального диаметра роговицы (WTW), глубины передней камеры (ACD), толщины хрусталика по результатам ультразвуковой биометрии (ULT), длины переднезадней оси глаза (AL).

Коэффициент детерминации $R^2 > 0$ позволяет опровергнуть нулевую гипотезу о статистической незначимости уравнения.

Значимость уравнения проверялась по F-критерию Фишера, который был больше $F_{табл}$ ($p < 0,05$), что говорит о статистической значимости уравнения в целом.

Наличие автокорреляции остатков регрессии может привести к завышению оценок значимости переменных. Значение статистики Дарбина-Уотсона при проверке автокорреляции оказалось меньше d_L (1,6), что говорит о наличии значимой положительной автокорреляции ($k = 5$, $p < 0.05$). Тест Бреуша-Годфри также подтвердил наличие автокорреляции ($p < 0.05$). Прежде чем приступать к процессу избавления от автокорреляции, необходимо проверить модель на гетероскедастичность, которая выражается

в неоднородности дисперсии случайной ошибки, что может привести к неверным выводам.

Для проверки наличия гетероскедастичности построили график расчетных значений от остатков и провели графический анализ по каждому параметру. По оси абсцисс откладывались значения объясняющей переменной, а по оси ординат остатки.

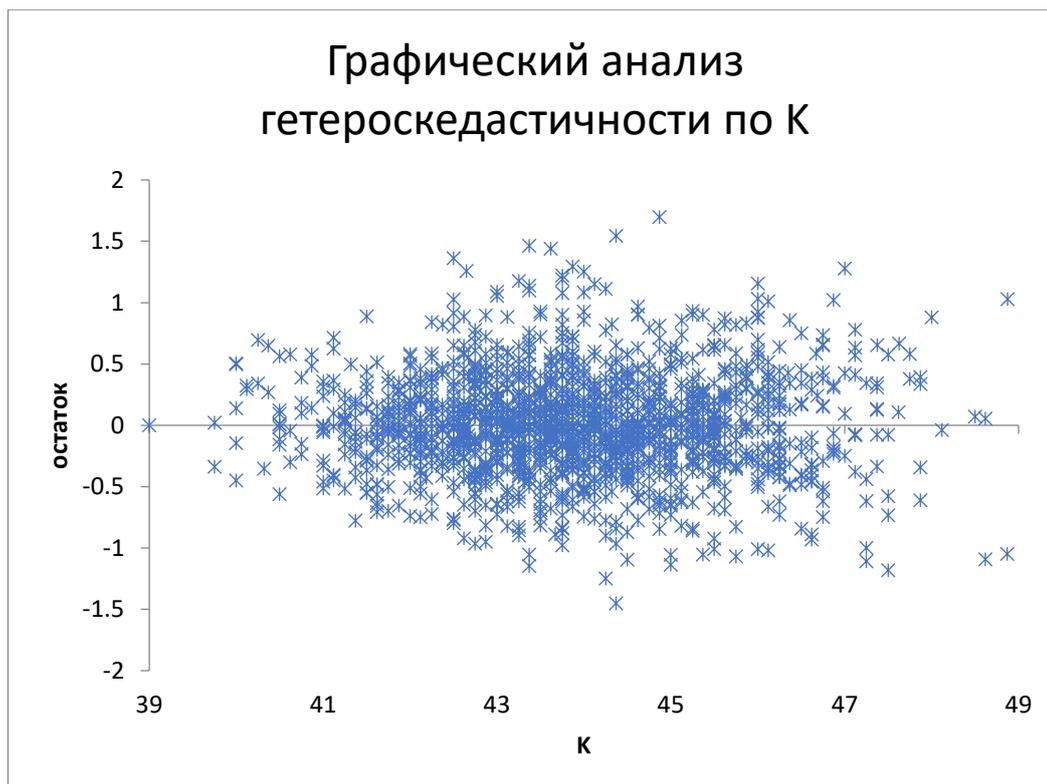


Рисунок 2. Зависимость остатка регрессионной формулы от оптической силы роговицы.

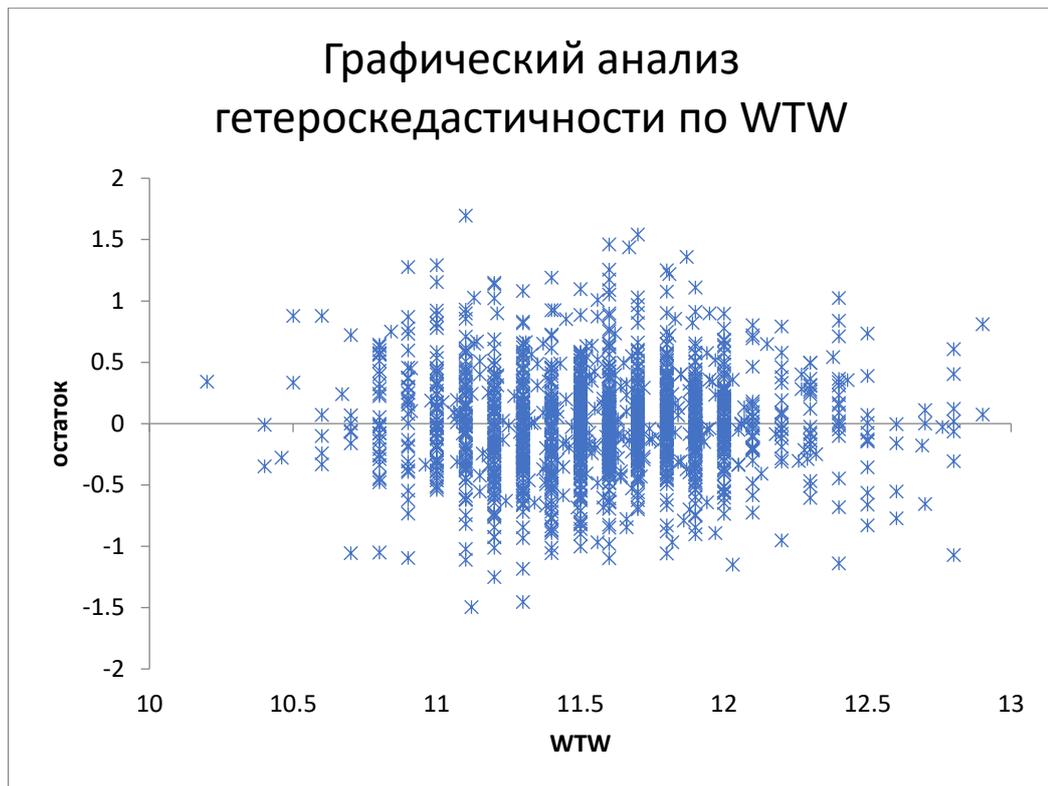


Рисунок 3. Зависимость остатка регрессионной формулы от горизонтального диаметра роговицы.

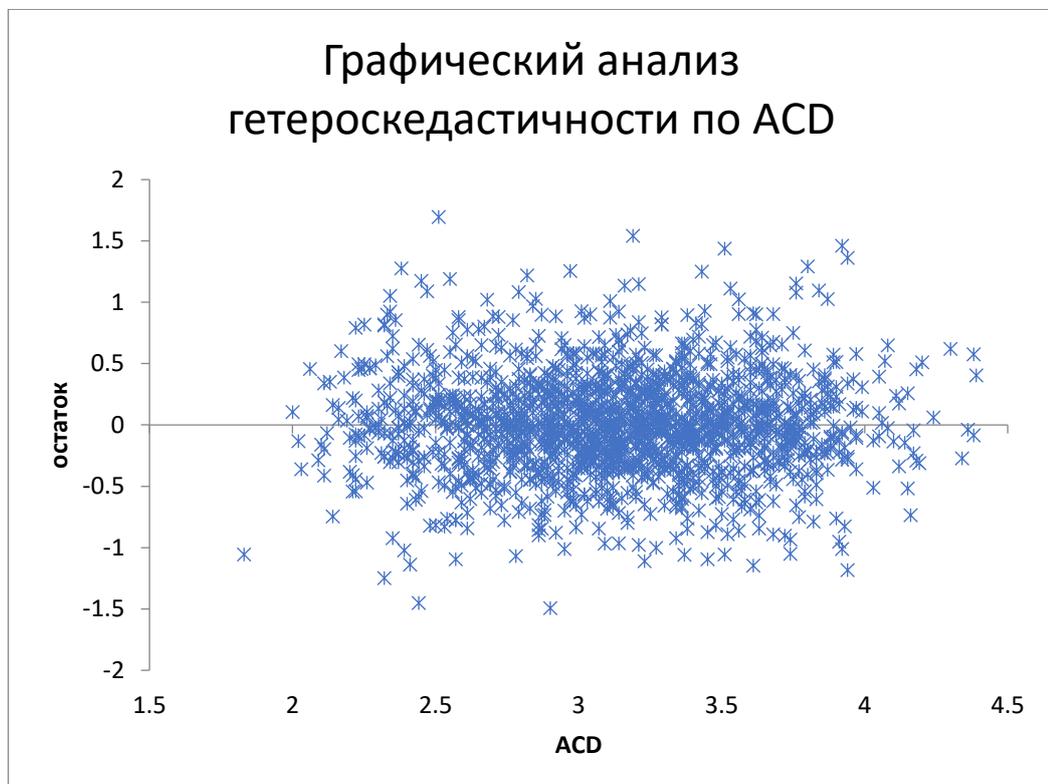


Рисунок 4. Зависимость остатка регрессионной формулы от глубины передней камеры глаза.

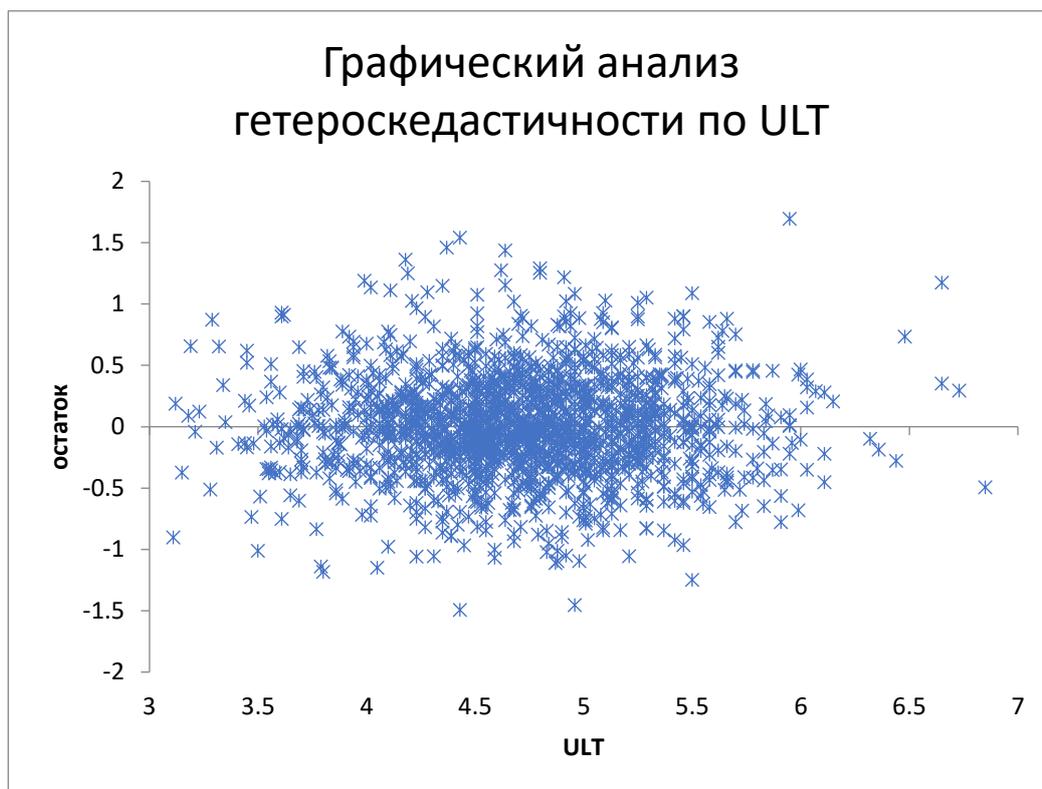


Рисунок 5. Зависимость остатка регрессионной формулы от толщины хрусталика по результатам ультразвуковой биометрии.

На графиках оптической силы роговицы (К) (см. рисунок 2), горизонтального диаметра роговицы (WTW) (см. рисунок 3), глубины передней камеры (ACD) (см. рисунок 4) и толщины хрусталика по результатам ультразвуковой биометрии (ULT) (см. рисунок 5) не наблюдается закономерности в распределении остатков. Значения располагаются вдоль широкой полосы, параллельной оси абсцисс. Это свидетельствует о независимости дисперсии остатков от значения этих параметров.

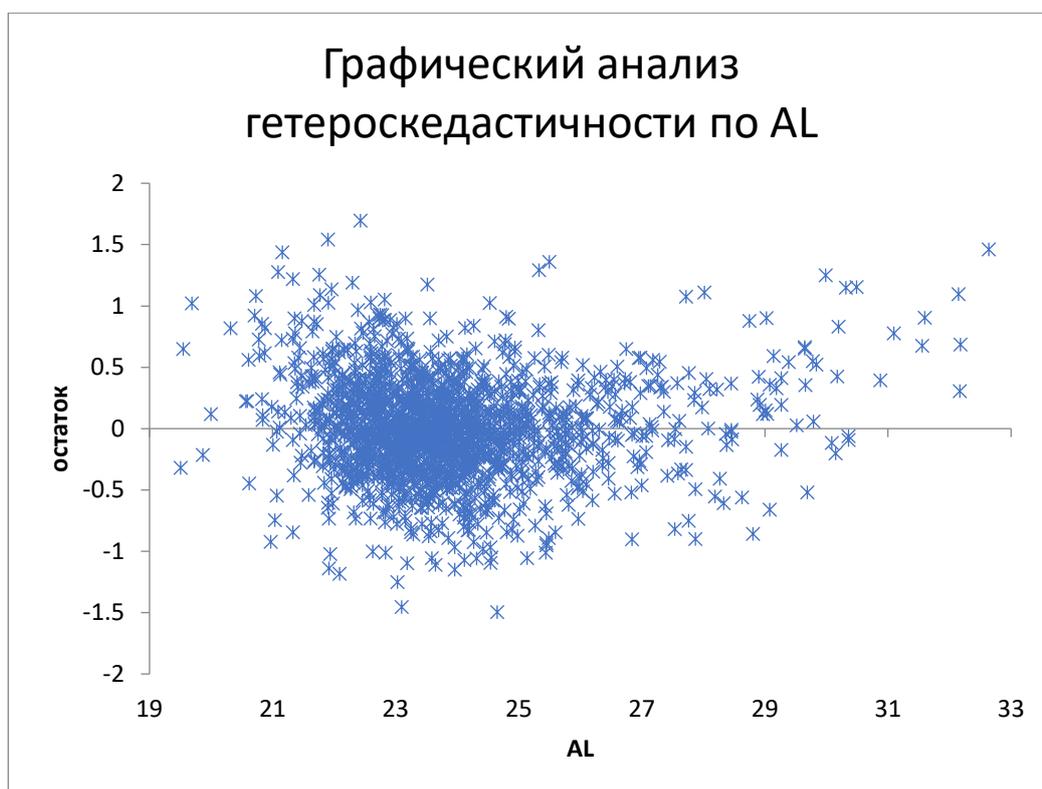


Рисунок 6. Зависимость остатка регрессионной от длины переднезадней оси глаза.

По графику длины переднезадней оси глаза (AL) (см. рисунок 6) наблюдается наличие взаимосвязи дисперсии остатков с AL. Чем выше длина переднезадней оси глаза, тем меньше разброс, значит можно заподозрить присутствие гетероскедастичности.

В ходе более детального анализа дисперсии случайной ошибки, результаты Теста Бройша-Пагана указывают на наличие гетероскедастичности в регрессионном уравнении ($p < 0,05$). Гетероскедастичность может привести к необоснованным выводам по качеству статистических оценок модели, поэтому от нее мы избавились методом взвешенных наименьших квадратов.

Для устранения автокорреляции построили авторегрессионную схему первого порядка, после чего получили преобразованную модель регрессии, тест Дарбина-Уотсона = 1.989, что говорит об отсутствии автокорреляции в

модели ($p < 0,05$). По результатам теста Бреуша-Годфри можно также утверждать, что автокорреляции в уравнении нет ($p < 0,05$), значит статистическая взаимосвязь между последовательностью первого порядка для случайных ошибок отсутствует и статистические показатели качества модели адекватны.

Таблица 4

Коэффициенты регрессионного уравнения по данным общей выборки после избавления от гетероскедастичности и автокорреляции.

Показатели	Коэффициенты	<i>p</i>
Константа регрессии	2,014	0,001
К	- 0,0887	0
WTW	0,2077	0
ACD	0,2484	0
ULT	0,139	0
AL	-0,077	0

Все коэффициенты сохранили значимость ($p < 0,05$) (см. таблицу 4).

Преобразованная модель имеет вид:

$$y = 2,014 - 0,0887K + 0,2077WTW + 0,2484ACD + 0,139ULT - 0,077AL$$

По F-критерию Фишера уравнение статистически значимо ($p < 0,05$).

3.3 Анализ эффективности формулы для общей выборки и для отдельных подгрупп по длине переднезадней оси глаза.

Для проверки эффективности формулы мы сравнили следующие значения:

1. Процент глаз с ошибкой расчета в пределах $\pm 0.5 D$.
2. Процент глаз с ошибкой расчета в пределах $\pm 1 D$.
3. Процент глаз с ошибкой расчета больше $2 D$.
4. Средняя абсолютная ошибка.

Таблица 5

Распределение ошибок расчета оптической силы ИОЛ по SRK/T и SRK/T с поправкой из общей выборки.

Диапазон отклонения	$\pm 0.5 D$	$\pm 1 D$	$> 2 D$	Средняя абсолютная ошибка
SRK/T	73,43%	95,22%	0%	0,36

SRK/T с поправкой	80,96%	97,55%	0%	0,30
-------------------	--------	--------	----	------

Процентное соотношение ошибок в диапазоне $\pm 0.5 D$ для формулы SRK/T составило 73.43%, а с поправкой 80.96%, что на 7.53% больше, также вырос процент глаз в диапазоне $\pm 1 D$. Случаи ошибки больше $\pm 2 D$ отсутствуют (см. таблицу 5). Различия средней абсолютной ошибки статистически значимы ($p < 0.05$). Данные результаты говорят о положительном результате оптимизации.

В более удобной форме для графического анализа данные представлены на рис. 7.

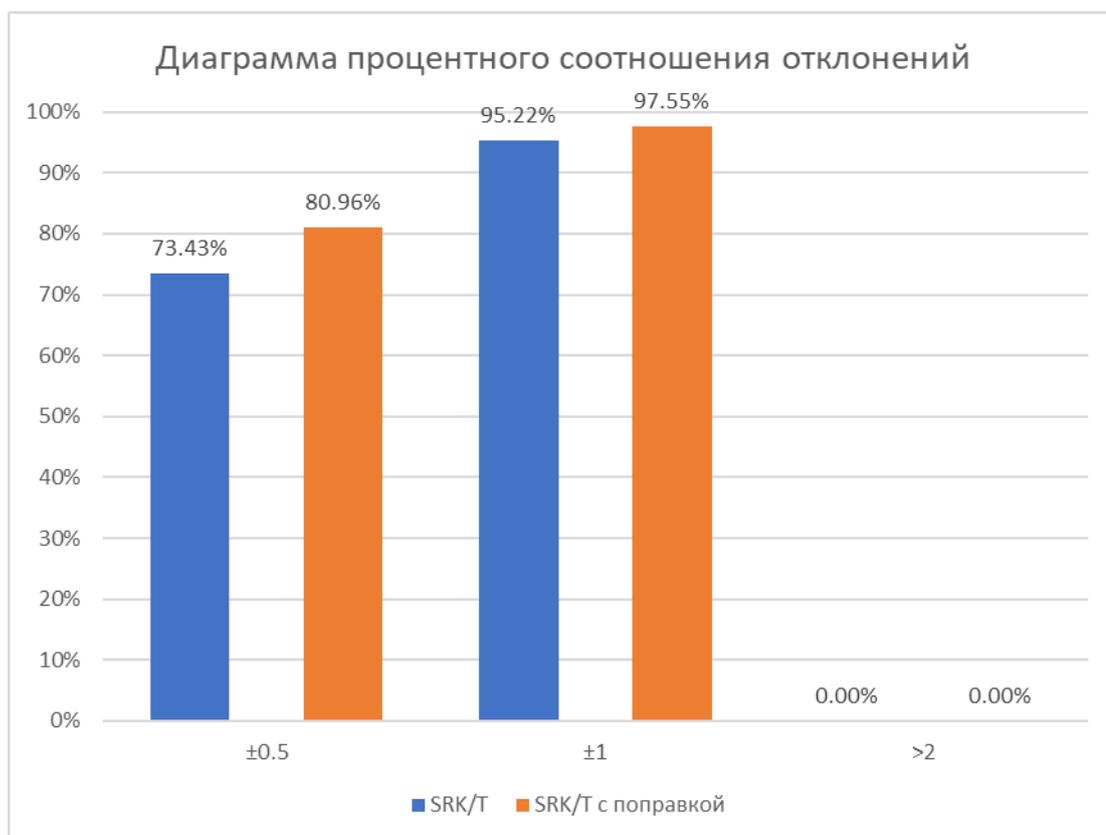


Рисунок 7. Распределение случаев SRK/T и SRK/T с поправкой из общей выборки по диапазонам ошибки прогноза.

Для более детального анализа эффективности нашей модели мы сравнили результаты прогнозирования для трех отдельных групп по длине переднезадней оси глаза:

1. AL < 22.8 мм
2. AL 22.8 – 24.48 мм
3. AL > 24.48 мм

Таблица 6

Распределение ошибок расчета оптической силы ИОЛ по SRK/T и SRK/T с поправкой из общей выборки для трех отдельных групп длины переднезадней оси глаза.

AL < 22.8 мм				
Диапазон отклонения	±0.5 D	±1 D	>2 D	Средняя абсолютная ошибка
SRK/T	69,5%	92,4%	0%	0,39
SRK/T с поправкой	77,3%	96,2%	0%	0,34
22.8 < AL < 24.48 мм				
Диапазон отклонения	±0.5 D	±1 D	>2 D	Средняя абсолютная ошибка

SRK/T	77,2%	97,5%	0%	0,32
SRK/T с поправкой	84,3%	98,7%	0%	0,28
AL > 24.48 мм				
Диапазон отклонения	$\pm 0.5 D$	$\pm 1 D$	>2 D	Средняя абсолютная ошибка
SRK/T	69,7%	93,4%	0%	0,39
SRK/T с поправкой	78,4%	96,6%	0%	0,33

Во всех трех группах наблюдается рост процентного соотношения диапазона $\pm 0.5 D$ и $\pm 1 D$, что говорит о положительном результате и эффективности формулы для каждого диапазона длины переднезадней оси глаза (см. таблицу 6). Различия средних ошибок SRK/T и формулы с поправкой значимы для всех трех групп ($p < 0.05$). Наилучший результат поправка дала в подгруппе глаз длиной от 22.8 до 24.48 мм.

В ходе анализа были выделены пациенты со значительными ухудшениями в результате применения поправки (см. таблицу 7). Проанализировав эти данные, мы пришли к выводу, что поправка дает увеличение ошибки в минус при сочетании в одном глазу высокого показателя оптической силы роговицы ($K > 46 D$), малого горизонтального диаметра роговицы ($WTW < 11.3$ мм) и большой длины переднезадней оси глаза ($AL > 28.75$ мм). Большая ошибка расчета в плюс связана с малой

оптической силой роговицы ($K < 42.87 D$) и большим горизонтальным диаметром роговицы ($WTW > 11.8$ мм).

Таблица 7

Случаи со значительным ухудшением ошибки в результате применения поправки.

№	K	WTW	ACD	ULT	AL	Ошибка SRK/T	Поправка	Ошибка SRK/T с поправкой
Ошибка поправки в минус								
1	44.12	11.2	3.21	4.35	30.32	0.72	-0.51	1.23
2	45.87	11.3	3.41	4.88	30.2	0.39	-0.51	0.9
3	46	11	3.76	4.64	30.49	0.67	-0.55	1.22
4	48	10.6	3.29	5.08	28.75	0.21	-0.73	0.94
5	47.38	11.37	3.47	5.21	29.65	0.185	-0.52	0.71
6	47.63	11.31	3.36	5.29	29.65	0.15	-0.58	0.73
Ср.	46.5	11.13	3.42	4.9	29.8	0.39	-0.57	0.96
Ошибка поправки в плюс								
1	43	11.94	3.34	5.17	23.53	-0.25	+0.41	-0.66
2	42.25	12.3	3.83	5.42	24.46	0	+0.64	-0.64
3	42.5	12.6	3.54	4.35	23.76	-0.28	+0.51	-0.79
4	40.5	12.5	3.02	5.54	24.29	0.08	+0.66	-0.59
Ср.	42	12.3	3.4	5.12	24	-0.11	+0.56	-0.67

Например, у пациентки Л. прогноз рефракции по SRK/T составил -2.64 D, послеоперационная рефракция равна -2.25 D, значит ошибка расчета оптической силы ИОЛ составила +0.39 D. После подставления ее биометрических показателей глаза в формулу поправки, получили -0.51 D. Прогноз по SRK/T с поправкой равен -3.15 D. В итоге ошибка прогноза оптической силы по SRK/T с поправкой составила +0.9 D.

3.4 Множественный регрессионный анализ подгрупп длины переднезадней оси глаза.

Попытка улучшить модель, выделяя группы по другим параметрам глаза не принесла статистически значимых улучшений или давала ухудшение результатов.

Для каждой группы длины переднезадней оси глаза был проведен собственный множественный регрессионный анализ, чтобы улучшить эффективность поправки.

3.4.1 Регрессионный анализ для глаз с длиной переднезадней оси меньше 22.8 мм.

Путем множественного регрессионного анализа группы глаз с длиной переднезадней оси менее 22.8 мм (455 случаев), последующего избавления от гетероскедастичности методом взвешенных наименьших квадратов и автокорреляции, получили коэффициенты, которые можно увидеть на таблице 8.

Таблица 8

Коэффициенты регрессионного уравнения по данным группы глаз с длиной переднезадней оси меньше 22.8 мм.

Показатели	Коэффициенты	<i>p</i>
Константа регрессии	6,636	0
K	- 0,1121	0
WTW	0,185	0,001
ACD	0,363	0
ULT	0,1156	0,006
AL	-0,2314	0

По критерию F Фишера уравнение в целом и все его коэффициенты значимы ($p < 0,05$). Получившаяся модель имеет вид:

$$y = 6,636 - 0,1121K + 0,185WTW + 0,363ACD + 0,1156ULT - 0,2314AL$$

Результаты прогноза данной группы с помощью собственной формулы выше показателей поправки из общей выборки (см. таблицу 9). Средняя абсолютная ошибка отличается значимо от результата SRK/T и SRK/T с

поправкой ($p < 0,05$). Для графического анализа данные представлены на рис. 8.

Таблица 9

Распределение ошибок расчета оптической силы ИОЛ по SRK/T и SRK/T с поправкой для длины глаз меньше 22.8 мм.

Диапазон отклонения	$\pm 0.5 D$	$\pm 1 D$	$> 2 D$	Средняя абсолютная ошибка
SRK/T	69,5%	92,4%	0%	0,39
SRK/T с поправкой	78,9%	97%	0%	0,32

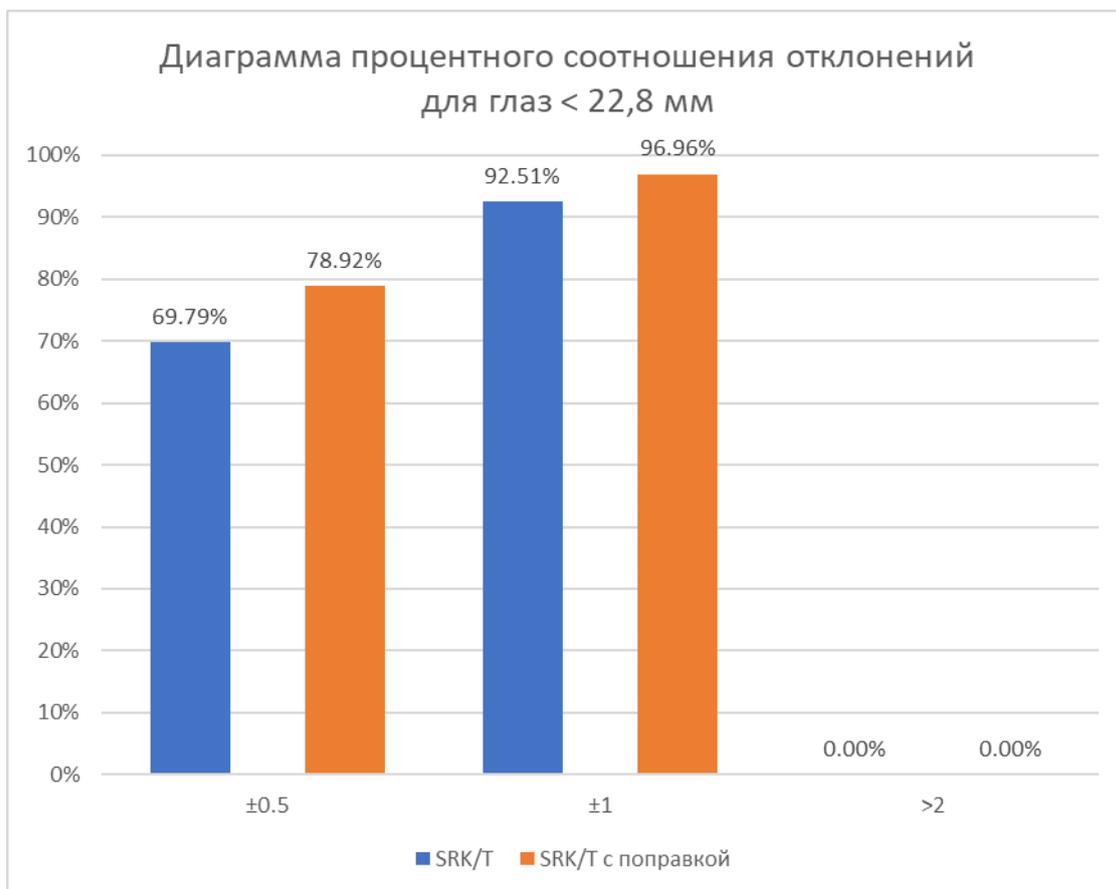


Рисунок 8. Распределение случаев SRK/T и SRK/T с поправкой из выборки глаз меньше 22.8 мм по диапазонам ошибки прогноза.

3.5 Регрессионный анализ для глаз с длиной переднезадней оси от 22.8 до 24.48 мм.

Данная группа включала в себя 833 случая. Регрессионное уравнение освободили от гетероскедастичности и автокорреляции, после чего получили коэффициенты, представленные на таблице 10.

Таблица 10

**Коэффициенты регрессионного уравнения по данным группы глаз с
длинной переднезадней оси от 22.8 до 24.8 мм.**

Показатели	Коэффициенты	<i>p</i>
Константа регрессии	3,68	0
К	- 0,0999	0
WTW	0,2179	0
ACD	0,2917	0
ULT	0,1722	0
AL	-0,1472	0

Уравнение статистически значимо, как и все его коэффициенты ($p < 0,05$). Уравнение имеет вид:

$$y = 3,68 - 0,0999K + 0,2179WTW + 0,2917ACD + 0,1722ULT - 0,1472AL$$

Результат прогноза для диапазона $\pm 0.5 D$ ниже на 0,6%, диапазона $\pm 1 D$ выше на 0,6%, но средняя абсолютная ошибка меньше как по отношению к результатам SRK/T, так и к результатам формулы поправки, полученной из общей выборки, это различие статистически значимо ($p < 0.05$) (см. таблицу 11). Результаты прогноза в графическом виде можно увидеть на рис. 9.

Таблица 11

Распределение ошибок расчета оптической силы ИОЛ по SRK/T и SRK/T с поправкой для длины глаз от 22.8 до 24.48 мм.

Диапазон отклонения	$\pm 0.5 D$	$\pm 1 D$	$> 2 D$	Средняя абсолютная ошибка
SRK/T	77,2%	97,5%	0%	0,32
SRK/T с поправкой	83,7%	99,3%	0%	0,27

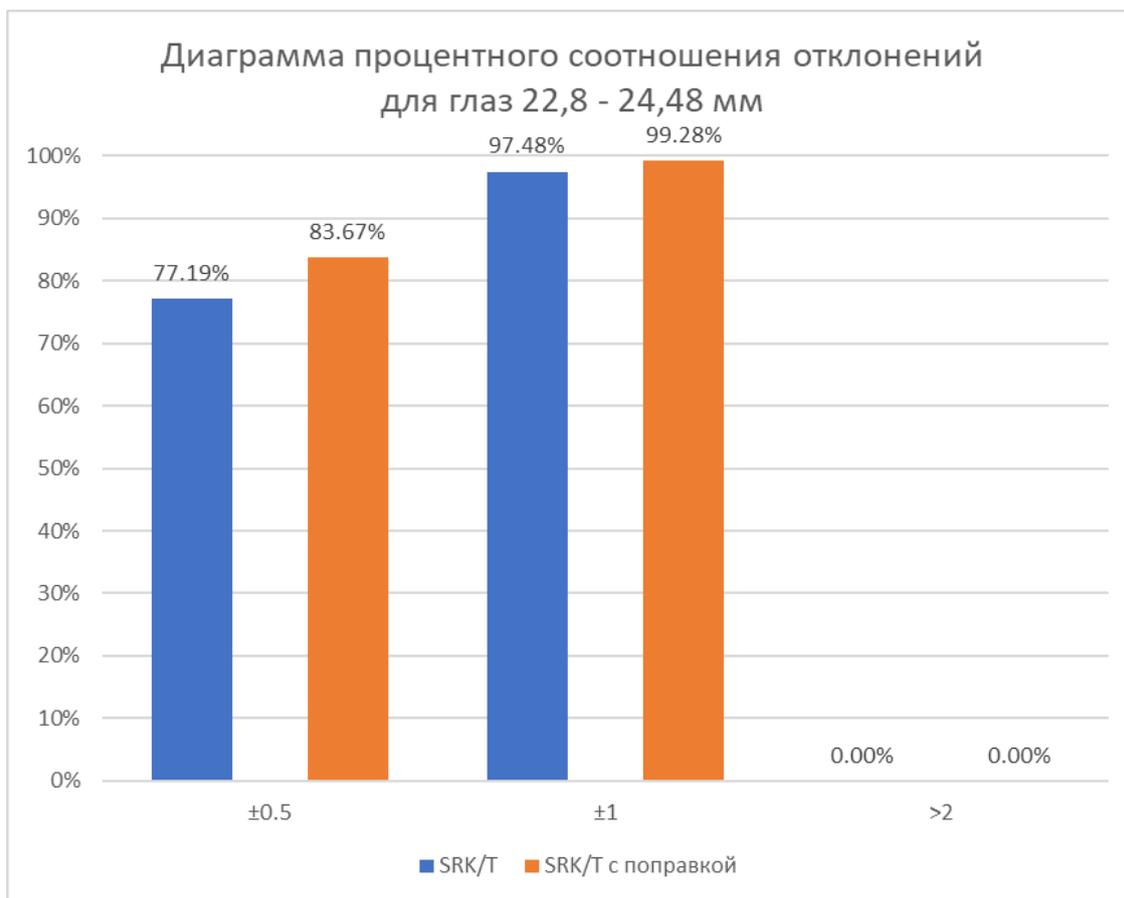


Рисунок 9. Распределение случаев SRK/T и SRK/T с поправкой из выборки глаз от 22.8 до 24.48 мм по диапазонам ошибки прогноза.

3.6 Регрессионный анализ для глаз с длиной переднезадней оси больше 24.48 мм.

Формула, полученная анализом группы глаз больше 24,48 мм (415 случаев) по критерию Фишера значима, все коэффициенты также оказались статистически значимыми ($p < 0,05$) (см. таблицу 12).

Таблица 12

**Коэффициенты регрессионного уравнения по данным группы глаз с
длинной переднезадней оси больше 24.48 мм.**

Показатели	Коэффициенты	<i>p</i>
Константа регрессии	1,37	0,26
K	- 0,14	0
WTW	0,2245	0
ACD	0,2716	0
ULT	0,14	0
AL	-0,0225	0

Уравнение регрессии представлено ниже:

$$y = 1,37 - 0,14K + 0,2245WTW + 0,2716ACD + 0,14ULT - 0,0225AL$$

У данной группы рост в процентном соотношении для диапазонов ± 0.5 D и ± 1 D оказался самым большим. Между средней абсолютной ошибкой

результата данной группы и формул SRK/T и поправки по общей выборке различия значимы ($p < 0.05$) (см. таблицу 13). На рис. 10 можно увидеть диаграмму диапазонов.

Таблица 13

Распределение ошибок расчета оптической силы ИОЛ по SRK/T и SRK/T с поправкой для длины глаз больше 24.48 мм.

Диапазон отклонения	$\pm 0.5 D$	$\pm 1 D$	$> 2 D$	Средняя абсолютная ошибка
SRK/T	69,7%	93,4%	0%	0,39
SRK/T с поправкой	81%	98,1%	0%	0,30

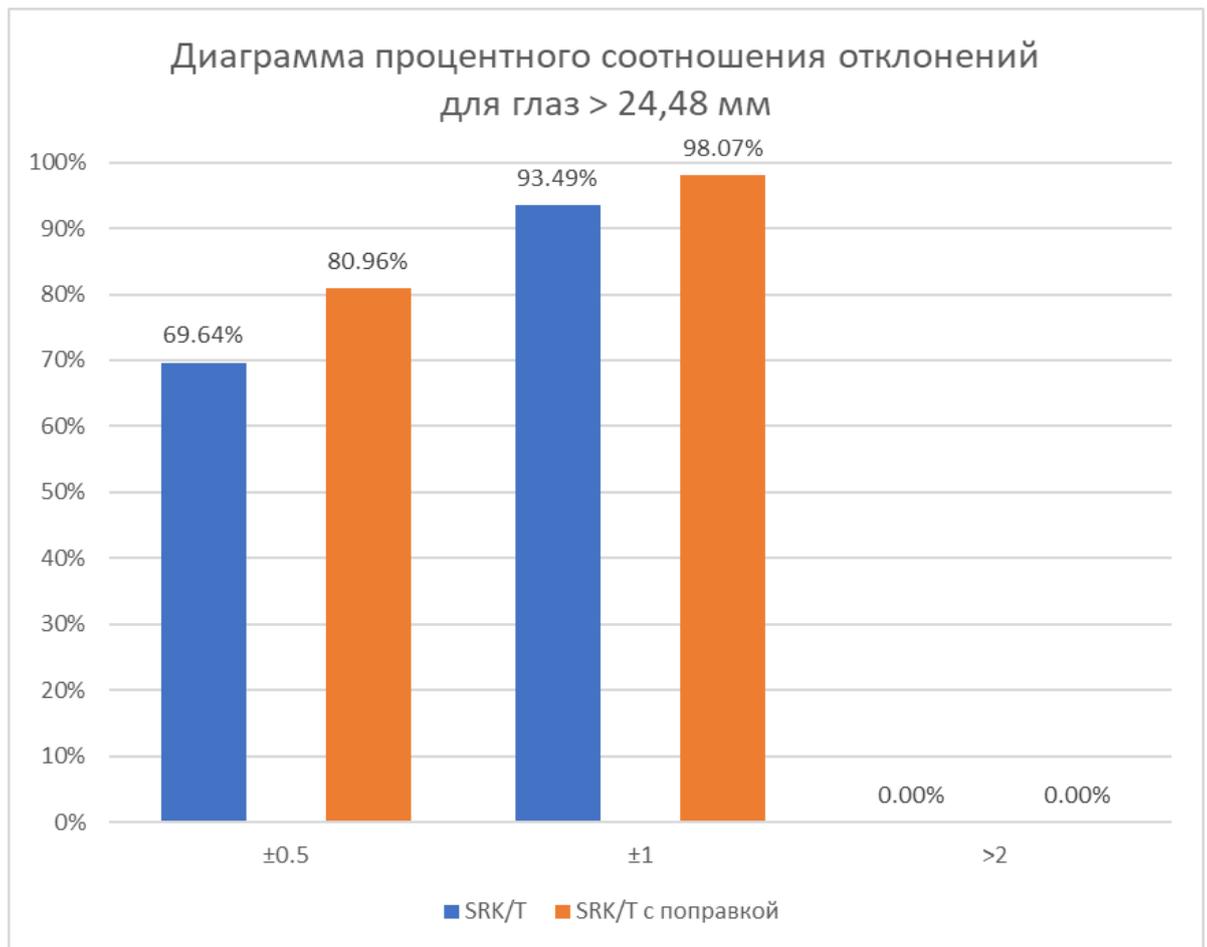


Рисунок 10. Распределение случаев SRK/T и SRK/T с поправкой из выборки глаз больше 24.48 мм по диапазонам ошибки прогноза.

В качестве примера улучшения результатов прогноза в следствие детализации формулы, можно привести пациентку А. 57 лет, оптическая сила роговицы 43.37 D, горизонтальный диаметр роговицы 11.6 мм, глубина передней камеры глаза 3.92 мм, толщина хрусталика по результатам ультразвуковой биометрии 4.37, длина переднезадней оси глаза 32.64 мм., послеоперационная рефракция равна +1.25 D. На таблице 14 мы видим снижение ошибки расчета при применении формулы для подгруппы с длиной переднезадней оси глаза больше 24.48 мм, что перевело этот случай из диапазона ± 2 D в диапазон ± 1 D.

**Пример пациентки А. с улучшением результатов прогноза после
детализации формулы.**

Формула	Поправка	Прогноз	Ошибка расчета
SRK/T	-	+0.07 D	+1.18 D
SRK/T с поправкой из общей выборки	-0.36 D	-0.29 D	+1.54 D
SRK/T с поправкой для глаз с длиной переднезадней оси больше 24.48 мм	+0.32D	+0.39 D	+0.86 D

Выводы

Результаты исследования позволяют утверждать:

1. Дисперсионный анализ показал, что все пять параметров глаза, участвовавших в исследовании, значимо влияют на ошибку расчета оптической силы ИОЛ при использовании формулы SRK/T. Также это было подтверждено в ходе множественного линейного регрессионного анализа.
2. Значимых взаимодействий между исследуемыми параметрами на результаты расчета ИОЛ по формуле SRK/T в результате применения дисперсионного анализа не обнаружено.
3. Уравнение регрессии, полученное для расчета ИОЛ общей выборки пациентов оказалось значимо. Последующий анализ результатов подтвердил эффективность поправки в прогнозировании ошибки расчета как для общей выборки, так и для каждой из подгрупп по длине переднезадней оси. Однако данное уравнение регрессии дает наиболее точные вычисления поправки к формуле SRK/T у пациентов, имеющих длину переднезадней оси от 22.8 до 24.28 мм.
4. Уравнения регрессии, разработанные для вычисления поправок к формуле SRK/T для «коротких» и «длинных» глаз оказались значимо лучше. Результаты данного уравнения оказались достоверно лучше, чем при применении формулы SRK/T и уравнения регрессии для общей выборки.
5. Перед применением поправки должны быть исключены глаза со следующими биометрическими показателями:
 - а. Сочетание оптической силы роговицы больше 46 D, горизонтального диаметра роговицы меньше 11.3 мм, длины переднезадней оси глаза больше 28.75 мм.

в. Сочетание оптической силы роговицы менее 42.87 D, горизонтального диаметра роговицы больше 11.8 мм и при длине переднезадней оси глаза от 23.5 до 24.5 мм.

Для них следует проводить расчет ИОЛ на основании формулы SRK/T.

Заключение

В выпускной квалификационной работе ретроспективно проанализированы результаты внутрикапсульной имплантации ИОЛ для оптимизации результатов при расчете оптической силы ИОЛ по кератометрии, горизонтальному диаметру роговицы, глубине передней камеры глаза, толщине хрусталика по ультразвуковой биометрии, длине переднезадней оси глаза.

Дисперсионный межгрупповой анализ показал, что все приведенные параметры глаза значимо влияют на ошибку расчета оптической силы линзы. Изначальная идея расчета оптимизированной А-константы для всех «типов глаз» в виде комбинации всех 5 анализируемых параметров глаза оказалась нецелесообразна, поскольку теоретически результатом стала бы таблица на 243 группы, пользоваться которой было бы затруднительно. На практике групп с хотя бы 1 случаем оказалось 191, а серий от 30-ти глаз 10. Поэтому был предложен вариант оптимизации А-констант с помощью регрессионного анализа, результатом которого стало бы регрессионное уравнение.

Результатом множественного линейного регрессионного анализа ошибки расчета стала формула, применение которой с формулой SRK/T увеличило процентное соотношение глаз в диапазоне ± 0.5 D на 7.53% до 80.96%, а в диапазоне ± 1 D на 2.33% до 97.55%, средняя абсолютная ошибка уменьшилась до 0.3 D. С целью дальнейшей оптимизации мы разделили пациентов на подгруппы по длине переднезадней оси глаза и к каждой нашли формулу. Для каждой из подгрупп результаты улучшились значительно, кроме средней подгруппы, где одинаково хорошо работает формула поправки из общей выборки и из выборки глаз длиной от 22.8 до 24.48 мм. В группе глаз с длиной переднезадней оси менее 22.8 мм диапазон прогноза ± 0.5 D улучшился на 9.4% по сравнению с SRK/T формулой и на 1.6% по

сравнению с SRK/T с поправкой по общей выборке до 78.9%, для диапазона прогноза ± 1 D рост составил 4,6% и 0.8% соответственно, до 97%. Средняя абсолютная ошибка статистически достоверно уменьшилась до 0.32 D. Результаты улучшения для группы глаз с длиной переднезадней оси более 24.48 мм оказались самыми значительными. Количество пациентов с прогнозом в пределах ± 0.5 D увеличилось на 11.3% по сравнению с SRK/T и на 2.6% по сравнению с применением поправки общей выборки до 81%. Количество больных с прогнозом ± 1 D выросло на 4.7% и 1.5% соответственно, до 98.1%. Средняя абсолютная ошибка статистически достоверно уменьшилась до 0.3 D.

Поправка, вычисленная по уравнению регрессии, может быть применена к формуле SRK/T для улучшения прогнозирования послеоперационной рефракции, что в итоге позволит снизить частоту и степень послеоперационных рефракционных ошибок.

Чтобы использовать поправку предлагается следующий алгоритм:

1. определить, не подходит ли глаз к числу исключений:
 - Сочетание оптической силы роговицы больше 46 D, горизонтального диаметра роговицы меньше 11.3 мм, длины переднезадней оси глаза больше 28.75 мм может дать большую ошибку в минус.
 - Сочетание оптической силы роговицы менее 42.87 D и горизонтального диаметра роговицы больше 11.8 мм при длине переднезадней оси глаза от 23.5 до 24.5 мм может привести к большой ошибке в плюс.
2. Выполняем стандартный расчет ИОЛ по формуле SRK/T.
3. Относим случай к одной из подгрупп по длине переднезадней оси глаза и подставляем биометрические параметры в соответствующее

уравнение регрессии. Прибавляем к рефракционному результату формулы поправку.

4. После этого выполняем коррекцию расчета оптической силы ИОЛ в случае необходимости.

Пример использования алгоритма:

- Оптическая сила роговицы (K) = 45.5 D
 - Горизонтальный диаметр роговицы (WTW) = 10.9 мм
 - Глубина передней камеры глаза (ACD) = 3.01 мм
 - Толщина хрусталика по результатам ультразвуковой биометрии (ULT) = 4.29 мм
 - Длина переднезадней оси глаза (AL) = 24.3 мм
1. Глаз не подходит под исключения.
 2. Результат расчета по формуле SRK/T для ИОЛ 20D AcrySof IQ дал прогноз рефракции -2.43 D.
 3. Данные параметры глаза относятся к подгруппе глаз с длиной переднезадней оси от 22.8 до 24.48 мм, значит подставляем их в уравнение для «средних» глаз. Поправка составила -0.45 D. Прогноз с поправкой равен -2.88 D.
 4. Послеоперационная рефракция равна -3 D. Ошибка расчета формулы SRK/T составила -0.57 D, а с поправкой -0.12 D.

Список литературы

1. Song E. et al. Age-related cataract, cataract surgery and subsequent mortality: a systematic review and meta-analysis //PLoS One. – 2014. – Т. 9. – №. 11. – С. e112054.
2. Аветисов, С.Э. Офтальмология. Национальное руководство /С.Э. Аветисов, Е.А. Егоров, Л.К. Мошетова, и др. — Краткое издание. — Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2019. — 752с.
3. Wang J. J. et al. Visual impairment, age-related cataract, and mortality //Archives of ophthalmology. – 2001. – Т. 119. – №. 8. – С. 1186-1190.
4. Chew M. et al. The impact of cataract, cataract types, and cataract grades on vision-specific functioning using Rasch analysis //American journal of Ophthalmology. – 2012. – Т. 154. – №. 1. – С. 29-38. e2.
5. Phacoemulsification and Intraocular Lens Implantation: Mastering Techniques and Complications in Cataract Surgery /William J. Fishkind (Ed.) — Thieme Medical Publishers, Incorporated, New York, 2017. — 500 p.
6. IOL Power /Hoffer K.J. — Boston, Massachusetts: Slack Incorporated, 2011. — 255 p.
7. Melles R. B., Holladay J. T., Chang W. J. Accuracy of intraocular lens calculation formulas //Ophthalmology. – 2018. – Т. 125. – №. 2. – С. 169-178.
8. Haigis W. Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation //Saudi Journal of Ophthalmology. – 2012. – Т. 26. – №. 1. – С. 7-12.
9. Retzlaff J. A., Sanders D. R., Kraff M. C. Development of the SRK/T

- intraocular lens implant power calculation formula //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 1990. – Т. 16. – №. 3. – С. 333-340.
10. Stagg B. C. et al. Gathering cataract surgery outcome measures in a busy clinical practice //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2017. – Т. 43. – №. 10. – С. 1356-1357.
 11. Bellucci R. An introduction to intraocular lenses: material, optics, haptics, design and aberration //Cataract. – Karger Publishers, 2013. – Т. 3. – С. 38-55.
 12. Kohnen T. How far we have come: from Ridley's first intraocular lens to modern IOL technology //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2009. – Т. 35. – №. 12. – С. 2039.
 13. Essentials of Cataract Surgery /Henderson, B., Pineda, R., Ament, C., Chen, S. and Kim, J. — 2nd edition. — Boston, Massachusetts: Slack Incorporated, 2014. — 374p.
 14. Пирогов Ю.И. Великое изобретение Гарольда Ридли: интрига первого опыта / Ю.И. Пирогов // Глаукома: теории, тенденции, технологии. — 2013. — с.230.
 15. Thiagarajan M., McClenaghan R., Anderson D. F. Comparison of visual performance with an aspheric intraocular lens and a spherical intraocular lens //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2011. – Т. 37. – №. 11. – С. 1993-2000.
 16. Behndig A. et al. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2012. – Т. 38. – №. 7. – С. 1181-1186.
 17. Mamalis N. et al. Complications of foldable intraocular lenses requiring explantation or secondary intervention—2007 survey update //Journal of

- Cataract & Refractive Surgery. – 2008. – Т. 34. – №. 9. – С. 1584-1591.
18. Amzallag T., Pynson J. Lens biomaterials for cataract surgery //Journal francais d'ophtalmologie. – 2007. – Т. 30. – №. 7. – С. 757-767.
 19. Von Mohrenfels C. W. et al. Clinical results with the light adjustable intraocular lens after cataract surgery //Journal of Refractive Surgery. – 2010. – Т. 26. – №. 5. – С. 314-320.
 20. Hengerer F. H. et al. Combined correction of axial hyperopia and astigmatism using the light adjustable intraocular lens //Ophthalmology. – 2011. – Т. 118. – №. 7. – С. 1236-1241.
 21. Pepose J. S. et al. Safety and effectiveness of a new toric presbyopia-correcting posterior chamber silicone intraocular lens //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2015. – Т. 41. – №. 2. – С. 295-305.
 22. Wormstone I. M., Wang L., Liu C. S. C. Posterior capsule opacification //Experimental eye research. – 2009. – Т. 88. – №. 2. – С. 257-269.
 23. Pérez-Vives C. Biomaterial influence on intraocular lens performance: an overview //Journal of ophthalmology. – 2018. – Т. 2018.
 24. Packer M. Meta-analysis and review: effectiveness, safety, and central port design of the intraocular collamer lens //Clinical Ophthalmology (Auckland, NZ). – 2016. – Т. 10. – С. 1059-1077.
 25. Werner L. Biocompatibility of intraocular lens materials //Current opinion in Ophthalmology. – 2008. – Т. 19. – №. 1. – С. 41-49.
 26. Werner L. Intraocular Lenses: Overview of Designs, Materials, and Pathophysiologic Features //Ophthalmology. – 2020.
 27. Кумар В., Душин Н. В. Имплантация интраокулярной линзы Iris-claw IOL при осложненных формах афакии //Клиническая офтальмология. –

2002. – Т. 3. – №. 4. – С. 158-161.
28. Simões P. S., Ferreira T. B. Iris-fixated intraocular lenses for ametropia and aphakia //Medical Hypothesis, Discovery and Innovation in Ophthalmology. – 2014. – Т. 3. – №. 4. – С. 116-122.
29. Kasyanov A. A. Microinvasive transscleral fixation technology of the Foldable IOL //Ophthalmology. – 2017. – Т. 14. – №. 4. – С. 291-298.
30. Stem M. S. et al. Scleral-fixated intraocular lenses: past and present //Journal of vitreoretinal diseases. – 2017. – Т. 1. – №. 2. – С. 144-152.
31. Sachdev G. S., Sachdev M. Optimizing outcomes with multifocal intraocular lenses //Indian journal of ophthalmology. – 2017. – Т. 65. – №. 12. – С. 1294-1300.
32. Кузнецов С. Л., Галеев Т. Р., Галеев Р. С. Результаты имплантации эспандера капсульного мешка хрусталика в хирургическом лечении катаракт у пациентов с миопией высокой степени //Вестник российских университетов. Математика. – 2014. – Т. 19. – №. 4.
33. Sieburth R., Chen M. Intraocular lens correction of presbyopia //Taiwan journal of ophthalmology. – 2019. – Т. 9. – №. 1. – С. 4-17.
34. Pepose J. S., Burke J. S., Qazi M. A. Accommodating intraocular lenses //The Asia-Pacific Journal of Ophthalmology. – 2017. – Т. 6. – №. 4. – С. 350-357.
35. Findl O., Leydolt C. Meta-analysis of accommodating intraocular lenses //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2007. – Т. 33. – №. 3. – С. 522-527.
36. Ford J., Werner L., Mamalis N. Adjustable intraocular lens power technology //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2014. – Т. 40. – №. 7. – С.

1205-1223.

37. Балашевич Л.И. Результаты использования формулы С.Н. Федорова для расчета силы заднекамерных интраокулярных линз / Л.И. Балашевич, Е.В. Даниленко // Офтальмохирургия. – 2011. – №1. – С. 34-38.
38. Kane J. X. et al. Intraocular lens power formula accuracy: comparison of 7 formulas //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2016. – Т. 42. – №. 10. – С. 1490-1500.
39. Sanders D. R., Retzlaff J., Kraff M. C. Comparison of the SRK II™ formula and other second generation formulas //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 1988. – Т. 14. – №. 2. – С. 136-141.
40. Narváez J. et al. Accuracy of intraocular lens power prediction using the Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, and SRK/T formulas //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2006. – Т. 32. – №. 12. – С. 2050-2053.
41. Hoffer K. J. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 1993. – Т. 19. – №. 6. – С. 700-712.
42. Hoffer K. J. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2000. – Т. 26. – №. 8. – С. 1233-1237.
43. Reitblat O. et al. Intraocular lens power calculation in the elderly population using the Kane formula in comparison with existing methods //Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2020. – Т. 46. – №. 11. – С. 1501-1507.
44. Sramka M. et al. Improving clinical refractive results of cataract surgery by machine learning //PeerJ. – 2019. – Т. 7. – С. e7202.
45. Preussner P. R. et al. Ray tracing for intraocular lens calculation //Journal of

