

## Современные направления совершенствования интраокулярных линз. Обзор литературы

Ю.Н. Юсеф<sup>1</sup>Г.В. Воронин<sup>1</sup>А.В. Волжанин<sup>1</sup>Ш.Р. Зелимханов<sup>1</sup>, Е.А. Будникова<sup>1</sup>, А. Хамди<sup>2</sup><sup>1</sup> ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней им. М.М. Краснова»  
ул. Россолимо, 11а, б, Москва, 125246, Российская Федерация<sup>2</sup> ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И. М. Сеченова»  
Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет)  
ул. Трубецкая, 8, стр. 2, Москва, 119991, Российская Федерация

### РЕЗЮМЕ

**Офтальмология. 2025;22(1):16–23**

На сегодняшний день хирургия катаракты практически всегда сопровождается коррекцией афакии путем имплантации интраокулярной линзы (ИОЛ). Помимо постоянного совершенствования техники хирургического вмешательства, ведутся разработки специальных ИОЛ с улучшенными характеристиками, позволяющими решать любые оптические задачи с минимальным количеством побочных эффектов. С момента появления первой ИОЛ из полиметилметакрилата стали доступны гибкие ИОЛ из силикона и акрила, а оптический дизайн линзы позволяет выбирать между единственным и несколькими фокусами или увеличенной глубиной резкости в пределах одного фокуса. Оптимизация материала, формы и оптического дизайна ИОЛ остается актуальной задачей.

**Ключевые слова:** катаракта, артифакция, интраокулярная линза**Для цитирования:** Юсеф Ю.Н., Воронин Г.В., Волжанин А.В., Зелимханов Ш.Р., Будникова Е.А., Хамди А. Современные направления совершенствования интраокулярных линз. Обзор литературы. *Офтальмология*. 2025;22(1):16–23. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2025-1-16-23>**Прозрачность финансовой деятельности:** никто из авторов не имеет финансовой заинтересованности в представленных материалах или методах.**Конфликт интересов отсутствует.**

# Modern Directions of Intraocular Lenses Improvement. Literature Review

Yu.N. Yusef<sup>1</sup>, G.V. Voronin<sup>1</sup>, A.V. Volzhanin<sup>1</sup>, S.R. Zelimkhanov<sup>1</sup>, E.A. Budnikova<sup>1</sup>, A. Hamdi<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Krasnov Research Institute of Eye Diseases  
Rossolimo str., 11A, B, Moscow, 119021, Russian Federation

<sup>2</sup> I.M. Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenovskiy University)  
Trubetskaya str., 8, bld. 2, Moscow, 119991, Russian Federation

## ABSTRACT

**Ophthalmology in Russia. 2025;22(1):16–23**

Today, cataract surgery is almost always accompanied with aphakia correction by implantation of an intraocular lens (IOL). In addition to the constant improvement of surgical techniques, special IOLs with improved characteristics are being developed, allowing any optical task to be solved with a minimum of side effects. Since the appearance of the first polymethyl methacrylate IOL, flexible silicone and acrylic IOLs have become available, and the optical design of the lens allows a choice between a single and multiple foci or increased depth of field within a single focus. Optimization of the material, shape and optical design of IOLs remain.

**Keywords:** cataract, artificio, intraocular lens

**For citation:** Yusef Yu.N., Voronin G.V., Volzhanin A.V., Zelimkhanov S.R., Budnikova E.A., Hamdi A. Modern Directions of Intraocular Lenses Improvement. Literature Review. *Ophthalmology in Russia*. 2025;22(1):16–23. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2025-1-16-23>

**Financial Disclosure:** no author has a financial or property interest in any material or method mentioned.

**There is no conflict of interests.**

Хирургическое вмешательство при катаракте является одной из наиболее часто выполняемых офтальмологических операций в мире [1, 2]. Хотя попытки хирургического лечения катаракты предпринимались еще с давних времен, только в середине XX века были сделаны два больших открытия, благодаря которым современная хирургия катаракты, основанная на принципе ультразвуковой фрагментации вещества хрусталика с последующей имплантацией интраокулярной линзы (ИОЛ), достигла пика своего развития [3, 4]. Несмотря на продолжающиеся разработки более совершенных технологий хирургического вмешательства, второй не менее важной задачей является поиск так называемой «идеальной» ИОЛ с улучшенными характеристиками, этому и посвящен данный обзор.

## ПЕРВЫЕ ПОПЫТКИ

Впервые ИОЛ имплантировал английский офтальмолог Гарольд Ридли в 1949 году, осуществив операцию в два этапа. Сначала Ридли выполнил удаление хрусталика методом экстракапсулярной экстракции, а затем через 3 месяца имплантировал ИОЛ. По мнению ученого, временной интервал был необходим для того, чтобы дифференцировать послеоперационное воспаление от возможной тканевой реакции на инородное тело, то есть на установленную ИОЛ [5].

Именно Ридли стал считать заднекамерную имплантацию ИОЛ более физиологичной, так как сохраненная задняя капсула выполняла роль «перегородки» между камерами глаза. В качестве материала для первой ИОЛ автор выбирал между полиметилметакрилатом

(плексиглас, ПММА), кварцем и стеклом. По наблюдениям Ридли внутриглазные инородные тела из этих материалов не вызывали тканевой реакции. Финальным выбором стал ПММА, в основном благодаря своему малому весу (плотность ПММА составляет 1,19 г/см<sup>3</sup>). Д. Пайк и Д. Холт создали ПММА, свободный от остаточных свободных мономеров — Transpex I, позже Perspex CQ (Clinical Quality). Для ИОЛ этот состав сохранился до наших дней. Для расчета оптической силы ИОЛ использовали работы Альвара Гульстранда, шведского офтальмолога, лауреата Нобелевской премии. Масса первой ИОЛ составляла 108 мг, толщина — 2,4 мм, радиусы передней и задней поверхностей — 17,8 и 10,7 мм соответственно.

Результаты своих операций Ридли впервые представил спустя почти 2 года после первой имплантации. Количество операций начало стремительно возрастать по всему миру. За свою жизнь Ридли имплантировал более тысячи ИОЛ [5, 6].

Одновременно с увеличением количества выполняемых операций начали появляться данные об отдаленных результатах, в том числе об осложнениях, связанных с наличием ИОЛ в глазу. Так, к 1970 году вследствие развития послеоперационных осложнений в 15 % случаев отмечена необходимость проведения эксплантации ИОЛ конструкции Ридли [7]. Были описаны следующие осложнения: ирит, окклюзия зрачка воспалительной мембраной, уплотнение задней капсулы, обмельчание передней камеры, вторичная глаукома, атрофия радужки, дислокация ИОЛ [8].

Несовершенство первых ИОЛ привело к появлению переднекамерных ИОЛ. Впервые переднекамерную ИОЛ

**Таблица 1.** Свойства различных материалов для ИОЛ. Цитируется по С. Luo [18]**Table 1.** Properties of common IOL materials. Cited from C. Luo [18]

| Материал<br>Material                          | Биосовместимость<br>Biocompatibility                                                                                                                                                          | Преимущества<br>Advantages                                                                                                       | Недостатки<br>Disadvantages                                                                                                                                                                           |
|-----------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| ПММА (жесткие)<br>PMMA (rigid)                | Слабая аккумуляция воспалительных клеток.<br>Частые помутнения задней капсулы<br>Low rate of inflammatory cell accumulation.<br>High rate of posterior capsule opacification                  | Низкая стоимость.<br>Низкая тиндализация.<br>Хорошее качество зрения<br>Low cost.<br>Low aqueous flare.<br>High visual quality   | Разрез 5–6 мм<br>5–6 mm incision to insert                                                                                                                                                            |
| ПДМС<br>PDMS                                  | Слабая аккумуляция воспалительных клеток.<br>Фибротические наложения на поверхности<br>Low rate of inflammatory cell accumulation.<br>Fibrotic reaction of lens surface                       | Малый разрез<br>Small incision                                                                                                   | Травма капсулярного мешка при расправлении.<br>Помутнение при интравитреальном введении воздуха<br>Tissue injury during expanding.<br>Opacification of surface after contacting with intravitreal air |
| Гидрофильные акриловые<br>Hydrophilic acrylic | Слабая аккумуляция воспалительных клеток.<br>Частая кальцификация задней капсулы<br>Low rate of inflammatory cell accumulation.<br>High rate of posterior capsule calcification               | Низкая тиндализация.<br>Удобство имплантации<br>Low aqueous flare.<br>Easy to handle                                             | Ограниченный набор дизайнов.<br>Помутнение в долгосрочном периоде<br>Limitation in shape design.<br>Long-term IOL opacification                                                                       |
| Гидрофобные акриловые<br>Hydrophobic acrylic  | Низкая частота помутнений задней капсулы.<br>Высокая частота аккумуляции воспалительных клеток<br>Low rate of posterior capsule opacification.<br>High rate of inflammatory cell accumulation | Хорошее качество зрения.<br>Возможность дизайна с острыми краями<br>Good visual quality.<br>Compatible with a sharp-edged design | Шершавая поверхность.<br>Высокая тиндализация.<br>Высокий рефракционный индекс<br>High aqueous flare.<br>Tacky surface.<br>High refractive index                                                      |

имплантировал итальянский офтальмолог Б. Стрампелли в 1953 году. ИОЛ была изготовлена из ПММА и представляла собой монолитную конструкцию. Через 2 года модель переднекамерной ИОЛ с замкнутыми гаптическими элементами предложил Даннхейм, а в 1959 году собственную модификацию переднекамерной ИОЛ с разомкнутой гаптикой стал использовать Барракер, который провел более 230 операций. Авторы считали, что угол передней камеры является лучшим местом для имплантации ИОЛ. Такие ИОЛ обладали рядом преимуществ: возможностью имплантации после интракапсулярной экстракции и минимизацией риска дислокации за счет стабильной фиксации к радужке (ирис-клипс). При этом массово наблюдались серьезные осложнения: буллезная кератопатия, вторичная глаукома, вывих ИОЛ, атрофия радужки и увеит [9].

Вдохновившись успехом Ридли, в 1959 году С.Н. Федоров создал собственную модель ИОЛ и имплантировал ее кролику, а 5 июля 1960 года впервые в СССР он имплантировал ИОЛ человеку — 12-летней девочке с врожденной катарактой. Это была ирис-клипс линза, выполненная по модели Бинкхорста с гаптическими элементами. В целом в указанный год С.Н. Федоров провел четыре имплантации таких ИОЛ [10].

К ирис-клипс ИОЛ относят также поздние модификации линзы Бинкхорста [11], ИОЛ «Спутник» конструкции Федорова — Захарова [12, 13], а также варианты с металлической и платиновой гаптикой [14, 15]. Именно ирис-клипс ИОЛ ассоциируются с популяризацией интраокулярной коррекции афакии в 1960–1970-х годах.

К середине 1970-х годов, с развитием заднекамерных ИОЛ, методика ирис-клипс становится устаревшей. В качестве материала для гаптики начинают использовать полипропилен или ПММА, а сама гаптика окончательно принимает J-образную или С-образную

форму. По сравнению с первыми ИОЛ, когда срок хорошей переносимости линзы составлял 5–10 лет, ИОЛ начинают служить практически всю жизнь. В 1976 году появляется первая гибкая ИОЛ, а на смену ПММА приходит полидиметилсилоксан (ПДМС) [16], который обладает рефракционным индексом 1,41–1,46, что больше, чем у ПММА и, таким образом, позволяет сделать ИОЛ тоньше, но с такой же оптической силой.

## СОВРЕМЕННЫЕ МАТЕРИАЛЫ

В настоящее время ИОЛ изготавливают из различных материалов. Наиболее распространенным является акрил. Это полимер либо кополимер, образованный метилакрилатом, метилметакрилатом, этилметакрилатом и 2-гидроксиэтилметакрилатом. ИОЛ из таких материалов менее эластичны, чем ИОЛ из ПДМС, за счет этого они медленнее расправляются при имплантации, облегчая операцию и минимизируя риск травматизации капсулы хрусталика.

Концентрация 2-гидроксиэтилметакрилата определяет свойства материала относительно воды: в гидрофобных ИОЛ его содержание составляет 0,5–1 %, а в гидрофильных — 18–38 % [17]. Гидрофильные ИОЛ с помощью дегидратации могут быть адаптированы для разреза до 2 мм. Гидрофобные ИОЛ обладают рефракционным индексом 1,44–1,55, что, с одной стороны, позволяет достичь минимальной толщины линзы, а с другой, приводит к появлению жалоб на засветы. Остальные свойства ИОЛ представлены в таблице 1 [18].

## ФЕНОМЕН ПСЕВДОАККОМОДАЦИИ

Хрусталик представляет собой прозрачную двояковыпуклую линзу, выполняющую целый ряд функций, среди которых особое значение имеет аккомодация, под которой понимают способность хрусталика изменять свою

преломляющую силу в диапазоне от 19 до 33 дптр за счет изменения своей формы, что обеспечивает четкое зрение на различном расстоянии.

После замены хрусталика на искусственную ИОЛ происходит потеря функции аккомодации, и, соответственно, способности глаза к ясному видению вблизи без дополнительной очковой коррекции. Это препятствует полноценной зрительной реабилитации [19, 20].

В отечественной и зарубежной литературе стали появляться данные о наличии так называемого «феномена псевдоаккомодации», то есть способности артификачного глаза хорошо видеть расположенные на различном расстоянии предметы без изменения преломляющей силы и без использования очков. По мнению разных авторов, объем псевдофакической аккомодации может варьировать в пределах 2 дптр и обычно не обеспечивает полноценное зрение вблизи [21, 22].

Выделяют несколько факторов, которые могут оказывать влияние на формирование псевдоаккомодации. Все их можно объединить в две группы: зависящие от состояния оптической системы глаза (диаметр зрачка, состояние капсульного мешка, наличие оптических аберраций) и от состояния сенсорного аппарата глаза (чувствительность сетчатки, состояние проводящих зрительных путей и корковых центров головного мозга) [19, 23].

Горизонтальное смещение ИОЛ является отдельным видом псевдоаккомодации. Сокращение цилиарных мышц в ответ на аккомодационные зрительные стимулы может способствовать смещению ИОЛ — вперед при плоской или кольцевидной гаптике и назад при традиционной J-образной акриловой гаптике [24]. При сравнении положения монофокальных ИОЛ при использовании циклопентолата и пилокарпина (для максимального расслабления и сокращения цилиарной мышцы соответственно) диапазон смещения ИОЛ составил 0,02–1,5 мм, и хотя при исследовании наблюдался разброс рефракции до 1 дптр, он не коррелировал со смещением ИОЛ [25]. По данным когерентной интерферометрии, смещение монофокальных ИОЛ при аккомодационных стимулах не влияло на объем псевдоаккомодации [26].

Интересным фактом является то, что у детей с двусторонней артификацией при отсутствии амблиопии псевдоаккомодация наблюдается намного чаще, чем у взрослых. Ее предположительным механизмом является наличие роговичных аберраций высшего порядка (кома и трилистник), большой диапазон оптической силы роговицы и сравнительно малая осевая длина глаза, что максимизирует эффект от горизонтального смещения ИОЛ. Ширина зрачка при этом не является значимым параметром [27].

### ИНТРАОКУЛЯРНАЯ КОРРЕКЦИЯ АФАКИИ

Первоначально изобретенные ИОЛ имели одну оптическую зону и предназначались для коррекции только одного фокусного расстояния — дальнего или ближнего. Такие линзы получили название монофокальных ИОЛ. В мировой хирургии монофокальные ИОЛ до сих

пор пользуются большой популярностью, так как обеспечивают высочайшее качество изображения с наименьшим количеством оптических побочных эффектов и являются наиболее доступным вариантом [28]. Целевые показатели рефракции всегда подбирают индивидуально, исходя из зрительных потребностей пациента. Эмметропическая целевая рефракция является наиболее физиологичным вариантом, обеспечивающим высокую остроту зрения вдаль, но требующим подбора оптической коррекции для чтения. Напротив, миопическая целевая рефракция предполагает наличие высокого зрения вблизи, но делает необходимым использование очков для дали.

В настоящее время одним из перспективных направлений в развитии интраокулярной хирургии является восстановление зрения на различном расстоянии без дополнительной оптической коррекции. Выделяют три способа расширения фокусной зоны оптической системы:

- асимметричная монофокальная коррекция;
- мультифокальная коррекция;
- коррекция линзами с расширенной глубиной фокуса.

### АСИММЕТРИЧНАЯ МОНОФОКАЛЬНАЯ КОРРЕКЦИЯ

Асимметричная коррекция афакии основана на индуцированной анизометропии. Данный способ предполагает коррекцию монофокальными ИОЛ ведущего глаза для дали и парного — для близи. Преимущество одного глаза перед другим является проявлением феномена асимметрии зрительного анализатора. Доминирующий глаз обеспечивает более ясное видение различных предметов в пространстве и осуществляет зрительную локализацию объекта. Анализ проведенных исследований показал, что 95 % успешных случаев асимметричной коррекции приходится именно на эмметропическую рефракцию ведущего глаза [29–31].

По данным разных источников, для достижения высокой остроты зрения как на дальнем, так и на ближнем расстоянии уровень анизометропии может находиться в пределах от –1,00 до –3,00 дптр [32, 33]. При этом определение оптимального уровня анизометропии до сих пор является актуальной задачей.

В зависимости от величины индуцированной аметропии можно выделить три возможных варианта зрительного восприятия двух различных по четкости и контрастности образов: фузия, бинокулярная конкуренция, диплопия. Для формирования фузии необходимо обеспечить попадание зрительных импульсов в так называемую зону Панума (пределы ясного видения без двоения). При увеличении степени анизометропии отмечается бинокулярная конкуренция двух образов с подавлением одного из них. Существуют доминантный и альтернирующий типы сенсорного превалирования. Доказано, что доминантный тип подавления значительно

затрудняет зрительную адаптацию и является противопоказанием к асимметричной анизокоррекции.

Таким образом, успешный результат асимметричной монофокальной коррекции зависит от правильного исследования адаптационных возможностей. Ведущий глаз должен быть скорректирован на эметропию. При исследовании формы сенсорного превалирования при бинокулярном соперничестве двух глаз должен быть выявлен альтернирующий тип восприятия [33–37].

К недостаткам асимметричной монофокальной коррекции относят снижение остроты зрения вдаль на миопизированном глазу, непереносимость индуцированной анизометропии, проблемы в подборе оптимальной силы ИОЛ. Данный способ следует рассматривать скорее как альтернативный вариант при наличии противопоказаний или отсутствии возможностей к имплантации других видов ИОЛ.

### МУЛЬТИФОКАЛЬНАЯ КОРРЕКЦИЯ

Развитие мультифокальной интраокулярной коррекции начинается с 80-х годов прошлого века. Мультифокальные линзы обеспечивают возможность невооруженного ясного зрения вдаль, вблизи и на промежуточном расстоянии [38–41].

Мультифокальные ИОЛ подразделяют на несколько групп: дифракционные, рефракционные, рефракционно-дифракционные и градиентные.

Дифракционные ИОЛ имеют на оптической поверхности концентрические кольца, которые предназначены для дифракции падающего света, который собирается на сетчатке в виде двух и более фокусов. Преимуществом таких ИОЛ является низкая чувствительность к децентрации и отсутствие зависимости от диаметра зрачка [42, 43].

Рефракционные ИОЛ имеют на передней поверхности несколько сферических зон с разным радиусом кривизны. Каждая зона предназначена для определенного расстояния. Такие ИОЛ зависимы от диаметра зрачка и чувствительны к децентрации [38, 44–46].

Гибридные ИОЛ представляют собой комбинированную рефракционно-дифракционную конструкцию. ИОЛ данной группы зрачково-зависимы и высокочувствительны к децентрации [47, 48].

Градиентные ИОЛ изготовлены из полимерных материалов с различным показателем преломления. За счет этого преломляющая сила таких ИОЛ переменна. Градиентные ИОЛ зрачково-независимы [49].

Сложная форма поверхностей вышеперечисленных мультифокальных ИОЛ предрасполагает к развитию у ряда больных зрительных феноменов — «гало»- и «глер»-эффектов, снижению контрастной чувствительности и необходимости к длительной нейророботизации [50–52]. В качестве компромиссного варианта в 2014 году были разработаны монофокальные ИОЛ, у которых увеличена глубина резкости (EDOF; англ. enhanced depth of focus) [53].

### ЛИНЗЫ С РАСШИРЕННОЙ ГЛУБИНОЙ ФОКУСА

Технология EDOF представляет собой новое поколение ИОЛ в офтальмологии. К настоящему времени EDOF объединяет несколько видов ИОЛ с различными оптическими свойствами, что может приводить к терминологической путанице. По мнению ряда авторов, «настоящими» EDOF можно назвать ИОЛ с увеличенным фокусом, не захватывающим весь диапазон аккомодации. Такие ИОЛ обеспечивают более стабильную остроту зрения за счет единой фокальной плоскости и вызывают меньшее количество aberrаций, но могут требовать применения дополнительной очковой коррекции [54, 55]. Фактически ряд EDOF ИОЛ являются «гибридными», то есть обладают преимуществами мультифокальных и EDOF ИОЛ. Они охватывают почти весь диапазон аккомодации [56, 57].

Сравнительный анализ различных EDOF ИОЛ показывает приблизительно одинаковые результаты удовлетворенности результатами операции с небольшими вариациями относительно качества зрения от ИОЛ разных производителей [58, 59].

Исследование, посвященное субъективному восприятию качества зрения, показало, что EDOF ИОЛ ассоциируются с меньшей интенсивностью гало-эффекта и лучшей способностью к вождению автомобиля в ночное время в сравнении с мультифокальными ИОЛ. Все пациенты с EDOF ИОЛ, включенные в исследование, отмечают, что выбрали бы такую же ИОЛ вновь, несмотря на необходимость использования очков [60].

Последней работой на сегодняшний день является метаанализ 28 исследований (2465 пациентов), включающий все типы ИОЛ. Трифокальные ИОЛ разных исследователей показали различные результаты, а EDOF ИОЛ продемонстрировали хорошее качество зрения на средних дистанциях [61].

### ПЕРСПЕКТИВЫ

Условно «идеальная ИОЛ» должна быть жидкой в момент имплантации, чтобы проходить через минимальный разрез, и становится жесткой в момент расправления. К настоящему моменту в качестве линзообразующего агента исследуют силикон и гидрогели [62], а как катализатор для затвердевания — различные внешние стимулы: катализатор Карстеда с синим светом, ультрафиолет, температура, пероксидазы. Тем не менее прогресс в этой области идет постепенно, так как большинство катализаторов могут оказывать разрушительное воздействие на глаз. Перспективным направлением является использование температурного катализатора: меняя концентрацию метакрилата, можно достичь затвердевания при температуре тела [63].

Исследуют возможность изменения диоптрийности ИОЛ уже после имплантации. Это является актуальной задачей, потому что даже в настоящее время более чем у четверти пациентов наблюдается непопадание

в  $\pm 0,5$  дптр целевой рефракции. Так, одобрена к клиническому применению ИОЛ с поглотителями ультрафиолета, которые при облучении полимеризуются. Не участвующий в полимеризации макромер при этом смещается в области, подвергшиеся воздействию, что может приводить к изменению рефракции до 2 дптр [64]. В отличие от этого метода, который позволяет изменить диоптрийность ИОЛ лишь единожды, ИОЛ на основе силикон-кумарина дает возможность необходимое количество раз менять рефракцию в пределах 2,5 дптр. Димеризация кумарина с образованием циклобутана по механизму кроссликинга приводит к ослаблению рефракции, а разрыв образованных связей — к ее усилению. Такая ИОЛ показала хорошую биосовместимость [65].

Другими перспективными направлениями, которые на сегодняшний день менее развиты, являются создание аккомодирующей ИОЛ из эластомеров полисилоксаномочевины [66] и изменение рефракционного индекса полимеров под воздействием излучения фемтосекундного лазера [67].

Улучшение биосовместимости ИОЛ предполагает уменьшение воспалительного ответа и предотвращение рубцевания задней капсулы хрусталика. Так, первые ИОЛ из ПММА с гепариновой поверхностью была создана в 1989 году. Хотя такая ИОЛ показала хорошие результаты в виде уменьшения частоты воспаления увеального тракта, частота развития помутнения задней капсулы осталась прежней. С целью уменьшения

воспалительного ответа также разрабатываются ИОЛ с рекомбинантным гирудином [68] и 2-метакрилоилксиэтил-фосфорилхолином [69].

Для предупреждения помутнения задней капсулы хрусталика с поверхностью линзы совмещают цитостатические препараты, такие как доксирубицин (в том числе в сочетании с гепарином), метотрексат, паклитаксел и 5-фторурацил. Необходимы особые технологии соединения молекулы лекарства с поверхностью ИОЛ, так как простое замачивание линзы в растворе обеспечивает очень короткий эффект [70].

Таким образом, продолжается поиск «идеальной» ИОЛ как по составу, так и по оптическим свойствам. Предстоит найти компромисс между качеством зрения и «мультифокальностью» ИОЛ, разработать способ надежного соединения молекул лекарственных средств с поверхностью ИОЛ, продолжить разработки, направленные на еще большее снижение уровня операционной травмы в ходе хирургического вмешательства, увеличить доступность факохирургии в развивающихся странах и решить ряд иных задач, позволяющих минимизировать слепоту вследствие катаракты.

#### УЧАСТИЕ АВТОРОВ:

Юсеф Наим Юсеф — концепция работы, утверждение финального текста;  
Воронин Г.В. — концепция работы, утверждение финального текста;  
Волжанин А.В. — литературный поиск, написание статьи, редактирование;  
Зелимханов Ш.Р. — написание статьи, редактирование;  
Будникова Е.А. — литературный поиск, написание статьи;  
Хамди А. — литературный поиск, написание статьи.

#### ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- Khanna R, Pujari S, Sangwan V. Cataract surgery in developing countries. *Curr Opin Ophthalmol*. 2011 Jan;22(1):10–14. doi: 10.1097/ICU.0b013e3283414f50.
- Wang W, Yan W, Fotis K, Prasad NM, Lansingh VC, Taylor HR, Finger RP, Facciolo D, He M. Cataract Surgical Rate and Socioeconomics: A Global Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2016 Nov 1;57(14):5872–5881. doi: 10.1167/iovs.16-19894.
- Awad AA, Alkorbi HA, Abu Serhan H, Charles Kelman. The Father of Phacoemulsification. *Cureus*. 2024 Jun 5;16(6):e61727. doi: 10.7759/cureus.61727.
- Малогин Б.Э. Хирургия катаракты и интраокулярная коррекция на современном этапе развития офтальмохирургии. *Вестник офтальмологии*. 2014;130(6):80–88. Malyugin BE. State-of-the-art cataract surgery and intraocular optical correction. *Russian Annals of Ophthalmology* 2014;130(6):80–88 (In Russ.).
- Ridley H. Further observations on intraocular acrylic lenses in cataract surgery. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol*. 1953 Jan-Feb;57(1):98–106.
- Ridley H. Intraocular acrylic lenses after cataract extraction. *Lancet*. 1952 Jan 19;1(6699):118–121. doi: 10.1016/s0140-6736(52)92426-4.
- Nordlohne ME. The intraocular implant lens development and results with special reference to the Binkhorst lens. *Doc Ophthalmol*. 1974 Dec 16;38(1):1–269. doi: 10.1007/BF00580982.
- Ridley F. Safety requirements for acrylic implants. *Br J Ophthalmol*. 1957 Jun;41(6):359–367. doi: 10.1136/bjo.41.6.359.
- Barraquer J. Anterior chamber plastic lenses. Results of and conclusions from five years' experience. *Trans Ophthalmol Soc UK* (1962). 1959;79:393–424.
- Федоров СН. Применение внутриглазных зрачковых линз для коррекции афакии. *Вестник офтальмологии*. 1965;78(5):76–83. Fedorov SN. Use of intraocular pupillary lenses for correction of aphakia. *Annals of Ophthalmology*. 1965 Sep-Oct;78(5):76–83 (In Russ.).
- Binkhorst CD. Iris-clip and irido-capsular lens implants (pseudophakoi): personal techniques of pseudophakia. *Br J Ophthalmol*. 1967 Nov;51(11):767–771. doi: 10.1136/bjo.51.11.767.
- Haworth SM. After 426 Fyodorov lens implantations. *Trans Ophthalmol Soc UK* (1962). 1982;102(Pt 4):498–500.
- Jardine P, Sandford-Smith JH. Federov iris-supported intraocular acrylic lens. *Br J Ophthalmol*. 1974 Aug;58(8):718–724. doi: 10.1136/bjo.58.8.718.
- Jaffe NS, Duffer LR. The iris-plane (Copeland) pseudophakos. *Arch Ophthalmol*. 1976 Mar;94(3):420–424. doi: 10.1001/archophth.1976.03910030204006.
- Stark WJ, Hirst LW, Snip RC, Maumenee AE. A two-year trial of intraocular lenses at the Wilmer Institute. *Am J Ophthalmol*. 1977 Dec;84(6):769–774. doi: 10.1016/0002-9394(77)90494-9.
- Allarakhia L, Knoll RL, Lindstrom RL. Soft intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 1987 Nov;13(6):607–620. doi: 10.1016/s0886-3350(87)80149-9.
- Miyata A, Yaguchi S. Equilibrium water content and glistenings in acrylic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2004 Aug;30(8):1768–1772. doi: 10.1016/j.jcrs.2003.12.038.
- Luo C, Wang H, Chen X, Xu J, Yin H, Yao K. Recent Advances of Intraocular Lens Materials and Surface Modification in Cataract Surgery. *Front Bioeng Biotechnol*. 2022 Jun 8;10:913383. doi: 10.3389/fbioe.2022.913383.
- Alfonso JF, Fernández-Vega L, Baamonde MB, Montés-Micó R. Correlation of pupil size with visual acuity and contrast sensitivity after implantation of an apodized diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2007 Mar;33(3):430–438. doi: 10.1016/j.jcrs.2006.10.051.
- Pieh S, Lackner B, Hanselmayer G, Zöhrer R, Sticker M, Weghaupt H, Fercher A, Skorpik C. Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses. *Br J Ophthalmol*. 2001 Jul;85(7):816–821. doi: 10.1136/bjo.85.7.816.
- Тахтаев ЮВ, Балашевич ЛИ. Хирургическая коррекция гиперметропии и пресбиопии рефракционно-дифракционными псевдоаккомодирующими линзами AcrySof Restor. *Офтальмохирургия*. 2005;3:12–16. Tahtaev YuV, Balashevich LI. Surgical correction of hypermetropia and presbyopia with refractive-diffractive pseudoaccommodating lenses AcrySof Restor. *Fyodorov Journal Of Ophthalmic Surgery*. 2005;3:12–16 (In Russ.).
- Findl O, Kriechbaum K, Menapace R, Koeppel C, Sacu S, Wirtitsch M, Buehl W, Drexler W. Laserinterferometric assessment of pilocarpine-induced movement of an accommodating intraocular lens: a randomized trial. *Ophthalmology*. 2004 Aug;111(8):1515–1521. doi: 10.1016/j.ophtha.2003.12.057.
- Yamaguchi T, Dogru M, Yamaguchi K, Ono T, Saiki M, Okuyama H, Tsubota K, Negishi K. Effect of spherical aberration on visual function under photopic and mesopic conditions after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2009 Jan;35(1):57–63. doi: 10.1016/j.jcrs.2008.09.012.
- Findl O, Kiss B, Petternel V, Menapace R, Georgopoulos M, Rainer G, Drexler W. Intraocular lens movement caused by ciliary muscle contraction. *J Cataract Refract Surg*. 2003 Apr;29(4):669–676. doi: 10.1016/s0886-3350(02)01652-8.
- Gonzalez F, Capeans C, Santos L, Suarez J, Cadarso L. Anteroposterior shift in rigid and soft implants supported by the intraocular capsular bag. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 1992;30(3):237–239. doi: 10.1007/BF00176296.
- Tsorbatzoglou A, Németh G, Máth J, Berta A. Pseudophakic accommodation and pseudoaccommodation under physiological conditions measured with partial

- coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg.* 2006 Aug;32(8):1345–1350. doi: 10.1016/j.jcrs.2006.02.069.
27. Dénier C, Dureau P, Edelson C, Barjol A, Caputo G. Pseudo-accommodation in non-amblyopic children after bilateral cataract surgery and implantation with a monofocal intraocular lens: prevalence and possible mechanisms. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2017 Feb;255(2):407–412. doi: 10.1007/s00417-016-3526-4.
  28. Wan KH, Au ACK, Kua WN, Ng ALK, Cheng GPM, Lam NM, Chow VWS. Enhanced Monofocal Versus Conventional Monofocal Intraocular Lens in Cataract Surgery: A Meta-analysis. *J Refract Surg.* 2022 Aug;38(8):538–546. doi: 10.3928/1081597X-20220707-01.
  29. Федоров СИ, Ивашина АИ, Яновская НП, Карамян АА. Клинико-функциональные исследования моновикулярной интраокулярной коррекции двусторонней афакии. *Офтальмохирургия.* 2000;2:17–23.
  30. Fedorov SN, Ivashina AI, Yanovskaya NP, Karamyan AA. Clinical and functional studies of monovision intraocular correction of bilateral aphakia. *Fyodorov Journal Of Ophthalmic Surgery.* 2000;2:17–23 (In Russ.).
  31. Fawcett SL, Herman WK, Alfieri CD, Castleberry KA, Parks MM, Birch EE. Stereoacuity and foveal fusion in adults with long-standing surgical monovision. *J AAPOS.* 2001 Dec;5(6):342–347. doi: 10.1067/mpa.2001.119785.
  32. Jain S, Ou R, Azar DT. Monovision outcomes in presbyopic individuals after refractive surgery. *Ophthalmology.* 2001 Aug;108(8):1430–1433. doi: 10.1016/s0161-6420(01)00647-9.
  33. Hayashi K, Yoshida M, Manabe S, Hayashi H. Optimal amount of anisometropia for pseudophakic monovision. *J Refract Surg.* 2011 May;27(5):332–338. doi: 10.3928/1081597X-20100817-01.
  34. Naeser K, Hjortdal JO, Harris WF. Pseudophakic monovision: optimal distribution of refractions. *Acta Ophthalmol.* 2014 May;92(3):270–275. doi: 10.1111/aos.12148.
  35. Alarcón A, Anera RG, Villa C, Jiménez del Barco L, Gutierrez R. Visual quality after monovision correction by laser in situ keratomileusis in presbyopic patients. *J Cataract Refract Surg.* 2011 Sep;37(9):1629–1635. doi: 10.1016/j.jcrs.2011.03.042.
  36. Chapman GJ, Vale A, Buckley J, Scally AJ, Elliott DB. Adaptive gait changes in long-term wearers of contact lens monovision correction. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2010 May;30(3):281–288. doi: 10.1111/j.1475-1313.2010.00725.x.
  37. Ito M, Shimizu K, Iida Y, Amano R. Five-year clinical study of patients with pseudophakic monovision. *J Cataract Refract Surg.* 2012 Aug;38(8):1440–1445. doi: 10.1016/j.jcrs.2012.03.031.
  38. Xiao J, Jiang C, Zhang M. Pseudophakic monovision is an important surgical approach to being spectacle-free. *Indian J Ophthalmol.* 2011 Nov-Dec;59(6):481–485. doi: 10.4103/0301-4738.86318.
  39. Карамян АА. Коррекция афакии одновременно вдаль и вблизи (обзор литературы). *Офтальмохирургия.* 1993;1:25–33.
  40. Karamyan AA. Correction of aphakia in distance and near simultaneously (literature review). *Fyodorov Journal Of Ophthalmic Surgery.* 1993;1:25–33 (In Russ.).
  41. Walkow L, Klemen UM. Patient satisfaction after implantation of diffractive designed multifocal intraocular lenses in dependence on objective parameters. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2001 Sep;239(9):683–687. doi: 10.1007/s004170100348.
  42. Тахтаев ЮВ, Балашевич ЛИ. Первый опыт клинического применения мультифокальных интраокулярных линз Acrysof Restor. *Офтальмохирургия.* 2004;3:30–34.
  43. Tahtaev YuV, Balashevich LI. First experience of clinical application of multifocal intraocular lenses Acrysof Restor. *Fyodorov Journal Of Ophthalmic Surgery.* 2004;3:30–34 (In Russ.).
  44. Тахчиди ХП, Искаков ИА, Пичикова НА. Сравнительная оценка результатов имплантации бифокальных дифракционно-рефракционных и монофокальных интраокулярных линз. *Офтальмохирургия.* 2009;1:18–20.
  45. Tahchidi HP, Isakov IA, Pichikova NA. Comparative evaluation of the results of implantation of bifocal diffractive-refractive and monofocal intraocular lenses. *Fyodorov Journal Of Ophthalmic Surgery.* 2009;1:18–20 (In Russ.).
  46. Slagsvold JE. 3M diffractive multifocal intraocular lens: eight year follow-up. *J Cataract Refract Surg.* 2000 Mar;26(3):402–407. doi: 10.1016/s0886-3350(99)00437-x.
  47. Малюгин БЭ, Соболев НП, Фомина ОВ, Белокопытов АВ. Сравнительный анализ функциональных результатов имплантации различных моделей трифокальных дифракционных интраокулярных линз. *Вестник офтальмологии.* 2020;136(1):80–89. doi: 10.17116/oftalma202013601180.
  48. Maliugin BE, Sobolev NP, Fomina OV, Belokopytov AV. Comparative analysis of the functional results after implantation of various diffractive trifocal intraocular lenses. *Russian Annals of Ophthalmology.* 2020;136(1):80–89 (In Russ.).
  49. Küçüksümer Y, Bayraktar S, Sahin S, Yilmaz OF. Posterior capsule opacification 3 years after implantation of an AcrySof and a MemoryLens in fellow eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2000 Aug;26(8):1176–1182. doi: 10.1016/s0886-3350(00)00583-6.
  50. Leyland M, Zinicola E. Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery: a systematic review. *Ophthalmology.* 2003 Sep;110(9):1789–1798. doi: 10.1016/S0161-6420(03)00722-X.
  51. Sen HN, Sarikkola AU, Uusitalo RJ, Laatikainen L. Quality of vision after AMO Array multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg.* 2004 Dec;30(12):2483–2493. doi: 10.1016/j.jcrs.2004.04.049.
  52. Тахтаев ЮВ. Контрастная чувствительность и устойчивость к ослеплению после имплантации бифокальных дифракционно-рефракционных ИОЛ. *Офтальмохирургия.* 2008;1:53–58.
  53. Tahtaev YuV. Contrast sensitivity and blinding resistance after implantation of bifocal diffractive and refractive IOL. *Fyodorov Journal Of Ophthalmic Surgery.* 2008;1:53–58 (In Russ.).
  54. Chang DF. Prospective functional and clinical comparison of bilateral ReZoom and ReSTOR intraocular lenses in patients 70 years or younger. *J Cataract Refract Surg.* 2008 Jun;34(6):934–941. doi: 10.1016/j.jcrs.2007.12.053.
  55. Тахчиди ХП, Малюгин БЭ, Морозова ТА. Мультифокальные ИОЛ: патентный поиск и классификация. Новое в офтальмологии. 2004;4:31–39.
  56. Tahchidi HP, Maliugin BE, Morozova TA. Multifocal IOL: patent search and classification. *New in ophthalmology.* 2004;4:31–39 (In Russ.).
  57. Chandhrasri S, Knorz MC. Comparison of higher order aberrations and contrast sensitivity after LASIK, Verisyse phakic IOL, and Array multifocal IOL. *J Refract Surg.* 2006 Mar;22(3):231–236. doi: 10.3928/1081-597X-20060301-06.
  58. Elgohary MA, Beckingsale AB. Effect of illumination on visual function after monofocal and multifocal intraocular lens implantation. *Eye (Lond).* 2006 Feb;20(2):144–149. doi: 10.1038/sj.eye.6701820.
  59. Häring G, Dick HB, Krummenauer F, Weissmantel U, Kröncke W. Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses. results of a multicenter questionnaire. *J Cataract Refract Surg.* 2001 Feb;27(2):245–249. doi: 10.1016/s0886-3350(00)00540-x.
  60. Rocha KM. Extended Depth of Focus IOLs: The Next Chapter in Refractive Technology? *J Refract Surg.* 2017 Mar 1;33(3):146–149. doi: 10.3928/1081597X-20170217-01.
  61. Alio JL. Presbyopic Lenses: Evidence, Masquerade News, and Fake News. *Asia Pac J Ophthalmol (Phila).* 2019 Jul-Aug;8(4):273–274. doi: 10.1097/01.APO.0000577792.28242.2d.
  62. Kanderz P, Toto F, Grzybowski A, Alio JL. Extended Depth-of-Field Intraocular Lenses: An Update. *Asia Pac J Ophthalmol (Phila).* 2020 May-Jun;9(3):194–202. doi: 10.1097/APO.0000000000000296.
  63. Першин КБ, Пашинова НФ, Цыганков АЮ, Антонов ЕА, Косова ИВ, Корнеева ЕА. Результаты имплантации интраокулярных линз с расширенной глубиной фокуса. *Вестник офтальмологии.* 2024;140(2):40–46.
  64. Pershin KB, Pashinova NF, Tsygankov AYU, Antonov EA, Kosova IV, Korneeva EA. Outcomes of extended depth of focus intraocular lenses implantation. *Russian Annals of Ophthalmology.* 2024;140(2):40–46 (In Russ.). doi: 10.17116/oftalma202414002140.
  65. Горбунова НЮ, Яковлев РА, Поздеева НА, Михайлов НО. Первый опыт имплантации интраокулярных линз с увеличенной глубиной фокуса у пациентов с глаукомой. *Вестник офтальмологии.* 2024;140(3):68–72.
  66. Gorbunova NYU, Yakovlev RA, Pozdeyeva NA, Mikhailov NO. First experience of implantation of extended depth of focus intraocular lenses in patients with glaucoma. *Russian Annals of Ophthalmology.* 2024;140(3):68–72 (In Russ.). doi: 10.17116/oftalma202414003168.
  67. Scheepers MA, Hall B. Randomized and double-blind comparison of clinical visual outcomes of 2 EDOF intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2023 Apr 1;49(4):354–359. doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000001113.
  68. Schojai M, Schultz T, Jerke C, Böcker J, Dick HB. Visual performance comparison of 2 extended depth-of-focus intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2020 Mar;46(3):388–393. doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000000068.
  69. Böhm M, Hemkepler E, Kohnen T. Self-rated quality of vision and optical phenomena intensity of diffractive presbyopia-correcting IOLs: EDOF, trifocal vs panfocal. *J Cataract Refract Surg.* 2022 Aug 1;48(8):877–886. doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000000862.
  70. Li J, Sun B, Zhang Y, Hao Y, Wang Z, Liu C, Jiang S. Comparative efficacy and safety of all kinds of intraocular lenses in presbyopia-correcting cataract surgery: a systematic review and meta-analysis. *BMC Ophthalmol.* 2024 Apr 16;24(1):172. doi: 10.1186/s12886-024-03446-1.
  71. de Groot JH, van Beijma FJ, Haitjema HJ, Dillingham KA, Hodd KA, Koopmans SA, Norrby S. Injectable intraocular lens materials based upon hydrogels. *Biomacromolecules.* 2001 Fall;2(3):628–634. doi: 10.1021/bm005622r.
  72. Song L, Hu W, Wang G, Zhang H, Niu G, Cao H, Yang H, Zhu S. Synthesis and Characterization of Shape Memory (Meth)Acrylate Co-Polymers and their Cyto-compatibility In Vitro. *J Biomater Sci Polym Ed.* 2011;22(1-3):1–17. doi: 10.1163/092050609X12567412849136.
  73. Moshirfar M, Martin DJ, Jensen JL, Payne CJ. Light adjustable intraocular lenses: an updated platform for cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol.* 2023 Jan 1;34(1):78–83. doi: 10.1097/ICU.0000000000000911.
  74. Jellali R, Bertrand V, Alexandre M, Rosière N, Grauwels M, De Pauw-Gillet MC, Jérôme C. Photoreversibility and Biocompatibility of Polydimethylsiloxane-Coumarin as Adjustable Intraocular Lens Material. *Macromol Biosci.* 2017 Jul;17(7). doi: 10.1002/mabi.201600495.
  75. Riehle N, Götz T, Kandelbauer A, Tovar GEM, Lorenz G. Data on the synthesis and mechanical characterization of polysiloxane-based urea-elastomers prepared from amino-terminated polydimethylsiloxanes and polydimethyl-methyl-phenyl-siloxane-copolymers. *Data Brief.* 2018 Apr 30;18:1784–1794. doi: 10.1016/j.dib.2018.04.083.
  76. Bille JF, Engelhardt J, Volpp HR, Laghouissa A, Motzkus M, Jiang Z, Sahler R. Chemical basis for alteration of an intraocular lens using a femtosecond laser. *Biomed Opt Express.* 2017 Feb 6;8(3):1390–1404. doi: 10.1364/BOE.8.001390.
  77. Zheng Z, Wang Y, Jiao Y, Zhai Z. Biological performance of functionalized biomedical polymers for potential applications as intraocular lenses. *J Biomed Mater Res A.* 2016 Aug;104(8):1961–1967. doi: 10.1002/jbma.35727.
  78. Han Y, Xu X, Tang J, Shen C, Lin Q, Chen H. Bottom-up fabrication of zwitterionic polymer brushes on intraocular lens for improved biocompatibility. *Int J Nanomedicine.* 2016 Dec 20;12:127–135. doi: 10.2147/IJN.S107491.
  79. Liu YC, Wong TT, Mehta JS. Intraocular lens as a drug delivery reservoir. *Curr Opin Ophthalmol.* 2013 Jan;24(1):53–59. doi: 10.1097/ICU.0b013e32835a93fc.

**СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ**

Юсеф Наим Юсеф  
доктор медицинских наук, профессор, директор, офтальмохирург  
(высшая категория)  
<https://orcid.org/0000-0003-4043-456X>

Воронин Григорий Викторович  
доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник  
<https://orcid.org/0000-0002-5769-6593>

Волжанин Андрей Вячеславович  
кандидат медицинских наук, научный сотрудник  
<https://orcid.org/0000-0002-1421-8882>

Зелимханов Шамиль Раульевич  
аспирант  
<https://orcid.org/0009-00059215-8159>

Будникова Екатерина Андреевна  
кандидат медицинских наук, младший научный сотрудник  
<https://orcid.org/0000-0001-7721-7652>

Ахмед Хамди  
аспирант  
<https://orcid.org/0009-0008-0974-3819>

**ABOUT THE AUTHORS**

Yusef Naim Yu.  
MD, Professor, director, ophthalmosurgeon (highest category)  
<https://orcid.org/0000-0003-4043-456X>

Voronin Grigory V.  
MD, leading researcher  
<https://orcid.org/0000-0002-5769-6593>

Volzhanin Andrey V.  
PhD, researcher  
<https://orcid.org/0000-0002-1421-8882>

Zelimkhanov Shamil R.  
postgraduate  
<https://orcid.org/0009-00059215-8159>

Budnikova Ekaterina A.  
PhD, junior researcher  
<https://orcid.org/0000-0001-7721-7652>

Ahmed Hamdi  
postgraduate  
<https://orcid.org/0009-0008-0974-3819>