

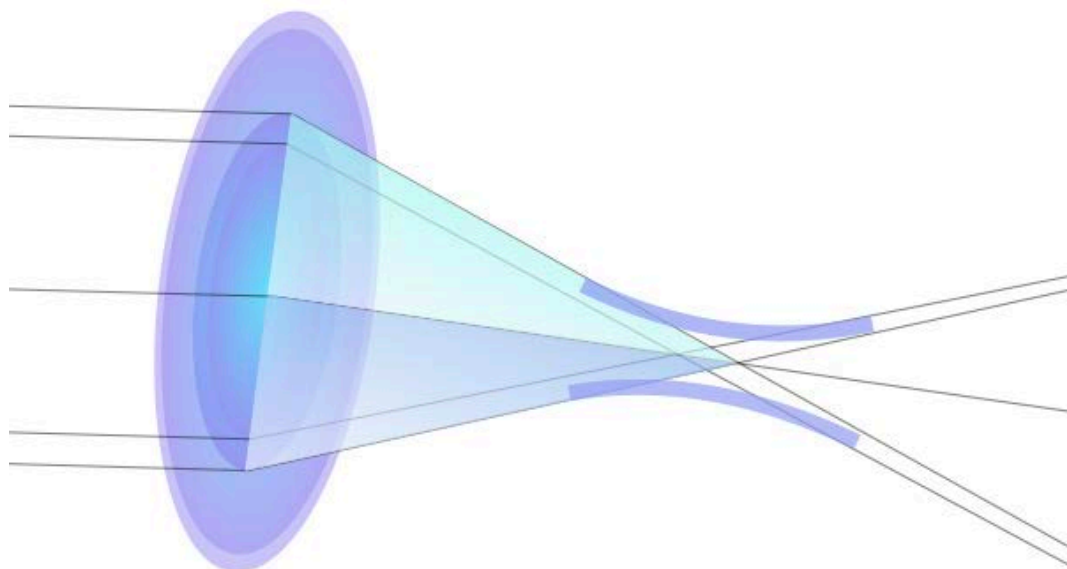
## ГЛАЗНОЙ ЦЕНТР ВОСТОК–ПРОЗРЕНИЕ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ  
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ  
МЕДИКО-СТОМАТОЛОГИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ  
ИМ. А.И. ЕВДОКИМОВА»  
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ  
*Кафедра глазных болезней*

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ  
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО  
ОБРАЗОВАНИЯ  
«МОСКОВСКИЙ ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ (НАЦИОНАЛЬНЫЙ  
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)»

### **Псевдоаккомодирующие интраокулярные линзы в коррекции афакии**

**Учебно-методическое пособие**



Москва, 2021 г.

УДК 617.741-007.21-089.243(075.9)

ББК 56.7,2я77

П 86

**Рецензент:**

**Корниловский И.М.** - д.м.н., профессор, заведующий учебной частью кафедры глазных болезней Института усовершенствования врачей Национального медико-хирургического Центра им. Н.И. Пирогова.

**П 86** Псевдоаккомодирующие интраокулярные линзы в коррекции афакии/ сост. Анисимова Н.С., Анисимов С.И., Мельников И.В., Гаврилова Н.А., Данильченко М.И. Учебно-методическое пособие / МГМСУ. – М.: РИО МГМСУ, 2021. – **47 с.: илл.**

УДК 617.741-007.21-089.243(075.9)

ББК 56.7,2я77

Учебно-методическое пособие предназначено для врачей, преподавателей медицинских дисциплин, аспирантов, научных сотрудников, ординаторов и студентов медицинских учреждений высшего профессионального образования.

Работа в МФТИ была поддержана грантом РФФИ 18-42-130005

Рекомендовано к изданию Учебно-методическим Советом МГМСУ (протокол № 2 от «24» февраля 2021 г.)

© Анисимова Н.С., Анисимов С.И., Мельников И.В.,  
Гаврилова Н.А., Данильченко М.И., 2021

© МГМСУ, 2021

### **Организации – разработчики:**

ООО Глазной центр «Восток-Прозрение»  
Федеральной государственное бюджетное  
общеобразовательное учреждение высшего образования  
«Московский государственный медико-стоматологический  
университет имени А.И. Евдокимова» Министерства  
здравоохранения Российской Федерации

Федеральное государственное автономное образовательное  
учреждение высшего образования «Московский физико-  
технический институт (национальный исследовательский  
университет)»

### **Составители:**

Анисимова Н.С. – к.м.н., врач-офтальмолог, ассистент  
кафедры глазных болезней ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А.И.  
Евдокимова» МЗ РФ, заведующая операционного и  
диагностического блока глазного центра

Восток-Прозрение

Анисимов С.И. – д.м.н., профессор кафедры глазных болезней  
ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А.И. Евдокимова» МЗ РФ, главный врач  
глазного центра Восток-Прозрение

Мельников И.В. – к.ф.-м.н., старший научный сотрудник  
МФТИ, Физтех-школа Радиотехники и Кибернетики

Гаврилова Н.А. – д.м.н., заведующая кафедры глазных  
болезней ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А.И. Евдокимова» МЗ РФ

Данильченко М.И. – врач-офтальмолог, глазная клиника  
Точка Зрения, Белая Калитва

**Аннотация:** Статья представляет собой обзор псевдоаккомодирующих интраокулярных линз (ИОЛ), в котором приводится анализ терминов, используемых в этой области офтальмологии, описывается дизайн современных ИОЛ, особенности технологий, используемых для достижения псевдоаккомодации, удовлетворяющей запросы пациентов, в частности описывается новая технология ИОЛ с расширенной глубиной фокуса. Приведены основные типы ИОЛ с расширенной глубиной фокуса, их описание, достоинства и недостатки, а также сравнение с мультифокальными и монофокальными ИОЛ на основе клинических исследований, проведенных в разных странах.

**Ключевые слова:** Афакия, псевдофакия, монофокальные ИОЛ, мультифокальные ИОЛ, ИОЛ с расширенной глубиной фокуса, аберрации глаза.

### **Список сокращений**

ИОЛ – интраокулярная линза  
КОЗ – корригируемая острота зрения  
МПФ – модуляционная передаточная функция  
НКОЗ – некорригируемая острота зрения  
EDOF – *англ.* extended depth of focus, углубленный фокус  
IOL – *англ.* intraocular lens, интраокулярная линза  
LASIK – *англ.* laser-assisted in situ keratomileusis, «лазерный кератомилёз»

## ОГЛАВЛЕНИЕ

1. Введение.....	6
2. Абберации оптических систем.....	8
3. Мультифокальные ИОЛ.....	12
4. Рефракционные ИОЛ .....	13
5. Дифракционные ИОЛ.....	14
6. ИОЛ с расширенной глубиной фокуса .....	14
6.1. Биоаналогичные ИОЛ .....	18
6.2. Апертурные ИОЛ.....	19
7. Оценка эффективности интраокулярной коррекции мультифокальными линзами.....	24
7.1. Кривая дефокусировки .....	25
7.2. Модуляционная передаточная функция .....	26
7.3. Роль центрации премиум ИОЛ .....	27
7.4. Диаметр зрачка .....	29
7.5. Моновидение .....	29
7.6. Имплантация разного типа ИОЛ и ИОЛ одного типа с разной аддидацией .....	30
7.7. Ореолы, эффекты засветов.....	31
8. Заключение .....	32
9. Список литературы .....	33
10. Тестовый контроль.....	43

## 1. Введение

В современном мире пациенты ведут значительно более активный образ жизни, чем раньше, это приводит к повышению требований к качеству зрения. Повседневное использование очков становится для многих обременительным. В связи с этим особенно актуален поиск новых более совершенных способов коррекции пресбиопии.

Возрастные особенности хрусталика глаза, а также некоторые патологии и в молодом возрасте сопровождаются развитием катаракты, а следственно и снижением зрения. В этих случаях единственным способом восстановления зрения является хирургическое лечение катаракты с интраокулярной коррекцией афакии. Большинство применяемых для этого интраокулярных линз (ИОЛ), имплантированных во всем мире, являются монофокальными [Pedrotti E. et al., 2016], но имплантация монофокальных ИОЛ приводит к значительной зависимости пациентов от очковой коррекции [Calladine D. et al., 2012]. В 1950-х годах впервые была предложена концепция достижения очковой независимости – формирование моновидения, это была стартовая точка для развития методик коррекции пресбиопии с помощью хирургии катаракты и имплантации ИОЛ. В последующем в 1980-х гг. были изобретены бифокальные ИОЛ, которые уже более полноценно обеспечивали качество зрения на ближнем и на дальнем расстоянии, на таком уровне, что чтение мелкого текста возможно было без очков, при сохранении функционального зрения вдаль. Изобретение трифокальных линз позволило использовать несколько фокусов, тем самым обеспечить высокую остроту зрения не только на ближнем и дальнем расстоянии, но и видеть на средней дистанции, с высокой остротой зрения. Дальнейшее развитие этой технологии стало внедрение ИОЛ с расширенной глубиной фокуса, которые обладают рядом преимуществ перед мультифокальными линзами.

Человеческий глаз является сложной оптической системой, в которой распространение света происходит согласно законам физической оптики. Именно поэтому, без понимания принципов взаимодействия света с оптической системой глаза невозможно создание идеальной ИОЛ, которая создаст высокую остроту зрения на всех дистанциях в рамках возможностей человеческого глаза.

*Свет* имеет двойственную природу: корпускулярную и волновую. Геометрическая оптика, основанная на корпускулярной природе света, является наиболее старым разделом оптики и описывает свет, как луч, распространяющийся по прямой, и неполно описывает оптические явления, т.е. является упрощением более общей волновой оптической теории.

*Волновая оптика* описывает свет как электромагнитные волны, причем видимый свет находится в диапазоне длин волн примерно от 400 до 700 нм. Благодаря известному французскому ученому Огюстен Жан Френелю (1788-1827) были описаны ряд явлений волновой оптики, такие как интерференция, дифракция. Волновой фронт точечного источника в однородной среде представляет собой сферу. В реальности при наличии волновых aberrаций происходит деформация этой сферы. При этом волновой фронт направлен перпендикулярно фронту [Thibos L.N. 2002].

*Показатель преломления* (на англ. *refractive index*) характеризует отношение групповой скорости распространения света в вакууме (абсолютный показатель) или в воздухе (относительный показатель) к скорости в конкретной оптической среде. К примеру, показатель преломления роговицы 1,376, а это означает, что свет проходит 1,376 раз быстрее, чем в вакууме или в воде. В зависимости от характеристик как волны, так и среды, показатель преломления может меняться, такая особенность прослеживается в синем и красном свете.

*Дисперсия* света – это явление, связанное с тем, что разные длины волн преломляются по-разному при прохождении в одной и той же оптической среде, так красный свет преломляется слабее всего, а фиолетовый сильнее, происходит так называемое разложение полихроматического белого света, описанное впервые И. Ньютоном. Ярким примером дисперсии в природе является радуга. Следствием дисперсии света являются хроматические aberrации.

Так как свет имеет волновую природу, для него характерны определенные явления, такие как интерференция, дифракция, дисперсия и т.д. *Интерференция* – это явление взаимодействия световых волн, в результате чего в пространстве происходит чередование максимума и минимума интенсивности света. Явление интерференции является еще одним свидетельством, подтверждающим волновую природу света (Рисунок 1).

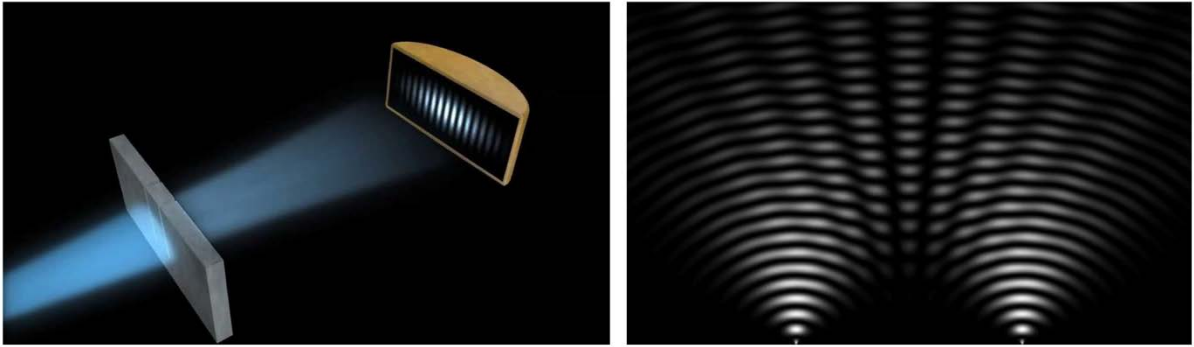


Рисунок 1. Эксперимент Юнга – интерференция на двух щелевых отверстиях.

*Дифракция* является частью интерференции и характеризует огибание световыми волнами препятствий. В человеческом глазу таким препятствием является радужная оболочка, которая формирует зрачок, причем, чем уже зрачок, тем больше выражены явления дифракции. К примеру, если луч света рассматривать с точки зрения геометрической оптики, то при прохождении через зрачок свет должен был бы создавать четкую границу между светом и тенью, но из-за волновой природы света граница размыта. Таким образом, сужение зрачка влияет на качество изображения, так как усиление дифракции улучшает четкость изображения.

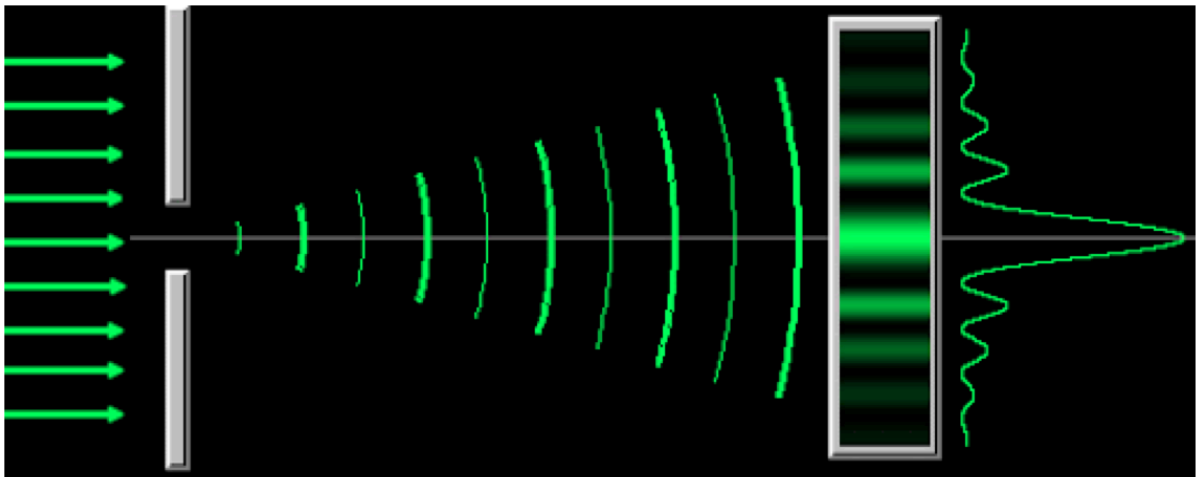


Рисунок 2. Дифракция на отверстии.

## 2. Аберрации оптических систем

Существует два типа хроматических аберраций, это продольные аберрации (Рисунок 3) и аберрации увеличения (Рисунок 4). Хроматическая аберрация приводит к разным размерам одного и того же изображения в разных частях спектра, в итоге, например, изображение точки представляет собой линию.



Продольные абберации это изменение фокусного расстояния в зависимости от длины волны. Абберации увеличения – это абберация, при которой увеличение оптической системы зависит от длины волны.

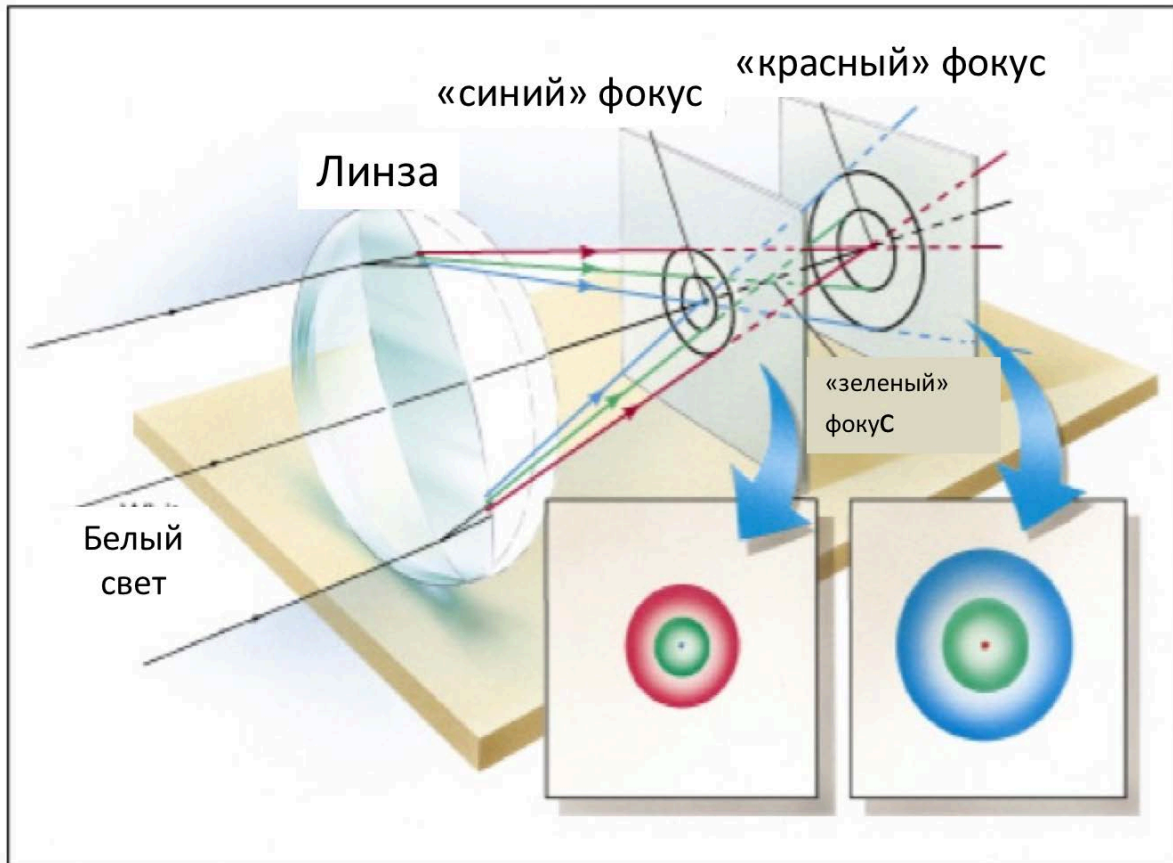


Рисунок 3. Продольная хроматическая абберация.

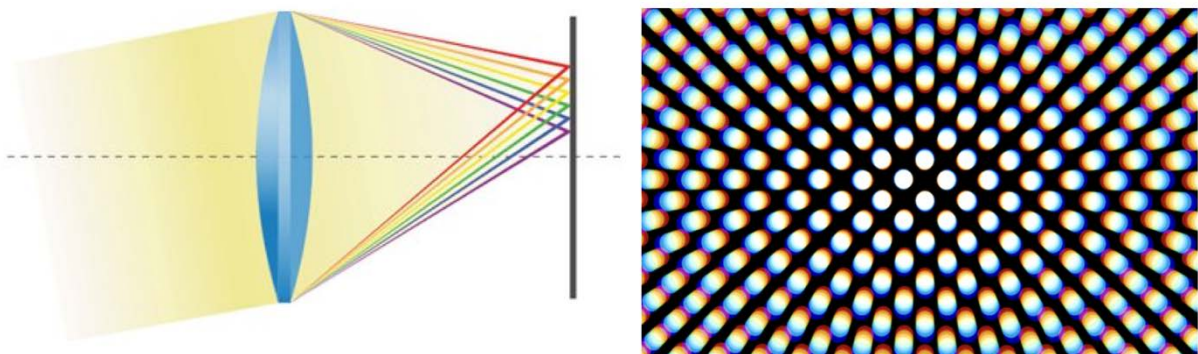


Рисунок 4. Поперечная хроматическая абберация, они же абберации увеличения.

При прохождении луча белого света через линзу происходит разложение на цвета также, как и в классическом эксперименте с призмой Ньютона. Красный свет с более короткой длиной волны

преломляется слабее, чем зеленый или синий, поэтому величина фокуса для них различна. Также происходит в оптической системе глаза: красный фокусируется за сетчаткой, а синий перед ней и, соответственно, изображением точки будет система разноцветных колец. Это явление называется продольной хроматической aberrацией, и оно значительно ухудшает качество изображения. Дифрагмирование может уменьшить действие этой aberrации. Введение в систему помимо рассеивающей линзы, фокусирующей (собирающей) также приводит к устранению aberrаций. Линза, у которой фокусы для двух разных длин волн находятся рядом называется ахроматической.

Для характеристики дисперсии в оптических системах используется число Аббе или коэффициент дисперсии. Чем меньше значение этого величины, тем больше дисперсия и, соответственно, хроматическая aberrация. Например, AcrySof IQ SN60WF (Alcon Inc., Форт-Уэрт, Техас, США), AcrySof ReSTOR SN6AD1 (Alcon Laboratories, Ирвин, Калифорния) и AcrySof IQ PanOptix TFNT00 (Alcon Laboratories, Форт-Уэрт, Техас) имеют число Abbe = 37, в то время как Tecnis Symphony ZXR00 (Johnson & Johnson, США) число Abbe = 55. Помимо этого, следует также отметить ИОЛ Symphony может корректировать хроматические aberrации.

Следует отметить, что на обратной поверхности оптической части ИОЛ Symphony имеется дифракционная решетка, свойства которой зависят от длин волн [Millán M.S. et al., 2017; Labuz G. et al., 2019]. Подобный эффект был обнаружен и в других дифракционных линзах, поскольку свойства дифракции изменяется, если используется длина волны, отличная от той, для которой она изначально предназначена [Labuz G. et al., 2018; Portney V., 2011].

Помимо хроматических aberrаций, качество изображения в оптической системе ухудшают ахроматические aberrации. В идеальной оптической системе любой точке пространства соответствует точка изображения, но в реальности всегда присутствуют погрешности из-за несовершенства оптической системы либо из-за широкого светового пучка, падающего, как правило, под углом к оптической оси.

Aberrации могут быть классифицированы следующим образом. *Aberrации первого порядка* – это призматические отклонения светового луча, *второго порядка* – это различные дефокусировки (миопия, гиперметропия), считается, что они

вызывают наибольшее ухудшение зрения и накоплен большой опыт в их корректировке. *Аберрации высшего порядка* – сферические аберрации, кома, дисторсия.

*Сферическая аберрация* вызывается неравномерным преломлением лучей света линзой от центра к периферии. То есть аксиальные лучи преломляются сильнее и в этом случае речь идет о положительной сферической аберрации. [Kravkov S.V., 1950] В молодом глазу положительная сферическая аберрация роговицы обычно компенсируется отрицательной сферической аберрацией прозрачного хрусталика. С возрастом отрицательная сферическая аберрация хрусталика постепенно меняется на положительную, в то время как аберрация роговицы остается неизменной и из-за этого не происходит компенсации аберраций роговицы хрусталиком и качество зрения с возрастом может ухудшаться [Cavallotti C. et al., 2008; Tandogan T. et al., 2017].

*Кома* – это отклонение пучков света, падающих под косым углом к главной оптической оси, в связи с чем в фокальной плоскости отображается не точка, а фигура, напоминающая комету. В глазу обычно такого типа аберрации возникают из-за отсутствия центровки хрусталика или из-за асимметрии роговицы, при чем при узком зрачке это явление не так критично ухудшает качество зрения, чем при широком.

Аберрации наклонных пучков представляют собой дисторсию и астигматизм наклонных пучков. *Дисторсия* – это аберрация, при которой не страдает четкость изображения, но нарушается геометрическая взаимосвязь между изображением и предметом. *Астигматизм* косых пучков возникает при значительном угле падения лучей света относительно главной оси и формирует изображение в виде двух линий в различных взаимоперпендикулярных плоскостях. Возможности зрительного анализатора зависят не только от оптических параметров, таких как размер зрачка и аберрации, но также зависит от состояния фоторецепторного аппарата глаза, нервной системы и более сложных психофизиологических факторов [He J.C., 1999; Wang B. et al., 2006; X. Zhang et al., 1999].

Одним из интересных эффектов является *эффект Стайлса-Кроуфорда*. Заключается он в том, что чем ближе оптическая ось к зрительной, тем больше отклик со стороны фоторецепторов и тем ярче воспринимается свет. Этим явлением можно объяснить более

медленное уменьшение глубины резкости при расширении зрачка, так как известно, что глубина резкости уменьшается в мезопических условиях.

В целом, аберрации могут иметь положительное значение в формировании изображения. Известно, что глаз без аберраций формирует изображение более высокого качества, чем с аберрациями. Оптическая система с аберрациями обладает большей глубиной резкости и менее чувствительна к потере фокуса [Nio Y.K. et al., 2002]. Аберрации высокого порядка оказывают взаимное влияние, так известно, что сферические приводят к ухудшению четкости изображения, но компенсируют влияние хроматических аберраций [Charman W.N., 2006; McLellan J.S. et al, 2002]. Клинически, эти особенности можно использовать в разработке ИОЛ, позволяющих корректировать зрение на разных расстояниях за счет увеличения глубины фокуса. История разработки мультифокусных систем берет свое начало с конца 80-х г.г. прошлого века, но из-за несовершенства хирургической техники и материалов ИОЛ на тот момент широкого распространения не получила [Keates R.H. et al, 1990]. Некоторые асферические ИОЛ компенсируют положительную сферическую аберрацию роговицы и имеют высокие оптические характеристики независимо от размера зрачка, тогда как сферические линзы показывают самое низкое оптическое качество, которое ухудшается с увеличением зрачка [Terwee T. et al, 2008].

### 3. Мультифокальные ИОЛ

Концепция мультифокальных<sup>1</sup> ИОЛ заключается в формировании на сетчатке одновременно несколько фокусов [Davison J.A. et al, 2006].

Такие линзы в основном разработаны на принципах дифракции и рефракции. Однако разделение светового потока на части, образующие несколько фокусов, неизбежно приводят к снижению контрастной чувствительности [de Vries N.E. et al, 2013], а также появлению таких нежелательных явлений как дисфотопсия

---

<sup>1</sup> Термин мультифокальный не является правильным с точки зрения оптики. Использует же термин мультифокусный, но поскольку мультифокальный уже стал общепринятым в офтальмологической литературе, далее мы будем его использовать в общепринятом смысле – оптическая система, обладающая несколькими фокусами.

и снижение качества ночного зрения [de Silva S.R. et al, 2006]. Мультифокальные ИОЛ имеют несколько постоянных фокусов и поэтому не являются истинно аккомодационными, но рабочие фокусные расстояния конкретных ИОЛ не всегда отвечают индивидуальным требованиям пациентов. В зависимости от количества фокусов ИОЛ делятся на бифокальные и трифокальные. В мультифокальных ИОЛ используются аддидации от +1,75 дптр до +4 дптр, выбор необходимой добавки, как правило, связан с образом жизни пациента.

Варианты конструкций мультифокальных линз можно разделить на несколько типов: рефракционные, дифракционные, дифракционно-рефракционные. Достаточно новой технологией ИОЛ является ИОЛ с увеличенной глубиной фокуса (общепринятое сокр. на англ. – EDOF, extended depth of focus), которая, по мнению ряда авторов, является промежуточным звеном между мультифокальной и монофокальной технологиями.

#### **4. Рефракционные ИОЛ**

Одной из первых рефракционных ИОЛ была Nu Vue (IOLAB), представленная в 1987 году [Keates R.H. et al, 1987]. В конструкции рефракционных мультифокальных линз используются зоны с различными коэффициентами преломления. Такие ИОЛ состоят из концентрических и симметрично расположенных зон, либо из несимметрично расположенных зон, каждая из которых имеет свои показатели преломления. Такая вариация в зональности ИОЛ позволяет изменять расположение фокусов для формирования необходимого зрения в зависимости от потребностей пациента. К рефракционным мультифокальным ИОЛ с несимметричной оптикой относится линза Lentis M – plus (Oculentis GmbH, Берлин, Германия). Данная ИОЛ бифокальная благодаря чему на сетчатке формируется 2 изображения, соответствующие, как правило, дальней и средней, либо дальней и ближней дистанцией [Camps V.J.E. et al., 2017]. Примером симметричной рефракционной ИОЛ с кольцевыми зонами является ReZoomNXG1 (Johnson & Johnson, США).

## 5. Дифракционные ИОЛ

В конструкции дифракционных линз используются близко расположенные концентрические кольца на одной из поверхностей линзы, благодаря чему происходит интерференция световых волн с достижением максимума в одном или нескольких фокусах. Одной из первых дифракционных мультифокальных линз была ИОЛ 3M IOL, которая была представлена в 1988 году и имела аддидацию около 2,5 дптр или 3,5 дптр [Duffey R.J. et al., 1990; Lindstrom R.L., 1993]. В ИОЛ смешанного типа, рефракционно-дифракционных помимо дифракционной решетки присутствует рефракционная составляющая линзы, что позволяет сфокусировать лучи в необходимом фокусе, как правило, на дальнюю дистанцию.

## 6. ИОЛ с расширенной глубиной фокуса

Следует учитывать, что некоторые оптические явления возникают после операций по удалению катаракты с имплантацией мультифокальных ИОЛ и могут приводить к зрительному дискомфорту [de Vries N.E., 2011]. В редких случаях это может побуждать хирургов к эксплантации таких ИОЛ [Kamiya K. et al., 2014]. В этом отношении офтальмологи возлагают большие надежды на относительно новую технологию ИОЛ с расширенной глубиной фокуса, так называемые линзы EDOF, позволяющую получить изображение с дальней и средней дистанции без разрыва на промежуточных дистанциях за счет непрерывного фокуса. Данная технология приближена к естественной аккомодации, нежели мультифокальные ИОЛ. Предполагается, что это позволяет улучшить промежуточное зрение без потери контрастной чувствительности и без побочных оптических эффектов, таких как ореолы, блики. Различные исследования показали клиническую эффективность ИОЛ, сообщающую о хороших результатах визуальной и контрастной чувствительности, с высоким уровнем удовлетворенности пациентов [Pedrotti E. et al., 2018; Savini G., 2018; de Medeiros A.L. et al., 2017; Ruiz-Mesa R.A. et al., 2017; Alió J.L. et al., 2012]. На данный момент существует несколько типов ИОЛ с расширенной глубиной фокуса, основанных на разных принципах (см. таблицу 1) [Kohnen T., 2020].

Впервые ИОЛ с расширенной глубиной фокуса описали в 1984 г. в своей работе М. Nakazawa и К. Ohtsuki. Авторы провели исследование на 42 глазах (34 пациента) и описали наличие

псевдоаккомодации около 2,0 дптр после имплантации сферической ИОЛ, а также обратную зависимость между диаметром зрачка и псевдоаккомодацией [Nakazawa M. et al., 1984]. Небольшие сферические aberrации могут увеличить глубину резкости без значимого ухудшения качества зрения. В своем исследовании Rocha K.M., Soriano E.S. с соавт. выяснили, что в глазах со сферическими ИОЛ остаточная сферическая aberrация может увеличить глубину фокуса и устойчивость к дефокусировке, по сравнению с асферическими ИОЛ [Rocha K.M. et al., 2007]. Это увеличение глубины резкости может достигать 2,0 дптр при 0,6 мкм сферической aberrации и уменьшается при увеличении aberrации до 0,9 мкм [Rocha K.M. et al., 2009]. Конструкция первого типа ИОЛ основана на оптике не дифракционного типа, а на сочетании разных по знаку сферических aberrаций.

Таблица 1. Разновидности ИОЛ с расширенной глубиной фокуса.

Тип	Технология EDOF	ИОЛ, Производитель	Материал	Структура оптики	Дизайн	Размер опт. части (мм)	Общий диаметр (мм)
Истинные EDOF ИОЛ	EDOF ИОЛ с использованием сферической аберрации	SIFI Mini WellReady, SIFI Medtech, Сан Антонио, Италия	Гидрофильный акрил с гидрофобной поверхностью	прогрессивная	Замкнутая гаптика	6,0	10,75
	EDOF IOL биоаналогичные	WIOLE CF, Medisem, Прага, Чехия	Гидрофильный акрил	прогрессивная	Без гаптических элементов	8,6-8,9	8,0-8,6
	EDOF ИОЛ апертурные	IC-8, Acufocus Incorporated, Калифорния, США	Гидрофильный акрил	маска	C-образная	6,0	12
		XtraFocus Pinhole Implant, Morcher, Штуттгарт, Германия	Гидрофобный акрил	маска	C-образная (имплантация в борозду)	6,0	14
Комбинированные МФ \ Дифракционные \ EDOF ИОЛ	Комбинированные МФ \ Дифракционные \ EDOF ИОЛ	TecnisSymfony ZXR00, Johnson and Johnson Vision, Флорида, США	Гидрофобный акрил	ахроматическая постоянная	C-образная	6,0	13
		LentisMplus	Гидрофильный акрил	сегментарная	пластина	6,0	11
	Комбинированные МФ \ EDOF ИОЛ	LentisMplus X, Oculentis GmbH, Берлин, Германия	Гидрофильный акрил	симметричная	C-образная	6,0	13
		TecnisSynergy ZFR00, Johnson and Johnson Vision, Флорида, США	Eden, Swiss Advanced Vision, Швейцария	Гидрофильный	симметричная	Замкнутая гаптика	6,0





Рисунок 5. ИОЛ с расширенной глубиной фокуса доступные к имплантации на территории РФ. Eden (Swiss Advanced Vision, Швейцария) и Tecnis Symphony (Johnson & Johnson, США).

Примером в данной категории ИОЛ является Mini WELL Ready (SIFI Medtech, Катания, Италия) EDOF IOL, это линза имеет прогрессивную оптику не дифракционного типа, состоящую из нескольких зон. В центре этой ИОЛ располагается зона, которая создает положительные сферические aberrации, средняя зона отрицательные, периферическая часть обладает асферическими свойствами. Такая конструкция оптики ИОЛ обеспечивает увеличение глубины фокуса и создания эффекта слияние фокусов [Camps V.J. et al., 2017]. А периферическая часть Mini WELL EDOF IOL является асферической и монофокальной. Переходы между тремя оптическими зонами являются плавными и представляют постепенное изменение оптической силы ИОЛ. Линза имеет добавку эквивалентную +3,0 дптр. Главным недостатком данной

линзы является ограничение в применении у пациентов с узкими зрачками. В исследованиях *in vivo* было показано, что при увеличении диаметра зрачка не происходит усиления аберраций.

Второй тип представлен дифракционной оптикой, примером является ИОЛ Tecnis Symphony (Johnson & Johnson, США) EDOF. Это двояковыпуклая асферическая линза с ахроматической задней поверхностью с дифракционной решеткой по типу Эшелетт. Ахроматическая поверхность предназначена для коррекции хроматических аберраций. В настоящее время это единственная ИОЛ с расширенной глубиной фокуса утвержденная FDA США. На территории РФ доступны к имплантации Tecnis Symphony (Johnson & Johnson, США), а также Eden (Swiss Advanced Vision, Швейцария) (Рисунок 5). Линза EDEN является рефракционно-дифракционной линзой, выполненной из гидрофильного материала, и позиционируется как зрачково-зависимая линза. Центральная часть оптики линзы представлена асферической зоной, периферическая рефракционной, промежуточная часть дифракционной. По данным производителя линза EDEN обеспечивает высокое зрение на ближнем, среднем и дальнем расстояниях. Данная ИОЛ является зрачково-зависимой. Независимых исследований с применением этой ИОЛ на данный момент нет.

Также к этой группе ИОЛ относится AT LARA 829MP (Carl Zeiss Meditec AG, Йена, Германия). Это дифракционная асферическая монолитная ИОЛ с расширенной глубиной фокуса +0,95 дптр и +1,9 дптр.

### **6.1. Биоаналогичные ИОЛ**

Представителем группы биоаналогичных ИОЛ является The Wichterle IOL-Continuous Focus (WIOЛ-CF, Medicem, Чешская Республика). Эта ИОЛ состоит из сополимера гидрогеля poly-HEMA с УФ фильтром и с полифокальной оптикой с градиентом рефракции, увеличивающейся от периферии к центру, без гаптических элементов и по форме напоминающая естественный прозрачный хрусталик. Оптическая зона составляет 8 мм. Предполагается, что в процессе аккомодации, т.е. изменения формы и положения цилиарного тела, а также за счет конвергенции (сокращения экстраокулярных мышц) происходит изменение

формы оптики ИОЛ [Perose J.S. et al., 2017]. Ряд исследований показали хорошую не корригируемую остроту зрения на среднем расстоянии после имплантации данной ИОЛ [Studený P. et al., 2016; Siatiri H., 2017]. К сожалению, есть сообщения о самопроизвольной дислокации данных ИОЛ [Kim Y.C. et al., 2017; Kang K.T. et al., 2013].

На данный момент не так много исследований, посвященных ИОЛ с биоаналогичным дизайном и ИОЛ данной технологии требует дальнейшего изучения. В исследовании Studený P. и соавт. было прооперировано 48 пациентов с двусторонней имплантацией ИОЛ WIOL-CF. Выявлена схожая острота зрения вдаль и на средней дистанции с данными по мультифокальным ИОЛ (КОЗ вдаль составила 1,0; КОЗ на 70 см 0,8), а также неплохое зрение на близком расстоянии (НКОЗ 0,5). Дискомфорт от фотических явлений испытывали всего 3% пациентов [Studený P., 2016]. Еще одно проспективное исследование было проведено в группе 25 пациентов с бинокулярной имплантацией ИОЛ WIOL-CF, срок наблюдения 1 год. В ходе исследования получены следующие результаты: 88% пациентов имели среднее значение остроты зрения вдаль 20/25; 72% остроту зрения на среднем расстоянии равную или лучше 20/25; через год после имплантации ИОЛ абберрации высшего порядка составили  $-0,18 \pm 0,13$  мкм (среднее значение отрицательной сферической абберрации) [Pallikaris I.G. et al., 2014]. В ретроспективном исследовании Siatiri H. и соавт. 20 пациентов со сроком наблюдения  $13,10 \pm 5,52$  мес. были определены среднее значение псевдоаккомодации, диапазон объема аккомодации и среднее значение аккомодации пика и составили  $-2,52 \pm 1,56$  дптр, 1,50-5,25 дптр и  $-3,25 \pm 1,25$  дптр, соответственно. У 70% пациентов некорригированная острота зрения вблизи составила 20/25 Снеллена [Siatiri H. et al., 2017].

## 6.2. Аппертурные ИОЛ

Следующим типом ИОЛ, являются линзы с аппертурной оптикой. Это ИОЛ, в которых используется принцип маски с центральным отверстием. Принцип заключается в том, что непрозрачная маска отсекает периферические лучи. Одним из представителей данной группы ИОЛ является IC-8 (AcuFocus Inc., Ирвин, Калифорния). Это монолитная гидрофобная монофокальная заднекамерная линза, состоящая из непрозрачной маски шириной 3,23 мм и центрального отверстия 1,36 мм, через которое проходят

центральные и парацентральные лучи [Dick H.V. et al., 2017]. Еще одним представителем данной группы ИОЛ является ИОЛ с малой центральной апертурой. Данная ИОЛ является добавочной и имплантируют ее в ресничную борозду. ИОЛ состоит из черного гидрофобного акрила с центральной апертурой размером 1,3 мм. Черный акрил является непрозрачным для излучения видимого спектра. Сама маска пропускает инфракрасный свет с длиной волны более 760 нм, что позволяет осуществлять диагностическое обследование глазного дна у пациентов с данной ИОЛ.

Эта группа линз не рекомендована для имплантации пациентам с большим диаметром зрачка, т.к. вызывает различные дисфотопсии и уменьшение диапазона расфокусировки в мезопических условиях [Dick H.V. et al., 2017, 2018]. Данная конструкция линз предназначена, как правило, для монокулярной имплантации в недоминантный глаз в сочетании с монофокальной линзой на парном глазу для улучшения зрения на средней и ближней дистанции при сохранении высокого качества зрения вдаль за счет монофокальной ИОЛ. [Grabner G. et al., 2015] Нежелательно сочетание ИОЛ с малой апертурой с мультифокальными ИОЛ в парном глазу из-за разницы в качестве изображения. ИОЛ апертурного типа подойдут пациентам с нерегулярным астигматизмом, в частности с кератоконусом, после травмы роговицы или после проведенной кератотомии [Trindade S.C. et al., 2017].

В многоцентровом исследовании ИОЛ с малой апертурой 105 пациентам проводили «смешанную» имплантацию, т.е. в доминантный глаз асферическую монофокальную ИОЛ, в контрлатеральный глаз ИОЛ IC-8. Через 6 месяцев острота зрения вдаль, на средней дистанции и вблизи в глазах с ИОЛ с малой апертурой составили 20/23, 20/24 и 20/30, соответственно. Авторы рекомендуют проводить расчет ИОЛ с малой апертурой в небольшую миопию, порядка 0,75 дптр, тогда как монофокальную ИОЛ рассчитывать на эметропию. В этом случае происходит повышение некорректируемой бинокулярной остроты, вблизи и на средней дистанции, а также это приводит к углублению фокуса без существенного ухудшения зрения вдаль. Также в этом исследовании была определена устойчивость к остаточному астигматизму в 1,5 дптр через 6 месяцев после имплантации [Dick H.V. et al., 2017]. Еще одно исследование 2 групп пациентов, одна с

двусторонней имплантацией ИОЛ IC-8 (n=6), во второй группе выполнялась «смешанная» имплантация ИОЛ IC-8 и асферическая монофокальная ИОЛ с расчетом на -0,75 дптр (n=11). Удовлетворенность пациентов была высокой в глазах с монологической имплантацией, с минимальной частотой фотических явлений. Данное исследование демонстрирует, что двусторонняя имплантация ИОЛ IC-8 приводит к расширению фокуса, с лучшим зрением вблизи и на среднем расстоянии, чем после монокулярной имплантации [Dick H.V. et al., 2018]. Проспективное исследование было проведено на 12 пациентах, которым было проведено монокулярная имплантация ИОЛ с малой апертурой (IC-8). Через 12 месяцев острота зрения вдаль, на среднем расстоянии и вблизи составила 20/32 или выше в 100%, 100% и 92% случаев, соответственно. В 100% случаев сохранялась острота зрения 20/40 или выше в диапазоне от +0,5 дптр до -1,50 дптр расфокусировки [Grabner G. et al., 2015].

Существуют определенные трудности в оценке и сравнении клинической эффективности линз разных технологий EDOF, для этого американской академией офтальмологии были сформированы единые критерии, позволяющие причислить определенную линзу к типу ИОЛ с расширенной глубиной фокуса (EDOF). Эти рекомендации позволяют стандартизировать набор необходимых исследований и условия их проведения.

Основными определяющими критериями линз типа EDOF являются:

1. Глубина фокуса монокулярно в группе с EDOF ИОЛ должна быть не менее чем на 0,5 дптр больше, чем в контрольной группе монофокальной ИОЛ при остроте зрения 0,5.
2. Необходимо по крайней мере 50% глаз, достигающих монокулярно скорректированную остроту зрения (КОЗ) на средней дистанции на 66 см равное или лучше 0,5

Так как технология EDOF достаточно новая, на данный момент не проведено исследований, полностью отвечающих рекомендациям американского общества офтальмологов. Самое крупное проспективное исследование было проведено Cochener B. [Concerto Study Group]. В исследовании участвовало 411 пациентов, которым была проведена двусторонняя имплантация Tecnis Symphony ZXR00 (Johnson & Johnson, США). Пациенты были

разделены на 2 группы, в первой группе расчет ИОЛ проводился на эмметропию, во второй группе в не доминантом глазу планировалась остаточная миопия от 0,5 дптр до -0,75 дптр. По результатам исследования были получены высокие результаты некорректируемой остроты зрения вдаль, на средней дистанции и вблизи, 0,95, 0,81 и 0,69, соответственно. Но значительно лучшее зрение вблизи и на средней дистанции получено было в группе микромонозрения. Более 90 % пациентов отмечали отсутствие или умеренные блики, гало эффекты и т.д. [Cochener B., Concerto Study Group.2016]. Pedrotti E. и соавт. провели проспективное исследование, в котором участвовало две группы с бинокулярной имплантацией ИОЛ, основная 25 пациентов с Tecnis Symphony ZXR00 и контрольная с асферической монофокальной ИОЛ Tecnis ZCB00 (Johnson & Johnson, США). В группе с EDOF ИОЛ получили значительно лучшее некорректируемое зрение на средней дистанции и вблизи ( $P \geq 0,013$ ) В то же время авторы не выявили существенного снижения контрастной чувствительности и снижения качества оптики [Pedrotti E. et al., 2016]. Ruiz-Mesa R. и соавт. провели сравнительное исследование в группах с бинокулярной имплантацией трифокальной ИОЛ AcrySof IQ PanOptix, TNFT00 (Alcon Laboratories Inc., Форт-Уэрт, Техас, США) (20 пациентов) и Tecnis Symphony ZXR00 (Johnson & Johnson, США) (14 пациентов) и не обнаружили статистически значимой разницы в остроте зрения вдаль и на средней дистанции. Острота зрения вблизи в группе с трифокальной линзой превосходила аналогичную в группе с линзой Tecnis Symphony, а также кривая дефокусировки в группе AcrySof IQ PanOptix показала лучшие результаты от -2,0 дптр до -4,0 дптр ( $p < 0,001$ ). Не было обнаружено существенных различий в контрастной чувствительности, световыми явлениями или аберрациями высокого порядка между группами [Ruiz-Mesa R. et al., 2018]. В исследовании Esteve-Taboada J.J., Domínguez-Vicent A. было показано, что распределение света ИОЛ EDOF между его лучшими фокусами зрения является более равномерным, чем при применении мультифокальных ИОЛ [Esteve-Taboada J.J. et al., 2015]. Еще одно проспективное не рандомизированное исследование 20 пациентов провел De Medeiros A.L. и соавт., в нем автор сравнил 2 группы, одна с двусторонней трифокальной AcrySof IQ PanOptix, TN, другая со смешанной имплантацией линзы

Tecnis Symphony ZXR00 с бифокальной дифракционной линзой Tecnis ZMB00 (Advanced Medical Optics Inc., Санта-Ана, Калифорния). В ходе исследования авторы выявили, что в группе со смешанной имплантацией показала лучшую некорректированную остроту зрения вдаль, но несколько худшую остроту на среднем и близком расстоянии относительно группы с ИОЛ AcrySof IQ Panoptix, а также показала лучшую контрастную чувствительность в фотопических условиях [De Medeiros A.L. et al., 2017]. В 2017 году опубликовано сообщение о двусторонней имплантации линзы Symphony пациенту после перенесенной ранее LASIK с высокими показателями остроты зрения после первичной операции. Через 13 месяцев некорректированная острота зрения вдаль, на среднем расстоянии и вблизи 20/25, 20/20 и 20/16, соответственно. [Black S. et al., 2016] Tarib I. и соавт. представил исследование 11 пациентов с двусторонней имплантацией AT LARA 829MP (Carl Zeiss Meditec AG, Deutschland). Авторы получили стабильное бинокулярное корреktированное зрение 0,9 на средней дистанции, а именно на 90, 80 и 60 см, а также неплохую остроту зрения вблизи 0,5. Значения кривой дефокусировки с остротой зрения 0,5 были в диапазоне от -2,5 дптр до + 1,0 дптр [Tarib I. et al., 2018]. Рядом авторов были получены противоречивые данные. Так, Hamid A. и Sokwala A. провели исследования, в ходе которых выявили, что Tecnis Symphony позволяет достигнуть лучшее остроту зрения вдаль и на средней дистанции, тогда как трифокальные ИОЛ (AT LISA tri 839 MP (Carl Zeiss Meditec, Йена, Германия) и Fine Vision (PhysIOL, Льеж, Бельгия) дают лучшее зрение на близком расстоянии, также более высокая частота дисфотопсии наблюдалась после имплантации трифокальных ИОЛ [Hamid A. and Sokwala A., 2016]. В других сравнительных исследованиях не было выявлено значимых различий в зрении на средней дистанции между трифокальными ИОЛ и ИОЛ EDOF дифракционного типа. [Ruiz-Mesa R. et al., 2017]. В целом острота зрения вблизи с линзами EDOF в ряде исследований оказалась недостаточно высокой [Pedrotti, E. et al., 2018; Savini, G., 2018; de Medeiros A.L., et al. 2017; Ruiz-Mesa R. A. et al., 2017; Plaza-Puche A.B. et al., 2016].

Savini G. и соавт. провели исследование, в котором участвовало 20 пациентов с одно- и двусторонней имплантацией (Mini Well; SIFI, Catania, Italy) и 37 пациентов с имплантацией (ReSTOR SV25T; Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX). Острота

зрения вдаль не имела статистических различий между двумя группами. Данные кривой дефокусировки были разными. В группе с мультифокальными ИОЛ наблюдались отдельные пики, соответствующие фокусам данной ИОЛ. Во второй группе острота зрения постепенно снижалась, без пиков при увеличении отрицательной дефокусировки а также отмечалась лучшее зрение на среднем расстоянии. Существенной разницы в контрастной чувствительности между группами выявлено не было [Savini G., 2018]. В другом многоцентровом исследовании 97 пациентов, которым имплантировали Mini Well EDOF-IOL. Острота зрения 20/40 или выше была получена в диапазоне между +1,00 дптр и -2,00 дптр дефокусировки. Результаты, полученные на 164 глазах, подтверждают, что Mini Well EDOF-IOL позволяет скорректировать зрение без ущерба для качества зрения вдаль и с минимальным риском снижения зрения в ночное время. Легкие двусторонние ореолы (степень 1) и блики (степень 1) ночью были зарегистрированы, соответственно, четырем (4,1%) и семью (7,2%) пациентами [Savini G. et al., 2019]. В своей работе Bellucci R., и соавт. описали хорошие показатели модуляционной передаточной функции (см. раздел 7.2) на среднем расстоянии при ширине зрачка 3-мм для Mini WELL, при чем на эти значения не влияли ни наклон ИОЛ (до  $\pm 2,5^\circ$ , ни ее децентрация до  $\pm 0,5$  мм. Хорошая острота зрения сохранялась при дефокусировке до 2,0 дптр [Bellucci R., 2017] Domínguez-Vicent A. и соавт. провели сравнительное исследование между Mini WELL и Tecnis Symphony и выявили, что недифракционная линза более устойчива к дефокусировке на близком расстоянии, а также имеет более плавный переход между фокусами средней и ближней дистанции [Domínguez-Vicent A. et al., 2016]. К сожалению, ни одно исследование не отвечает рекомендациям американской академии офтальмологии.

## **7. Оценка эффективности интраокулярной коррекции мультифокальными линзами**

Существует определенный набор исследований, позволяющий оценить оптические свойства и эффективность интраокулярных линз. Одним из показателей оптических свойств ИОЛ является кривая дефокусировки. Мультифокальные ИОЛ используют принцип, так называемого, одновременного зрения, т.к. световой поток делится на несколько фокусов, именно поэтому



для исследования псевдоаккомодации мультифокальных ИОЛ неприменима стандартная динамическая авторефрактометрия [Wolffsohn J.S. et al., 2006; Cleary G et al., 2010], а также динамическая аберрометрия [Wolffsohn J.S. et al., 2010]. Проверка остроты зрения в обычной практике при исследовании мультифокальных ИОЛ ограничивается несколькими фиксированными рабочими расстояниями, не учитывая остроту зрения на промежуточных дистанциях [Schmidinger G. et al., 2006; Hayashi K. et al., 2009; Maxwell W.A. et al., 2009].

### **7.1. Кривая дефокусировки**

Используется еще один метод для оценки оптических характеристик ИОЛ, заключающийся в пошаговом подборе различных по оптической силе очковых линз для дефокусировки [Steinert R.F. et al., 1992; Cillino S. et al., 2008; Alfonso J.F. et al., 2009]. Такая методика позволяет сформировать кривую дефокусировки. Использование оптических линз силой  $P$  для дефокусировки позволяет определить соответствующее расстояние, примерно равное  $1/P$ . Данный метод имеет некоторые недостатки, которые связаны с отсутствием влияния естественной конвергенции и реакции зрачка. Таким образом, можно предположить, что реальные значения остроты зрения в условиях естественной конвергенции и зрачковой реакции будут всегда выше, чем значения кривой дефокусировки.

Стандартная бифокальная ИОЛ формирует на кривой дефокусировки два четких пика, трифокальная ИОЛ три пика лучшей остроты зрения [Maxwell W.A. et al., 2009]. Линзы EDOF образуют более плавную линию кривой дефокусировки и с большей площадью под кривой, что свидетельствует о расширенной глубине фокуса. Таким образом, кривая дефокусировки позволяет определить интервал в диоптриях между зрением вдаль и вблизи, а также остроту зрения на каждом уровне расфокусировки [Hansen T.E. et al., 1990]. Более того, имеются разные методы измерения и разные методы анализа кривой дефокусировки [Gupta N. et al., 2007].

Анализ кривой дефокусировки может проводиться путем оценки каждого отдельного измерения. Это создает огромное количество измерений и усложняет клиническую интерпретацию. Другой метод анализа позволяет оценить эффективный

диоптрийный диапазон т.е. глубину фокуса, в котором сохраняется достаточный уровень остроты зрения. Для этих целей может использоваться площадь под кривой дефокусировки на самом графике.

Американское общество офтальмологов сформировало рекомендации для исследования и классификации ИОЛ с помощью кривой дефокусировки. Кривая дефокусировки должна быть получена с помощью определения остроты зрения между +1,5 дптр и -2,5 дптр с шагом дефокусировки в 0,5 дптр а в диапазоне +0,50 дптр до -0,5 дптр с шагом в 0,25 дптр. Глубину резкости определяют как интервал от нуля до расфокусировки максимальной отрицательной линзы при сохранении средней остроты зрения не меньше 0,6 (20/32). Большое значение при проведении теста по дефокусировке придается диаметру зрачка, условиям освещения, а также осевой длины [MacRae S. et al., 2017].

## **7.2. Модуляционная передаточная функция**

Еще одним инструментом, позволяющим оценить оптические характеристики ИОЛ, является модуляционная передаточная функция (МПФ). МПФ является объективной величиной, отражающей отношение величины контраста изображения к контрасту объекта. Величина МПФ находится в обратной зависимости к пространственно-частотной характеристике отображаемого объекта и, по сути, позволяет количественно оценить качество изображения, создаваемое оптической системой. Значение 1,0 соответствует 100% отображению оптической системой контраста объекта. Описано, что конечные параметры распределения интенсивности света в плоскости зависят от дифракции, оптических aberrаций и отличаются для разных длин волн [Bakaraju R.C. et al., 2010]. Эти явления описывает МПФ. Так как изображение и объект имеют разные линейные размеры, то используется их угловой размер, а единицей МПФ является угловая пространственная частота или число циклов на градус. В исследованиях, обычно, в качестве объектов используют монохроматические пространственные решетки с определенным распределением интенсивности, что не соответствует объектам в естественных условиях. Alarcon A. и соавт. были предложены показатели, связанные с линейной комбинацией значений МПФ на разных пространственных частотах. Этот метод позволяет

спрогнозировать для разных типов мультифокальных ИОЛ послеоперационную остроту зрения [Alarcon A. et al., 2016].

В документе FDA ("Intraocular Lens Sponsor", 13 июня 1990 г.) МПФ была внесена в стандарт для доклинических исследований оптических характеристик мультифокальных ИОЛ. Для оценки качества оптики ИОЛ в настоящее время используются частоты 25, 50 и 100 циклов на мм (ср/mm) с зеленым светом с длиной волны 546 нм (стандарт ISO 11979-2: 2014). МПФ обычно используется для сравнения различных типов ИОЛ [Madrid-Costa D. et al., 2012; Vega F. et al., 2015; Weeber H.A. et al., 2016], оценки клинических результатов [Legras R. et al., 2010; Cheng X. et al., 2004; Marsack J.D. et al., 2004] и качества оптики при разном диаметре зрачка [García-Domene M.C. et al., 2015; Esteve-Taboada J.J. et al., 2015] а также при вращении и наклоне ИОЛ [Felipe A. et al., 2012]. В ряде исследований описано, что МПФ и контрастная чувствительность глаза с катарактой всегда меньше, чем у псевдофакичного глаза [Negishi K. et al., 2006]. В других исследованиях значение МПФ псевдофакичного глаза с мультифокальной ИОЛ меньше, чем с монофокальной ИОЛ [Siatiri H. et al., 2017]. Holladay и соавторы показали в своем исследовании, что МПФ глаза с асферической ИОЛ будет выше, чем в случае сферической ИОЛ [Holladay J.T. et al., 2002]. Holladay J.T. и соавторы показали в своем исследовании, что МПФ у глаз с асферической ИОЛ будет выше, чем со сферической [Holladay J.T. et al., 2002].

### **7.3. Роль центрации премиум ИОЛ**

На качество, остроту зрения и удовлетворенность пациента значительную роль играет правильное положение ИОЛ в глазу. Дислокация ИОЛ (децентрация в сагитальной и фронтальной плоскостях) является одним из наиболее распространенных осложнений после катарактальной хирургии [Apple et al., 1984; Mamalis et al. et al., 2008]. Стабильность линзы в капсуле является основой качественного послеоперационного зрения и определяется рядом факторов, таких как диаметр и дизайн иол, хирургическая тактика, материал ИОЛ, а также особенности связочного аппарата глаза [Remón L. et al., 2018]. Причинами смещения могут быть интраоперационный разрыв капсулы хрусталика, а также сопутствующие заболевания такие как: сахарный диабет [Kato et al. 2001], глаукома [Hayashi K. et al., 1999], псевдоэкзофолиативный

синдром [Davison J.A., 1993; Hayashi K. et al., 1998] пигментный ретинит [Nishi O. et al., 1993]. К децентрации ИОЛ может также привести послеоперационный фиброз и помутнение капсулы [Dogru M. et al., 2005]. Децентрация и наклон ИОЛ увеличивают aberrации волнового фронта. Наименьшее влияние на качество зрения оказывает смещение монофокальной ИОЛ [Baumeister et al., 2009; Mester U. et al., 2009; Tandogan T. et al., 2017]. В то время как смещение мультифокальной или торической ИОЛ приводит к появлению клинически-значимых aberrаций и существенному снижению качества зрения [Altmann G.E. et al., 2005]. Между тем, чем более сложный оптический дизайн ИОЛ, тем более вероятно, на остроту зрения должно влиять смещение ИОЛ [Tandogan T. et al., 2017; Madrid-Costa D. et al., 2012]. Mitsutaka Soda и Shigeo Yaguchi оценивали влияние горизонтального смещения 4 типов мультифокальных ИОЛ на качество зрения вдаль и вблизи. В целом, децентрация до 0,75 мм не оказывала значимого влияния на МПФ, но при смещении около 1 мм показатели МПФ вдаль и вблизи значительно ухудшались [Soda M. et al., 2017]. Ale с соавт. в своем исследовании показали, что чаще встречаемые наклон иол на 2-3° и децентрация на 0,2-0,3 мм не оказывают значительного влияния на остроту зрения [Ale J.V., 2011].

Ряд авторов в своих исследованиях доказывают, что асферические (ИОЛ с отрицательной сферической aberrацией) монофокальные ИОЛ обладают большей чувствительностью к децентрации, чем сферические. Тогда как асферические безабберационные ИОЛ оказались менее чувствительны к децентрации и позволяли сохранить высокое качество зрения [Erpigg T. et al. 2009; Montes-Mico R. et al. 2009; Pieh S. et al. 2009]. Более высокие показатели комы были выявлены при децентрации асферических ИОЛ в 0,4 мм и наклоне на 7°, что лишает эту линзу оптических преимуществ [Holladay J.T. et al., 2002].

Наличие коррекции сферических aberrаций в ИОЛ влияет на степень проявления астигматизма, ком и aberrаций высшего порядка при смещении ИОЛ [Lawu T. et al., 2019].

В своем исследовании Tandogan T. и соавт. выявили влияние децентрации ИОЛ на снижение МПФ (в исследование были включены три типа ИОЛ: монофокальная, бифокальная и трифокальная ИОЛ), при этом значение имело и величина диаметра зрачка, так при большем диаметре острота зрения снижается

сильнее. Авторы также подтвердили большее влияние децентраций на мультифокальные ИОЛ. Так снижение качества оптики монофокальных ИОЛ составляло всего около 10% при децентрации 1 мм, в то время как для мультифокальных децентрация на 0,5-0,75 мм уже приводит к значительному снижению МПФ [Tandogan T. et al., 2017].

#### **7.4. Диаметр зрачка**

Определенную роль в качестве зрения играет диаметр зрачка. Как правило, для глаза с монофокальной ИОЛ этот фактор значения не имеет. Мультифокальные ИОЛ делятся на зависимые от диаметра зрачка и практически независимые. Зависит это напрямую от конструкции линзы, то есть происходит изменение фокусов от центра к периферии. Сужение зрачка происходит в фотопических условиях и центр линзы используется для зрения вблизи, периферия активна при широком зрачке, т.е. в мезопических условиях и отвечает за зрение вдаль.

Дифракционные линзы с подобной конструкцией называют апподизированными, одним из представителей является ИОЛ ReSTOR (Alcon Laboratories, Inc., США).

Среди рефракционных ИОЛ подобный принцип использован в Mini Well (SIFI, Италия), в которой от центра к периферии меняется знак сферической аберрации. Линзы зрачково зависимые, как правило, очень чувствительны к децентровке. Зрение с мультифокальной ИОЛ зависит от двух или трех фиксированных фокусов, каждый из которых соответствует конкретному рабочему расстоянию. Для промежуточных расстояний, как правило, характерна неоптимальная острота зрения, что приводит к очковой зависимости на определенных дистанциях

#### **7.5. Моновидение**

Одним из способов достижения высокой остроты зрения на широком диапазоне расстояний, а также независимости от очков является мини-моновидение, когда в недоминантный глаз имплантируют ИОЛ с расчетом на небольшую миопию (-0,5 дптр; -0,75 дптр), это позволяет улучшить зрение вблизи, при этом сохранив удовлетворительное бинокулярное зрение вдаль и на среднем расстоянии. Masayuki O. и соавт. в своем исследовании сравнили 2 группы, первой имплантировали мультифокальные

ИОЛ с аддидацией +4,0 дптр ZMB00 (Johnson & Johnson, США) в оба глаза, во второй группе была проведена смешанная имплантация МИОЛ с аддидацией +4,0 дптр в один глаз с расчетом на эметропию и с +2,75 дптр в другой доминантный с рефракцией цели -0,5 дптр ZMB и ZKB00 (Johnson & Johnson, США). Во второй группе получили значительно лучшую остроту зрения на среднем расстоянии при сопоставимом бинокулярном зрении вдаль и вблизи с первой группой [Ouchi M. et al., 2020].

Технологии моновидения могут сопутствовать проблемы со стереопсисом и бинокулярным зрением. В 2013 году Zheleznyak L. и соавт. модифицировали технологию моновидения, для сохранения бинокулярного зрения. В ходе эксперимента были смоделированы сферические аберрации на недоминантном глазу. В результате обнаружено увеличение глубины фокуса, сохранение бинокулярности, улучшение зрения вблизи и на среднем расстоянии в сравнении с традиционным моновидением [Zheleznyak L. et al., 2013].

#### **7.6. Имплантация разного типа ИОЛ и ИОЛ одного типа с разной аддидацией**

Рядом авторов были проведены исследования, в которых пациентам имплантировали разные типы мультифокальных ИОЛ, что сопровождалось улучшением зрения на средней дистанции и вблизи с меньшими дисфотопсическими явлениями по сравнению с билатеральной имплантацией одного типа ИОЛ [Repose J.S. et al., 2007; Taylor E. et al., 2017]. Еще один способ добиться максимальной очковой независимости является имплантация пациенту ИОЛ одного типа, но с разной аддидацией. Такую работу провели Nuijts R.M. с соавторами, где в многоцентровом исследовании сравнивали 2 группы пациентов (всего 103 пациента). В одной группе проводили билатеральную имплантацию AcrySof Restor (Alcon Laboratories, Irvine, CA) с аддидацией +2,5 дптр, во второй группе проводили смешанную имплантацию AcrySofRestor с разной аддидацией +2,5 дптр и +3,5 дптр. Контралатеральная имплантация позволила добиться независимости от очков на широком диапазоне расстояний [Nuijts R.M. et al., 2016].

### 7.7. Ореолы, эффекты засветов

Одними из самых распространенных жалоб пациентов после имплантации мультифокальных ИОЛ являются ореолы [Mamalis N., 2008]. Ореолы чаще всего проявляются в мезопических или скотопических условиях, при расширении зрачка и светового раздражения. Ореолы – это воспринимаемый пациентом размытый круг вокруг светового источника (от англ. halo effect – ореол, сияние). Существуют разные причины этого явления, но в первую очередь конструкция самой мультифокальной ИОЛ, в частности наличие двух и более фокусов, т.е. на изображение всегда накладывается одно или два несфокусированных изображения. Угловой размер ореола находится в прямой зависимости от степени расфокусировки и поэтому увеличение расфокусировки приводит к увеличению размеров ореола и к снижению его интенсивности [Pieh S. et al., 2001]. В зависимости от строения ИОЛ ореолы бывают разной формы и размера. Например, симметричные дифракционные линзы формируют одинаковые ореолы в каждом фокусе, ассиметричные ИОЛ формируют соответствующий ассиметричному сектору ореол, аподизированные ИОЛ формируют меньший ореол при зрении вдаль, трехфокусные ИОЛ формируют на каждом рабочем расстоянии еще 2 ореола [Alba-Bueno F. et al., 2014]. Проведено несколько исследований о различии в восприятии пациентами дисфотопсий с рефракционными и дифракционными ИОЛ. В. Cochener и соавт. не выявили значимых различий, тогда как P.R. Hagen, D.R.H. Breyer и соавт. обнаружили, что пациенты с рефракционными линзами больше страдают от дисфотопсий нежели с дифракционными [Cochener V. et al., 2011; Hagen P.R. et al., 2016]. Еще одной из причин возникновения ореола являются абберации высшего порядка, часто сферические. Неспецифическими причинами возникновения дисфотопсий являются повреждения, дефекты, образующиеся в процессе производства, а также эффект «глистенинга» (помутнение ИОЛ вследствие накопления микровакуолей с жидкостью, от англ. glistening – сверкающий), присущий определенным гидрофобным ИОЛ. Из-за этих факторов происходит рассеивание света и снижение оптического качества ИОЛ [van de Hulst H.C. et al., 1981]. В ряде исследований было показано, что степень дискомфорта от дисфотопсии со временем уменьшается [Palomino B.C. et al., 2009, Yoshino M. et al., Bissen-Miyajima H. et al., 2011]. Для оценки

дисфотопсии используется галометрия, которая позволяет описать восприятие ореола у пациентов, а также обычно используется анкетирование. Принцип технологии EDOF заключается в том, что линзы фокусируют волны в расширенной продольной плоскости, в отличие от дискретных фокусов мультифокальных ИОЛ. Следовательно, не происходит наложение фокусов, тем самым устраняется основная причина возникновения дисфотопсий.

## **8. Заключение**

В настоящее время широкий выбор разного типа ИОЛ позволяет хирургу и пациентам выбрать оптимальную модель, отвечающую всем требованиям и образу жизни пациента. Такие характеристики моделей ИОЛ, как кривая дефокусировки и МПФ помогают хирургу в выборе необходимой ИОЛ в каждом конкретном случае. Мультифокальные ИОЛ являются оптимальным выбором для пациентов, желающих получить максимальную независимость от очковой коррекции. Однако несколько изображений, одновременно существующие в мультифокусной оптической системе неизбежно приводят к распределению света и снижению контрастной чувствительности, а также к появлению нежелательных световых явлений. Кроме того, все большую востребованность среди пациентов имеет хорошая острота зрения на средних расстояниях в связи с работой на компьютере, планшете, а мультифокальные ИОЛ позволяют достичь высокой остроты зрения только на фиксированных расстояниях с неоптимальной остротой зрения между ними. Технология ИОЛ с расширенной глубиной фокуса, по мнению ряда авторов является промежуточным звеном между монофокальными и мультифокальными ИОЛ и позволяет достичь оптимальной остроты зрения на среднем расстоянии на всем протяжении углубленного фокуса, но острота зрения вблизи хуже, чем у мультифокальных ИОЛ. Наряду с этим для ИОЛ с расширенной глубиной фокуса характерно меньше дисфотопсических явлений и выше контрастная чувствительность по сравнению с мультифокальными ИОЛ, что повышает комфорт пациентов. Тем не менее, необходимо больше клинических исследований с контролируемыми схемами исследований для оценки удовлетворенности пациента после имплантации мультифокальных ИОЛ в сравнении с ИОЛ с расширенной глубиной фокуса.



### Список литературы

1. Alarcon, A. Preclinical metrics to predict through-focus visual acuity for pseudophakic patients/ A. Alarcon, C. Canovas, R. Rosen, et al.// Biomed Opt Express. – 2016. –Vol.7 – №5. – P.1877–1888.
2. Alba-Bueno, F. Halos and multifocal intraocular lenses: origin and interpretation / F. Alba-Bueno, F. Vega, M.S. Millán // Arch SocEspOftalmol. – 2014. –Vol.89. – P.397–404.
3. Ale, J.B. Intraocular lens tilt and decentration: a concern for contemporary IOL designs/ Ale JB. //Nepal J Ophthalmol. – 2011. –Vol.3. – №1. – P.68–77.
4. Alfonso, J.F. Visual function after implantation of an aspheric bifocal intraocular lens/ J.F. Alfonso, L. Fernández-Vega, H. Amhaz, R. Montés-Micó, B. Valcárcel, T. Ferrer-Blasco // J Cataract Refract Surg. – 2009. – Vol.35. – №5. – P.885–892.
5. Alio, J.L. The aging of the human lens. In: Cavallotti C., Cerulli L. (eds): Age-related changes of the human eye. 2008, Humana Press, Totowa.
6. Alió, J.L. Visual Outcomes with a Single-Optic Accommodating Intraocular Lens and a Low-Addition-Power Rotational Asymmetric Multifocal Intraocular Lens/ J.L. Alió, A.B. Plaza-Puche, R. Montalban, J. Javaloy, // Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2012. – Vol. 38. – P. 978–985.
7. Altmann, G. E. Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration/ G. E. Altmann, L. D. Nichamin, S. S. Lane, J. S. Pepose, // J Cataract Refract Surg. – 2005. – Vol.31. – P. 574–585
8. Apple, D.J. Complications of intraocular lenses. A historical and histopathological review/ D.J. Apple, N. Mamalis, K. Loftfield, et al.// SurvOphthalmol. – 1984. – Vol.29. – №1. – P.1–54.
9. Bakaraju, R.C. Depth-of-Focus and its Association with the Spherical Aberration Sign. A Ray-Tracing Analysis/ R.C. Bakaraju, K. Ehrmann, E.B. Papas, A. Ho // J Optom. – 2010. – Vol.3. – №1. – P.51–59.
10. Baumeister, M. Tilt and decentration of spherical and aspheric intraocular lenses: effect on higher-order aberrations/ M. Baumeister, J. Bühren, and T. Kohnen, // J Cataract Refract Surg. – 2009. – Vol. 35. – P. 1006–1012

11. Bellucci, R. A. New Extended Depth of Focus Intraocular Lens Based on Spherical Aberration/ R. Bellucci, M.C. Curatolo // *J Refract Surg.* – 2017. – Vol.33. – №6. – P.389–394.
12. Black, S. Successful restoration of visual acuity with an extended range of vision intraocular lens after multifocal laser ablation/ S. Black // *Case Rep Ophthalmol.* – 2016. – Vol. 7. – P.193–197.
13. Campbell, C.E. Improving visual function diagnostic metrics with the use of higher-order aberration information from the eye/ C.E. Campbell // *J Refract Surg.* – 2004. – Vol.20. – №5. – P.495–503.
14. Camps, V.J. In vitro aberrometric assessment of a multifocal intraocular lens and two extended depth of focus IOLs/ V.J. Camps, A. Tolosa, D.P. Pinero, D. de Fez, M.T. Caballero, J.J. Miret // *J Ophthalmol.* – 2017. – Vol.2017. –7095734.
15. Cheng, X. Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics/ X. Cheng, A. Bradley, L.N. Thibos // *J Vis.* – 2004. – Vol.4. – №4. – P.310–321.
16. Cillino, S. One-year outcomes with new-generation multifocal intraocular lenses/ S. Cillino, A. Casuccio, F. Di Pace, et al.// *Ophthalmology.* – 2008. – Vol.115. –№9. – P.1508–1516.
17. Cleary, G. Pilot study of new focus-shift accommodating intraocular lens/ G. Cleary, D.J. Spalton, J. Marshall // *J Cataract Refract Surg.* – 2010. – Vol.36. –№5. – P.762–770.
18. Cochener, B. Comparison of outcomes with multifocal intraocular lenses: a meta-analysis/ B. Cochener, A. Lafuma, B. Khoshnood, et al.// *Clin Ophthalmol.* – 2011. – Vol.5. – p.45–56.
19. Cochener, B. Concerto Study Group. Clinical outcomes of a new extended range of vision intraocular lens: International Multi-center Concerto Study/ B. Cochener // *J Cataract Refract Surg.* – 2016. – Vol.42. – P.1268–1275.
20. Davison, J.A. History and development of the apodized diffractive intraocular lens/ J.A. Davison, M.J. Simpson // *J Cataract Refract Surg.* – 2006. – Vol.32. – №5. – P.849–858.
21. de Medeiros, A.L. Comparison of visual outcomes after bilateral implantation of a diffractive trifocal intraocular lens and blended implantation of an extended depth of focus intraocular lens with a diffractive bifocal intraocular lens./ A.L. de Medeiros, A.G. de Araújo Rolim, A.F. Pimenta Motta, B.V. Ventura, C. Vilar, M.D.A.P. Chaves, P.C. Carricondo, W.T. Hida // *Clinical Ophthalmology.* – 2017. – Vol.11. – P. 1911–1916.

22. de Silva, S.R. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction/ S.R. de Silva, J.R. Evans, V. Kirthi, M. Ziaei, M. Leyland // The Cochrane Database of Systematic Reviews. – 2016. – Vol.12 – N°12. – CD003169.

23. de Vries, N.E. Dissatisfaction after Implantation of Multifocal Intraocular Lenses/ N.E. de Vries, C.A. Webers, W.R. Touwslager, N.J. Bauer, J. de Brabander, T.T. Berendschot, R.M. Nuijts, // Journal of Cataract & Refractive Surgery. –2011. – Vol. 37. – P. 859–865.

24. Dick, H.B. L Clinical Investigators. Prospective multicenter trial of a small-aperture intraocular lens in cataract surgery/ H.B. Dick, M. Piovella, J. Vukich, S. Vilupuru, L. Lin // J Cataract Refract Surg. – 2017. – Vol.43. – N°7. – P.956–968.

25. Dick, H.B. Binocular and Monocular Implantation of Small-Aperture Intraocular Lenses in Cataract Surgery/ H.B. Dick, M. Elling, T. Schultz // J Refract Surg. – 2018. – Vol.34. – N°9. – P.629–631.

26. Dogru, M. Early visual results with the 1CU accommodating intraocular lens/ M. Dogru, R. Honda, M. Omoto, et al.// Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2005. – Vol.31. – P. 895–902.

27. Domínguez-Vicent, A. In vitro optical quality comparison between the Mini WELL Ready progressive multifocal and the Tecnis Symphony/ A. Domínguez-Vicent, J.J. Esteve-Taboada, A.J. Del Águila-Carrasco, T. Ferrer-Blasco, R. Montés-Micó // Graefes Arch ClinExpOphthalmol. – 2016. – Vol.254. – N°7. – P.1387–1397.

28. Duffey, R.J. Multifocal intraocular lenses/ R.J. Duffey, R.W. Zabel, R.L. Lindstrom // J Cataract Refract Surg. – 1990. – Vol.16. – N°4. – P.423–429.

29. Esteve-Taboada, J.J. Effect of Large Apertures on the Optical Quality of Three Multifocal Lenses/ J.J. Esteve-Taboada, A. Domínguez-Vicent, A.J. Del Águila-Carrasco, T. Ferrer-Blasco, R.Montés-Micó // Journal of Refractive Surgery. – 2015. – Vol.31. – N°10. – P.666–676.

30. Felipe, A. Correlation between optics quality of multifocal intraocular lenses and visual acuity: tolerance to modulation transfer function decay/ A. Felipe, F. Pastor, J.M. Artigas, A. Diez-Ajenjo, A. Gené, J.L. Menezo // J Cataract Refract Surg. – 2010. –Vol.36. – N°4. – P.557–562.

31. Felipe, A. Modulation transfer function of a toric intraocular lens: evaluation of the changes produced by rotation and tilt/ A. Felipe,

J.M. Artigas, A. Díez-Ajenjo, C. García-Domene, C. Peris // J Refract Surg. – 2012. – Vol.28. – Nº5. – P.335–340.

32. García-Domene, M.C. Image quality comparison of two multifocal IOLs: influence of the pupil/ M.C. García-Domene, A. Felipe, C. Peris-Martínez, et al.// Journal of Refractive Surgery. –2013. – Vol.31. – Nº4. – P.230–235.

33. Grabner, G. The Small-Aperture IC-8 Intraocular Lens: A New Concept for Added Depth of Focus in Cataract Patients/ G. Grabner, R.E. Ang, S. Vilupuru // Am J Ophthalmol. – 2015. – Vol.160. – Nº6. – P.1176–1184.

34. Gupta, N. Is randomisation necessary for measuring defocus curves in pre-presbyopes/ N. Gupta, S.A. Naroo, J.S. Wolffsohn // Cont Lens Anterior Eye. – 2007. –Vol.30. – Nº2. – P.119–124.

35. Hagen, P.R. Halo and glare classification of multifocal IOLs compared with monofocal IOL and phakic eyes/ P.R. Hagen, D.R.H. Breyer, H. Kaymak, et al. // Paper presented at: American Society of Cataract and Refractive Surgery Annual Meeting.-2016. – May 6–10, New Orleans, LA.

36. Hamid, A. A More Natural Way of Seeing: Visual Performance of Three Presbyopia Correcting Intraocular Lenses/ A. Hamid, A. Sokwala, // Open Journal of Ophthalmology. – 2016. – Vol.6. – P.176–183.

37. Hansen, T.E. New multifocal intraocular lens design/ T.E. Hansen, L. Corydon, S. Krag, K. Thim // J Cataract Refract Surg. – 1990. – Vol.16. – Nº1. – P.38–41.

38. Hayashi, K. Visual acuity from far to near and contrast sensitivity in eyes with a diffractive multifocal intraocular lens with a low addition power/ K. Hayashi, S. Manabe, H. Hayashi // J Cataract Refract Surg. – 2009. – Vol.35. – Nº12. – P.2070–2076.

39. He, J.C. Marcos S, Burns SA. Comparison of cone directionality determined by psychophysical and reflectometric techniques/ J.C. He, S. Marcos, S.A. Burns // J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis. – 1999. –Vol.16. – Nº10. – P.2363 –2369.

40. Holladay, J.T. A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes/ J.T. Holladay, P.A. Piers, G. Koranyi, M. van der Mooren, N.E. Norrby // J Refract Surg. – 2002. – Vol.18. – Nº6. – P.683 –691.

41. Kamiya, K. Survey Multifocal Intraocular Lens Explantation: A Case Series of 50 Eyes. American Journal of Ophthalmology/ K.

Kamiya, K. Hayashi, K. Shimizu, K. Negishi, M. Sato, H. Bissen-Miyajima, // Working Group of the Japanese Society of Cataract and Refractive Surgery. – 2014. – Vol. 158. – P. 215 –220.

42. Kang, K.T. Dislocation of polyfocal full-optics accommodative intraocular lens after neodymium-doped yttrium aluminum garnet capsulotomy in vitrectomized eye/ K. Kamiya, K. Hayashi, K. Shimizu, K. Negishi, M. Sato, H. Bissen-Miyajima, // Indian J Ophthalmol. – 2013. – Vol. 61. – P.678–680.

43. Keates, R.H. Clinical results of the multifocal lens/ R.H. Keates, J.L. Pearce, R.T. Schneider // J Cataract Refract Surg. – 1987. – Vol.13. – №5. – P.557 –560.

44. Kim, Y.C. Consistent pattern in positional instability of polyfocal full-optics accommodative IOL/ Y.C. Kim, K.T. Kang, Y. Yeo, et al.// IntOphthalmol. – 2017. –Vol.37. – P.1299–1304.

45. Kohnen, T. Extended depth-of-focus technology in intraocular lenses/ T. Kohnen, M.D. Thomas, PhD, FEBO; Suryakumar, B.S. Rajaraman Optom, PhD, FAAO// Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2020. – Vol.46. – №2. – P.298 –304

46. Labuz, G. Longitudinal Chromatic Aberration and Polychromatic Image Quality Metrics of Intraocular Lenses/ G. Labuz, E. Papadatou, R. Khoramnia, G.U. Auffarth // J Refract Surg. – 2018. – Vol.34. – №12. – P.832 –838.

47. Labuz, G. The Effect of a Spectral Filter on Visual Quality in Patients with an Extended-Depth-Of-Focus Intraocular Lens/ G. Labuz, G.U. Auffarth, A. Özen, T.J.T.P. van den Berg, T.M. Yildirim, H.S. Son, et al.// Am J Ophthalmol. – 2019. – Vol.208. – P.56–63.

48. Legras, R. Through-focus visual performance measurements and predictions with multifocal contact lenses/ R. Legras, Y. Benard, H. Rouger // Vision Res. – 2010. –Vol.50. – №12. – P.1185 –1193.

49. Lindstrom, R.L. Food and Drug Administration study update. One-year results from 671 patients with the 3M multifocal intraocular lens/ R.L. Lindstrom // Ophthalmology. – 1993. – Vol.100. – №1. – P.91 – 97.

50. MacRae, S. Special Report: American Academy of Ophthalmology Task Force Consensus Statement for Extended Depth of Focus Intraocular Lenses/ S. MacRae, J.T. Holladay, A. Glasser, et al.// Ophthalmology. – 2017. – Vol.124. – №1. – P.139 –141.

51. Madrid-Costa, D. Visual simulation through different intraocular lenses using adaptive optics: effect of tilt and decentration/

D. Madrid-Costa, J. Ruiz-Alcocer, C. Pérez-Vives, T. Ferrer-Blasco, N. López-Gil, R. Montés-Micó // *J Cataract Refract Surg.* – 2012. – Vol. 38. – N<sup>o</sup>6. – P.947–958

52. Madrid-Costa, D. Optical quality differences between three multifocal intraocular lenses: bifocal low add, bifocal moderate add, and trifocal/ D. Madrid-Costa, J. Ruiz-Alcocer, T. Ferrer-Blasco, S. García-Lázaro, R. Montés-Micó // *J Refract Surg.* – 2013. – Vol.29. – N<sup>o</sup>11. – P.749 –754.

53. Mamalis, N. Complications of foldable intraocular lenses requiring explantation or secondary intervention-2007 survey update/ N. Mamalis, J. Brubaker, D. Davis, L. Espandar, L. Werner // *Journal of Cataract and Refractive Surgery.* – 2008. – Vol.34. –N<sup>o</sup>9. – P.1584 –1591

54. Marsack, J.D. Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance/ J.D. Marsack, L.N. Thibos, R.A. Applegate // *J Vis.* – 2004. – Vol.4. – N<sup>o</sup>4. – P.322 –328.

55. Maxwell, W.A. Functional outcomes after bilateral implantation of apodized diffractive aspheric acrylic intraocular lenses with a +3.0 or +4.0 diopter addition power Randomized multicenter clinical study/ W.A. Maxwell, R.J. Cionni, R.P. Lehmann, S.S. Modi // *J Cataract Refract Surg.* – 2009. – Vol.35. – N<sup>o</sup>12. – P.2054 –2061.

56. McLellan, J.S. Imperfect optics may be the eye's defence against chromatic blur/ J.S. McLellan, S. Marcos, P.M. Prieto, S.A. Burns // *Nature.* – 2002. – Vol.417. –N<sup>o</sup> 6885. – P.174 –176.

57. Mester, U. Decentration and tilt of a single-piece aspheric intraocular lens compared with the lens position in young phakic eyes/ U. Mester, T. Sauer, H. Kaymak // *J Cataract Refract Surg.* – 2009. – Vol. 35. – P. 485 –490.

58. Millán, M.S. Extended depth of focus intraocular lens: Chromatic performance/ M.S. Millán, F. Vega // *Biomed Opt Express.* – 2017. – Vol.8. – N<sup>o</sup>9. – P.4294 –4309.

59. Nakazawa, M. Apparent accommodation in pseudophakic eyes after implantation of posterior chamber intraocular lenses: optical analysis/ M. Nakazawa, K. Ohtsuki // *Invest Ophthalmol Vis Sci.* – 1984. – Vol.25. – P.1458–1460.

60. Negishi, K. Evaluation of optical function using a new point spread function analysis system in cataractous and pseudophakic eyes: preliminary results/ K. Negishi, K. Kobayashi, K. Ohnuma, K. Ohno, T. Noda // *Jpn J Ophthalmol.* – 2006. – Vol.50. –N<sup>o</sup>1. – P.12 –19.

61. Nio, Y.K. Spherical and irregular aberrations are important for the optimal performance of the human eye/ Y.K. Nio, N.M. Jansonius, V. Fidler, E. Geraghty, S. Norrby, A.C. Kooijman // *Ophthalmic Physiol Opt.* – 2002. – Vol.22. – N°2. – P.103 –112.

62. Nuijts, R.M. Bilateral implantation of +2.5 D multifocal intraocular lens and contralateral implantation of +2.5 D and +3.0 D multifocal intraocular lenses/ R.M. Nuijts, S.M. Jonker, R.A. Kaufer, et al.// *Clinical outcomes. J Cataract Refract Surg.* –2016. – Vol.42. – N°2. – P.194 –202.

63. Ouchi, M. Blended Vision Achieved by Combining High and Low Addition Power Diffractive Intraocular Lenses with Micromonovision: A Clinical Outcome/ M. Ouchi, T. Shiba // *J Ophthalmol.* – 2020. – Vol.2020. – P.1-6

64. Palomino Bautista, C. Evolution of visual performance in 250 eyes implanted with the Tecnis ZM900 multifocal IOL/ C. Palomino Bautista, D. Carmona González, A. Castillo Gómez, J.A.C. Bescos // *Eur J Ophthalmol.* – 2009. – Vol.19. – P.762 –768.

65. Pedrotti, E. Comparative Analysis of the Clinical Outcomes With a Monofocal and an Extended Range of Vision Intraocular Lens/ E. Pedrotti, E. Bruni, E. Bonacci, R. Badalamenti, R.Mastropasqua, G. Marchini // *J Refract Surg.* – 2016. – Vol.32. – N°7. – P.436 –442.

66. Pedrotti, E. Comparative Analysis of Visual Outcomes with 4 Intraocular Lenses: Monofocal, Multifocal, and Extended Range of Vision/ E. Pedrotti, Carones, F., F. Aiello, R. Mastropasqua, E. Bruni, E. Bonacci, P. Talli, C. Nucci, C. Mariotti, G. Marchini // *J Cataract Refract Surg.* – 2018. – Vol. 44. – P. 156 –167.

67. Pepose, J. S. et al. “Accommodating Intraocular Lenses.”/J.S. Pepose, S. Jay et al.// *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology.* – 2017. – Vol.6. – P. 350–357.

68. Pieh, S. Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses/ S. Pieh, B. Lackner, G. Hanselmayer, et al. // *Br J Ophthalmol.* – 2001. – Vol.85. – P.816 –821.

69. Portney V. Light distribution in diffractive multifocal optics and its optimization/ V. Portney // *J Cataract Refract Surg.* – 2011. – Vol.37. – N°11. – P.2053 –2059.

70. Remón, L. Influence of material and haptic design on the mechanical stability of intraocular lenses by means of finite-element modeling/ L. Remón, D. Siedlecki, Cabeza- I. Gil, B. Calvo // *J Biomed Opt.* – 2018. – Vol.23. – N°3. – P.1 –10.

71. Rocha, K.M. Expanding depth of focus by modifying higher-order aberrations induced by an adaptive optics visual simulator/ K.M. Rocha, L. Vabre, N. Chateau, R.R. Krueger // *J Cataract Refract Surg.* – 2009. – Vol.35. – P.1885–1892.

72. Rocha, K.M. Spherical aberration and depth of focus in eyes implanted with aspheric and spherical intraocular lenses: a prospective randomized study/ K.M. Rocha, E.S. Soriano, W. Chamon, M.R. Chalita, W. Nosé // *Ophthalmology.* – 2007. – Vol.114. – P.2050–2054.

73. Ruiz-Mesa, R. A comparative study of the visual outcomes between a new trifocal and an extended depth of focus intraocular lens/ R. Ruiz-Mesa, A. Abengózar-Vela, M. Ruiz-Santos // *Eur J Ophthalmol.* – 2018 – Vol.28. – N°2. – P.182 –187.

74. Savini, G. Functional assessment of a new extended depth-of-focus intraocular lens/ G. Savini, N. Balducci, C. Carbonara, et al. // *Eye.* – 2019. – Vol. 33. – P. 404–410

75. Savini, G. Visual Performance of a New Extended Depth-of-Focus Intraocular Lens Compared to a Distance-Dominant Diffractive Multifocal Intraocular Lens. *J Refract Surg.* – 2018. – Vol.34. – N°4. – P.228-235.

76. Schmidinger, G. Depth of focus in eyes with diffractive bifocal and refractive multifocal intraocular lenses/ G. Schmidinger, W. Geitzenauer, B. Hahsle, U.M. Klemen, C. Skorpik, S. Pieh // *J Cataract Refract Surg.* – 2006. – Vol.32. – N°10. – P.1650-1656.

77. Siatiri, H. Optical aberrations, accommodation, and visual acuity with a bioanalogic continuous focus intraocular lens after cataract surgery/ H. Siatiri, M. Mohammadpour, A. Gholami, et al.// *J Curr Ophthalmol.* – 2017.- – Vol.29. – N°4. – P.274 –281.

78. Soda, M. Effect of decentration on the optical performance in multifocal intraocular lenses/ M. Soda, S. Yaguchi // *Ophthalmologica.* – 2012. – Vol.227. – N°4. – P.197 –204.

79. Steinert, R.F. A prospective, randomized, double-masked comparison of a zonal-progressive multifocal intraocular lens and a monofocal intraocular lens/ R.F. Steinert, C.T. Jr. Post, S.F. Brint, et al.// *Ophthalmology.* – 1992. – Vol.99. – N°6. – P.853 –861.

80. Studeny, P. Clinical experience with the WIOL-CF accommodative bioanalogic intraocular lens: Czech national observational registry/ P. Studeny, D. Krizova, J. Urminsky // *Eur J Ophthalmol.* – 2016. – Vol. 26. – P.230–235.



81. Tandogan, T. Laboratory Evaluation of the Influence of Decentration and Pupil Size on the Optical Performance of a Monofocal, Bifocal, and Trifocal Intraocular Lens/ T. Tandogan, H.S. Son, C.Y. Choi, M.C. Knorz, G.U. Auffarth, R. Khoramnia // J Refract Surg. – 2017. – Vol.33. – №12. – P.808 –812.

82. Tarib, I. Postoperative results in patients implanted with a novel enhanced depth of focus intraocular lens/ I. Tarib, I. Kasier, C. Herbers, P. Hagen, D. Breyer, H. Kaymak, K. Klabe, R.Lucchesi, S. Teisch, M. Gerl, F.T.A. Kretz // EC Ophthalmol. – 2018. – Vol.9. – P.192–202

83. Terwee, T. Visualization of the retinal image in an eye model with spherical and aspheric, diffractive, and refractive multifocal intraocular lenses/ T. Terwee, H. Weeber, M. van der Mooren, P. Piers // J Refract Surg. – 2008. – Vol.24. – №3. – P.223–232.

84. Thibos, L.N. Standards for reporting the optical aberrations of eyes/ L.N. Thibos, R.A. Applegate, J.T. Schwiegerling, R. Webb// J Refract Surg.- 2002.-vol.18.-№5.- P.652-660.

85. Trindade, C.C. New pinhole sulcus implant for the correction of irregular corneal astigmatism/ C.C. Trindade, B.C. Trindade, F.C. Trindade, L. Werner, R. Osher, M.R. Santhiago // J Cataract Refract Surg. – 2017. – Vol.43. – №10. – P.1297 –1306.

86. van de Hulst, H.C. Light scattering by small particles/ H.C. van de Hulst // NewYork: DoverPublications, 1981

87. Vega, F. Halo and Through-Focus Performance of Four Diffractive Multifocal Intraocular Lenses / F. Vega, F.Alba-Bueno, M.S.Millán, C. Varón, M.A.Gil, J.A. Buil // Invest Ophthalmol Vis Sci. – 2015. – Vol.56. – №6. – P.3967 –3975.

88. Charman, W.N. The Charles F. Prentice Award Lecture 2005: optics of the human eye: progress and problems/ W.N. Charman // Optom Vis Sci. – 2006. – Vol.83. – №6 – P.335 –345

89. Wang, B. Depth-of-focus of the human eye: theory and clinical implications/ B. Wang, K.J. Ciuffreda // Surv Ophthalmol. – 2006. – Vol.51. – №1. – P.75 –85.

90. Watson, A.B. Predicting visual acuity from wavefront aberrations. J Vis. – 2008. – Vol. 8. – № 4. – P.1 –19.

91. Weeber, H.A. Laboratory-Measured MTF of IOLs and Clinical Performance/ H.A. Weeber, C. Cánovas, A. Alarcón, P.A. Piers // J Refract Surg. – 2016. – Vol.32. –№3. – P.211 –212.

92. Wolffsohn, J.S. Mechanism of action of the tetraflex accommodative intraocular lens/ J.S. Wolffsohn, L.N. Davies, N. Gupta, et al.// J Refract Surg. – 2010. – Vol.26. –Nº11. – P.858 –862.

93. Wolffsohn, J.S. Subjective and objective performance of the Lenstec KH-3500 "accommodative" intraocular lens/ J.S. Wolffsohn, S.A. Naroo, N.K. Motwani, et al.// Br J Ophthalmol. – 2006. – Vol.90. – Nº6. – P.693 –696.

94. Yoshino, M. Two-year follow-up after implantation of diffractive aspheric silicone multifocal intraocular lenses/ M. Yoshino, H. Bissen-Miyajima, S. Oki, K. Minami, K. Nakamura // Acta Ophthalmol. – 2011. – Vol.89. – P.617 –621

95. Zhang, X. Apodization by the Stiles-Crawford effect moderates the visual impact of retinal image defocus/ X. Zhang, M. Ye, A. Bradley, L. Thibos // J OptSoc Am A Opt Image Sci Vis. –1999. – Vol.16. – Nº4. –P.812 – 820.

96. Zheleznyak, L. Modified monovision with spherical aberration to improve presbyopic through-focus visual performance/ L. Zheleznyak, R. Sabesan, J.S.Oh, S. MacRae, G.Yoon // Invest Ophthalmol Vis Sci. – 2013. – Vol.54 – Nº5. – P.3157 –3165.

97. Краков В.С. Глаз и его работа. – М.;Л.; Издательство АН СССР,1950. –531с

## Тестовый контроль

1. Дисперсия света – это явление, связанное с:
  - a. огибанием светом препятствий
  - b. взаимодействием световых волн
  - c. сложением световых волн
  - d. разложением светового пучка призмой
  
2. К абберациям высшего порядка относятся всё, кроме:
  - a. сферические абберации
  - b. гиперметропия
  - c. кома
  - d. дисторсия
  
3. Число Аббе это:
  - a. коэффициент дисперсии
  - b. индекс рефракции
  - c. показатель контрастной чувствительности
  - d. ничего из перечисленного
  
4. Сферическая абберация обусловлена:
  - a. наклоном лучей света от источника к оптической оси
  - b. нарушением геометрической взаимосвязи между изображением и предметом
  - c. неравномерным преломлением линзы в центре и на периферии
  - d. значительным углом падения лучей света относительно главной оси
  
5. Дисторсия – это абберация, при которой:
  - a. страдает четкость изображения
  - b. формируется изображение точки в виде кометы
  - c. нарушается геометрическая взаимосвязь между изображением и предметом
  - d. формирует изображение в виде двух линий в взаимоперпендикулярных плоскостях

6. К типам мультифокальных линз относятся все перечисленные, кроме:

- a. рефракционные
- b. дифракционно-рефракционные
- c. ИОЛ с увеличенной глубиной фокуса
- d. дифракционные

7. В конструкции рефракционных мультифокальных линз используются:

- a. зоны с различными коэффициентами преломления
- b. близко расположенные концентрические кольца
- c. сферические абберации
- d. апертуры

8. Остаточная сферическая абберация может:

- a. улучшить качество изображения
- b. увеличить глубину фокуса
- c. снизить чувствительность к дефокусировке
- d. ничего из вышеперечисленного

9. Апертурные ИОЛ, характеризуются наличием:

- a. концентрических колец
- b. зон с разным коэффициентом преломления
- c. масок
- d. сферических аббераций

10. К исследованиям, позволяющим оценить оптические свойства и эффективность интраокулярных линз, относятся все нижеперечисленное кроме:

- a. модуляционная передаточная функция
- b. кривая дефокусировки
- c. динамическая аберрометрия
- d. определение контрастной чувствительности

11. Представителем группы биоаналогичных ИОЛ является:

- a. The Wichterle IOL-Continuous Focus (WIOL-CF, Meditem)
- b. IC-8 (AcuFocus Inc., Ирвин, Калифорния)
- c. Tecnis Symphony ZXR00 (Johnson & Johnson, США)
- d. AT LARA 829MP (Carl Zeiss Meditec AG, Deutschland)

12. Группа линз, не рекомендованная для имплантации пациентам с большим диаметром зрачка:

- a. мультифокальные ИОЛ
- b. биоаналогичные ИОЛ
- c. дифракционные ИОЛ
- d. апертурные ИОЛ

13. При проведении теста по дефокусировке большое значение придается:

- a. диаметру зрачка
- b. условиям освещения
- c. осевой длины
- d. всему вышеперечисленному

14. Модуляционная передаточная функция (МПФ) является объективной величиной, отражающей:

- a. отношение величины контраста изображения к контрасту объекта
- b. меру дисперсии в оптических средах
- c. пошаговый подбор различных по оптической силе очковых линз для дефокусировки
- d. явление взаимодействия световых волн

15. Стабильность линзы в капсуле определяется рядом факторов, таких как:

- a. диаметр и дизайн иол и материал ИОЛ
- b. хирургическая тактика
- c. особенности связочного аппарата глаза
- d. все вышеперечисленное

16. Причинами смещения ИОЛ могут быть сопутствующие заболевания все, кроме:

- a. глаукома
- b. окклюзия вены сетчатки
- c. псевдоэксфолиативный синдром
- d. пигментный ретинит

17. Причинами дисфотопсии являются кроме:

- a. повреждения, дефекты, образующиеся в процессе производства, а также эффект «глистининга»
- b. абберации первого и второго порядка
- c. конструкция самой мультифокальной ИОЛ, в частности наличие двух и более фокусов
- d. абберации высшего порядка

18. В конструкции дифракционных линз используются:

- a. принцип маски с центральным отверстием
- b. градиент рефракции, увеличивающейся от периферии к центру
- c. близко расположенные концентрические кольца
- d. зоны с различными коэффициентами преломления

19. Наименьшее влияние на качество зрения оказывает децентрация:

- a. монофокальных ИОЛ
- b. бифокальных ИОЛ
- c. трифокальных ИОЛ
- d. ИОЛ с расширенной глубиной фокуса (EDOF)

20. К абберациям второго порядка относятся:

- a. различные дефокусировки
- b. призматические отклонения светового луча
- c. сферические абберации
- d. кома, дисторсия

**Правильные ответы:**

<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>
D	B	A	C	C	C	A	B	C	C
<b>11</b>	<b>12</b>	<b>13</b>	<b>14</b>	<b>15</b>	<b>16</b>	<b>17</b>	<b>18</b>	<b>19</b>	<b>20</b>
A	D	D	A	D	B	B	C	A	A

Подписано в печать 06.04.2021  
Заказ № 2-2402. Тираж 100 экз.  
МГМСУ им. А.И. Евдокимова  
127473, г. Москва, ул. Делегатская, д. 20/1  
Отпечатано в РИО МГМСУ