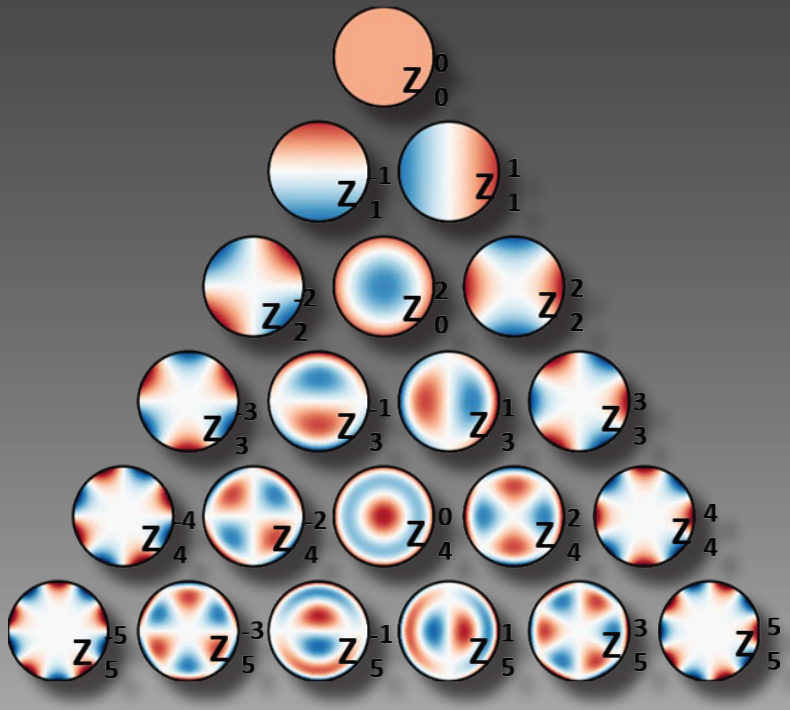
Клинични приложения в рефрактивната хирургия



Аберации, контраст и резолюция



Клинични приложения в рефрактивната хирургия

Аберации, контраст и резолюция

Автор:
Емил Бумбалов

Рецензенти:
Доц. д-р Даниела Митова, д.м.,
очна клиника „Св. Петка“, гр. Варна;
и
д-р Боряна Иринкова, д.м.,
FEBO, МУ–София / СБАЛОБ „Зора“, гр. София

Разработката и печатът са осъществени с подкрепата на:

OPTIVA
Ophthalmic Solutions

Увод

Няма никога да забравя деня, в който представях iTrace в една клиника. Запалено обяснявах значението на ъглите алфа и капа, както и колко важно е да се обръща внимание при пациенти със синдром на сухото око, защото всяка малка децентрация на ИОЛ или „изсъхнала“ зона на роговицата, поради дисфункция на жлезите, може да доведе до неприятни последствия. Говорих в захлас, докато една докторка не ме спря и попита: „За какво са ми тези аберации?!“ Тогава ми стана ясно, че е редно първо да „изгладим“ несъвършенствата и да разберем защо и как тези неидеално гладки повърхности на роговицата предизвикват неправилно изкривяване на светлината.

Понастоящем целта на катарактaлната операция не е просто да премахне помътнялата леща, а да постигне най-високо качество на живот чрез максимално добро зрение. Обичайно в днешно време пациентите постигат 20/20 зрителна острота след безпроблемна операция, но голяма част от тях остават неудовлетворени. Причините могат да бъдат няколко, като най-често налице са проблеми със слъзния филм, различни видове дисфотопсия и/или оптични аберации.

Като цяло аберациите от нисък порядък (миопия, хиперметропия и правилен астигматизъм) имат съществено влияние върху зрението, но и аберациите от висок порядък играят важна роля, особено при пациенти, които са избрали нещо различно от монофокална леща. По природа нашата роговица е асферична, обичайно леко по-изпъкнала в центъра и по-оплоскостена към периферията – затова я наричаме пролатна. Думата „асферична“ се използва също, за да опише повърхността на вътреочната леща, която няма сферична форма. При асферичните лещи светлинните лъчи, които преминават през

центъра на оптиката, не се фокусират в същата точка, както и лъчите, които преминават през периферията, именно това наричаме сферична аберация (изкривяване на светлината).

Сферичните аберации принадлежат към високостепенните аберации, като кома, трефойл и вторичен астигматизъм. Колкото по-голямо е количеството сферични аберации, толкова повече се понижава качеството на зрението, особено при мезопични условия. За разлика от роговицата, с напредване на възрастта лещените аберации се променят от отрицателни към положителни, особено с развитието на катаракта. Именно поради тази причина с помощта на аберометри може да се проследи и установи начеваща катаракта още преди лещата да е помътняла. Нетните очни сферични аберации започват да се увеличават, тъй като лещата преминава от отрицателни към положителни стойности, което води до влошаване на зрението на пациента.

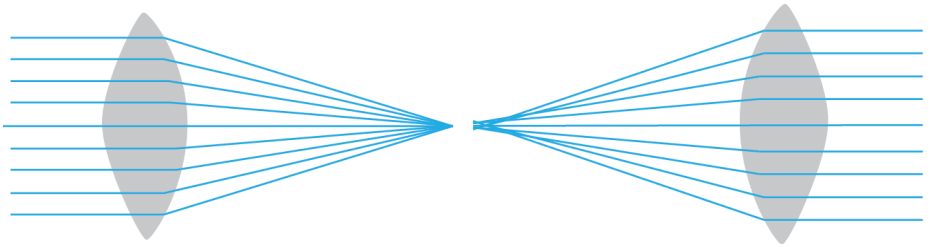
От десетилетия са налични вътреочни лещи, които могат да коригират в известна степен тези аберации, с цел моделиране на дълбочината на фокус и влияние върху контраста на зрението. Те могат да индуцират положителни сферични аберации, да бъдат неутрално аберирани или да внесат отрицателни сферични аберации. През последните години започват да навлизат „премиум“ монофокални лещи, които често използват комбинация от положителни и отрицателни сферични аберации от висок порядък (4-ти и 6-ти ред).

Какво точно означава това, защо е важно да познаваме природата на аберациите и как те влияят върху контраста на зрението, ще се опитаме да представим в това малко учебно помагало. То не е създадено да се чете на един дъх, а да се използва като „пищов“, когато е необходимо. Надяваме се да го намерите за полезно… приятно четене!

Славомир Кирилов

Аберации – основен принцип

Аберациите са **оптични дефекти, водещи до разминаване между реалния и идеалния фокус на светлинните лъчи**. В идеалната оптика всички лъчи се събират в една-единствена точка. Реалните оптични системи обаче **не успяват да съберат всички лъчи в съвпадащ фокус**, което води до различни видове размазване или изкривяване на образа[1,2].



Идеална оптика **Реална оптика**

Източници на аберации в окото

Роговица – създава най-много хроматични и сферични аберации (Z_4), защото е с голям оптичен диоптричен ефект(~ 43 D). Човешката роговица по природа има **положителна SA** $(Z_4)^3$.

Леща – младата леща има отрицателна SA. С възрастта лещата губи тази компенсация → SA стават неутрални или положителни, което води до намален контраст[3,4].

Вътреочни среди (стъкловидно тяло, Vitreous) – по-слабо влияние, освен при патологични състояния.

Сферични аберации (SA)

Светлинните лъчи, преминаващи през **периферията на лещата/роговицата**, се пречупват по-силно (или по-слабо) от тези, минаващи през центъра.

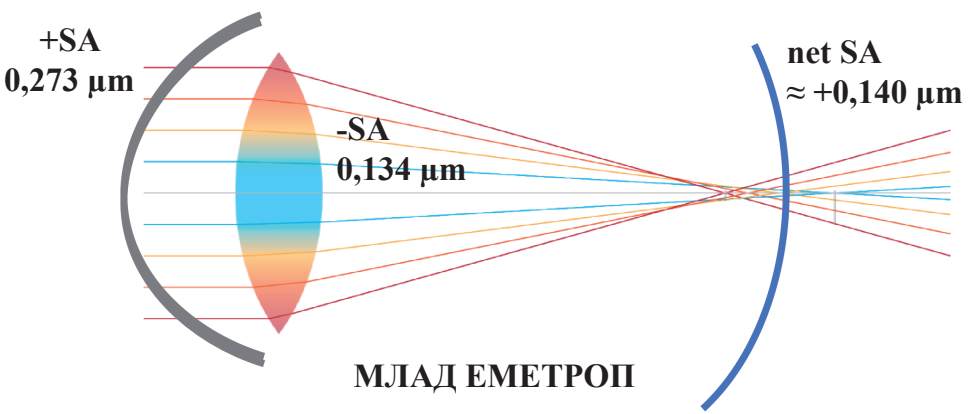
Положителна SA – периферните лъчи се фокусират **по-напред от централните. Отрицателна SA** – периферните лъчи се фокусират **зад ретината**.

→ SA водят до увеличаване на дълбочината на фокус

→ при акомодация се увеличават допълнително негативните SA от лещата[3,4].

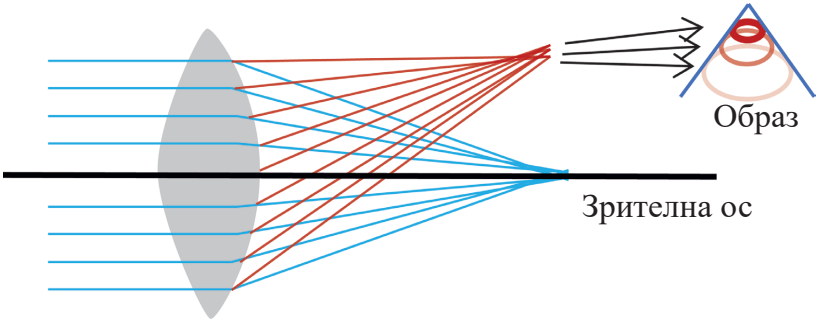
6 mm зеница	≈ SA роговица	≈ SA леща +/-
Миоп	+0. 240 µm	-0.10 до -0.20 µm
Еметроп	+0. 270 µm	-0.10 до -0.20 µm
Хиперметроп	+0. 340 µm	-0.10 до -0.20 µm
Пресбиоп	+0.240–0.340 µm	≈ 0 µm

Данните са съобразени с измервания в Artal et al. (2001) [3] и Llorente et al. (2004) [4]

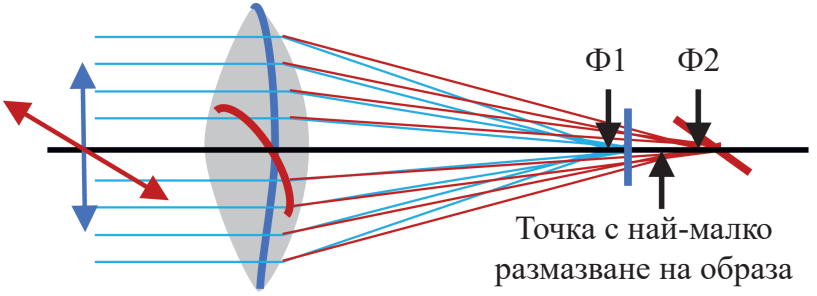


Други видове аберации

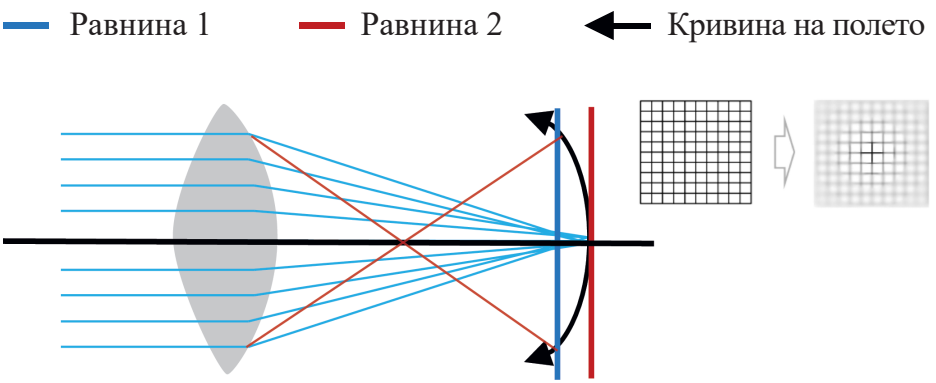
Кома – светлинните лъчи, идващи от извъносеви (периферни) точки, се фокусират на различни позиции, създавайки размазан и асиметричен образ, който прилича на комета. **Комата се дължи на несъвършенства в оптичната система** (например асиметричен астигматизъм и/или децентрирана леща) и води до изкривяване на образа[5].



Астигматизъм – оптична аномалия, при която роговицата и/или лещата имат различни кривини в различни меридиани, в резултат на което светлината не се събира в една фокусна точка, а в две линии, водещо до замъглено или изкривено зрение[6].

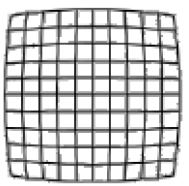


Кривина на полето (Field curvature) – плоският обект (напр. стена) се фокусира върху изкривена (неплоска) равнина. **В центъра образът е на фокус, а в периферията – размазан**, или обратно. Среща се и при фотографски лещи и оптични системи[7].

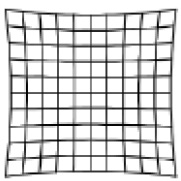


Дисторзията не размазва изображението, а го **деформира геометрично** – формата на обектите се променя. Два основни вида:

- **Барелна дисторзия (Barrel Distortion)** – линиите се извиват навън (като варел). Често се вижда при широкоъгълни лещи или нискокачествени оптики.
- **Възглавничка (Pincushion Distortion)** – линиите се извиват навътре (като възглавничка). Среща се често при телефото обективи[8].



Барелна дисторзия



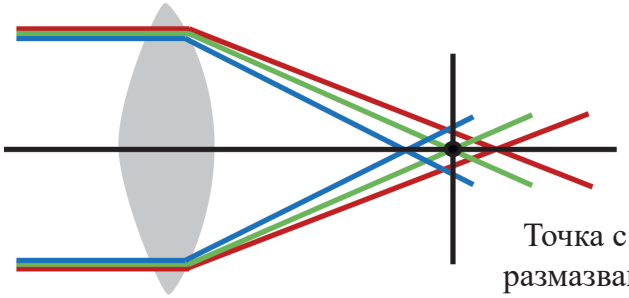
Възглавничка

Хроматична аберация

Явление, при което **цветовете на светлината се пречупват по различен начин**, преминавайки през оптично тяло, защото индексът на пречупване зависи от дължината на вълната.

Синята светлина → къса дължина на вълната → пречупва се повече → фокусира се по-близо.

Червената светлина → по-дълга дължина на вълната → пречупва се по-малко → фокусира се по-далеч[9].



Точка с най-малко размазване на образа

Този вид аберации биват измерени с т. нар. ***число на Abbe*** *(колкото е по-висока стойността, толкова по-малко хроматични аберации се наблюдават).* ***Добра стойност за ВОЛ е м-у 40 и 60…***

В окото разликата между червено и синьо е около **1.5 диоптъра**. Мозъкът **частично ги игнорира**, защото зрителната система „пречиства“ информацията.

Но при **голямо количество ХА**, контрастът намалява, особено при цветни светлини или LED осветление[10].

Физиологичен смисъл на аберациите

Интересно е, че **аберациите не са само дефект**, а понякога имат функционална роля. Тези „оптични шумове“ при определени условия могат да подобрят зрителната функция.

При **положителна SA**, дълбочината на фокуса се увеличава → по-добро зрение на средна дистанция и далеч едновременно (естествен depth of focus).

Но за сметка на контраст и острота.

→ При стари хора **SA се увеличава**, което може да е причина за субективно по-добра дълбочина на фокус, но по-лош контраст[11].

Вид SA	Какво става с лъчите	Ефект върху зрението
+SA	Периферните лъчи фокусират **пред ретината**	↑ Дълбочина на фокус, ↓ контраст
-SA	Периферните лъчи фокусират **зад ретината**	↑ Контраст, ↓ дълбочина на фокус

***Сферичните аберации от висок порядък (обичайно Z_6 и Z_4) са използвани като принцип на работа на EDOF имплантите**, заменящи естествената биологична леща след катарактална хирургия.*

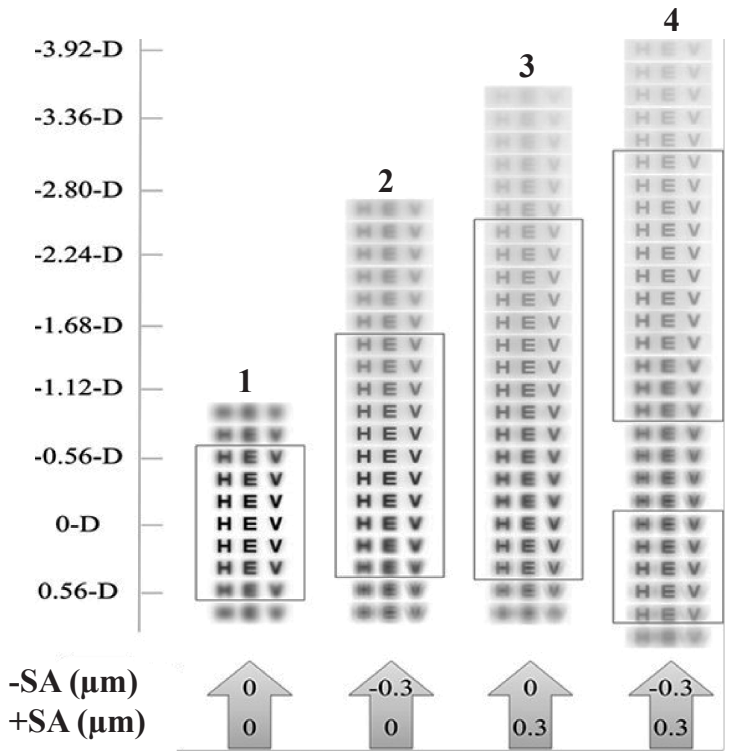
Баланс между SA и дълбочина на фокус

Неутрализиране на SA (Z_4) от роговицата (пример 1) → Най-висок контраст, **НО** липса на дълбочина на фокуса

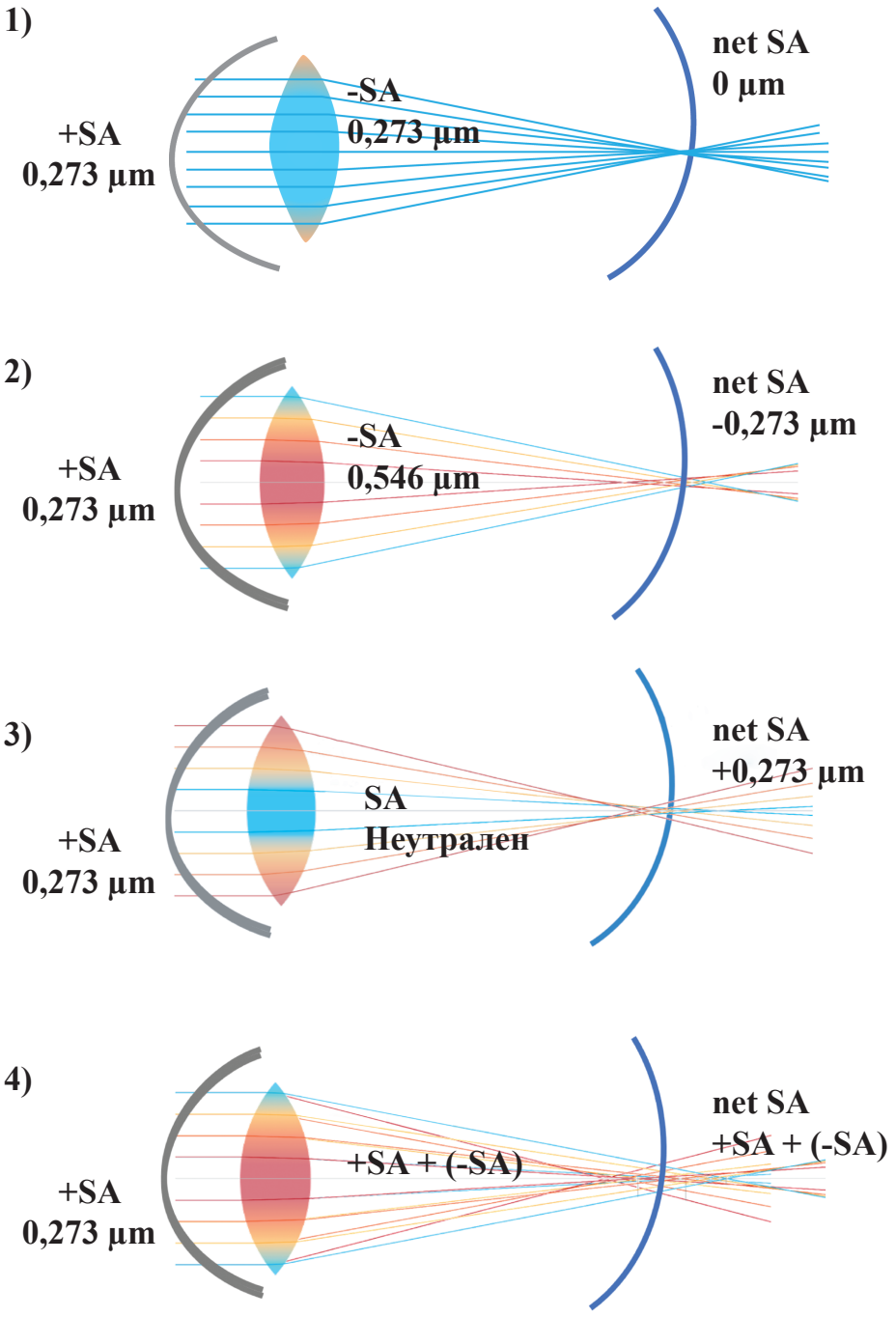
Хиперкорекция към отрицателни SA (пример 2) → Запазен контраст и добра дълбочина на полето

Оставяне на положителни SA (Z_4; пример 3) → По-голяма дълбочина на фокуса, но с лека загуба на контраст

Съвкупност от положителни и отрицателни SA (Z_4 и Z_6; пример 4) → Значително повече дълбочина на полето, НО значителна загуба на контраст и зрение на далечна дистанция.



Графиката е адаптирана от Benard et al. (2011) [12]


1)
+SA
0,273 µm
-SA
0,273 µm
net SA
0 µm
2)
+SA
0,273 µm
-SA
0,546 µm
net SA
-0,273 µm
3)
+SA
0,273 µm
SA
Неутрален
net SA
+0,273 µm
4)
+SA
0,273 µm
+SA + (-SA)
net SA
+SA + (-SA)

Клинично значение на аберациите

Състояние	Какви аберации се повишават	Клинично значение
Кератоконус	Кома, аберации от висок порядък	Замъглено зрение, диплопия, образи на „опашки“
След LASIK/PRK	↑ SA	Halo, ореоли, намален контраст нощем
Катаракта	Дифузно разсейване, аберации	Замъглено зрение, отблясъци, намален контраст
Диабетна ретинопатия	**Възприятието на аберации може да се засили от неравности/оток на ретината**	Замъглено зрение, метаморфопсии
Макулна дегенерация (AMD)		Изкривено зрение, намален детайл
Висока миопия	Леко ↑ аберации от висок порядък	По-нисък контраст, по-голяма чувствителност към светлини
Хиперметропия	↑ SA (+)	Намален контраст, зрителна умора, особено при близка работа
Симетричен астигматизъм	↑ аберации от нисък порядък (по ос)	Размазани образи в един меридиан, замъглено зрение
Асиметричен астигматизъм	↑ аберации от висок порядък (кома, трефойл)	Изкривени образи, двойно виждане, трудна корекция с очила

Данните са съобразени с измервания в Porter et al. (2001) [13]

Пациенти с н**евро-офталмологични заболявания (напр. глаукома, МДСВ, ретинопатии)** имат **намалена контрастна чувствителност** → за тях аберациите са **по-критични**.

При **големи зеници** (> 4 мм) SA стават по-силно изразени → проблеми с ореоли и glare.

Пациенти с **високи оптични изисквания** (напр. пилоти, шофьори и др.) не понасят добре високи количества на аберации[14].

Важността на SA при катарактaлната хирургия

- ✓ **Роговицата има индивидуален профил на аберации** (напр. SA, кома), който влияе върху качеството на зрението.
- ✓ **Стандартните ИОЛ коригират само диоптъра**, но не и аберациите от висок порядък. Ако аберациите на роговицата не се отчетат, пациентът може да има намален контраст, или дисфотопсия след операция[15, 16].

Избор на ИОЛ:

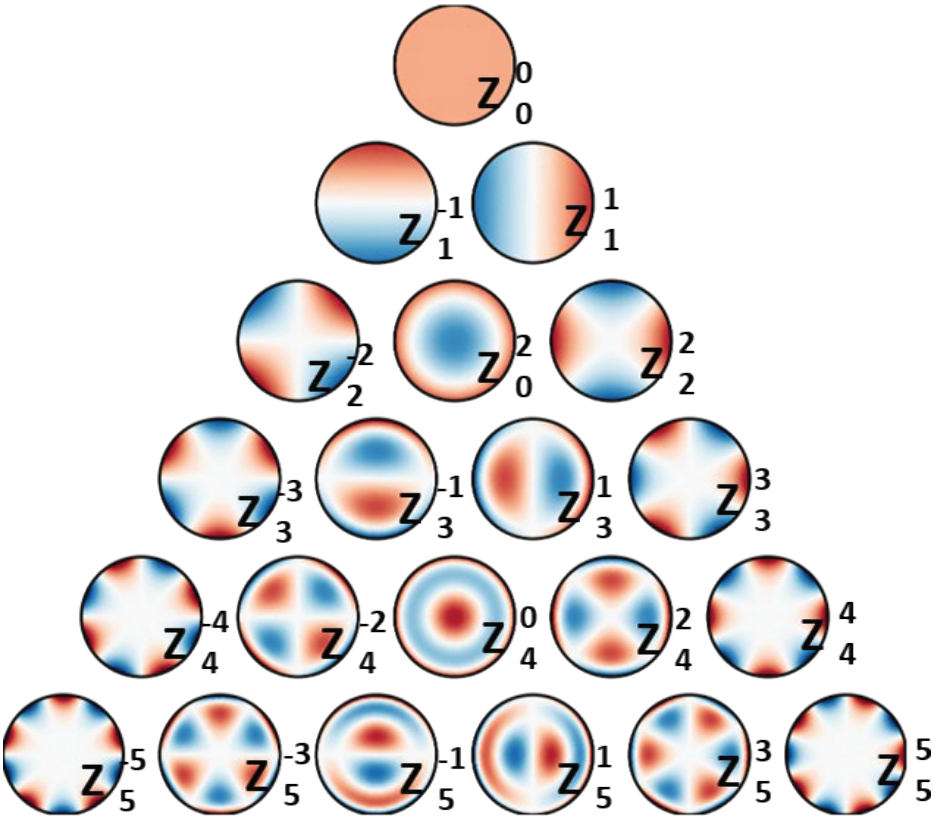
- ✓ Вземане под внимание аберациите на конкретната роговица
- ✓ Изследване на динамиката на зеницата
- ✓ Подобряване на контрастната чувствителност
- ✓ Осигуряване дълбочина на полето

Идеалният ИОЛ

Най-добрите зрителни резултати се постигат, когато ИОЛ е избрана така, че да компенсира за разликите в SA между различните типове пациенти.

Математичен език на аберациите (Цернике до 4-ти ред)

Аберациите **от втори и трети ред** (дефокус, астигматизъм) са „нискостепенни“ и се измерват в диоптри (D). **От трети ред нагоре** са **високостепенни аберации (Higher Order Aberrations; HOA)** → кома, сферични аберации и други, които се измерват в **µm**[17].



Ред (n)	Полином Z (n,m)	Име	Влияние върху зрението
0	Z(0,0)	Piston (Константа)	Няма оптичен ефект
1	Z(1, -1), Z(1, 1)	Tilt X, Tilt Y	Деформация на образа в една посока
2	Z(2, 0)	Defocus	Миопия или хиперопия (замъгляване на образа)
2	Z(2, -2), Z(2, 2)	Астигматизъм	Двойно виждане, размазване по определен меридиан
3	Z(3, -1), Z(3, 1)	Coma (X, Y)	„Опашки“ или изкривяване на светлинни източници
3	Z(3, -3), Z(3, 3)	Trefoil	Изкривяване в три радиални посоки
4	Z(4, 0)	Spherical Aberration (SA)	Ореоли, Halo, дефокус при широка зеница
4	Z(4, -2), Z(4, 2)	Вторичен астигматизъм	По-сложни форми на астигматизъм
4	Z(4, -4), Z(4, 4)	Quadrafoil	Деформации в четири радиални посоки

Данните са съобразени с измервания в Thibos et al. (2002) [17]

MTF (Modulation Transfer Function)

MTF е обективен измерител на **качеството на оптична система**. Описва **как ИОЛ възпроизвежда контраста на финитe детайли** от обекта върху ретината. Колкото по-висок е MTF при дадена честота, толкова по-ясно и контрастно се възприема образът. MTF стойността означава % модулация, а честотата, чрез която е измерен MTF се обозначава като линии на mm (lp/mm)[18].

Как се провежда MTF на оптично тяло

MTF на оптика се измерва в лаборатория с **оптичен тест-бенч** (optical bench). Това е система, която включва:

1. Източник на светлина (LED или лазер)
2. Обектив с тестова мрежа (sinusoidal grating), създава обект с дадена честота 10, 20, 50 (lp/mm)
3. Точни условия за имитиране на човешко око (симулирана роговица- ISO2, **размер на зеницата и др.**)
4. Държач за ИОЛ — във водна баня (често в соли, за да имитира вътреочните условия)
5. Камера или фотодетектор → записва образа
6. Компютърен софтуер → изчислява MTF
7. Целият процес е строго дефиниран в:

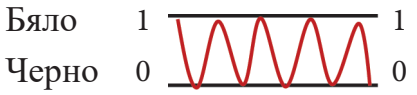
ISO 11979-2:2014 Ophthalmic implants- Part 2: Optical properties and test methods



Как бива изчислен MTF на оптично тяло

Пример:
2 lp/mm





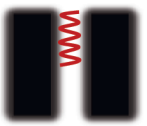
$$\text{Модулация} = \frac{\text{Imax} - \text{Imin}}{\text{Imax} + \text{Imin}}$$

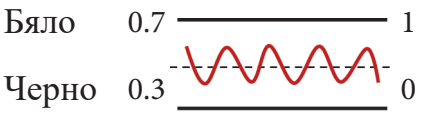
Imax = максимален интензитет на светлина (бяло)
Imin = минимален интензитет (черно)

$$\textbf{Модулация} = \frac{\mathbf{1 - 0}}{\mathbf{1 + 0}} = \mathbf{1\ (100\ \%\ MTF\ при\ 2\ lp/mm)}$$

Идеална оптика!

Пример:
2 lp/mm





$$\textbf{Модулация} = \frac{\mathbf{0.7 - 0.3}}{\mathbf{0.7 + 0.3}} = \mathbf{0.4\ (40\ \%\ MTF\ при\ 2\ lp/mm)}$$

$$\text{MTF (lp/mm)} = \frac{\text{модулация на тестваната оптика}}{\text{идеална модулация (100 \%)}}$$



Взаимоотношение между контраст и резолюция

Важен детайл, който често се пропуска в разговори за MTF:

- ✓ **При ниски пространствени честоти** (5–15 lp/mm) всички лещи изглеждат „добри“, светлите и тъмните ивици са големи и лесно различими, затова MTF при тези честоти показва **способността на оптиката да запази контраст**.
- ✓ **При високи честоти** (напр. 40 –100 lp/mm), вече се разглежда **резолюцията** на оптиката – т.е. доколко оптиката може да раздели малки детайли или дребен текст[19].

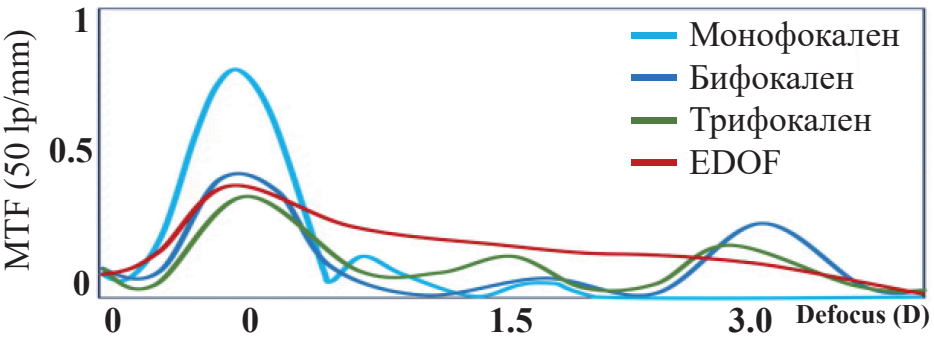
***MTF (50 lp/mm) е критерий за резолюция**, понеже отразява лимита на оптичната система да „различава“ детайли без сливане на линиите. Приблизително съответства на зрителна острота 20/20. **MTF (50 lp/mm) със стойности под ~0.1–0.15** корелира със значително намален контраст и недобро качество на зрението, **а стойности над 0.5** отразяват отлична резолюция.*

При **малка зеница (напр. 2–3 mm)**: дифракцията се увеличава – ограничаването на светлината „размива“ образа – MTF спада при високи пространствени честоти



При **голяма зеница (напр. 5–6 mm)**: светлината минава през периферията на оптичната система, увеличават се сферичните аберации, MTF спада. **Оптимална зона (3.0–3.5 mm):** добър компромис между дифракция и аберации, затова ISO тестовете на лещи често са при 3.0 mm

→ При този диаметър MTF е **най-висок** за повечето оптични системи[8].



Приблизителни MTF стойности при различни ВОЛ		
Тип леща	**MTF (50 lp/mm)**	**Теоретичен DOF**
Монофокална	~ 0.40–0.70	~ 0.3–0.7 D
Бифокална	~ 0.35–0.50	~ 0.5–3 D (адиции)
Трифокална	~ 0.20–0.35	≥ 2.5 D (отделни фокуси)
EDOF	~ 0.15–0.55	~ 0.5–2.0 D



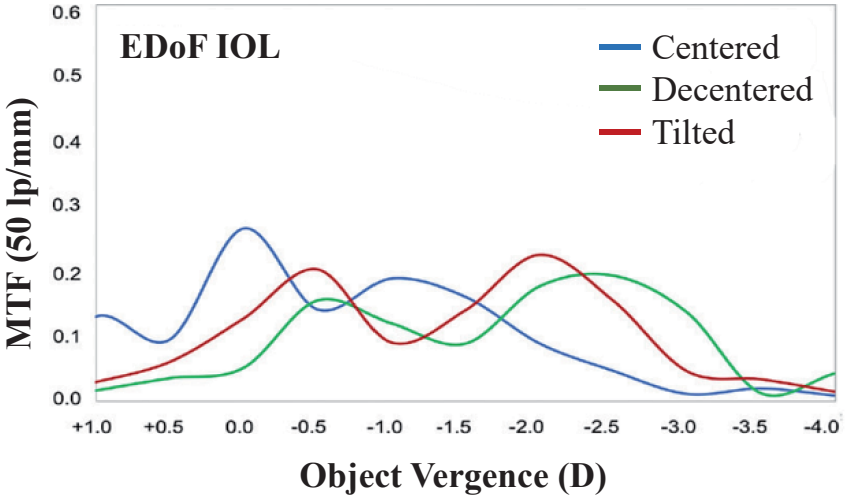
Ограничения на MTF

Въпреки че MTF е добре дефиниран и стандартизиран показател, неговата клинична интерпретация има съществени ограничения. Измерванията се извършват при контролирани лабораторни условия — с прецизно центриране, фиксиран диаметър на зеницата и без влияние на индивидуалните особености на окото. Това създава добра база за сравнение между различни IOL дизайни, но не отразява напълно реалната среда.

Значение имат и индивидуалните характеристики на пациента — наличие на аберации, размер и динамика на зеницата, както и взаимното разположение на зрителната ос и оптичната система на окото. Тези фактори могат да променят реалното поведение на лещата, независимо от добрите ѝ лабораторни показатели.

Допълнително, MTF не отчита невроадаптацията и субективното възприятие. Не е рядкост пациенти с добри обективни резултати да съобщават за намалено качество на зрението, особено при ниска осветеност.

Поради това MTF трябва да се разглежда като ориентир, а не като самостоятелен критерий. Най-полезен е, когато се интерпретира в контекста на предоперативната оценка и индивидуалните нужди на пациента.

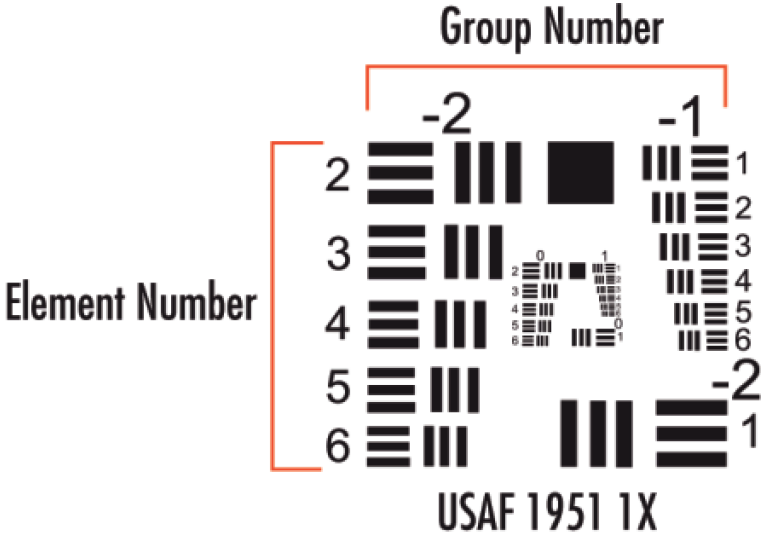


Фигура: Разпределение на светлинната енергия (MTF на EDOF имплант) при различни условия - центрация, децентрация и tilt. Адаптирано от Ruiz-Alcocer et al. (2021) [20]

В практиката крайният резултат се определя не само от оптичния дизайн на лещата, а и от начина, по който тя е позиционирана спрямо зрителната ос. Дори малка децентрация или tilt могат да променят разпределението на светлината върху ретината и да доведат до намаляване на контраста или поява на фотични феномени. Това е особено валидно при мултифокални и EDOF лещи, които са по-чувствителни към подобни отклонения.

(Dr. B. Irinkova, FEBO, MU–Sofia / SBALOB „Zora“ Sofia, pers. comm., 2026)

USAF – United States Air Force



USAF е стандартна тестова таблица, използвана за измерване на резолюцията на оптични системи като ИОЛ, обективи, камери или микроскопи. Оптичната система се насочва към таблицата, и се наблюдава коя е най-фината група линии, които могат да се разграничат. Така се определя колко малки детайли може да покаже оптиката, т.е. нейната **максимална резолюция (lp/mm)**[21].

Разлика м-у MTF и USAF

MTF не показва само **колко линии на мм са разпознаваеми**, а показва **колко добре (в проценти контраст)** се възпроизвеждат тези линии (MTF е по-прецизен метод).

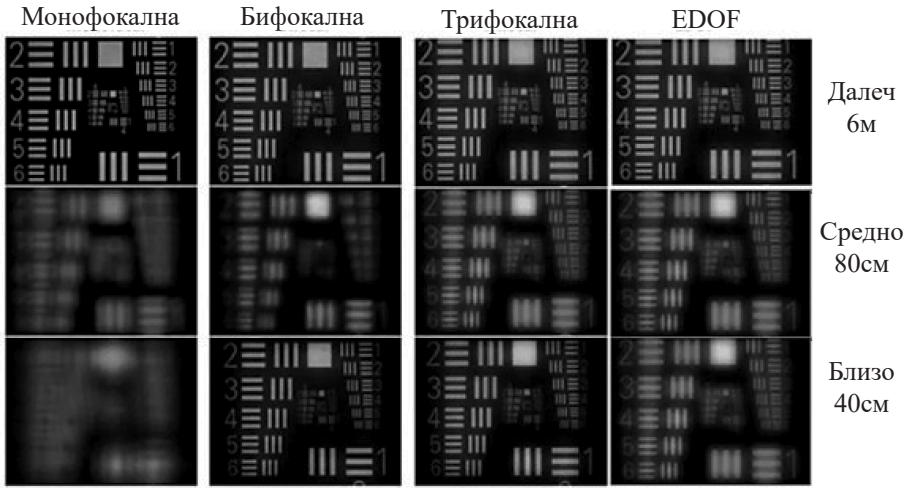
USAF дава конкретна стойност за максималната резолюция (lp/mm), която системата може да различи като отделни линии. Използва се формулата:

$$\text{Resolution (lp/mm)} = 2^{(G + (E - 1)/6)}$$

G = номер на групата (например 0, 1, 2, …)
E = номер на елемента в групата (1 до 6)

Проследява се, на кой ред и от коя група започват да се сливат линиите. Ако анализът е правен мануално, това може да доведе до човешка грешка.

Често в проучванията за ВОЛ, USAF теста се използва като визуален начин за представяне на оптичните възможности на импланта при различни условия – дефокус, размер на зеница или децентрация:



Адаптирано от Adams M. (2023) [19]

Клинично значение на контрастната чувствителност

В ежедневната клинична практика се наблюдава, че контрастната чувствителност дава информация за качеството на зрението, която често остава скрита зад добрата зрителна острота. Не е рядкост пациент с 20/20 зрение да се оплаква, че „вижда добре, но не ясно“ – особено при слаба осветеност, нощно шофиране или при нисък контраст. Именно в тези ситуации този показател отразява най-добре реалното, функционално зрение[22].

Контрастната чувствителност е особено чувствителна към фини оптични нарушения. Корнеалните аберации, децентрацията или tilt на вътреочната леща, както и по-големият размер на зеницата могат да доведат до разсейване на светлината и намаляване на контраста. От значение е не само самият дизайн на лещата, но и нейното позициониране спрямо зрителната ос.

В този контекст ъглите α и κ могат да обяснят защо при някои пациенти се наблюдава по-ниско качество на образа въпреки добри обективни резултати.

Данните показват, че след имплантация на EDOF вътреочни лещи контрастната чувствителност се подобрява както при фотопични, така и при мезопични условия. Въпреки това, тя обикновено остава по-ниска в сравнение с асферичните монофокални лещи, което отразява компромиса, необходим за постигане на по-широк обхват на зрението[22].

Feature	Monofocal IOLs	Acunex Vario (Teleon)	LuxSmart (B+L)
Contrast Sensitivity	Gold standard; highest CS, especially in mesopic/glare	Near-monofocal CS; broad focus; slight edge at distance	Preserves CS; slight advantage at intermediate (photopic)
Distance Vision	Excellent	Excellent	Excellent
Intermediate Vision	Limited	Very good; smooth defocus curve	Very good; small pupil/ photopic advantage
Patient Satisfaction	High for clarity; low for spectacle independence	High; manage near expectations	High; mini-monovision increases satisfaction

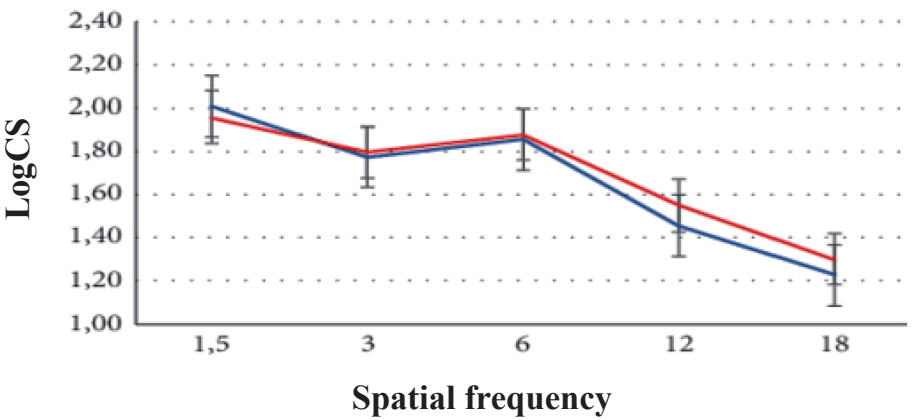
Сравнение на клинични резултати след имплантация на различни EDOF импланти. Адаптирано от Irinkova et al. (2024) [22]

При директно сравнение между рефрактивни EDOF дизайни и такива, базирани на сферични аберации, според интерпретация на Irinkova et al. (2024), не се съобщават съществени клинични разлики, като авторите предполагат, че изборът често зависи повече от индивидуалните характеристики на пациента, отколкото от самия оптичен принцип.

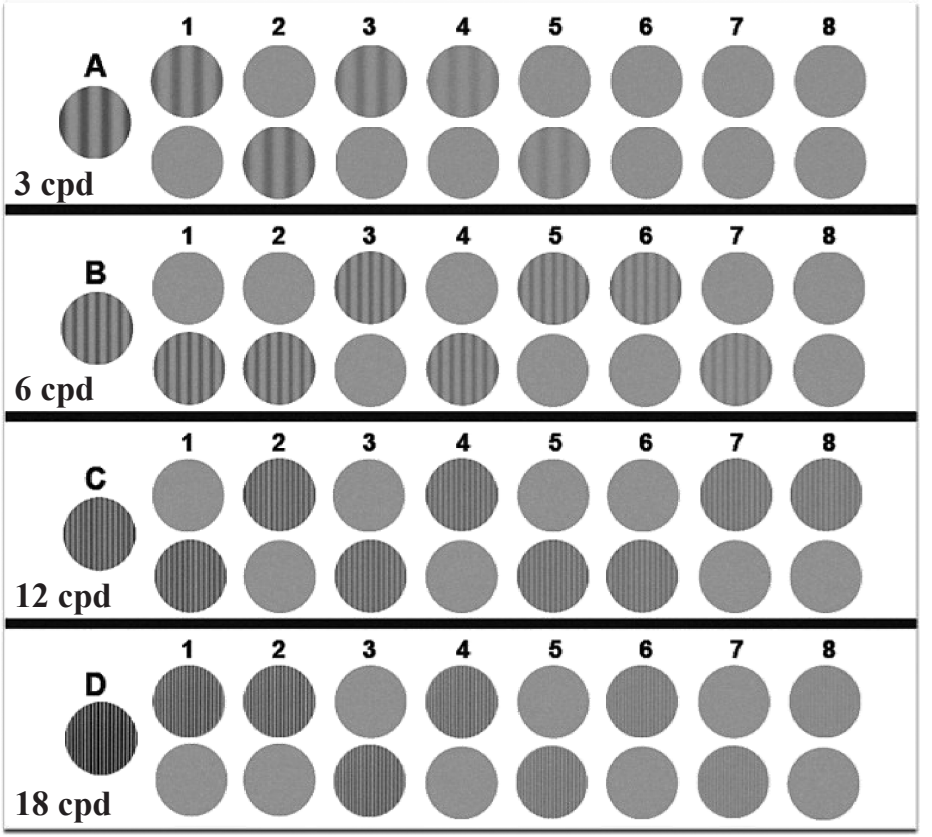
В ежедневната практика изследването на контрастната чувствителност е особено полезно при пациенти за премиум IOL. То дава по-реалистична представа за очаквания функционален резултат и помага за по-добър подбор на пациенти и управление на очакванията[22].

Клиничен тест за контрастна чувствителност (CSV 1000E)

- ✓ Панелът съдържа светли ивици (решетки) с различна пространствена честота (цикли на градус – cpd) и се поставя на разстояние 2.5 m. Във всеки ред контрастът намалява стъпаловидно отляво надясно.
- ✓ Пациентът трябва да посочи дали има ивици и каква е посоката им, като последната правилно разпозната картинка определя **прага на контрастна чувствителност** за съответната пространствена честота. Резултатът за всяко cpd се записва като контрастна чувствителност.
- ✓ В клинични проучвания се калкулира logCS (логаритъм на контрастната чувствителност), показващ по-ясно разликата м-у две оптични тела. За целта се използва допълнителна таблица за конвертиране на стойностите в logCS[23].



Постоперативно сравнение на контрастна чувствителност м-у два различни импланта

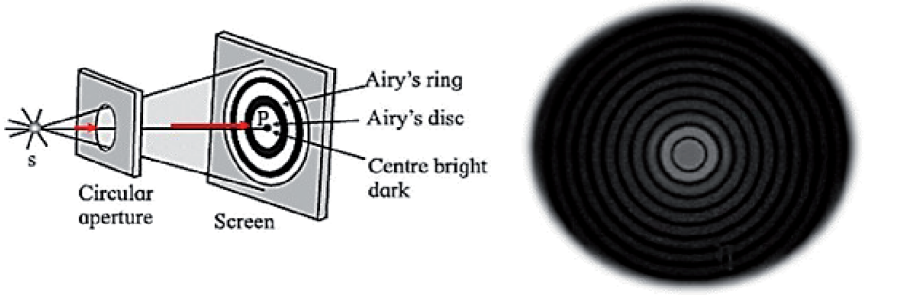


CSV-1000 е най-използван в клиничните проучвания тест за ***контрастна чувствителност****, който измерва способността на окото да разпознава обекти при различни нива на контраст и пространствени честоти. Друг вид клиничен тест е теста на Pelli-Robson.*

Влияние на зеницата върху качеството на зрението

Размерът и динамиката на зеницата се разглеждат като съществен модулатор на оптичните аберации и контрастната чувствителност. **При зеница < 3.0 mm се увеличава:**

- ✓ **дифракция на светлината – наблюдава се т.н. Airy disc (sir George Airy)** – резултат от интерференцията на дифрактиралите светлинни вълни, когато преминават през кръгъл отвор (зеницата). При по-малка апертура – дифракцията се увеличава и пръстените стават по-широки. Те формират периферната част на **PSF (Point Spread Function)** и определят как се разпределя светлината извън центъра, като влияят върху контраста и възприятието на образа[24].
- ✓ **феноменът „Blur“ (замъгляване)** – следствие от разширяване на PSF поради дефокус, дифракция или оптични аберации, което клинично се проявява като намалена зрителна острота и контрастна чувствителност[24].



Графика показваща концепцията зад Airy discs; адаптирано от Concepts Techie (2023) [25]

При зеница 3 – 4 mm се постига оптимален баланс между дифракция и сферични аберации, водещ до минимално разширяване на PSF и съответно по-добро качество на ретиналния

При широка зеница > 4 mm – увеличава се количеството *аберации от роговицата, които доминират над дифракционните ефекти.* Това води до разширяване на PSF, намаляване на контраста, *по-изразен blur и съответно влошено качество на образа*.

Количество SA роговица	**Зеница (mm)**	**Клинична интерпретация**
< 0.10 μm	~ 3 – 4 mm	Ефектът от асферичността и SA е ограничен
0.15 – 0.25 μm	~ 4 – 5 mm	Прагова зона; повече SA
> 0.25 μm	≥ 5 – 6 mm	SA и други висши аберации са доминиращи

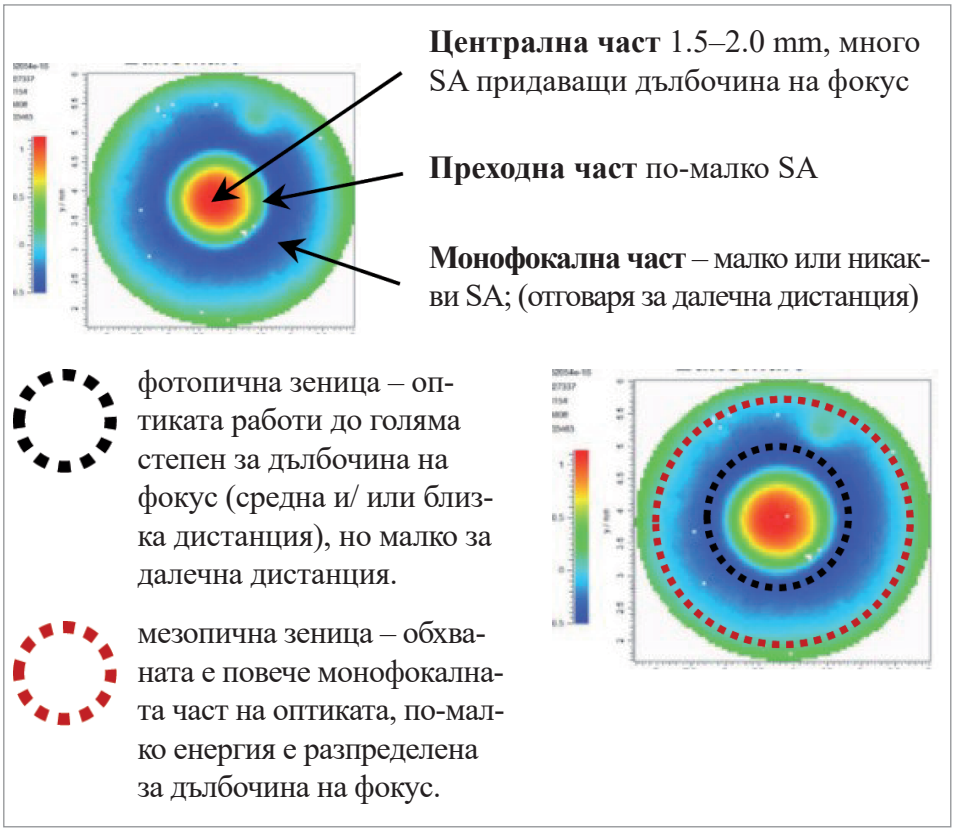
Данните са съобразени с измервания в Llorente et al. (2004) [4], Gong et al. (2012) [26] и Sayyari et al. (2014) [27]

***Винаги отчитайте диаметър на зеницата (фотопичен и мезопичен)**, както и какъв асферичен профил има ИОЛа – колко коригира роговичните SA (повечето ИОЛ коригират в диапазона м-у 4 и 6 mm).*

Взаимодействие м-у динамиката на зеницата и ИОЛ

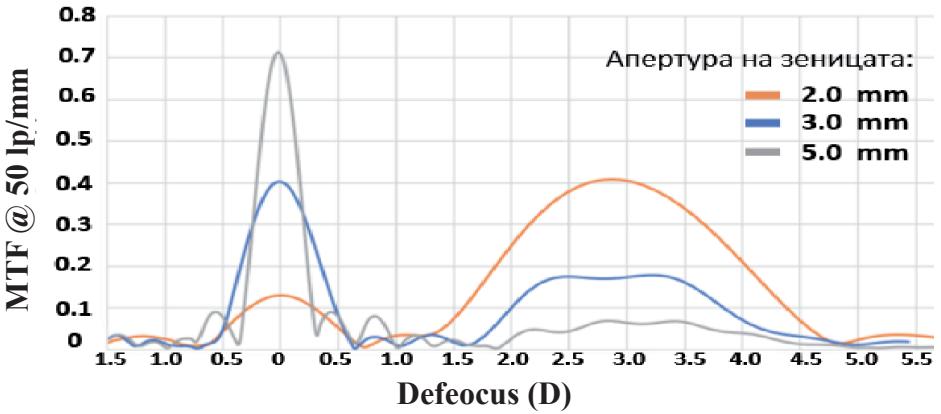
Когато става въпрос за сферично аберирани EDOF лещи, най-често ефектът **„дълбочина на фокус“ е заложен само в централните 1.5–2.5 mm** на оптиката, затова при пациенти с нетипична фотопична зеница (< 3 mm или > 4 mm) EDOF ефектът може да бъде частично или изцяло ограничен.

Пример с EDOF имплант:



Wavefront анализ на EDOF имплант. Адаптирано от Baur et al. (2023) [28]

При някои ВОЛ зависимостта от апертурата на зеницата е толкова голяма, че на практика водят до съществено различно оптично поведение при фотопични и мезопични условия:



MTF крива (EDOF IOL), показваща разпределението на енергията при мезопични и фотопични условия.
Графиката адаптирана от Bausch & Lomb (2024) [29]

*Правилният избор на оптика при интраокуларните лещи трябва да осигурява максимална възможна независимост от зеничната динамика, като същевременно се съобразява с **индивидуалните зрителни потребности на пациента и светлинните условия в ежедневието му**. При неподходящ оптичен дизайн могат да се наблюдават значими вариации в качеството и възприятието на образа между сутрешни, дневни и вечерни условия.*

Оптични оси – центрация на оптичната система

В клиничната практика се приема, че оптичната система на окото представлява комплекс от взаимосвързани анатомо-функционални оси, чието взаимоотношение определя центрирането на цялата оптична система и крайното качество на ретиналното изображение. Точната координация между тези оси е от съществено значение за оптималното фокусиране на светлината върху макулата и за минимизиране на оптичните аберации, като дори минимални отклонения могат да доведат до измерими промени в зрителното възприятие:

✓ **Visual axis (зрителна ос)**

Това е основната функционална ос на ясното зрение. Тя свързва точката, към която гледаме (фиксационната точка), с най-централната част на ретината – фовеята

✓ **Optical axis (оптична ос)**

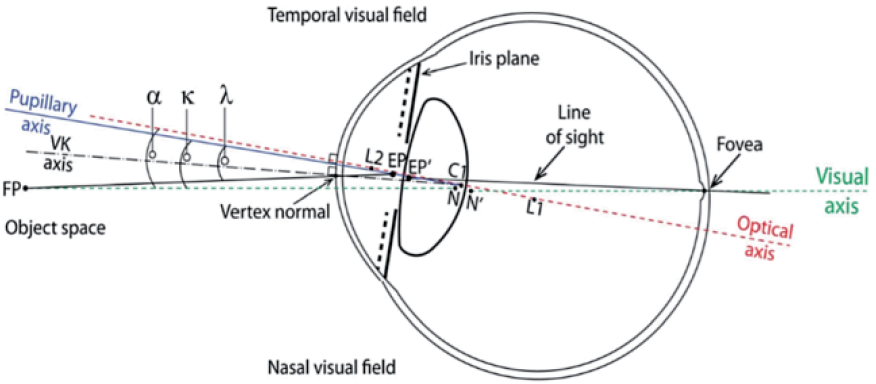
Това е геометричната ос на окото- минава през кривината на роговицата и лещата

✓ **Line of sight (линия на погледа)**

Това е реалната моментна линия на зрение- свързва фиксационната точка с центъра на зеницата и ретината в конкретния момент.

✓ **Pupillary axis (зенична ос)**

Това е линия, която минава перпендикулярно през центъра на зеницата[24].



Изображението взето от Mosquera and Verma (2016) [30]

✓ **Angle alpha (α)**

Разликата м-у оптичната ос и визуалната ос и отразява по-дълбокото оптично подравняване на системата.

✓ **Angle kappa (к)**

Ъгълът м-у зрителната ос и геометричния център на зеницата (рефлексът от първи Purkinje образ).

✓ **Angle lambda (λ)**

Ъгъл м-у линията на погледа и зеничната ос[24, 31].

„Neural axis“ (невронална ос)

Описва функционалният път на зрението в мозъка – от ретината, през зрителния нерв, до зрителната кора, където образът се интерпретира.

„Photoreceptor axis“ (фоторецепторна ос)

Описва как фоторецепторите са подредени спрямо падащата светлина, така че да улавят светлината най-ефективно (Stiles–Crawford ефект)[32].

Роля на ъглите α и κ в оптичното позициониране на вътреочната леща

Ъглите α и κ често се представят като линейни разстояния в мм, защото така по-лесно се оценява реалното изместване между оптичните референтни точки. Вместо самия ъгъл (°) се използва неговата проекция върху предните очни структури, което прави измерването по-приложимо в клиничната практика. По-големите стойности обикновено се свързват с повишен риск от децентрация.

„Проследяване на около 200 пациента след катарактална хирургия показва, че ъглите α и κ не са напълно статични параметри и вероятно имат различно значение за функционалното зрение.

Установява се тенденция angle α да влияе основно върху качеството на зрението за близо, докато angle κ показва по-голяма връзка с качеството на зрението за далеч. По-високите стойности на angle κ се асоциират и с тенденция към намален контраст и по-висок риск от субективни фотични оплаквания. Вероятно това се дължи на по-голяма чувствителност към децентрация на оптиката спрямо зрителната ос, особено при мултифокални и EDOF вътреочни лещи.

Макар корелациите да са сравнително слаби, тези наблюдения подкрепят практическото значение на ъглите α и κ при предоперативната оценка и индивидуалния подбор на пациенти за премиум вътреочни лещи [33].“

Стойност на **ъгъл α или κ**	Клинична интерпретация	Препоръка за избор на ИОЛ
< 0.3 mm	Съвпадение между зрителна ос и оптична ос/ зеница	Подходящи всички типове ИОЛ, включително мултифокални и EDOF
0.3–0.4 mm	Гранична зона	Внимателен подбор на премиум ИОЛ; Индивидуална преценка, съобразена с останалите параметри
> 0.4 mm	Риск от децентрация и дисфотопсия	Избягване на мултифокални ИОЛ; предпочитане на монофокални или EDOF с по-ниска чувствителност
> 0.5 mm	Висок риск от субективни оплаквания	Препоръчва се монофокална ИОЛ

Дори малки отклонения могат да доведат до поява на аберации тип кома, намален контраст и субективно „нечист“ образ, въпреки добрите оптични характеристики на самата леща.

В подобни случаи лабораторно измереното качество на оптиката (MTF, USAF) не винаги съответства напълно на реалното зрително възприятие, тъй като крайната зрителна функция зависи и от коаксиалността на цялата оптична система.

Профил на SA в избора на ВОЛ (EDOF)

EDOF ефектът може да се постигне чрез:

✓ Диптрични адиции или дифрактивни стъпки
✓ Стенопичен отвор (pinhole effect)
✓ Контролирано въвеждане на SA

Най-често се използва SA, защото позволяват плавно разширяване на DOF, без да създават рязко разделени фокуси, което означава теоретично по-малко дисфотопсия[34].

ИОЛ	Профил	DOF	Контраст	Реф.
AcrySof IQ (монофокална)	-SA (μm)	+	+++++	*[35]*
Vivity (EDOF)	-SA (μm)/ +SA (μm)	++++	++	*[36, 37]*
LuxSmart (EDOF)	-SA (μm)/ +SA (μm)	++++	++	*[36]*
Isopure (monoEDOF)	-SA (μm)	+++	++++	*[38]*
Eyhance (monoEDOF)	-SA (μm)	++	+++++	*[35, 37]*
Puresee (EDOF)	-SA (μm)/ +SA (μm)	+++	+++	*[39]*
Comfort; (Varifocal EDOF)	Coma	+++	++++	*[40]*
Lentis Quantum monoEDOF	-SA (μm)	+++	++++	*[37]*



1. **Асферична монофокална леща**: AcrySof IQ, максимален контраст, но липса на дълбочина на фокус
2. **EDOF с малко количество SA**: Добра дълбочина на фокус, без засягане на контраста;
3. **EDOF с комбинация +SA; –SA**: Максимална дълбочина на фокуса, но със значителна загуба на контраст поради многото SA[12].

Ключов момент в избора на EDOF имплант е внимателно балансираните SA, защото кумулацията на сферични и висши аберации може да доведе до загуба на контрастна чувствителност и влошено зрително качество въпреки удължената фокусна зона.

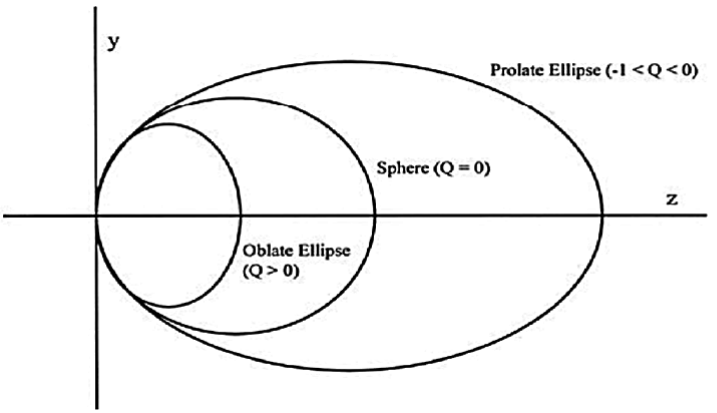
Точно затова изборът на леща според ***индивидуалния профил на роговичните аберации*** *е критично важен за оптимални зрителни резултати.*

Взаимовръзка между Q value, SA и избор на ИОЛ

В клиничната практика при пациенти с предходна лазерна корекция (LASIK/PRK) се наблюдават специфични промени в роговичната асферичност и свързаните с нея аберации. Тези изменения могат да повлияят върху контрастната чувствителност и цялостното качество на зрението, затова имат важно значение при предоперативната оценка и избора на подходяща вътреочна леща.

Q value е параметър, който описва как се променя кривината на роговицата, тоест дали става по-плоска или по-стръмна към периферията спрямо центъра.

Q < 0 → prolate форма (по-стръмна централно, по-плоска периферно – нормална роговица)
Q = 0 → идеална сфера
Q > 0 → oblate форма (по-плоска централно – типично след миопична корекция)



Изображение адаптирано от Kim et al. (2008) [41]

Практически ориентир

Нормалната роговична асферичност Q ≈ -0.26 (средна стойност)При константни Q, зеница и рефрактивен индекс:

→ SA намалява, когато роговицата се оплоскостява

→ SA нараства, когато роговицата става по-стръмна[42]

Клинична интерпретация

Q ≈ -1.0 → начален кератоконус

Q ≈ -2.0 → напреднал кератоконус / висока хиперметропична корекция

Q ≈ +1.0 → след умерена миопична корекция (напр. ~ -5.0 D LASIK/PRK или ~8 RK инцизии)

Q ≈ +2.0 → след високостепенна миопична корекция (напр. ~ -12.0 D или ~16 RK инцизии)

Препоръка при избора на ИОЛ

При пациенти с предходна миопична лазерна корекция (LASIK/PRK), роговицата се оплоскостява централно, което води до:

→ увеличена положителна SA

→ Избор на IOL с негативна SA, за да се компенсира роговичният ефект и да се подобри качеството на зрението.

При пациенти с **предходна LASIK/PRK за хиперметропия**, роговицата е с увеличена негативна SA. В такива случаи ВОЛ с допълнителна негативна SA може да **влоши зрението**

→ Избор на **неутрално аберирана** леща, или такава с положителна SA

Изводи, препоръки и клинични съображения

Въпреки че параметри като MTF, контрастна чувствителност, оптични оси, сферични аберации (SA) и роговична асферичност (Q value) дават важна насока, крайният зрителен резултат остава до голяма степен индивидуален и субективен. Той зависи от баланса между роговица, остатъчен астигматизъм, правилния избор на ИОЛ, добрата ретинална функция и невроадаптацията на пациента.

- ✓ **Зеницата е основен модулатор** на ефекта от аберациите. При по-голяма зеница нараства относителният принос на роговицата и SA. Апертурата на зеницата също отговаря пряко за работата на сферино аберираните EDOF импланти и разпределението на енергията за близо и далеч.
- ✓ **При избора на EDOF ИОЛ** - важно е да се знае какъв е аберационния профил на импланта. Колкото повече SA вкарва една леща, толкова повече се увеличава дълбочината на фокус, но намалява резолюцията, в някои случаи дори се губи зрението на далечна дистанция. Това може да се види чрез MTF графиката на съответната ВОЛ.
- ✓ **Ъгъл α и ъгъл κ** определят колко добре оптичният център на лещата съвпада с визуалната ос и фовеалната линия на зрението. EDOF имплантите, особено тези които „работят“ основно в центъра на оптиката са чувствителни на децентрация. При по-големи стойности на α и κ рискът от фотоптични феномени се увеличава.

Клинични проучвания: значими прагове за сферични аберации

- ✓ **Според Tabernero et al. (2025), нетните SA** (роговица + ИОЛ) при избор на EDOF трябва да са в диапазона −0.07 μm до −0.15 μm, за да не се нарушава зрението на далечна дистанция (под 0.15 logMAR)
- ✓ **Според Beiko G. (2012)** оставянето на SA (положителни или отрицателни) подобрява дълбочината на фокуса, но за сметка на контраста. Най-съвременните дизайни на ИОЛ индуцират стойности от -0.30 μm до -0.40 μm SA, за да се увеличи дълбочината на фокуса без значително влияние върху зрителната острота
- ✓ **Според Holladay et al. (2024b)**, няма зрителна полза от индуциране положителни SA, защото разширяват дълбочината на фокуса, но в хиперметропна посока, тъй като оптималния фокус при положителни SA е пред ретината.

Съображения при трифокални ИОЛ

За разлика от EDOF имплантите, които използват значително количество SA за да постигнат зрение на средна дистанция, при трифокалните лещи- комбинацията от много SA и дифрактивни стъпки би допринесла за дисфотопсия. В допълнение:

- ✓ **Според Goto и Maeda (2021)**, стойности над 0,3 μm (4 mm зеница) за HOA (High Order Abberations) са противопоказни за имплантация на трифокален ИОЛ, в противен случай това би допринесло до нетърпими нива дисфотопсия.

Референции

1. Hristov, B. A. (2013). Exact analytical theory of aberrations of centered optical systems. Optical Review, 20(5), 395–419.
2. Marcos, S., Artal, P., Atchison, D. A., Hampson, K., Legras, R., Lundström, L., & Yoon, G. (2022). Adaptive optics visual simulators: a review of recent optical designs and applications. Biomedical Optics Express, 13(12), 6508–6532.
3. Artal, P., Guirao, A., Berrio, E., & Piers, P. (2001). Compensation of corneal aberrations by internal optics in the human eye. Journal of Vision, 1(1), 1–8.
4. Llorente, L., Barbero, S., Cano, D., Dorronsoro, C., & Marcos, S. (2004). Myopic versus hyperopic eyes: axial length, corneal shape and optical aberrations. Journal of Vision, 4(4), 5.
5. Thibos, L. N., Hong, X., Bradley, A., & Cheng, X. (2002). Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. Journal of the Optical Society of America A, 19(12), 2329-2348.
6. Read, S.A., Collins, M.J., & Carney, L.G. (2007). The influence of eyelid morphology on normal corneal shape. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 48(3), 1129-1134.
7. Atchison, D. A., & Smith, G. (2000). Optics of the Human Eye (1st ed.). Butterworth-Heinemann. pp. 105–110.
8. Guirao, A., & Artal, P. (2000). Corneal wave aberration from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure. Journal of the Optical Society of America A, 17(6), 955-965.
9. Marcos, S., Burns, S. A., & Moreno-Barriusop, E. (1999). A new approach to the study of ocular chromatic aberrations. Vision Research, 39(26), 4309-4323.
10. Ravikumar, S., Thibos, L. N., & Bradley, A. (2008). Calculation of retinal image quality for polychromatic light. Journal of the Optical Society of America A, 25(10), 2395-2407.
11. McLellan, J. S., Marcos, S., & Burns, S. A. (2001). Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye.
12. Benard, Y., Lopez-Gil, N., & Legras, R. (2011). Optimizing the subjective depth-of-focus with combinations of fourth- and sixth-order spherical aberration. Vision Research, 51(23–24), 2471–2477

13. Porter, J., Guirao, A., Cox, I. G., & Williams, D. R. (2001). Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. Journal of the Optical Society of America A, *18*(8), 1793-1803.
14. McKendrick, A.M., Sampson, G.P., Walland, M.J., & Badcock, D.R. (2007). Contrast sensitivity changes due to glaucoma and normal aging. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 48(5), 2119-2125.
15. Koch, D. D., & Wang, L. (2007, December 1). Custom optimization of intraocular lens asphericity.
16. Holladay, J. T., Kozhaya, K., Koch, D. D., & Wang, L. (2024). Impact of spherical aberration on visual quality and depth of focus. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 50(6), 651–652.
17. Thibos, L.N., Hong, X., Bradley, A., & Cheng, X. (2002). Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. Journal of the Optical Society of America A, 19(12).
18. Friedman, S. N., & Cunningham, I. A. (2008). Normalization of the modulation transfer function: The open-field approach. Medical Physics, 35(10), 4443–4449.
19. Adams M. (2023).MIVision. What the MTF (Modulation Transfer Function)? Available at: https://mivision.com.au/2023/10/what-the-mtf-modulation-transfer-function-2/
20. Ruiz-Alcocer, J., Martínez-Alberquilla, I., Rementería-Capelo, L. A., De Gracia, P., & Lorente-Velázquez, A. (2021b). Changes in optical quality induced by tilt and decentration of a trifocal IOL and a novel extended depth of focus IOL in eyes with corneal myopic ablations. Journal of Refractive Surgery, 37(8), 532–537.
21. Smith, W.J. (2008) Modern Optical Engineering. 4th edn. New York: McGraw-Hill, ISBN 978-0071476874 p. 215.
22. Irinkova B, Kuneva I, Petkova I. Analysis of contrast sensitivity in patients implanted with Acunex Vario and LuxSmart extended depth of focus (E-DOF) intraocular lenses (IOLs). Biotechnology & Biotechnological Equipment. 2024;38(1):2390501
23. Tahkor, A., Shandiz, J. H., Khorasani, A. A., & Moghadam, A. A. (2021). Comparison of CSV-1000 and Metrovision contrast sensitivity tests in normal eyes. Medical Hypothesis Discovery & Innovation in Optometry, 2(2), 63–70.

24. Son, Y., Bang, S. P., & Park, C. Y. (2025). Basic optics underlying current intraocular lenses. Journal of Clinical Medicine, 14(23), 8608
25. Concepts Techie. (2023, August 8). Concept of Airy disk [Video]. YouTube; Available at: https://www.youtube.com/watch?v=mQ4UckIbROM
26. Gong, X., Zheng, Q., Wang, N., Chen, D., Zhao, J., Li, J., & Zhao, Y. (2012). Visual and optical performance of eyes with different corneal spherical aberration implanted with aspheric intraocular lens.
27. Al-Sayyari, T. M., Fawzy, S. M., & Al-Saleh, A. A. (2014). Corneal spherical aberration in Saudi population. Saudi Journal of Ophthalmology, 28(3), 207–213.
28. Baur, I. D., Yan, W., Auffarth, G. U., Khoramnia, R., & Łabuz, G. (2023). Optical quality and higher order aberrations of refractive extended depth of focus intraocular lenses. Journal of Refractive Surgery, 39(10), 668–674.
29. Bausch + Lomb (2024) Trifocal toric preloaded hydrophobic lens – Instruction for Use (EN) - LuxLife™ Toric. Date of last revision: 2024/11/04. Available at: https://www.cutting-edge.fr/wp-content/uploads/2025/05/Aspec-e19851-00-eIFU-LuxLife-Toric.pdf (Accessed: 6 April 2026).
30. Mosquera, S. A., & Verma, S. (2016). Bilateral symmetry in vision and influence of ocular surgical procedures on binocular vision: A topical review. Journal of Optometry, 9(4), 219–230.
31. Gharieb, H. M., Shalaby, H. S., & Othman, I. S. (2022). Distribution of angle lambda and pupil offset as measured by combined Placido Scheimpflug Topography. International Ophthalmology, 43(1), 121–130.
32. Westheimer, G. (2008). Directional sensitivity of the retina: 75 years of Stiles–Crawford effect. Proceedings of the Royal Society B Biological Sciences, 275(1653), 2777–2786.
33. Иринкова Б. (2025), Изследване на роговични аберации и качество на ретиналния образ при имплантация на моно- и мултифокални вътреочни лещи. Дисертационен труд, МУ–София.
34. Kanclerz, P., Toto, F., Grzybowski, A., & Alio, J. L. (2020). Extended Depth-of-Field intraocular lenses: an update. Asia-Pacific Journal of Ophthalmology, 9(3), 194–202.
35. Beltraminelli, T., Rizzato, A., Toniolo, K., Galli, A., & Menghini, M. (2023). Comparison of visual performances of enhanced monofocal versus standard monofocal IOLs in a mini-monovision approach. BMC Ophthalmology, 23(1).

36. Borkenstein, A. F., Borkenstein, E., Luedtke, H., & Schmid, R. (2021). Optical bench analysis of 2 depth of focus intraocular lenses. Biomedicine Hub, 6(3), 77–85.
37. Xing, Y., Liu, Y., Li, K., Li, X., Liu, D., & Wang, Y. (2023). Approach to the design of different types of intraocular lenses based on an improved sinusoidal profile. Biomedical Optics Express, 14(6), 2821
38. Bova, A., & Vita, S. (2022c). Clinical and Aberrometric Evaluation of a New Monofocal IOL with Intermediate Vision Improvement. Journal of Ophthalmology, 2022, 1–7.
39. Schmid, R., & Borkenstein, A. (2024). Optical bench evaluation of the latest refractive enhanced depth of focus intraocular lens. Clinical Ophthalmology, Volume 18, 1921–1932.
40. Pedrotti, E., Mastropasqua, R., Bonetto, J., Demasi, C., Aiello, F., Nucci, C., Mariotti, C., & Marchini, G. (2017b). Quality of vision, patient satisfaction and long-term visual function after bilateral implantation of a low addition multifocal intraocular lens. International Ophthalmology, 38(4), 1709–1716.
41. Kim, S. Y., Choi, J. H., Park, Y. H., Chang, B. S., Mah, K. C., & Lee, Y. C. (2008). Analysis of refractive error and corneal asphericity in elementary school students in Ilsan City. Journal of the Korean Ophthalmological Society, 49(8), 1317.
42. Al-Sharify NT, Nser HY, Ghaeb NH, Al-Sharify ZT, See OH, Weng LY, et al. Influence of different parameters on the corneal asphericity (Q value) assessed with progress in biomedical optics and imaging – A review. Heliyon. 2024;10(16):e35924.
43. Tabernero, J., Otero, C., Kidd, J., Zahiño, L., Noia, A., Güell, J. L., Artal, P., & Pardhan, S. (2025). Depth of focus as a function of spherical aberration using adaptive optics in pseudophakic subjects. Journal of Cataract & Refractive Surgery.
44. Beiko, G. H. H. (2012). Innovations in IOL technology: Balancing spherical aberration for improved visual outcomes. CRST Europe. Available at: https://crstodayeurope.com/articles/2012-jul/innovations-27/
45. Holladay, J. T., Kozhaya, K., Koch, D. D., & Wang, L. (2024b). Impact of spherical aberration on visual quality and depth of focus. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 50(6), 651–652.
46. Goto, S., Maeda, N., Koh, S., Oie, Y., & Nishida, K. (2021). Higher-order aberrations for multifocal intraocular lens selection: A guide for optimizing visual outcomes. Pentacam Publications.

Катарактaлната хирургия днес надхвърля пределите на рутинната екстракция – тя се превръща в прецизно оптично моделиране на зрението. Това изкуство изисква не само опит и усет, но и разбиране на някои физични принципи: аберации, апертура на зеницата, контраст и пречупване на светлината. Зад всеки успешен визуален резултат стои не само добра техника, а и информиран избор – основан на наука, поведение на ИОЛ и персонализиран подход

Автор:
Емил Бумбалов

Рецензенти:
Доц. д-р Даниела Митова, д.м.,
очна клиника „Св. Петка“, гр. Варна;
и
д-р Боряна Иринкова, д.м.,
FEBO, МУ–София / СБАЛОБ „Зора“, гр. София

Разработката и печатът са осъществени с подкрепата на:

OPTIVA
Ophthalmic Solutions

Помагалото е разработено за образователни цели и не е предназначено за продажба