

нехии в полости матки, и у 7 гипоплазия эндометрия с истончением функционального слоя. Таким образом, фактически, более чем у трети пациенток удалось уточнить клинический диагноз и задать направление дальнейшей диагностики и терапии бесплодия.

Ключевые слова: гистероскопия, эндометрий, бесплодие

Резюме

Грищенко М.Г. Роль діагностичної гістероскопії у виявленні причин безпліддя.

Було обстежено 98 жінок, що страждають безпліддям, яким в рамках обстеження була проведена діагностична гістероскопія за методом Bettocchi. Критерієм відбору в експериментальну групу була відсутність явної патології, що впливає на фертильність, за даними попереднього обстеження. При проведенні діагностичної гістероскопії у 34 пацієнток була виявлена внутрішньоматкова патологія. У 18 жінок були виявлені гіперпластичні процеси ендометрію, причому у 8 мікрополіпоз, а у 10 поліпи ендометрія, які не були діагностовані раніше при УЗД. У 7 пацієнток виявлені синехії в порожнині матки, і у 7 гіпоплазія ендометрію з витонченням функціонального шару. Таким чином, фактично, більш ніж у третини пацієнток вдалося уточнити клінічний діагноз і задати напрямок подальшої діагностики і терапії безпліддя.

Ключові слова: гістероскопія, ендометрій, безпліддя

Summary

Gryshchenko M.G. Diagnostic hysteroscopy in infertility management.

98 infertile women who underwent diagnostic hysteroscopy (by Bettocchi) in addition to the standard survey were examined. The criteria for selection to the experimental group were the lack of clear pathology that affects fertility, according to a preliminary survey. Endometrial pathology was found in 34 patients. In 18 patients endometrial hyperplastic processes have been identified. In 8 patients micropolyposis was found. In 10 cases we found endometrial polyps, not previously diagnosed by ultrasound. In 7 intrauterine adhesions were found. In 7 cases endometrial hypoplasia (thinning of the functional layer) was detected. Thus, in fact, more than a third of the patients were updated clinical diagnosis. As a result, we have determined the direction for further infertility treatment strategy for these patients.

Key words: hysteroscopy, endometrial, infertility.

Рецензент: д.мед.н., проф. В.В. Сімрок

УДК 617.741:617.741-77

ОСОБЕННОСТИ ОПТИЧЕСКИХ ФЕНОМЕНОВ ЕСТЕСТВЕННОГО И ИСКУССТВЕННОГО ХРУСТАЛИКОВ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ГЛАЗА

Д.Г. Жабоедов

Национальный медицинский университет им. А.А. Богомольца (Киев)

Введение

В последние годы достаточно широко изучаются анатомические особенности структур глаза и особенно хрусталика. Интерес обусловлен повсеместным внедрением метода факоэмульсификации катаракты, важнейшим звеном которой является передняя капсулотомия с последующим использованием капсульного мешка для фиксации заднекамерной интраокулярной линзы (ИОЛ) [6, 10, 11].

Цель: изучить анатомические особенности естественного хрусталика с позиций законов оптики и причины индуцирования оптических феноменов ИОЛ.

Материал и методы исследования

Структурные особенности естественного хрусталика и оптические феномены ИОЛ нами изучались у пациентов, которые обращались по поводу травматических повреждений хрусталика, вывиха или подвывиха хрусталика и его врожденных изменений. Другой здоровый глаз с прозрачным хрусталиком служил контролем. Всего было обследовано 113 пациентов (226 глаз) в возрасте от 19 до 51 года. Всем больным проводилась факоэмульсификация с имплантацией ИОЛ. Методы обследования: биомикроскопия, офтальмоскопия, гистологические исследования капсул хрусталика, полученных при проведении переднего и заднего капсулорексисов, электронная микроскопия. Исследование проводилось на клинических базах кафедры офтальмологии НМУ имени А.А. Богомольца в 2011 – 2012 годах.

Полученные результаты и их обсуждение

Согласно многочисленным морфометрическим исследованиям различных авторов и по нашему опыту оперативных вмешательств на капсуле хрусталика в ней условно можно выделить три анатомические зоны: центральную, среднюю и периферическую. Центральная зона капсулы наиболее тонкая, ее толщина не превышала 120

Экологічні проблеми експериментальної та клінічної медицини

нм. Следующая зона утолщалась уже до 190 нм. Далее по направлению к экватору капсула снова постепенно истончалась до 70 нм. Толщина и ширина зон в зависимости от возраста изменялась, но, тем не менее, полученные данные убеждают нас в том, что хирургическое рассеечение передней капсулы, так называемый передний капсулорексис, хирургу целесообразнее и логичнее производить кнутри или кнаружи от максимального ее утолщения, не затрагивая место крепления волокон ресничного пояса, чтобы не спровоцировать разрыв капсулы. При патологии капсулы, в частности фиброзе, ее толщина существенно изменялась в сторону увеличения, на поверхности появлялись пятнообразные утолщения с белесоватым оттенком, что существенно снижало ее прочность и в 13 случаях (11,5%) затруднило выполнение капсулорексиса правильной круглой формы.

Таким образом, полученные нами данные согласуются с уже известными параметрами капсулы хрусталика других авторов [5, 9, 15], однако ее функциональное значение и анатомические свойства с позиций оптики остаются еще не изученными, что и определило направление наших дальнейших исследований. При анализе толщины капсулы хрусталика, мы выявили устойчивую связь между ее толщиной и длиной светового потока, воспринимаемого глазом, т. е. функция капсулы заключается в том, что она согласно законам оптики дифференцировано пропускает лучи света определенной длины волны, а именно лучи дневного, или солнечного света. Таким образом, капсула естественного хрусталика играет важнейшую роль в дифференциации пропускания световых лучей к сетчатке. Такое свойство в физике получило название «просветление оптики», иными словами естественный хрусталик построен природой по законам просветленной оптики. К сожалению, при создании искусственного хрусталика эта закономерность до настоящего времени не учитывается, хотя идея применения структур, свойств и функций живой природы в создании технологических устройств известна давно еще со времен Леонардо да Винчи. Такое направление получило название бионика. Принципы бионики к искусственному хрусталику не были использованы, поскольку не было выявлено, что естественный хрусталик устроен по законам просветленной оптики. Несмотря на то, что принципы просветленной оптики были выявлены сравнительно недавно, тем не менее, они стали интенсивно внедряться при создании оптических устройств таких как, объективы, фотоаппараты,

бинокли, микроскопы, телескопы и т. п., однако в интраокулярной коррекции еще не использовались [7, 12, 15].

Согласно общепринятому определению просветление оптики – это уменьшение коэффициента отражения от поверхностей оптических деталей путем нанесения на них одной или нескольких непоглощающих пленок, толщина которых всегда соизмерима с длиной световой волны. Без таких (просветляющих) пленок потери на отражение света могут быть значительными. Так в видимой области спектра (длина волны $\lambda = 400 - 700$ нм) даже при нормальном падении лучей на границе воздух – оптическая среда они могут составлять до 10% от интенсивности падающего излучения. В системах с большим числом поверхностей потери света могут достигать 70% и более [14, 17]. Многократное отражение от преломляющих поверхностей, которые в оптике называются диэлектриками, вызывает появление внутри приборов рассеянного света, что естественно ухудшает качество изображений, формируемых оптическими системами приборов. Эти нежелательные явления устраняются с помощью просветления оптики, которое является одним из важнейших применений оптики тонких слоев. Таким образом, преимущество естественного хрусталика перед современными ИОЛ заключается в том, что он максимально пропускает видимый спектр лучей светового потока, к которому наиболее чувствительна сетчатка. Этим можно объяснить то, что человек способен различать детали предметов даже при очень низких уровнях естественного освещения, которое в природе дает луна и звездное небо [19].

Известно, что явление просветления оптики является результатом интерференции света, отражаемого от передних и задних границ просветляющих плёнок, она приводит к взаимному «гашению» отражённых световых волн и, следовательно, к усилению интенсивности проходящего света. При интерференции света (явление перераспределения интенсивности световых волн при их наложении) происходит усиление этих волн в одних и ослабление в других точках пространства. В отличие от интерференции звуковых и других упругих волн интерференция света из других независимых источников не возникает. На экране интерференция при монохроматическом световом потоке отображается в виде характерного чередования светлых и темных полос или пятен, при белом – в виде различно окрашенных участков [13].

Что касается оптических феноменов искусственного хрусталика, в последнее время стали обращать внимание на блики в артификальном глазу, которые образуются благодаря отражению от поверхности ИОЛ падающих на нее лучей. В здоровом глазу блики заметны только на роговице. Область зрачка не отражает лучи света. При изучении причин этого феномена было установлено, что передняя поверхность естественного хрусталика по форме приближается к плоской (вернее является сферичной, но имеет достаточно большой радиус кривизны). Сформированная ею отсвечивающая зона в норме остается относительно большой по площади, но не яркой и поэтому практически не воспринимается и не замечается окружающими, при этом аналогичную отсвечивающую зону образует и задняя капсула хрусталика. На фоне нежного серебристого свечения хорошо заметна «шагрень» – тончайшая шероховатость передней капсулы хрусталика, причем, по законам оптики, чем круче изгиб предмета, тем будет меньше, но, соответственно, ярче площадь светового пятна. Исследование в отсвечивающих, «зеркальных» зонах оказалось дополнительным методом изучения всех отражающих поверхностей сред и оболочек глаза [8, 16, 18].

Хотя имплантация ИОЛ и решила проблему создания высокой остроты зрения благодаря образованию более четкого фокуса на сетчатке, однако при этом привела к ряду других ранее неизвестных оптических явлений и соответственно проблем. Так, к примеру, согласно анкетному опросу больных наиболее неприятным и неожиданным феноменом оказалось выраженное ослепление (glare – ослепление встречными фарами машин, или на горизонте солнцем), т. е. состояние дискомфорта глаза, основанное на снижении форменного зрения, которое возникает при попадании в поле зрения особенно неожиданно яркого света, когда глаз достаточно адаптирован к темноте. Причем наибольшую проблему создавало прямое ослепление, при котором лучи яркого света попадали в глаз непосредственно на желтое пятно сетчатки. Ослепление, при котором лучи света попадали на сетчатку на отдалении от желтого пятна, т.е. несколько сбоку, получило название непрямого ослепления, степень которого естественно прямо зависит от силы света и обратно – от отдаленности источника света от глаза [1, 2, 3, 4].

Оптический феномен, обусловленный повышенной отражательной способностью некоторых оптических сред и связанный с

выраженным зеркальным блеском глаза, создает эстетический дискомфорт для больного. Этот феномен еще детально не был изучен и подробно не описан. Тем не менее, при нашем исследовании он легко проявлялся при движениях глазного яблока и потому возникал как бы неожиданно, а именно при движениях глазных яблок в глазу больного неожиданно замечался неестественный отблеск, который то резко и ярко вспыхивал, то ослаблялся, то полностью исчезал. Этот феномен, был назван нами «зеркальный глаз». Он лучше наблюдался при широком зрачке и направленном на глаз искусственным освещении у 100% больных с артификацией. При сопоставлении с глазом, в котором сохранялся естественный хрусталик, во всех случаях было установлено, что отсвечивающей зоной в артификальном глазу является передняя поверхность ИОЛ.

Для выяснения причины патологического зеркального блеска артификачного глаза нами произведен анализ оптических свойств естественного прозрачного хрусталика. Выявилось, что имеющаяся в хрусталике передняя прозрачная капсула с особой, так называемой, «шагреновой» поверхностью поглощает падающие на него световые лучи. Получается, что естественный хрусталик срабатывает как созданная природой идеальная просветленная оптическая линза, рассчитанная на пропускание видимых световых лучей в диапазоне $7,5 \times 10^{14}$ Гц и длине волны 760–380 нм, но, в то же время, оказывается непреодолимым барьером для всех других электромагнитных волн. Таким образом, естественный хрусталик, состоящий из тонких слоев, является таким устройством, в котором свет проходит через один или последовательно через несколько слоев слабо поглощающего свет вещества, толщина которых соизмерима с длиной волны λ , что, как известно, снижает отражательную способность света от поверхности оптической линзы [12, 17].

Просветление оптической линзы и, соответственно, увеличение параметров прозрачности оптической системы наступает при покрытии ее поверхности тонким слоем определенного вещества (авторы). Просветленная оптика является результатом интерференции света, отражающейся от передней и задней границ этого слоя. В оптической системе глаза человека возникает эффект заметного уменьшения световых потерь.

При наклонном падении света на границу раздела двух сред, когда излучение происходит из среды с большим показателем преломле-

ния в среду с меньшим, а угол падения превышает предельный угол, в слоях хрусталика создается полное внутреннее отражение световых волн. Таким образом, уменьшение отражения света от поверхности естественного хрусталика происходит благодаря тонкой интерференционной пленке, роль которой играет капсула хрусталика.

Следовательно, при хирургической замене естественного хрусталика на ИОЛ, световые свойства глаза как особой системы линз с просветленной оптикой естественно утрачиваются, что и индуцирует ряд патологических оптических феноменов («зеркальный глаз», прямое и не прямое ослепление (glare), дезадаптация, снижение зрения, нарушение цветоощущения и т. п.), которые создают не только зрительный, но и выраженный эстетический дискомфорт, что затрудняет ориентацию в пространстве и, тем самым, влияет на качество жизни больного. Полученные нами данные убеждают нас в том, что проблемы коррекции афакичного глаза еще далеки от полноценного решения. Но в то же время уже достаточно отчетливо вырисовываются пути решения проблемы, выражающиеся в необходимости разработки оптических сред, близких по качеству к естественному хрусталику, или назначение больному соответствующих средств коррекции для снижения патологических оптических дефектов.

Физиологическая важность эффекта просветления искусственного хрусталика выражается в уменьшении отражения света, что соответственно приведет к улучшению яркости и качества оптического изображения на сетчатке. Теоретические расчеты показывают, что при показателе преломления равном 1,5 (индекс преломления вещества хрусталика 2,42) потери при отражении света составляют 4% при условии перпендикулярного падения света на плоскую поверхность. Поскольку в оптических устройствах, как и в глазу, таких поверхностей может быть неограниченно много, то расчетные потери на отражение света могут быть очень значительными. Например, на десяти поверхностях при коэффициенте преломления равном 1,5 они составляют 40%, а на 30 поверхностях – уже 80% [13, 14]. Реальные потери могут оказаться значительно большими, поскольку световые лучи в глазу падают не на плоские, а на сферические поверхности под углами падения, значительно отличающихся от 0.

С консультацией доктора технических наук, профессора кафедры оптических и оптико-электронных приборов приборостроительного факультета Национального Технического Универ-

ситета Украины «Киевский политехнический институт» И. Г. Чижа и при его помощи произведен расчет отражения света от поверхностей ИОЛ. Расчет показал, что при падении световой волны на границу раздела двух диэлектрических сред происходит ее преломление в соответствии с законом Снеллиуса-Декарта, а также отражение в соответствии с законом отражения (Рис. 1).

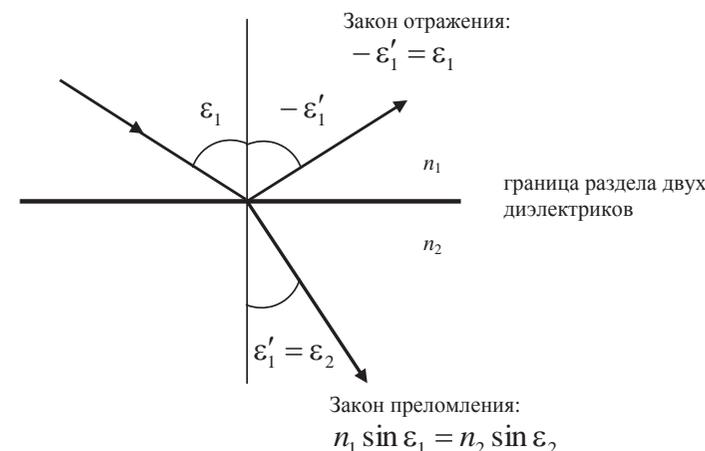


Рис. 1. Иллюстрация к расчетам преломления и отражения.

Величины световых потоков, условно сконцентрированные в отраженном и преломленном лучах, зависят от угла падения ϵ_1 , от показателей преломления сред n_1 и n_2 первой и второй сред соответственно, а также от ориентации плоскости поляризации световой волны, представленной указанным лучом. Такую зависимость нашел Френель [12].

Если величину падающего светового потока принять за условную единицу, то величина отраженного потока пропорциональна коэффициенту отражения ρ_i , а преломленного – коэффициенту пропускания τ_i , причем

$$\rho_i + \tau_i = 1 \quad (1)$$

Здесь индекс i указывает на ориентацию плоскости поляризации световой волны относительно плоскости, проходящей через падающий луч и нормаль к поверхности раздела двух сред, т.е. плоскости рисунка 1. Этим показано, что коэффициент отражения и пропускания зависят от ориентации плоскости поляризации падающей волны.

Далее при использовании использованы обозначения $i = p$, если плоскость поляризации совпадает с плоскостью падения

(плоскостью рисунка), $i = s$, если плоскость поляризации перпендикулярна плоскости падения. В том случае, когда поток световых волн не является плоскополяризованным, т.е. является неполяризованным – индекс i отсутствует.

В соответствии с формулами Френеля [1]:

$$\rho_p = \left[\frac{\operatorname{tg}(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)}{\operatorname{tg}(\varepsilon_1 + \varepsilon_2)} \right]^2, \quad (2)$$

$$\rho_s = \left[\frac{\sin(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)}{\sin(\varepsilon_1 + \varepsilon_2)} \right]^2, \quad (3)$$

$$\rho = \frac{1}{2}(\rho_p + \rho_s). \quad (4)$$

В том случае, когда $\varepsilon_1 = 0$ угол ε_2 также равен нулю (луч падает перпендикулярно к границе раздела двух сред), то тогда:

$$\rho_p = \rho_s = \rho = \left(\frac{n_2 - n_1}{n_2 + n_1} \right)^2. \quad (5)$$

Коэффициент пропускания, которому пропорциональна величина преломленного потока, в соответствии с формулой (1) может быть вычислен по формулам:

$$\tau_p = 1 - \rho_p, \quad (6)$$

$$\tau_s = 1 - \rho_s, \quad (7)$$

$$\tau = 1 - \rho. \quad (8)$$

На рисунке 2 представлены графики функций коэффициентов отражения $\rho_p(\varepsilon_1)$, $\rho_s(\varepsilon_1)$ и $\rho(\varepsilon_1)$, полученные при помощи формул (2), (3) и (4) соответственно для случая, когда первой средой является воздух с показателем преломления $n_1 = 1$, а второй средой – роговица с показателем преломления $n_2 = 1,376$ (по схематическому глазу Гульстранда).

Из приведенных на рисунке 2 графиков видно, что коэффициент отражения $\rho(\varepsilon_1)$ неполяризованного светового потока мало меняет свое значение в зависимости от величины угла падения ε_1 , в широком интервале значений $\varepsilon_1 \in [0..40]^\circ$. Коэффициент $\rho(\varepsilon_1)$ в указанном интервале можно вычислять по формуле (5).

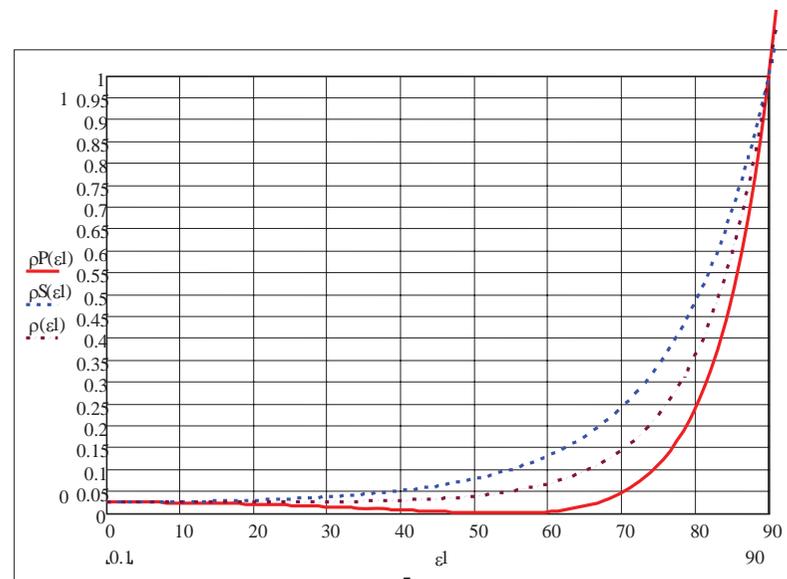


Рис. 2. Графики зависимости коэффициентов отражения поляризованного и неполяризованного света от границы раздела двух диэлектриков.

В соответствии с этой формулой на поверхности роговицы коэффициент отражения равен:

$$\rho = \left(\frac{n_2 - n_1}{n_2 + n_1} \right)^2 = \left(\frac{1,376 - 1}{1,376 + 1} \right)^2 = 0,025 = 2,5\%.$$

Именно этой величиной ρ определяется наличие и яркость роговичных бликов, возникающих от внешних источников света.

Как видно из рисунка 2 в интервале значений $\varepsilon_1 \in [40..90]^\circ$ коэффициенты отражения света резко возрастают вплоть до единицы. Но такие углы падения не свойственны для пучков лучей, которые формируют изображения в макулярной зоне сетчатки, поэтому коэффициенты отражения и коэффициенты пропускания на остальных поверхностях оптической системы глаза можно рассчитывать по формуле (5).

На основании данных Гульстранда о схематическом глазе, аккомодированном на бесконечность, был произведен расчет коэффициентов френелевского отражения всех оптических поверхностей этого глаза (рис. 3, табл. 1).

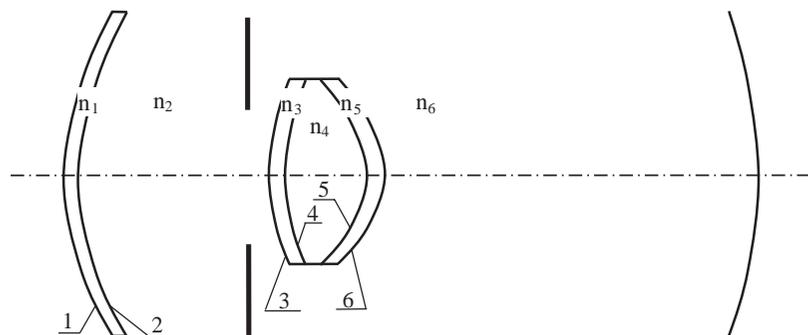


Рис. 3. Схематический глаз №1 по Гульстранду с шестью оптическими поверхностями.

Таблица 1

Конструктивные параметры схематического глаза №1 по Гульстранду (аккомодация на бесконечность)

№ поверхности	r, мм	d, мм	n	Sd, мм	Оптический элемент глаза
			1		
1	7,7				
		0,5	1,376	0,5	роговица
2	6,8				
		3,1	1,336	3,6	передняя камера
3	10,0				
		0,546	1,386	4,146	кора хрусталика
4	7,911				
		2,419	1,406	6,565	ядро хрусталика
5	-5,76				
		0,635	1,386	7,2	кора хрусталика
6	-6,0				
			1,336		стекловидное тело

Примечание: где r – радиус поверхности, d – расстояние между соседними поверхностями, n – показатель преломления среды, S_d – осевое расстояние от первой поверхности до поверхности с указанным номером.

Именно эта модель схематического глаза выбрана для проведения расчетов коэффициентов отражения света на оптических поверхностях глаза по причине большего подобия распределения показателей

преломления сред, из которых сформирован хрусталик. Известно, что показатель преломления внутри хрусталика увеличивается по направлению от периферии к центру ядра. Такое распределение существенно влияет на коэффициент отражения света от поверхностей. Как видно из формулы (5) чем меньше разность показателей преломления соседних сред, тем меньшим будет коэффициент отражения света на границе раздела этих сред. Постепенное, а не скачкообразное, увеличение показателя преломления сред внутри хрусталика от краев к центру ядра минимизирует светопотери внутри глаза и тем самым уменьшает отраженные и рассеянные внутри глаза световые потоки. При этом освещенность изображения на сетчатке возрастает, а контраст изображения увеличивается благодаря уменьшению фоновой засветки сетчатки, появляющейся из-за рассеяния света внутри глаза.

Результаты расчетов коэффициентов френелевского отражения света на поверхностях указанного схематического глаза представлены в табл. 2.

Таблица 2

Коэффициент отражения неполяризованного света на оптических поверхностях схематического глаза №1 по Гульстранду

№ поверхности	$\rho_{№}$ значение коэффициента отражения неполяризованного света на поверхности с №	$\rho_{№} (\%)$
1	0,025	2,5
2	$2,2 \cdot 10^{-4}$	0,022
3	$3,4 \cdot 10^{-4}$	0,034
4	$5,1 \cdot 10^{-4}$	0,005
5	$5,1 \cdot 10^{-4}$	0,005
6	$3,4 \cdot 10^{-4}$	0,034

Из приведенных в таблице 2 данных видно, что наибольшее отражение наблюдается на наружной (первой) поверхности роговицы. Оно в 50 – 100 раз больше чем на остальных, внутренних оптических поверхностях.

При имплантации искусственного хрусталика, отражение света на его поверхностях может существенно усилиться, если показатель преломления материала, из которого изготовлен этот хрусталик будет значительно отличаться от показателей преломления окружающих его сред. Для подтверждения этого предположения рассчитаем коэффициент отражения внешних поверхностей хрусталика, изготовленного из полиметилметакрилата (ПММА). Показа-

тель преломления этого материала $n = 1,49$ на длине волны $\lambda = 0,55$ мкм. Если такой линзой заменить хрусталик схематического глаза Гульстранда, то коэффициенты отражения на поверхностях будут иметь значения, приведенные в табл. 3.

Таблица 3

Коэффициент отражения неполяризованного света на оптических поверхностях схематического глаза № 1 Гульстранда, в котором хрусталик заменен линзой, изготовленной из ПММА

№ поверхности	ρ_{N_0} значение коэффициента отражения неполяризованного света на поверхности с №	ρ_{N_0} (%)
1	0,025	2,5
2	$2,2 \cdot 10^{-4}$	0,022
3	$2,97 \cdot 10^{-4}$	0,297
4	$2,97 \cdot 10^{-4}$	0,297

Из сравнения коэффициентов отражения света на поверхностях первого (по Гульстранду) и второго (искусственного) хрусталиков видно, что на поверхностях такого искусственного хрусталика коэффициент отражения увеличился почти в 10 раз. Этим результатом объясняется явление светящихся («зеркальных») глаз с имплантированной ИОЛ. Кроме нежелательного косметического эффекта такое возрастание отраженного света неизбежно увеличивает фоновую засветку сетчатки, уменьшая на ней контраст изображений. Из-за увеличения рассеяний внутри глаза может возникать эффект полного внутреннего отражения света на швах, которые имеют место после хирургической коррекции формы роговицы. Сетчатка, будучи сверхчувствительным фотоприемником, воспринимает даже очень малые рассеянные световые потоки в виде бликов, мешающих наблюдениям.

Отсюда следует вывод о том, что искусственные хрусталики должны иметь просветляющие пленки или слои просветляющих пленок с показателями преломления, которые возрастают по направлению к ядру хрусталика. Такая конструкция искусственного хрусталика позволит существенно уменьшить френелевские отражения. Распределение показателей преломления по слоям просветляющих покрытий, а также толщины этих слоев, можно на наш взгляд определить двумя разными методами. Один из них предполагает построение многослойной ИОЛ с распределением показателя преломления, подобно распределению в естественном хрусталике. Другой метод основан на использовании

теории двухлучевой интерференции световых волн, отраженных от поверхностей тонких пленок, применяемой при расчетах просветляющих покрытий в производстве оптических приборов.

Предыдущие расчеты показали, что имплантация искусственного хрусталика в виде простой линзы, изготовленной из оптически однородного материала, приводит к существенному скачку показателя преломления на границах его контакта с внутренней оптической средой глаза. Как следствие – сравнительно большой коэффициент френелевского отражения на указанных границах. Задача состоит в том, чтобы уменьшить коэффициент отражения.

В технической оптике эту задачу решают методом просветления поверхностей линзы. Идея метода возникла в результате анализа феномена увеличения светопропускания линзовых объективов астрономических телескопов по мере их старения. Причиной оказалась тонкая окисная пленка, возникающая на наружной поверхности объектива от химического воздействия атмосферы, на которой возникла интерференция световых волн, уменьшающая отражение света. После чего такие пленки начали наносить искусственно. Для этого на оптические поверхности линз наносят тонкую диэлектрическую пленку, на обеих поверхностях которой происходит отражение и интерференция отраженных световых волн (рис. 4).

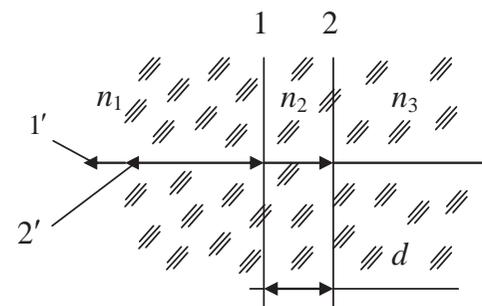


Рис. 4. Отражение луча на просветляющей пленке: $1'$ – луч, отраженный от первой поверхности пленки; $2'$ – луч, отраженный от второй поверхности пленки; n_1 – показатель преломления среды до пленки; n_2 – показатель преломления материала пленки; n_3 – показатель преломления линзы.

Волны, отраженные назад от поверхностей 1 и 2, являются когерентными и могут создавать устойчивую интерференцию. Если

толщину пленки взять такой, чтобы обе волны после отражения были в противофазе, т.е. между ними была оптическая разность хода $\frac{\lambda}{2}q$,

где q – нечетное число, то при таком условии волны гасят друг друга.

При однослойном покрытии линзы условие противофазы, необходимое для взаимного гашения отраженных от пленки волн, вытекает из равенства

$$2dn_2 = \frac{\lambda}{2}q \quad (10)$$

В левой части равенства (10) представлена оптическая длина пути луча $2'$, который дважды проходит через слой просветляющей пленки. Полное гашение отраженных волн произойдет тогда, когда амплитуды волн, отраженных от первой и второй поверхности пленки, будут одинаковыми, а для этого необходимо, чтобы коэффициенты френелевского отражения (см. формулу (5)) на первой и второй поверхностях пленки были равными:

$$\left(\frac{n_2 - n_1}{n_2 + n_1} \right)^2 = \left(\frac{n_3 - n_2}{n_3 + n_2} \right)^2 \quad (11)$$

Если учесть, что n_1 – показатель преломления передней камеры глаза, $n_1 = 1,333$, а n_2 – показатель преломления линзы искусственного хрусталика, изготовленного, например, из гидрофобного акрила с $n_2 = 1,55$, то показатель преломления просветляющей пленки из предыдущего равенства должен быть равным величине

$$n_2 = \sqrt{n_1 n_3} = \sqrt{1,333 \cdot 1,5} = 1,437 \quad (12)$$

К этому значению максимально приближается показатель преломления силикона, у которого $n_2 = 1,427$.

Из условия (10) видно, что взаимное и полное гашение волн для видимого диапазона может выполняться только для одной длины волны. Другая длина волны, отличающаяся в q раз, уже выходит за пределы видимого диапазона. Однако монохроматическое просветление неприемлемо для искусственного хрусталика вследствие его спектральной селективности, а полихроматическое просвет-

ление требует многослойного покрытия поверхностей линзы, что также проблематично с точки зрения подбора материалов, которые без вреда для глаза могут находиться внутри него.

Кроме того интерференционное просветляющее покрытие требует точного обеспечения толщины d просветляющих пленок. Формула расчета толщины однослойного покрытия, получаемая из выражения (10), имеет вид:

$$d = \frac{\lambda q}{4\sqrt{n_1 n_3}} \quad (13)$$

Из формулы (13) следует, что при $q = 1$ и указанных выше типах материалов значение $d = 0,13\lambda$. Видно, что толщина пленки должна быть намного меньше длины волны, поэтому ее нанесение требует специальной технологии и точного контроля ее толщины. В связи с этим предлагается несколько иной подход к решению сформулированной задачи. Пусть толщина пленки, которая обволакивает линзу хрусталика, является произвольной, но одинаковой по всей поверхности. Выполнению подлежит лишь одно условие – интегральный коэффициент отражения на поверхностях должен быть минимальным (рис. 5).

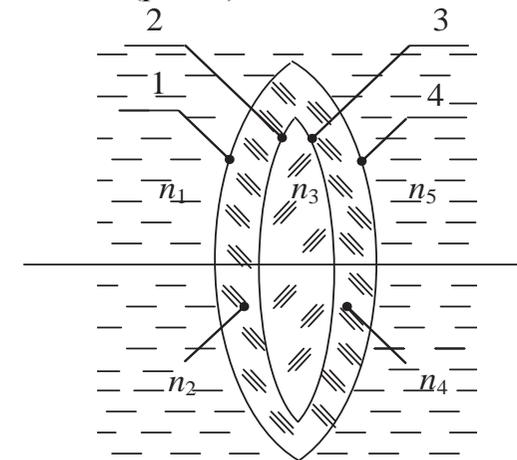


Рис. 5. Схема искусственного хрусталика в оболочке: поверхности 2 и 3 составляют базовую линзу, поверхности 1 и 4 принадлежат оболочке линзы.

Для упрощения решения задачи примем дополнительные условия и обозначения:

$n_1 = n_5 = n_B$ - показатель преломления сред до и после хрусталика.

$n_2 = n_4 = n_0$ - показатель преломления оболочки.

$n_3 = n_C$ - показатель преломления сердцевинны хрусталика (базовой линзы).

Тогда в соответствии с формулой (5) коэффициент отражения света на поверхности 1:

$$\text{(рис. 5)} \quad \rho_1 = \left(\frac{n_B - n_0}{n_B + n_0}\right)^2; \quad \text{на поверхности 2: } \rho_2 = \left(\frac{n_C - n_0}{n_C + n_0}\right)^2;$$

$$\text{на поверхности 3: } \rho_3 = \left(\frac{n_0 - n_C}{n_0 + n_C}\right)^2; \quad \text{на поверхности 4: } \rho_4 = \left(\frac{n_0 - n_B}{n_0 + n_B}\right)^2.$$

При этом коэффициент светопропускания каждой поверхности:

$$\tau_1 = 1 - \rho_1; \quad \tau_2 = 1 - \rho_2; \quad \tau_3 = 1 - \rho_3; \quad \tau_4 = 1 - \rho_4,$$

А с учетом того, что $\rho_1 = \rho_4$ и $\rho_2 = \rho_3$ (см. выше приведенные формулы), общий коэффициент светопропускания линзы составит:

$$\tau = (1 - \rho_1)(1 - \rho_2)(1 - \rho_3)(1 - \rho_4) = (1 - \rho_1)^2(1 - \rho_2)^2 \quad (14)$$

Тогда интегральный коэффициент отражения хрусталика составит:

$$\rho = 1 - \tau = 1 - (1 - \rho_1)^2(1 - \rho_2)^2.$$

Наилучшим будет тот материал оболочки, который обеспечит минимальное значение ρ или, что тоже самое, максимальное значение τ .

Подставляя выражения ρ_1 и ρ_2 в (14), получаем:

$$\tau(n_0) = \frac{256n_B^2 n_C^2 n_0^4}{(n_0 + n_B)^4 (n_0 + n_C)^4} \quad (15)$$

Функция $\tau(n_0)$ достигает максимального значения тогда, когда ее производная по аргументу n_0 становится равной нулю

$$\frac{d\tau(n_0)}{dn_0} = 0.$$

Выражение производной имеет вид:

$$\frac{d\tau(n_0)}{dn_0} = \frac{1024n_B^2 n_C^2 n_0^3}{(n_0 + n_B)^5 (n_0 + n_C)^5} (n_B n_C - n_0^2) = 0.$$

Из последнего уравнения следует, что корнем уравнения является значение

$$n_0^2 = n_B n_C \quad \text{или} \quad n_0 = \sqrt{n_B n_C}. \quad (16)$$

Выражение (16), как видно, совпало с формулой (12). При значениях $n_B = 1,333$ и $n_C = 1,55$ получаем $n_0 = 1,437$. Отсюда следует важный вывод, материал оболочки, минимизирующий френелевские отражения, и материал интерференционно-просветляющей пленки имеют равные показатели преломления.

Представленные на рисунке 6 графики функций $\tau(n_0)$ и $\rho(n_0)$ демонстрируют абсолютные значения коэффициентов светопропускания и коэффициента светопотерь на поверхностях хрусталика в оболочке при иных возможных значениях показателей преломления оболочки n_0 . Экстремальных значений эти функции достигают при $n_0 = 1,437$, чем подтверждается корректность формулы (16).

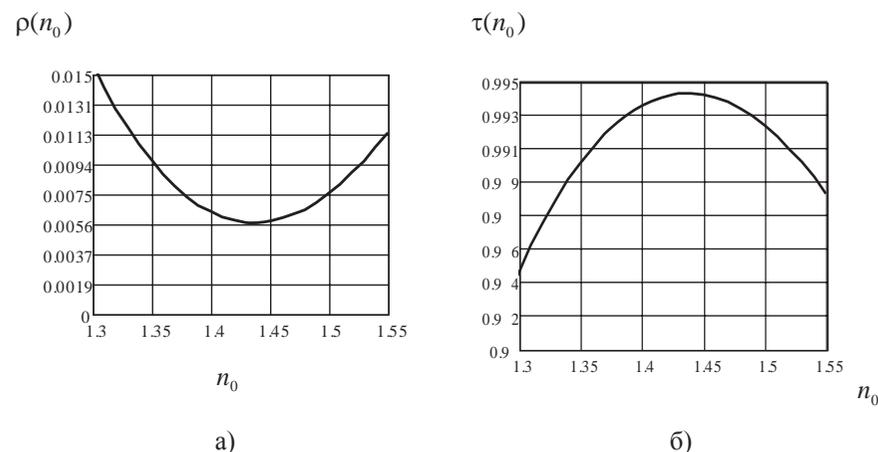


Рис. 6. Графики зависимости коэффициента отражения а) и коэффициента светопропускания б) искусственного хрусталика с оболочкой, находящегося в среде с показателем преломления 1,333.

На границе раздела сред, т.е. на каждой поверхности коэффициент отражения составляет

$$\rho_1 = \left(\frac{n_0 - n_B}{n_0 + n_B} \right)^2 = \left(\frac{1,427 - 1,333}{1,427 + 1,333} \right)^2 = 0,00116.$$

$$\rho_2 = \left(\frac{n_C - n_0}{n_C + n_0} \right)^2 = \left(\frac{1,55 - 1,427}{1,55 + 1,427} \right)^2 = 0,00171.$$

При отсутствии оболочки поверхности хрусталика имеют коэффициент отражения на границе со средой с показателем преломления 1,333

$$\rho = \left(\frac{n_C - n_B}{n_C + n_B} \right)^2 = \left(\frac{1,55 - 1,333}{1,55 + 1,333} \right)^2 = 0,00567.$$

что в 4,9 и 3,3 раза больше отражения на первой и второй поверхностях оболочки соответственно.

Общий коэффициент светопотерь на линзе с оболочкой, согласно графика $\rho(n_0)$, меньше приблизительно в 2 раза по сравнению с линзой-хрусталиком без оболочки.

Помещая линзу с оболочкой во вторую оболочку с другим показателем преломления можно еще раз уменьшить отражение света и светопотери на таком хрусталике. Именно этот способ избрала природа, что подтверждается структурой естественного хрусталика. Как известно, естественный хрусталик имеет ядро и ряд слоев вокруг ядра, причем показатели преломления каждого слоя уменьшается в направлении удаления его от ядра. Следовательно, нанесение пленки на базовую линзу хрусталика изменяет его оптическую силу. Нам необходимо знать и учитывать это изменение. Для изучения вопроса воспользуемся формулами геометрической оптики. Пусть базовая линза имеет радиусы поверхностей r_1 и r_2 , осевую толщину d и показатель преломления n_2 (рис. 7). В разнородной среде эта линза будет иметь оптическую силу [2]:

$$\Phi = \frac{n_3}{1} - \frac{n_2 - n_1}{2} + \frac{n_3 - n_2}{n_2} - \frac{(n_2 - n_1)(n_3 - n_2)}{n_2 \cdot 1 \cdot 2} \quad (17)$$

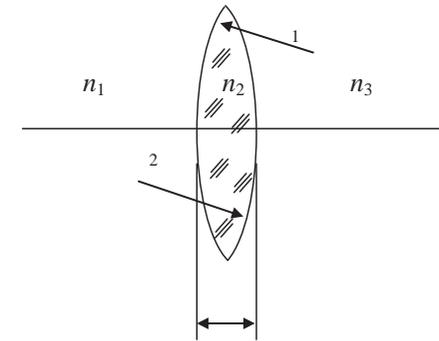


Рис. 7. Интраокулярная линза с конструктивными параметрами.

Оболочка по своей сути представляет собой две менискообразные линзы, приставленные к обеим поверхностям базовой линзы (рис. 8).

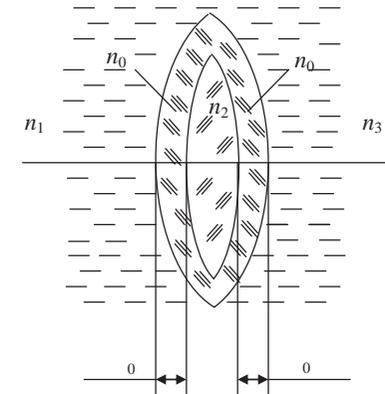


Рис.8. Интраокулярная линза в оболочке.

Мениски (рис.9) слева и справа от базовой линзы имеют симметричные конструктивные параметры.

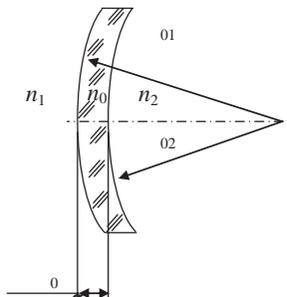


Рис. 9. Мениски, как фрагменты оболочки интраокулярной линзы.

Мениски представляют собой концентрическую линзу, центры поверхностей которой совпадают с центром сферы базовой поверхности, поэтому

$$r_{02} = r_1; r_{01} = r_{02} + d_0 = r_1 + d_0,$$

где d_0 – осевая толщина оболочки.

Оптическая сила передней линзы-мениска в соответствии с (17) вычисляется по формуле:

$$\Phi_{01} = \frac{n_2}{f'_0} = \frac{n_0 - n_1}{r_{01}} + \frac{n_2 - n_0}{r_{02}} - \frac{(n_0 - n_1)(n_2 - n_0)}{n_0 r_{01} r_{02}} d_0. \quad (18)$$

При расчете оптической силы оболочки необходимо учитывать условие: $n_2 = n_1$. Так как осевая толщина оболочки d_0 намного меньше радиусов $r_{01} = r_{02}$, то третьим слагаемым в (18) можно пренебречь, при этом

$$\begin{aligned} \Phi_{01} &= \frac{n_2}{f'_0} = \frac{n_0 - n_1}{r_{01}} + \frac{n_1 - n_0}{r_{02}} = (n_0 - n_1) \left(\frac{1}{r_{01}} - \frac{1}{r_{02}} \right) = \\ &= (n_0 - n_1) \left(\frac{1}{r_1 + d_0} - \frac{1}{r_1} \right) = (n_0 - n_1) \left[\frac{r_1 - r_1 - d_0}{(r_1 + d_0)r_1} \right]. \end{aligned}$$

С учетом того, что $d_0 < r_1$ последнюю формулу можно подставить в виде:

$$\Phi_{01} = -\frac{(n_0 - n_1)d_0}{r_1^2}. \quad (19)$$

$$\text{В диоптриях } \Phi_{01} [\text{дптр}] = -\frac{1000(n_0 - n_1)d_0}{r_1^2}.$$

Как видно из (19) оболочка имеет отрицательную оптическую силу, а значит, она будет уменьшать оптическую силу базовой линзы.

Действительно, общая оптическая сила хрусталика в одной оболочке состоит из суммы оптической силы базовой линзы и двух линз-менисков, так как линза-мениск присутствует слева и справа на базовой линзе [14]:

$$\Phi_{\Sigma} = \Phi + 2\Phi_{01}. \quad (20)$$

При этом изменение оптической силы оптической системы хрусталика, облаченного в оболочку, составляет $2\Phi_{01}$.

Для сопоставления величин Φ и $2\Phi_{01}$ произведем расчет этих величин по формулам (17), (19) и (20). Пусть базовая линза хрусталика в воде ($n_1 = n_2 = 1,333$) имеет оптическую силу +15 дптр, при этом она изготовлена из гидрофобного акрила с $n_c = 1,5$ и имеет радиусы $r_1 = -r_2 = 28,93$ мм., а ее осевая толщина $d_1 = 0,5$ мм.

Если на эту линзу нанести оболочку, например, из силикона ($n = 1,427$) толщиной 0,1 мм, то линза с оболочкой в воде, согласно формуле (19), изменит оптическую силу по отношению к базовой линзе на величину

$$2\Phi_{01} = -2 \frac{1000(1,427 - 1,333)}{28,93^2} 0,1 = -0,022 \text{ дптр.}$$

Из приведенного расчета видно, что изменение оптической силы базовой линзы в оболочке ничтожно мало и не требует принятия мер по ее компенсации.

Следовательно, применение многослойных покрытий базовой линзы оптическим материалом с уменьшающимися к наружи показателями преломления периферийных слоев может служить эффективным средством снижения или устранения бликов и рассеяний света внутри глаза. Использование лишь одной оболочки позволяет в разы уменьшить френелевские рефлексии на поверхностях хрусталика. Отказ от применения интерференционных пленок, которые лишь селективно по спектру устраняют блики, упрощает технологию изготовления ИОЛ с просветляющими покрытиями. Осевая толщина оболочки, которая в нашем предложении является свободным конструктивным параметром, может изменяться в широких пределах, что позволяет не только упростить технологию изготовления ИОЛ с просветлением, но и использовать эту возможность для коррекции всех других аберраций ИОЛ, например, сферической аберрации. Такая оптимизация оптической системы многослойного хрусталика может быть направлением дальнейших исследований и совершенствования оптической системы интраокулярных линз.

Выводы

1. Таким образом, детальное знание оптических свойств естественного хрусталика как бы создает ту условную программу, намечает алгоритм необходимых последовательных действий в перспек-

тиве по дальнейшему совершенствованию оптических устройств, включая, прежде всего интраокулярную коррекцию, которая может устранить негативные, усилить и использовать позитивные свойства, включая феномены естественного глаза, на трудном пути совершенствования протезирования созданной природой органа зрения, о достоинствах и особенно недостатках которого так резко и критично высказывался Л. Гельмгольц.

2. Наше исследование показало, что естественный глаз имеет свойства просветленной оптики, благодаря чему попадающие в глаз лучи не ослабляются, а даже могут усиливаться в зависимости от длины волны. Это можно объяснить тем, что прозрачная передняя капсула хрусталика в различных зонах имеет толщину от 70 до 190 нм, что по законам просветленной оптики позволяет ей пропускать лучи света от 380 до 900 нм. Иными словами хрусталик пропускает видимые лучи спектра, что соответственно показывает адаптацию глаза к естественной освещенности в любое время суток – от прямых солнечных лучей до небесных светил ночью. В то же время эта особенность анатомического устройства хрусталика глаза исключает выраженное отражение, которое создавалось бы при ином устройстве оптики глаза и которое выявлено нами и названо как феномен «зеркального глаза». Следовательно, выявленная особенность может быть использована в практической деятельности врача офтальмолога при диагностики артификации, алгоритм которой нами представлен следующими клиническими признаками:

1. выраженные блики, освещающие внутреннюю поверхность роговицы;
2. зеркальный отблеск в области зрачка («зеркальный» глаз);
3. достаточно глубокая передняя камера.

Эти признаки возникают в результате того, что современные ИОЛ имеют толщину меньше 5 мм, другой вес, неадекватно высокую отражательную способность, что помогает диагностировать артификацию даже при отсутствии соответствующих данных анамнеза в медицинской документации, видимых признаках хирургического вмешательства по удалению катаракты, достаточно высоких зрительных функциях и в мотивациях диссимуляции.

3. Таким образом, изучение оптических феноменов, недостатков и достоинств артификационного глаза позволило решить проблему совершенствования интраокулярной коррекции и наметило пути

дальнейшего развития в создании искусственной интраокулярной оптики, что позволит в будущем максимально приблизиться к идеальному зрению, которое носит название «супер-зрение».

Литература

1. Алиев А.-Г.Д. Аберрации оптической системы глаза человека: клиническая классификация и роль в современной офтальмохирургии / А.-Г.Д. Алиев, М.И. Исмаилов // Проблемы офтальмологии. – 2004. – № 2. – С. 710.
2. Артадь П. «Суперзрение»: факты и вымыслы / П. Артадь // Вестник оптометрии. – 2002. – № 4. – С. 34 – 41.
3. Балашевич Л.И. Оптические аберрации глаза: диагностика и коррекция / Л.И. Балашевич // Окулист. – 2001. – № 6 (22). – С. 12 – 15.
4. Владимиров Д.В. Влияние аберраций высших порядков на остроту зрения / Д.В. Владимиров, Н.М. Сергиенко, В.В. Молебный // Офтальмологический журнал. – 2009. – № 5. – С. 14 – 16.
5. Галецкий С.О. Создание модели человеческого глаза методами адаптивной оптики / С.О. Галецкий, А.И. Беляков, Т.Ю. Черезова, А.В. Кудряшов // Оптический журнал. – 2006. – Т. 73, № 7. – С. 79 – 82.
6. Егорова Э.В. Хирургия катаракты сегодня и завтра / Э.В. Егорова // Новое в офтальмологии. – 1996. – № 1. – С. 44 – 46.
7. Исмаилов М.И. Комплексная методика профилактики индуцированных аберраций оптической системы глаза при интраокулярной коррекции афакии: дис. ... канд. мед. наук : 14.00.08 "Глазные болезни" / Муслим Исмаилович Исмаилов. – М., 1999. – 156 с.
8. Минаев Ю.Л. Коррекция волнового фронта для устранения аберраций высших порядков / Ю.Л. Минаев // Вестник оптометрии. – 2008. – № 1. – С. 42 – 48.
9. Молебный В.В. Модель оптической системы глаза на базе фазовых транспарантов / В.В. Молебный, И.Г. Чиж, В.М. Сокурено // Измерительная и вычислительная техника в технологических процессах. – 1999. – № 4. – С. 127–130.
10. Рева Г.В. Строение хрусталика глаза человека / Г.В. Рева, О.В. Гапонько, Е.В. Ващенко // Успехи современного естествознания. – 2009. – № 1 – С. 49–51.
11. Сергиенко Н.М. Современные достижения в изучении оптической системы человеческого глаза / Н.М. Сергиенко, В.В. Молебный // Медицинский вестник. – 2002. – № 1–2. – С. 100–104.
12. Сокурено В.М. Око людини та офтальмологічні прилади / В.М. Сокурено, Г.С. Тимчик, І.Г. Чиж. – Київ: НТУУ «КПІ», 2009. – 264 с.
13. Чиж И.Г. Монохроматические аберрации оптической системы глаза / И.Г. Чиж // Научные вести НТУУ "КПИ". – 2002. – № 1. – С. 98 – 110.
14. Чиж И.Г. Модель оптической системы глаза для тестирования и сертификации офтальмологических абберрометров / И.Г. Чиж, Н.Б. Афончина,

Т.О. Шиша // Вестник НТУУ "КПІ". Серія Приборостроєння. – 2007. – Вип. 33. – С. 153–158.

15. Artal P. *The human eye is an example of robust optical design* / P. Artal, A. Benito, J. Tabernero // *J. Opt. Soc. Am. A. Opt. Image Sci. Vis.* – 2006. – Vol. 6. – P. 1–7.

16. Bellucci R. *Optimizing higher-order aberrations with intraocular lens technology* / R. Bellucci, S. Morselli // *Curr. Opin. Ophthalmol.* – 2007. – Vol. 18 (1). – P. 67–73.

17. Charman W.N. *Visual optics and instrumentation* / W.N. Charman. – Florida: CRC Press, 1991. – Ch. 1. – P. 1–26.

18. Colin J. *Glistening in hydrophobic acrylic IOLs* / J. Colin // *Journal Eurotimes ESCRS.* – 2009. – Vol.14, issue 6. – P.16.

19. Yamaguchi T. *Effect of spherical aberration on visual function under photopic and mesopic conditions after cataract surgery* / T. Yamaguchi, M. Dogru, K. Yamaguchi [et al.] // *J. Cataract. Refract. Surg.* – 2009. – Vol. 35. – P. 57–63.

Резюме

Жабоедов Д.Г. *Особливості оптичних феноменів природного і штучного кришталіків людського ока.*

Вивчені анатомічні особливості природного кришталіка, його аберації і оптичні феномени. Вперше виявлено, що природний кришталік сформований і функціонує за принципом просвітленої оптики. Сучасна інтраокулярна оптика поступається по функціональних властивостях природному кришталіку. Встановлено, що око з штучним кришталіком володіє наступними недоліками: знижується контрастна і колірна чутливість, спостерігається розсіяння світла, відблиски, підвищене віддзеркалення і інші оптичні феномени. На основі виявлених клінічних ознак розроблений алгоритм діагностики артіфакції. Вироблені теоретичні розрахунки перспективних ІОЛ, в яких враховані особливості матеріалів, конструкції і способи прояснення, впровадження в практику яких створить умови для якісного зору ока з штучним кришталіком.

Ключові слова: аберація, оптичні феномени, природний кришталік, просвітлена оптика, інтерференція світла, віддзеркалення світла, інтраокулярна лінза, відблиски, засліплення, «дзеркальне» око.

Резюме

Жабоедов Д.Г. *Особенности оптических феноменов естественного и искусственного хрусталиков человеческого глаза.*

Изучены анатомические особенности естественного хрусталика, его аберрации и оптические феномены. Впервые выявлено, что естественный хрусталик сформирован и функционирует по

Проблеми екологічної та медичної генетики і клінічної імунології

принципу просвітленої оптики. Сучасна інтраокулярна оптика поступає по функціональним властивостям естественному хрусталику. Установлено, що артіфакційний глаз має наступними недоліками: зменшується контрастна і кольорова чутливість, спостерігається розсіяння світла, блики, підвищене віддзеркалення і інші оптичні феномени. На основі виявлених клінічних ознак розроблений алгоритм діагностики артіфакції. Произведені теоретичні розрахунки перспективних ІОЛ, в яких учтені особливості матеріалів, конструкції і способи просвітлення, впровадження в практику яких створить умови для якісного зору артіфакційного глаза.

Ключевые слова: аберрації, оптичні феномени, естественний хрусталик, просвітлена оптика, інтерференція світла, віддзеркалення світла, інтраокулярна лінза, блики, засліплення, «зеркальний» глаз.

Summary

Gaboedov D.G. *Features of optical phenomena of natural and artificial crystalline lenses of a human eye.*

Anatomic features of a natural crystalline lens, its aberration and optical phenomena are studied. For the first time it is revealed that the natural crystalline lens is created and functions by a principle of the brightened-up optics. The modern IOLs concedes on functional properties to a natural crystalline lens. It is established that the eye with IOL possesses the following shortcomings: contrast and color sensitivity decreases, light dispersion, the patches of light, the increased reflection and other optical phenomena is observed. On the basis of the revealed clinical signs the algorithm of diagnostics of an artifakiya is developed. Theoretical calculations of perspective IOL in which features of materials are considered, designs and ways of an enlightenment are made, introduction in which practice will create conditions for qualitative sight of an eye with IOL.

Key words: aberrations, the optical phenomena, the natural crystalline lens, the brightened-up optics, light interference, light reflection, IOL, patches of light, dazzle, a "mirror" eye.

Рецензент: д.мед.н., проф. А.М. Петруня