

DOI: <https://doi.org/10.25276/0235-4160-2018-1-92-97>
УДК 617.741-004.1

Эффективная позиция линзы. Обзор

А.Н. Куликов, Е.В. Кокарева, А.А. Дзилихов

ФГБУ ВПО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ, Санкт-Петербург

РЕФЕРАТ

Развитие технологий, усовершенствование медицинского оборудования и техники факоэмульсификации (ФЭК) делают имплантацию интраокулярной линзы (ИОЛ) стандартным и прогнозируемым процессом. Достижение запланированного рефракционного результата, отвечающего за создание качественно нового уровня жизни и социальной адаптации пациентов, на сегодняшний день является одной из главных задач факохирургии.

Совершенствование методов биометрии позволило снизить погрешность, вносимую в расчет ошибками измерения передне-задней оси глаза (ПЗО), с 66,4 до 1,9%. Это вывело неточность алгоритмов прогнозирования эффективной позиции линзы (ЭПЛ) на первое место среди причин рефракционных «сюрпризов». На сегодняшний день она оценивается равной 49,5%. Несмотря на это, ЭПЛ, как составляющая расчета, используется лишь в некоторых формулах расчета оптической силы ИОЛ.

Офтальмохирургия. – 2018. – № 1. – С. 92–97.

ABSTRACT

Effective lens position. A review

A.N. Kulikov, E.V. Kokareva, A.A. Dzilikhov

The S. M. Kirov Military Medical Academy of the Ministry of Defense of the Russian Federation, Saint-Petersburg

Technological progress, considerable upgrade in medical equipment and phacoemulsification technique make the intraocular lens implantation a standard and predictable procedure. Currently the achieved planned refractive result is responsible for a creation of qualitatively new standards of living and social adaptation in patients and become the main purpose of cataract surgery.

An improvement of the biometry accuracy reduces errors of axial length measurement from 66.4% to 1.9%. Thus, the estimation algorithm of effective lens position (ELP) appears as the main reason of refractive «surprises». Recently it is evaluated to be 49.5%. Despite this fact, the ELP, as a calculation component, is used only in some IOL power formulas.

A precise algorithm of postoperative IOL position prediction is a difficult problem associated with the development of regression models.

Разработка алгоритма точного прогнозирования послеоперационного положения ИОЛ является сложной задачей, связанной с регрессионными вычислениями. На сегодняшний день названо достаточно много анатомических параметров, значимо влияющих на данную величину. Однако появление новых методов биометрии позволило расширить этот список. Введение в алгоритм сведений об оптических свойствах и конфигурации имплантируемой линзы, влияющих на ее положение в капсульном мешке, также весьма важно при определении ее эффективной позиции.

В обзоре рассмотрены основные формулы расчета силы ИОЛ, включающие в себя алгоритм определения послеоперационного положения имплантируемой линзы или ее эффективную позицию с учетом оптической конфигурации.

Ключевые слова: эффективная позиция линзы, расчет силы ИОЛ, факоэмульсификация. ■

Авторы не имеют финансовых или имущественных интересов в отношении содержания настоящего обзора.

And there is a list of anatomical parameters significantly affect this value. However, the appearance of new biometry methods allowed to expand this list. Optical properties and configuration of the implanted lens affecting its positioning in the capsular bag also become an important data for estimation of the effective lens position.

The review considers information about widely used IOL calculation formulas applying the postoperative lens position algorithm or ELP with consideration for lens configuration.

Key words: effective lens position, IOL power calculation, phacoemulsification. ■

No author has a financial or proprietary interest in the contents of the present review.

Fyodorov Journal of Ophthalmic Surgery. – 2018. – No. 1. – P. 92–97.

Для корреспонденции:

Кокарева Екатерина Владимировна, канд. мед. наук, врач-офтальмолог, начальник госпитального отделения клиники офтальмологии ФГБВОУ ВПО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ
E-mail: EKokareva83@gmail.com

АКТУАЛЬНОСТЬ

Факоэмульсификация является самой часто выполняемой офтальмологической операцией. В связи с развитием технологий, усовершенствованием медицинского оборудования и техники факоэмульсификации ход оперативного вмешательства с имплантацией интраокулярной линзы (ИОЛ) становится стандартным и лучше прогнозируемым. Величина хирургического доступа, диаметр капсулорексиса, формы и размеры имплантируемых линз все менее варьируют. Таким образом, при наличии современных точных методов биометрии погрешность в расчете силы ИОЛ сводится к вариабельности положения линзы в задней камере и, возможно, к влиянию конфигурации преломляющих поверхностей искусственного хрусталика на построение изображения в оптической системе глаза [15]. Повышенные требования к расчетам ИОЛ «премиум»-класса [32], проведение факоэмульсификации с рефракционной целью, имеющиеся отклонения от запланированной рефракции у пациентов с нестандартным сочетанием биометрических параметров глаза диктуют необходимость разработки новых путей решения проблемы недостаточной на сегодняшний день точности определения силы имплантируемой линзы. Снижение числа рефракционных ошибок позволит проводить факоэмульсификацию с имплантацией ИОЛ не только для восстановления прозрачности оптических сред, но и для создания качественно нового уровня жизни и социальной адаптации пациентов путем достижения запланированного рефракционного результата в большем проценте случаев [12].

Глаз как оптическая система

Для описания прохождения света через глазные среды уже более 150 лет используются законы Гауссовской оптики. Она устанавливает ряд так называемых кардинальных точек и плоскостей, задание которых полностью описывает все свойства оптической системы и позволяет пользоваться ею, не рассматривая реального хода лучей [11]. Рассмотрим оптическую систему на *рис. 1*:

AA' – оптическая ось линзы, пересекающая ее в оптическом центре [33]. Передняя главная плоскость HC и задняя главная плоскость H'B являются эквивалентами передней и задней преломляющих поверхностей линзы. Точки пересечения H и H' главных плоскостей с осью называются главными точками системы. Главные плоскости являются сопряженными, поэтому положение луча на одной из главных плоскостей имеет идентичную локализацию на другой главной плоскости [13]. Параллельный оптической оси луч OB преломляется на задней главной плоскости линзы в точке B и достигает оптической оси в точке F', являющейся задним фокусом линзы. Луч OC пересекает оптическую ось в точке F, являющейся передним фокусом линзы, и преломляется в точке C передней главной плоскости. Таким образом формируется изображение предмета AO – A'O'. Преломление в обеих преломляющих поверхностях линзы можно свести к преломлению на одной прямой линии, являющейся главной плоскостью. Это значительно упрощает расчеты.

С позиции физической оптики глаз человека является трехкомпонентной центрированной оптической системой, состоящей из линзы очковой коррекции, роговицы и хрусталика, имеющих общую оптическую ось [27]. При построении изображения предмета центрированная оптическая система представляется как одно целое, а ход лучей в ней определяется с помощью передней и задней главных и узловых точек, а также переднего и заднего фокусов. В соответствии с законами оптики расстояние до предмета отсчитывается от передней, а до изображения – от задней главных точек. Световой луч, проходящий через первую узловую точку, не преломляется в ней, а, смещаясь, выходит из второй узловой точки и идет далее параллельно своему первоначальному направлению. Передний и задний фокусы – точки соединения параллельных лучей, падающих на систему [6].

При замене хрусталика на искусственную интраокулярную линзу взаимное расположение элементов оптической системы глаза меняется. Увеличивается глубина перед-

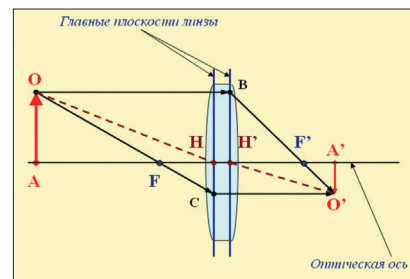


Рис. 1. Формирование изображения при прохождении луча через главные плоскости линзы: AA' – оптическая ось линзы; H и H' – передняя и задняя главные точки, через них проходят передняя и задняя главные плоскости линзы; F и F' – передний и задний фокус линзы; AO – предмет; A'O' – его изображение при прохождении лучей OB и OC через линзу [33]

Fig. 1. Image formation in light propagation through principal planes of the lens: AA' – optical axis of the lens, H and H' – first and second principal points of the optical system. F and F' – first and second focal points, AO – an object, A'O' – image of the object created by ray OB and OC passing through the lens [33]

ней камеры, изменяется расположение главных плоскостей оптической системы «линза-роговица-ИОЛ», поскольку глубина залегания, форма поверхностей, толщина, ориентация гаптических элементов ИОЛ являются переменными величинами.

Таким образом, в качестве основных элементов формирования рефракционных нарушений необходимо рассматривать роговицу или ИОЛ и расположение этих элементов по отношению к сетчатке [1].

Анатомия псевдофакичного глаза

Современные методы биометрии позволяют измерить любые расстояния в факичном глазу (*рис. 2*), а кератотопографы определяют оптическую силу в 2000 точек с высокой точностью, однако до сих пор сохраняется достаточно большой процент рефракционных ошибок при расчете ИОЛ. Вероятнее всего, что современные проблемы расчета оптической силы линзы кроются в недостаточной точности прогнозирования положения ИОЛ после имплантации, а также в малом внимании, уделяемом конфигурации самой ИОЛ. Совершенствование методов биометрии позволило снизить погрешность, вносимую в расчет ошибками измерения передне-зад-

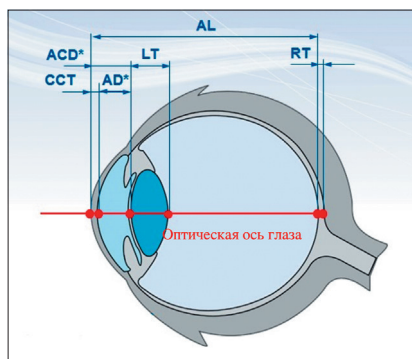


Рис. 2. Параметры факического глаза, измеряемые современными приборами для биометрии: AL – передне-задняя ось глаза, CCT – толщина роговицы, ACD* – глубина передней камеры, AD* – истинная глубина передней камеры, LT – толщина хрусталика, RT – толщина сетчатки в макулярной зоне

Fig. 2. Phakic eye distances measured with the current biometers: AL – axial length, CCT – corneal thickness, ACD* – anterior chamber depth, AD* – aqueous depth, LT – lens thickness, RT – retinal thickness in the macular area

ней оси глаза (ПЗО), с 66,4 до 1,9%. Это вывело неточность алгоритмов прогнозирования эффективной позиции линзы (ЭЛП) на первое место среди причин рефракционных «сюрпризов». В настоящий момент доля неточностей, приходящаяся на долю ЭЛП, оценивается равной 49,5% (рис. 3). Несмотря на это, ЭЛП как составляющая расчета используется лишь в некоторых формулах.

Достоверно известно, что глубина передней камеры после факосмульсификации становится больше и стабилизируется к 3 мес. после операции. Также известно, что эти изменения более выражены в глазах с гиперметропической рефракцией [8, 34]. Характерным для псевдофакического глаза является наличие пространства между радужкой и передней поверхностью ИОЛ [8].

Расстояние от передней и задней поверхности роговицы до передней поверхности ИОЛ является важным параметром для расчета оптической системы псевдофакического глаза. Разработка алгоритма точного ее прогнозирования является сложной задачей, связанной с регрессионными вычислениями. Среди анатомических факторов, достоверно оказывающих влияние на величину глубины передней камеры псевдофакического глаза, можно назвать глу-

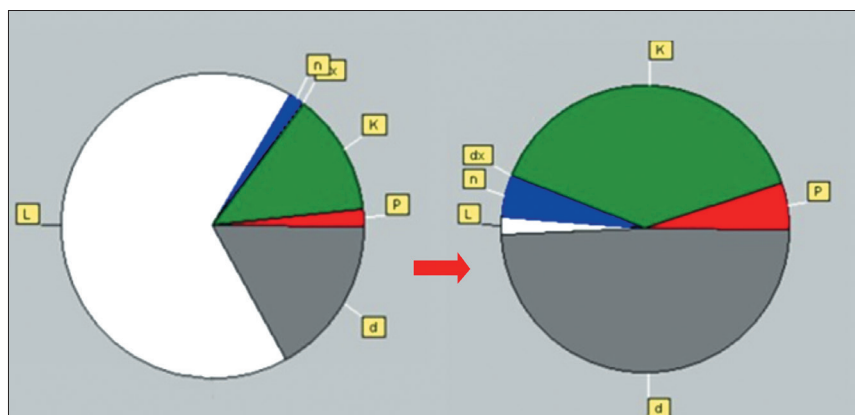


Рис. 3. Изменение долей погрешностей, вносимых в расчет оптической силы ИОЛ, произошедшее после появления и массового использования современных методов биометрии: L – ПЗО, n – показатель преломления, K – показатели кератометрии, dx – вертексное расстояние, P – неточность маркировки оптической силы ИОЛ, d – ЭЛП [Koch D., Wang Li, ESCRS iLearn]

Fig. 3. Reasons of IOL calculation errors after optical biometry devices had widely appeared: AL – axial length, n – refractive index, K – corneal power, dx – vertex distance, P – error in IOL marking, d – effective lens position [Koch D., Wang Li, ESCRS iLearn]

бину передней камеры и ПЗО факического глаза, силу имплантированной ИОЛ, диаметр роговичного сегмента на уровне корня радужки [5]. В связи с появлением новых методов биометрии возможно измерение дополнительных анатомических параметров факического глаза, влияющих на формирование задней камеры глаза при артифакции. К таким величинам может относиться толщина нативного хрусталика, определенная с помощью оптической биометрии, величина радужно-роговичного угла, измеренная с помощью Шеймфлюг-фотографий или оптической когерентной томографии (ОКТ) переднего отрезка факического глаза, сведения о состоянии связочного аппарата хрусталика, диаметре капсульной сумки и расположении цилиарного тела по данным ультразвуковой биомикроскопии (УБМ). Состояние капсульного мешка при имплантации ИОЛ во многом может определяться его дооперационными размерами, изменениями при фиброзировании, при неравномерном натяжении зонулярного аппарата, при варьировании диаметра капсулорексиса [24], имплантации внутрикапсульных колец и т.д. [10]. Наличие псевдоэкзофолитивного синдрома (ПЭС) также может менять степень натяжения связочного аппарата хрусталика и приводить к смещению оптической части ИОЛ вдоль сагиттальной

оси. Этот параметр важно учитывать, поскольку по результатам ультразвукового исследования частота ПЭС значительно увеличивалась с возрастом и достигала 89% у лиц старше 60 лет. Также достоверно чаще проявления ПЭС встречаются на глаукомных глазах [7, 9].

На форму и размеры капсульного мешка, а также на возможность смещения оптической части влияет конфигурация гаптических элементов ИОЛ [30, 31]. Для формирования капсульных сводов имеют значение форма и материал опорных элементов, наличие ангуляции, а также размер капсулотомии [19, 28].

Расчет глубины передней камеры при артифакции может сводиться к сумме расстояний от вершины роговицы до плоскости гаптических элементов плюс смещение оптической части ИОЛ относительно плоскости гаптических элементов («высота сжатого свода») [23]. Последнее включает в себя любое осевое смещение из-за сжатия гаптических элементов и измеряется в лаборатории при диаметре сжатия 10 мм. Возможность сжатия гаптических элементов существует только у линз с S-образной гаптикой. У линз с плоской формой опорных элементов уменьшение диаметра капсульного мешка возможно не менее диаметра самой ИОЛ, которое отличается у разных моделей ИОЛ. Фиброз

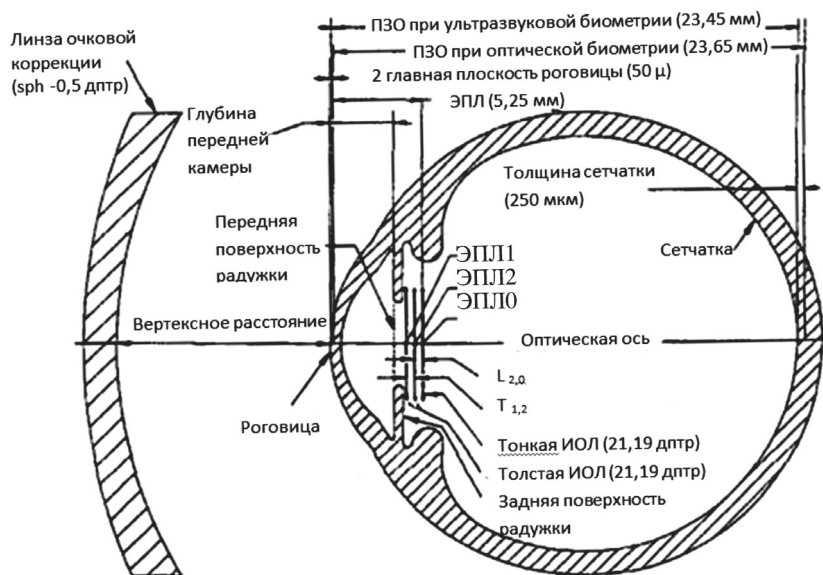


Рис. 4. Расположение ЭПЛ для идеально плоской линзы и линзы, имеющей реальную толщину, для схематического псевдофакичного глаза: L 2,0 – расстояние от ЭПЛ0 до ЭПЛ2, T 1,2 – расстояние от ЭПЛ1 до ЭПЛ2, ЭПЛ1 – для двояковыпуклой ИОЛ с реальной толщиной, ЭПЛ2 – для выпукло-вогнутой ИОЛ с реальной толщиной, ЭПЛ0 – для идеально тонкой ИОЛ [22]

Fig. 4. Effective lens position of ideal thin and thick IOLs in schematic pseudophakic eye: L 2,0 – ELP0 to ELP 2 distance, T 1,2 – ELP 1 to ELP 2 distance, ЭПЛ1 – for biconvex thick lens, ЭПЛ2 – for the convex-concave thick lens, ЭПЛ0 – for the ideal thin lens [22]

и сморщивание капсульного мешка в послеоперационном периоде может приводить к смещению оптической части ИОЛ вдоль сагиттальной оси, амплитуда которого будет сказываться на рефракционном результате [3]. При использовании алгоритмов прогнозирования подобных изменений возможно увеличение точности расчета силы ИОЛ.

При определении эффективной позиции линзы важно различать положение идеально тонкой линзы и реальной ИОЛ, имеющей не бесконечно малую толщину [20, 22]. Для идеально тонкой линзы эффективная плоскость (ELP) равна оптической позиции (S) и глубине передней камеры (рис. 4).

При разной конфигурации линзы, имеющей реальную толщину (выпукло-вогнутая, двояковыпуклая, плоско-выпуклая, плоско-вогнутая), положение ее эффективной плоскости может меняться. Для выпукло-вогнутой ИОЛ передняя главная плоскость сдвинута кпереди (рис. 5), в то время как у двояковыпуклой линзы она сдвинута кзади [2].

Зная толщину искусственного хрусталика, радиусы кривизны его поверхностей и показатель пре-

ломления материала, положение главной плоскости можно вычислить для ИОЛ любого производителя, что позволит рассчитать положение кардинальных точек псевдофакичного глаза при известных расстояниях между преломляющими поверхностями [17]. Таким образом, предсказание глубины расположения ИОЛ в псевдофакичном глазу, сведения о ее конфигурации позволяют полностью описать оптическую систему глаза для точного определения требуемой силы ИОЛ в каждом конкретном случае.

Формулы расчета силы ИОЛ, использующие ЭПЛ

Вопрос определения ЭПЛ занимает ученых уже давно. В 1993 г. Холладей Дж. впервые опубликовал формулу для определения послеоперационного эффективного положения линзы и обозначил ее как ELPo – расстояние от роговицы до передней поверхности ИОЛ [21]. Эта величина использовалась при расчете силы ИОЛ в формуле Holladay I. Ее улучшенный вариант – формула Holladay II – принадлежит к четвертому поколению теоретических формул, впервые была представле-

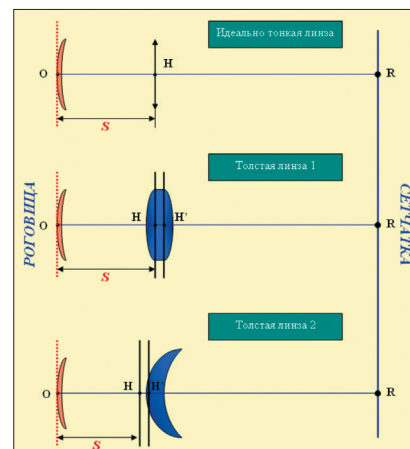


Рис. 5. Эффективная позиция линзы разной конфигурации при артифаки: OR – оптическая ось глаза, O – точка пересечения оптической осью передней поверхности роговицы, R – точка пересечения оптической осью сетчатки. H и H' – передняя и задняя главные плоскости линзы, в случае идеально тонкой линзы они совмещены в единственной плоскости линзы H. S – эффективная позиция линзы [2, 5]

Fig. 5. Effective lens position in pseudophakic eyes with different configuration of implanted IOL: OR – optical axis, O – point of anterior corneal surface transection by optical axis, R – point of retina transection by optical axis. H and H' – first and second principal planes of IOL, in ideal thin IOL case there is superposition of two principal planes in one – H. S – effective lens position [2, 5]

на для расчета силы имплантируемой ИОЛ и клинического использования в 1996 г., но до сих пор не опубликована. Утверждается, что она более точно должна предполагать глубину передней камеры после операции, используя данные посегментной биометрии переднего отрезка глаза до вмешательства (измерение глубины передней камеры до операции, толщины хрусталика, диаметра роговицы и принятия во внимание таких параметров, как возраст пациента и нарушение рефракции до операции). В созданном автором электронном консультанте возможен автоматический расчет ELPo с возможностью ее персонализации по результатам 20–30 послеоперационных наблюдений.

Барретт Г. создал формулу, связывающую силу ИОЛ, длину, глубину передней камеры факичного глаза и показатели кератометрии [14]. Это одна из первых формул, учитывающих оптическую конфигурацию ИОЛ, в ней вводится понятие «фактор лин-

зы» (Lens Factor), рассчитываемый из А-константы – расстояния от плоскости радужки или цилиарного тела до второй главной плоскости ИОЛ, в то время как положение первой главной плоскости варьирует в зависимости от толщины ИОЛ:

$$ACD_{post} = PPLC - LPCD - IOL_c,$$

$$PPLC = 2,40 + 0,011 \times age + 0,171 \times ACD_{preop} + 0,051 \times AL,$$

где: ACD_{post} – глубина передней камеры при артифакции, $LPCD$ – расстояние между задней поверхностью ИОЛ и задней капсулой в центральной зоне, IOL_c – толщина ИОЛ в центральной зоне, $PPLC$ – расстояние до задней капсулы хрусталика, ACD_{preop} – глубина передней камеры факического глаза, AL – длина глаза, age – возраст пациента. Усовершенствование данной формулы привело к появлению формулы Barrett Universal II, которая представлена в виде электронного калькулятора.

Значительный вклад в определение и расчет ЭПЛ внес Олсен Т. Его работы в данном направлении продолжают до настоящего времени. В 1995 г. опубликован алгоритм определения глубины передней камеры псевдофакического глаза, использующий глубину передней камеры факического глаза, его длину, толщину роговицы и хрусталика. Введение данного алгоритма в формулу расчета ИОЛ дало преимущества перед уже имевшимися формулами Binkhorst II, SRK I, SRK II, SRK/T и Holladay I в глазах с ПЗО от 20,0 до 26 мм [25]. Данный алгоритм позволяет вычислить физическое расстояние до передней поверхности ИОЛ в оперированном глазу, но не отражает ЭПЛ, поскольку не отражает ее оптических показателей.

В дальнейшем автор расширил число учитываемых в расчете величин, были включены показатели кератометрии, рефракция и возраст пациента (исключение возраста из расчетных параметров значительно не снижало точность расчетов), что снизило ошибку рефракционного результата на 10% по сравнению с 4-переменной формулой и на 28% – по сравнению с погрешностью при использовании среднего значения глубины передней камеры [26].

$$ACD_{calc} = ACD_{const} - 4,03 + 0,19 \times A + 0,49 \times C + 0,28 \times L - 0,41 \times R + 0,28 \times Rx,$$

где: ACD_{calc} – ожидаемая эффективная глубина передней камеры при артифакции (в мм), A – ПЗО, C – глубина передней камеры до операции, L – толщина хрусталика (по данным аппланационного ультразвукового исследования), R – средний радиус кривизны роговицы, Rx – сферический эквивалент рефракции глаза до операции, ACD_{const} – константа передней камеры для конкретного типа ИОЛ.

Томас Олсен также ввел понятие С-константы для прогнозирования послеоперационного положения ИОЛ в зависимости от предоперационного размера и положения хрусталика:

$$C = (ACD_{post} + TIOL / 2 - ACD_{pre}) / LT_{pre},$$

где: ACD_{post} – послеоперационная глубина передней камеры, $TIOL$ – толщина ИОЛ, ACD_{pre} – предоперационная глубина передней камеры, LT_{pre} – толщина нативного хрусталика.

Расчет глубины передней камеры производится по формуле:

$$IOL_c = ACD_{pre} \times C \times LT_{pre},$$

где: IOL_c – расстояние до центра линзы, ACD_{pre} – предоперационная глубина передней камеры, LT_{pre} – толщина нативного хрусталика.

Использование С-константы обеспечивает прогнозирование послеоперационного положения ИОЛ с коэффициентом корреляции, близким к 0,9 [29]. Однако константы в формуле Olsen рассчитаны для линз силой 22,0 дптр, что не дает полноценного учета толщины их оптической части при меняющейся оптической силе, которая имеет значимое влияние на рефракционный результат [4].

Одной из известных формул, включающих ЭПЛ, является формула Haigis. Хайгис В. обратил внимание, что глазам с одинаковой длиной и показателями кератометрии для достижения послеоперационной эметропии может потребоваться ИОЛ разной силы и связал это с игнорированием расстояния от эндотелия роговицы до передней поверхности ИОЛ и индивидуальной геометрией каждой модели ИОЛ в расчете [18]:

$$d = a0 + (a1 \times ACD) + (a2 \times AL),$$

где: d – эффективная позиция линзы в задней камере, ACD – глубина передней камеры до операции от передней поверхности роговицы до

передней капсулы хрусталика, AL – аксиальная длина глаза от вершины роговицы до витреоретинального интерфейса; $a0$ – константа, подобная А-константе, хирургическому фактору или глубине передней камеры при артифакции для формул Holladay 1, Holladay 2, Hoffer Q и SRK/T; $a1$ – константа, связанная с измеренной глубиной передней камеры; $a2$ – константа, связанная с измеренной аксиальной длиной глазного яблока. Коэффициенты $a0$, $a1$ и $a2$ получены путем многофакторного регрессионного анализа результатов многих хирургов, для разных ИОЛ, широкого диапазона глубины передней камеры и аксиальной длины. Также возможен их перерасчет при персонализации для улучшения рефракционных результатов конкретного хирурга.

Среди методов, использующих эффективное положение линзы, индивидуальный геометрический фактор для каждого типа ИОЛ и толщину ее оптической части, учитывающих геометрию линзы, следует упомянуть формулу Lin J.:

$$S = d + gT, \quad g = 1 / (1 + Z^2 P1 / P2),$$

$$Z = 1 - T(P2 / 1336),$$

где: d – расстояние от передней поверхности роговицы до передней поверхности ИОЛ, g – геометрический фактор, T – толщина оптической части линзы, $P1$ – сила передней поверхности ИОЛ, $P2$ – сила задней поверхности ИОЛ [17]. Однако эта формула отсутствует в биометрических приборах широкого применения.

Новым этапом в определении ЭПЛ стало появление RBF (Radial Basis Function) – искусственной нейросети, построенной на большом объеме биометрических данных (3445 глаз), имеющей свойства самообучения, самоорганизации и самоконтроля по первоначальной модели, которая не является моделью глаза. Данная разработка представлена командой разработчиков из Северной и Южной Америки, стран Европы и Ближнего Востока, а также Африки, Азии, Индии, Австралии. Метод разработан на основании данных биометрии «LENSTAR LS900» (Haag-Streit, Швейцария) с использованием платформы AcrySof IQ (Alcon, США) и может быть использован для вычисления силы двояковыпук-

кых ИОЛ от +6,0 до +30,0 дптр. Для расчета силы ИОЛ она использует распознавание образов и сложных форм интерполяции данных. Фундаментальное преимущество распознавания образов при определении силы ИОЛ основано на адаптивном «обучении» – возможности перестроения по вновь полученным данным независимо от ранее имевшихся сведений. Способность к самоорганизации и созданию своей формы представления данных также является большим достижением и подходит для описания сложных, нелинейных зависимостей, характерных для глаза человека. Определение силы ИОЛ возможно для широкого спектра ПЗО и показателей кератометрии, а также их редких сочетаний. В возможности алгоритма входит указание надежности проведенных вычислений. В клинических испытаниях метода RBF все участвовавшие хирурги достигли погрешности менее 0,5 дптр в 93% случаев, что значительно превышает результат других формул расчета при широком диапазоне биометрических параметров глаза. В настоящий момент доступен онлайн-калькулятор «Hill-RBF Calculator», также данный метод расчета скоро будет внедрен в программное обеспечение «LENSTAR LS900».

Таким образом, возможно усовершенствование расчета оптической силы ИОЛ [16, 25, 26], но за счет создания более сложного алгоритма предсказания глубины передней камеры псевдофакичного глаза путем увеличения числа используемых биометрических параметров [35], включения персонализированных данных о состоянии капсульного мешка и его связочного аппарата, а также путем использования прогностических факторов, влияющих на послеоперационное положение оптической части ИОЛ, таких как наличие глаукомы или ПЭС у оперируемого пациента. Детальное рассмотрение имплантируемой ИОЛ как линзы, имеющей

толщину и кривизну преломляющих поверхностей, меняющуюся в зависимости от ее силы, учет материала оптической части и конфигурации гаптических элементов, изменения в которой могут приводить к осевому смещению линзы, позволит строить оптическую систему без упрощений, повышающих процент рефракционных ошибок.

ЛИТЕРАТУРА

1. Аветисов С.Э. Современные подходы к коррекции рефракционных нарушений // Вестник офтальмологии. – 2006. – Т. 1. – С. 3-8.
2. Балашевич Л.И., Даниленко Е.В. Особенности расчета оптической силы интраокулярной линзы, имплантируемой при факосмульсификации: Учеб. пособие. – СПб: Изд-во СПбМАПО, 2010. – 69 с.
3. Балашевич Л.И., Даниленко Е.В., Шаров Т.В., Ефимов О.А. Деформация гибких моделей интраокулярных линз при разном диаметре раскрытия гаптических элементов // Катакрат. и рефр. хирургия. – 2012. – № 1. – С. 4-8.
4. Балашевич Л.И., Даниленко Е.В., Шаров Т.В. Обоснование необходимости учета толщины оптической части интраокулярной линзы при расчете ее силы // Современные технологии диагностики и лечения при поражениях органа зрения: Юбилейная конференция, посвященная 195-летию юбилею первой в России кафедры офтальмологии Военно-медицинской академии им. С.М. Кирова и 30-летию юбилею научно-исследовательской лаборатории «Микрохирургия глаза» и контактной коррекции зрения: Материалы. – СПб, 2013. – С. 20-21.
5. Даниленко Е.В. Оптимизация расчета оптической или интраокулярной линзы, имплантируемой при факосмульсификации: Дис. ... канд. мед. наук. – СПб, 2012. – 125 с.
6. Данилиев В.Ф. Современная офтальмология: Руководство для врачей. – СПб: Питер, 2000. – 672 с.
7. Егоров В.В., Тонконогий С.В., Данилов О.В. Ультразвуковая биомикроскопия в предоперационной диагностике слабости цинновых связок у пациентов с сочетанием возрастной катаракты и псевдоэкзофаличного синдрома // Новые технологии диагностики и лечения заболеваний органа зрения в Дальневосточном регионе – 2013: Сб. науч. тр. – Хабаровск, 2013.
8. Егорова Э.В., Малогинов Б.Э., Морозова Т.А. и др. Анатомо-топографические особенности переднего сегмента артифакичного глаза по результатам исследования методом ультразвуковой биомикроскопии // Катакрат. и рефр. хирургия. – 2010. – № 4. – С. 12-16.
9. Егорова Э.В., Толчинская А.И., Узунян Д.Г., Саруханян А.А. Информативность ультразвуковой биомикроскопии в диагностике псевдоэкзофаличного синдрома // Клиническая офтальмология. – 2006. – № 2. – С. 50.
10. Егорова Э.В., Бетке А.В., Безбородов В.Г. Математическое моделирование в решении проблемы некоторых отдаленных последствий хирургии катаракты // Офтальмохирургия. – 2014. – № 3. – С. 13-18.
11. Ландсберг Г.С. Оптика. – М.: Наука, 1976. – 926 с.
12. Морозова Т.А. Современные тенденции в катарактальной хирургии. Обзор // 32 Конгресс Европейского общества катарактальных и рефракционных хирургов (ESCRS). – 2014.
13. Сергиенко Н.М. Офтальмологическая оптика. – Киев: Здоровье, 1982. – 184 с.

ОБЗОРЫ ЛИТЕРАТУРЫ

14. Barrett G.D. An improved universal theoretical formula for intra-ocular lens power prediction // J. Cataract Refract. Surg. – 1993. – Vol. 19. – P. 713-720.
15. Findl O., Rainer G., Steineck Engren I. A., Behndig A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract surgery // J. Cataract Refract. Surg. – 2013. – Vol. 39. – P. 572-577.
16. Findl O., Struhal W., Dorffner G., Drexler W. Analysis of nonlinear systems to estimate intraocular lens position after cataract surgery // J. Cataract Refract. Surg. – 2004. – Vol. 30. – P. 863-866.
17. Garg A., Lin J.T., Latkany R. et al. Mastering the techniques of IOL power calculations. – New Delhi: Yapee brothers medical publishers (P) LTD, 2009. – 178 p.
18. Haigis W. The Haigis formula / Shammas H. J., ed. // Intraocular Lens Power Calculations. – NJ: USA, 2003. – P. 41-57.
19. Haigis W. Intraocular lens geometry makes a difference // Acta Ophthalmol. Scand. – 2007. – Vol. 87, № 4. – P. 803-804.
20. Holladay J.T., Prager T.C., Ruiz R.S. et al. Improving the predictability of intraocular lens power calculations // Arch. Ophthalmol. – 1986. – Vol. 104. – P. 539-541.
21. Holladay J. Refractive power calculations for intraocular lenses in the phakic eye // Am. J. Ophthalmol. – 1993. – Vol. 116. – P. 63-66.
22. Holladay J. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations // J. Cataract Refract. Surg. – 1997. – Vol. 23. – P. 1356-1370.
23. Norrby S. Using the lens haptic plane concept and thick-lens ray tracing to calculate intraocular lens power // J. Cataract Refract. Surg. – 2004. – Vol. 30. – P. 1000-1005.
24. Olsen T., Gimbel H. Phacoemulsification, capsulorhexis, and intraocular lens power prediction accuracy // J. Cataract Refract. Surg. – 1993. – Vol. 19. – P. 695-699.
25. Olsen T., Corydon L., Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm // J. Cataract Refract. Surg. – 1995. – Vol. 21. – P. 313-319.
26. Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth // J. Cataract Refract. Surg. – 2006. – Vol. 32. – P. 419-424.
27. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review // Acta Ophthalmol. Scand. – 2007. – Vol. 85. – P. 472-485.
28. Olsen T. Intraocular lens geometry makes a difference: author's reply // Acta Ophthalmol. Scand. – 2007. – Vol. 87, № 4. – P. 804-805.
29. Olsen T. C constant: New concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation // J. Cataract Refract. Surg. – 2014. – Vol. 40. – P. 764-773.
30. Petternell V., Menapace R., Findl O. et al. Effect of optic edge design and haptic angulation on postoperative intraocular lens position change // J. Cataract Refract. Surg. – 2004. – Vol. 30. – P. 52-57.
31. Sacu S., Menapace R., Findl O. Effect of optic material and haptic design on anterior capsule opacification and capsulorhexis contraction // Am. J. Ophthalmol. – 2006. – Vol. 141. – P. 488-493.
32. Savini G., Hoffer K.J., Lombardo M. et al. Influence of the effective lens position, as predicted by axial length and keratometry, on the near add power of multifocal intraocular lenses // J. Cataract Refract. Surg. – 2016. – Vol. 42. – P. 44-49.
33. Smith W.J. Modern optical engineering. The design of the optical systems, 3d ed. – NY: McGraw-Hill. – 641 p.
34. Su P.-F., Lo A.Y., Hu C.-Y., Chang S.-W. Anterior chamber depth measurement in phakic and pseudophakic eyes // Optom. Vis. Sci. – 2008. – Vol. 85, № 12. – P. 1193-2000.
35. Vass C., Menapace R., Schmetterer K. Prediction of pseudophakic capsular bag diameter based on biometric variables // J. Cataract Refract. Surg. – 1999. – Vol. 25. – P. 1376-1381.

Поступила 17.01.2017