

УДК 681.784

РАСЧЕТ И ИССЛЕДОВАНИЕ КОНТАКТНЫХ ОФТАЛЬМОЛОГИЧЕСКИХ ЛИНЗ ДВОЙНОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Д.Н. Черкасова^а, Е.С. Кузьмина^а, Д.А. Кузьмин^а

^а Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация

Адрес для переписки: katrin_mei@mail.ru

Информация о статье

Поступила в редакцию 22.12.14, принята к печати 09.04.15

doi:10.17586/2226-1494-2015-15-3-411-417

Язык статьи – русский

Ссылка для цитирования: Черкасова Д.Н., Кузьмина Е.С., Кузьмин Д.А. Расчет и исследование контактных офтальмологических линз двойного применения // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2015. Т. 15. № 3. С. 411–417.

Аннотация

Предмет исследования. Предложен алгоритм расчета контактных офтальмологических линз двойного применения на основе единого подхода к их расчету. Алгоритм апробирован на композиции оптической системы офтальмологической линзы Гольдманна и оптической системы линзы Панфундоскоп.

Метод. На начальном этапе расчета выполняется условие взаимно однозначного ориентирования глаза пациента и приборов за счет лицевого установа и перемещений координатного стола с оптической головкой. Далее выбирается такая модель оптической системы глаза пациента, чтобы линза совмещалась с передней поверхностью роговицы оптической системы глаза. Зрачок глаза пациента находится под анестезией. На заключительном этапе расчета определяются функции качества изображения офтальмологической линзы и их значения, исходя из медико-технических требований к компонентам составной системы.

Основные результаты. Предложен алгоритм расчета контактных офтальмологических линз, доказана его корректность на примере двух базовых моделей группы этого типа линз, применяющихся на практике в составной системе с офтальмологическими лазерными коагуляторами. Приведен оптический расчет контактной офтальмологической линзы Гольдманна и Панфундоскопа. Для линзы Гольдманна оптимальным является метод нейтрализации. В Панфундоскопе первый компонент управляет расположением предметных плоскостей, а второй – расположением зрачков составной системы с офтальмокоагулятором. Компьютерное моделирование составной системы «Компьютерная модель глаза – офтальмологическая линза» в пакете прикладных программ ZEMAX подтвердило корректность примененного алгоритма расчета по критерию дифракционного качества изображения. Показана возможность использования упрощенной компьютерной модели глаза – «Редуцированный глаз» по Вербицкому.

Практическая значимость. Найден и подтвержден общий научный подход к проблеме синтеза, расчета и исследований составных систем с контактными офтальмологическими линзами для диагностики и лазерного вмешательства на глазном дне. Полученные результаты имеют практическое значение для дальнейшего развития методов оптического расчета и таких оптических офтальмологических приборов, как фундус-камеры, анализаторы волнового фронта, офтальмоскопы и системы оптической коррекции зрения.

Ключевые слова

офтальмологические линзы, Панфундоскоп, линза Гольдманна, офтальмологический лазерный коагулятор, циклоплегия, «Редуцированный глаз» по Вербицкому.

CALCULATION AND RESEARCH OF CONTACT OPHTHALMIC DUAL APPLICATION LENSES

D.N. Cherkasova^а, E.S. Kuzmina^а, D.A. Kuzmin^а

^а ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation

Corresponding author: katrin_mei@mail.ru

Article info

Received 22.12.14, accepted 09.04.15

doi:10.17586/2226-1494-2015-15-3-411-417

Article in Russian

For citation: Cherkasova D.N., Kuzmina E.S., Kuzmin D.A. Calculation and research of contact ophthalmic dual application lenses. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2015, vol.15, no. 3, pp. 411–417.

Abstract

Subject of research. Algorithm for calculation of contact ophthalmic lenses for dual application has been suggested based on unified approach for their calculation. The algorithm has been tested on the composition of Goldmann ophthalmic lenses and Panfundoscope lens optical systems.

Method. The condition of mutual unambiguous orientation of patient's eye and instruments is performed at the initial calculation step by face mounting and movement of coordinate table with optical head. Then such type of patient's eye optical system model is selected that the lens would be combined with the front surface of eye cornea optical system. Pupil of patient eye is under anesthesia. At the final calculation step we determine the functions of optical lens image quality and their values based on medical and technical requirements for the components of the complex system.

Main results. The algorithm for ophthalmic lenses calculation has been suggested and its correctness has been proved practically on the example of two basic models in the group of such type lenses being applied in practice as a part of complex system with ophthalmic laser coagulators. Optical calculation of Goldmann ophthalmic contact lenses and Panfundoscope is presented. The method of neutralization is optimal for Goldmann lenses. The first component in Panfundoscope operates the position of object planes whereas the second component operates the position of complex system with ophthalmocoagulator's pupils. Computer modeling of complex system "Computer model of eye-ophthalmic lens" in ZEMAX confirmed the correctness of calculation algorithm in which the criteria of diffraction image quality has been used. Application possibility of simplified computer eye model called "Reduced eye" by Verbitskiy has been demonstrated.

Practical relevance. The general scientific approach to the problem of synthesis, calculation and research of complex system with contact ophthalmic lenses for diagnostics and laser intervention on the eyeground has been found and confirmed. The results obtained have practical significance for the further development of optical calculation method and optical ophthalmologic instruments such as the fundus camera, wavefront analysers, ophthalmoscopes and systems of vision optical correction.

Keywords

ophthalmic lenses, Panfundoscope, Goldmann lens, ophthalmic laser coagulator (ophthalmocoagulator), cycloplegia, "Reduced eye" by Verbitskiy.

Введение

Офтальмологические линзы (ОЛ) – это общее название класса оптических офтальмологических приборов, компонуемых как самостоятельные, но применяемых либо только совместно с глазом пациента или испытуемого, либо с глазом испытуемого в сочетании с другими оптическими офтальмологическими приборами (ООП), т.е. в составных оптических офтальмологических системах (далее – составные системы). Номенклатура ОЛ велика: ведь диагностика и лазерное лечение с офтальмологическим лазерным коагулятором (далее – офтальмокоагулятор) охватывают все глазное яблоко. До настоящего времени выработан общий научный подход к проблемам синтеза, расчета и исследований составных систем с бесконтактными ОЛ и приборами «Микроскоп со щелевой лампой» по ISO 10939:2007¹ (далее ЩЛ) [1]. Чаще всего ОЛ называют именем врача-офтальмолога – автора соответствующей медицинской методики (табл. 1) [2–4]².

Обзор современной номенклатуры ОЛ показал, что корректно доказывать применимость алгоритма на примере последней группы ОЛ (глазное дно), так как в этой группе используются как контактные, так и бесконтактные ОЛ двойного применения. Однако до настоящего времени выработанный и заявленный как универсальный общий научный подход к проблемам синтеза, расчета и исследований составных систем подтвержден только на примере бесконтактных диагностических ОЛ.

Можно видеть, что базовыми моделями бесконтактных ОЛ являются отрицательные или положительные однокомпонентные системы с асферическими поверхностями. В то же время даже базовые модели контактных ОЛ весьма разнообразны по своей композиции, могут быть многокомпонентными и применяться для разных зон глаза [2]. В частности, для глазного дна – это отрицательные ОЛ Гольдмана, Кригера и Майснера и двухкомпонентные линзовые положительные системы Панфундоскоп и Панфундус-линза [1]. Характерно применение ОЛ в составных системах со ЩЛ при диагностике и с офтальмокоагуляторами на базе ЩЛ – при проведении операций (табл. 1) [4–6].

Уточнение единого подхода к оптическому расчету контактных ОЛ представляет большой практический интерес, так как методы расчета не публикуются в коммерческих целях, а предлагается приобретать и использовать ОЛ, производимые зарубежными фирмами.

Алгоритм расчета контактных офтальмологических линз двойного применения

Анализ известного алгоритма расчета показал общность механизма лечения, принципа композиции составной системы «Глаз пациента – ОЛ – ЩЛ» и неизбежность циклоплегии (диаметр зрачка глаза пациента не менее 6 мм). Механизм лечения основан на преобразовании тепловой энергии аргонового (Ar) ионного лазера (488 нм и 514 нм). Однако, если известные бесконтактные ОЛ компонуется как положительные и отрицательные однокомпонентные системы, то композиция современных контактных ОЛ индивидуальна. Как следствие, общий алгоритм каждый раз требует уточнения на этапах выбора и индивидуальной композиции оптической схемы ОЛ. Предлагаемая уточненная блок-схема показана на рис. 1.

¹ ISO 10939:2007. Ophthalmic instruments – Slit-lamp microscope.

² <http://www.olis.ws> (дата обращения 28.03.2015)

Зона глазного дна	Контактная офтальмологическая линза	Бесконтактная офтальмологическая линза	Оптический офтальмологический прибор	Применение
Угол передней камеры	линза Марча, линза Эль-Бауди, линза Гольдманна, линза Краснова, линза Бойнингена, линза Ричи		ЩЛ, офтальмокоагулятор	Двойное
Роговица		линза Гранула	ЩЛ, офтальмокоагулятор	Двойное
Радужка	линза Коэппе, линза Абрахама		ЩЛ, офтальмокоагулятор	Двойное
Хрусталик	линза Абрахама		ЩЛ, офтальмокоагулятор	Двойное
Стекловидное тело	линза Пеймана, RYM Anterior Media Lens		офтальмокоагулятор	Двойное
Глазное дно		линзы +15дптр, +20 дптр, +30 дптр по ISO 10943:2011 ¹	Налобный офтальмоскоп (НБО), НБО с лазерным каналом	Двойное
	линза Гольдманна, линза Кригера, линза Каринкофа, линза Майснера, линза Бойнингена, Панфундоскоп, Панфундус-линза	высокодиптрийные линзы, линза Груби	ЩЛ, офтальмокоагулятор	

Таблица 1. Современные офтальмологические линзы двойного применения

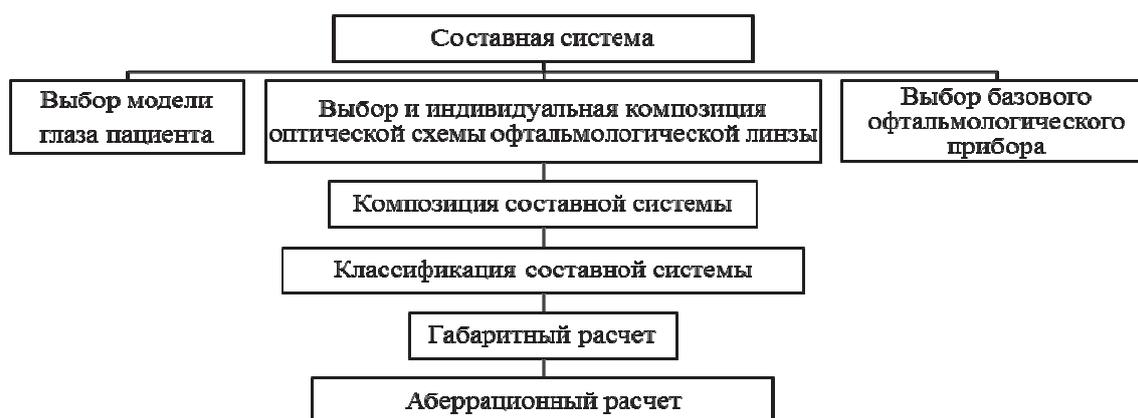


Рис. 1. Алгоритм расчета контактных офтальмологические линзы двойного применения. Блок-схема

¹ ISO 10943:2011. Ophthalmic instruments – Indirect ophthalmoscopes

Этот алгоритм опробован на примерах контактных ОЛ Гольдманна и Панфундоскопа. Вариант алгоритма по [1] уточнен на этапах выбора модели глаза пациента, композиции и классификации составной системы. Подчеркнем еще раз, что алгоритм ориентирован на применение офтальмокоагуляторов. Напомним, что канал лазерного вмешательства компонуется в качестве дополнительного автономного осветительного канала ЩЛ [5, 7]. На композицию обеих составных систем влияют оптические характеристики микроскопа ЩЛ, пределы подвижек координатного стола прибора. В качестве математической модели глаза выбран «Редуцированный соразмерный глаз» по Вербицкому [8]. Чтобы линза всегда совмещалась с передней поверхностью роговицы оптической системы глаза, пересчитана модель «Редуцированный глаз» для рефракции +64 дптр, исходя из предположения о соразмерности.

Композиция оптической системы ОЛ Гольдманна

Композиция составной системы «Глаз пациента – ОЛ – ЩЛ» показана на рис. 2, где 1 – «Редуцированный глаз» по Вербицкому, 2 – ОЛ Гольдманна, 3 – микроскоп ЩЛ (или офтальмокоагулятор). ОЛ Гольдманна 2 – это отрицательная плоско-выпуклая контактная линза, которая сама по себе формирует мнимое изображение глазного дна. В работе предлагается использовать метод нейтрализации, при котором $\Phi_1 = -\Phi_2$, где Φ_1, Φ_2 – рефракция глаза пациента и ОЛ соответственно. В этой составной системе апертурной диафрагмой служит зрачок выхода микроскопа 3 ЩЛ. Это означает, что перед ОЛ имеет место телецентрический ход главных лучей.

ОЛ образует в сочетании с оптической системой глаза 1 пациента плоскопараллельную пластину, т.е. при ее расчете реализован метод нейтрализации. Световой диаметр ОЛ ограничивает расширенный зрачок глаза 1 пациента. Изображение глазного дна пациента формируется в передней фокальной плоскости объектива микроскопа 3. Это изображение строится составной системой «ОЛ – глаз пациента» как плоскопараллельной пластиной. Такая составная плоскопараллельная пластина не изменяет хода главных лучей: зрачок входа составной системы остается на минус бесконечности (рис. 2).

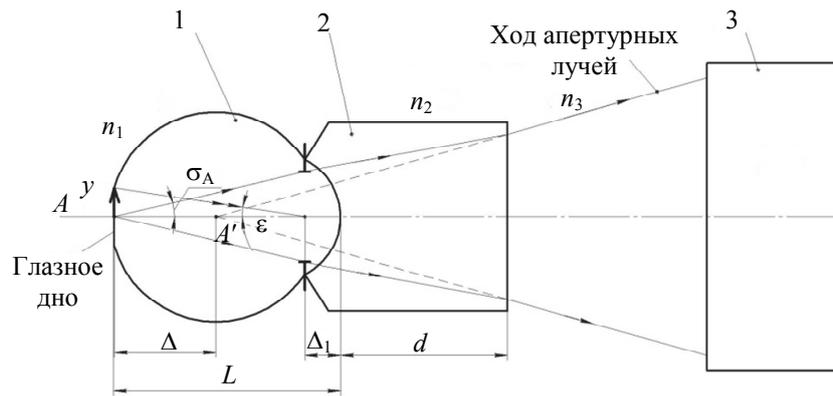


Рис. 2. Оптическая схема составной системы «Глаз пациента – ОЛ Гольдманна – ЩЛ»

Габаритный расчет включает в себя расчет толщины ОЛ d при условии, что $d \leq 40$ мм. Ниже показано, что d является единственным свободным оптическим параметром. Числовая апертура в пространстве предметов $A = n_1 \cdot \sin \sigma_A$, где n_1 – показатель преломления «Редуцированного глаза» по Вербицкому [8, 9]. Поскольку линейное увеличение $\beta_2 = 1^\times$, то размер предмета $2y_2 = n_1 \cdot 2y'_2 = y_2 = n_1 \cdot y'_2$, где y'_2 – максимальное пятно засветки ЩЛ [10]. Величина y_2 определяется максимальным пятном засветки ЩЛ, так как глазное дно не является самосветящимся объектом.

Угол поля на глазном дне можно вычислить по формуле (1):

$$\text{tgw} = \frac{y_2}{L - \Delta_1} \tag{1}$$

При этом L равно по величине заднему фокусному расстоянию модели «Редуцированный глаз», а Δ_1 определяет местоположение зрачка глаза.

Расчет выполняется по формулам (2) и (3), так как в пространстве предметов находится иммерсия (глаз пациента) [11, 12]:

$$\frac{1}{f'} = \frac{1}{n_3} \left(\frac{n_2 - n_1}{r_1} + \frac{n_3 - n_2}{r_2} \right) - \frac{(n_2 - n_1) \cdot (n_3 - n_2)}{n_2 n_3 r_1 r_2} d, \tag{2}$$

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{n_1} \left(\frac{n_1 - n_2}{r_3} + \frac{n_2 - n_3}{r_2} \right) + \frac{(n_1 - n_2) \cdot (n_2 - n_3)}{n_2 n_1 r_1 r_2} d, \tag{3}$$

где f', f – заднее и переднее фокусное расстояние составной системы; n_1 – показатель преломления модели «Редуцированный глаз»; n_2 – показатель преломления ОЛ; n_3 – показатель преломления воздуха; r_1 – радиус роговицы; r_2 – радиус ОЛ, d – толщина ОЛ. Результат расчета: $d = 21$ мм.

Оптический расчет выполнен по ходу апертурного луча в пакете прикладных программ ZEMAX. Величина Δ смещения изображения глазного дна рассчитана через ход апертурного луча (в обратном ходе лучей, т.е. от глазного дна к микроскопу ЩЛ). Оказалось, что ОЛ смещает изображение глазного дна на величину $\Delta = 13,54$ мм в сторону объектива микроскопа. Выполнена оценка диаметров дифракционных пятен рассеяния в передней фокальной плоскости объектива микроскопа ЩЛ (в обратном ходе лучей) [13]. Результаты расчета сведены в табл. 2.

Длина волны, нм	550	488 (Ar)	514 (Ar)
Диаметр пятна рассеяния, мкм	11,06	11,1	11,08

Таблица 2. Оценка качества изображения ОЛ Гольдмана

Композиция оптической системы линзы Панфундоскоп

Эта ОЛ дает действительное перевернутое изображение. Композиция составной системы «Глаз пациента – ОЛ – ЩЛ» показана на рис. 3, где 1 – «Редуцированный глаз» по Вербицкому; 2, 3 – ОЛ Панфундоскоп; 4 – микроскоп ЩЛ (или офтальмокоагулятор).

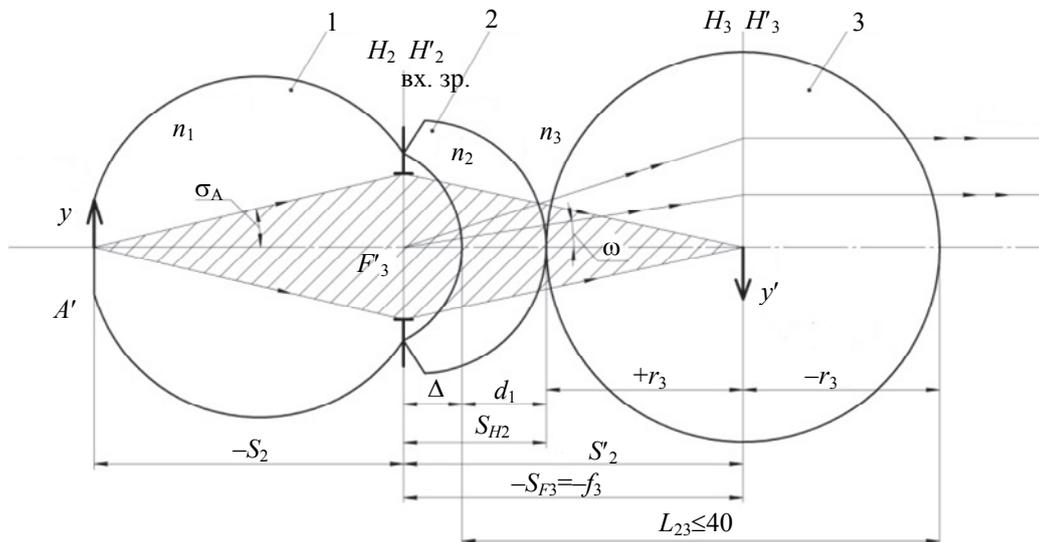


Рис. 3. Схема составной системы «Глаз пациента – ОЛ Панфундоскоп – ЩЛ»

ОЛ представляет собой двухкомпонентную оптическую систему, где 2 – положительный мениск; 3 – линза-шар. С глазом 1 пациента контактирует линза 2. Требуемое поле зрения достигается введением линзы-шара 3 в качестве полевой линзы (коллектив) ОЛ. Линза-шар – это частный случай положительной концентрической линзы, которая удовлетворяет условиям $R_3 > 0$; $R_3 = -R_4$; $d_3 = 2R_3$ [9].

В результате композиции ОЛ снижена ее разрешающая способность из-за полевых aberrаций линзы-шара 3 – кривизны поля и астигматизма. Таким образом, вероятнее всего, большое поле зрения получено за счет ухудшения качества изображения [14].

Выбор композиции ОЛ должен обеспечить согласование зрачков и предметных плоскостей составной системы «Глаз пациента – ОЛ – ЩЛ» (рис. 3).

Введем следующее условия. Мениск 2 управляет расположением предметных плоскостей (предмет находится на глазном дне, а изображение формируется в совмещенных главных плоскостях линзы-шара 3). Линза-шар 3 работает как коллектив и управляет расположением зрачков составной системы. Апертурная диафрагма составной системы – расширенный медикаментозно зрачок глаза. Выходной зрачок находится вблизи главных плоскостей мениска 2 $H_2 H'_2$ и совмещен с передним фокусом f_3 линзы-шара 3. Благодаря этому обеспечивается телецентрический ход главных лучей перед микроскопом 4 ЩЛ (офтальмокоагулятором). Предметная плоскость микроскопа 4 ЩЛ совпадает с совмещенными главными плоскостями линзы-шара 3. По нормированному принципу фокального освещения здесь находится пятно засветки, создаваемое ЩЛ, поэтому $2y' = 16$ мм. Так как система является иммерсионной, то размер предмета можно вычислить по формуле (4):

$$2y = \frac{2y' \cdot n_1}{\beta}, \quad (4)$$

где n_1 – показатель преломления модели «Редуцированный глаз»; y' – размер изображения; y – размер предмета; β – линейное увеличение ОЛ 2, 3 (рис. 3) [13].

Как следствие, габаритный расчет включил в себя следующие этапы.

1. Расчет фокусного расстояния компонента 2 ОЛ f'_2 (рис. 3):

$$\begin{cases} \beta = -\frac{S'_2}{S_2} \cdot \frac{n_1}{n_3}, \\ \frac{1}{f'_2} = \frac{n_3}{S'_2} - \frac{n_1}{S_2}, \end{cases} \quad (5)$$

где f'_2 – заднее фокусное расстояние компонента 2 ОЛ; n_1 – показатель преломления модели «Редуцированный глаз»; n_3 – показатель преломления воздуха; S'_2 – расстояние от глазного дна до зрачка модели 1. В результате решения системы уравнений (5) получили, что $f'_2 = 9,2$ мм.

2. Расчет толщины d_2 мениска 2 по формуле (6):

$$d_2 = L_{23} - 2R_3, \quad (6)$$

где L_{23} – максимальное смещение координатного стола микроскопа ЩЛ [8]; R_3 – радиус линзы-шара. Зрачок глаза 1 пациента совмещен с задней фокальной плоскостью компонента мениска 2. Тогда задний вершинный отрезок ОЛ можно рассчитать по формуле (7):

$$S'_{H'2} = d_2 + \Delta = \frac{-f'_2(n_2 - 1)}{n_2 \cdot r_1} \cdot d_2, \quad (7)$$

где Δ – местоположение зрачка глаза; r_1 – радиус роговицы [14].

$S'_{H'2} = 2$ мм (рис. 3).

Расчет радиуса r_2 выполнен по формуле (8) [5]

$$\frac{1}{f'} = \frac{1}{n_3} \left(\frac{n_2 - n_1}{r_1} + \frac{n_3 - n_2}{r_2} \right) - \frac{(n_2 - n_1) \cdot (n_3 - n_2)}{n_2 n_3 r_1 r_2} d. \quad (8)$$

$r_2 = -5$ мм.

3. Расчет радиусов r_3, r_4 линзы-шара по формуле (9). С учетом согласования зрачков ЩЛ 4 и системы «Глаз – ОЛ»

$$r_3 = S_{F_3} - d_2 - \Delta. \quad (9)$$

$r_3 = 15,5$ мм, тогда $r_4 = -15,5$ мм.

Диаметр линзы-шара

$d_3 = 2r_3 = 31$ мм.

4. Расчет фокусного расстояния линзы-шара 3 по формуле (10):

$$f'_3 = \frac{1}{(n_3 - 1) \cdot \left(\frac{1}{r_3} - \frac{1}{r_4} \right) + (n_3 - 1)^2 \cdot \frac{d_3}{n_3 r_3 r_4}}. \quad (10)$$

$f'_3 = -10,4$ мм.

5. Расчет угла поля контактной ОЛ Панфундоскоп в обратном ходе лучей по формуле (11):

$$\text{tg}w' = \frac{y}{S_2} = \frac{y' \cdot n_1}{\beta \cdot S_2}. \quad (11)$$

Зная значения всех параметров, получили $2w' = 69^\circ$.

В рамках оптического расчета в пакете прикладных программ ZEMAX оценены диаметры дифракционных пятен рассеяния. Результаты расчета приводятся в табл. 3.

Длина волны, нм	550	488 (Ar)	514 (Ar)
Диаметр пятна рассеяния, мкм	11,3	11,8	11,6

Таблица 3. Оценка качества изображения ОЛ Панфундоскоп

Продемонстрированный общий научный подход к проблеме синтеза, расчета и исследований составных систем применим и к контактным, и к бесконтактным ОЛ двойного применения. Метод компью-

терного моделирования позволяет оценить результаты оптического расчета ОЛ в составной системе с моделью глаза.

Заключение

В работе найден алгоритм оптического расчета, применимый и к контактным, и к бесконтактным офтальмологическим линзам. Впервые применено компьютерное моделирование составной системы «Глаз – офтальмологическая линза», что позволило исследовать возможности контактных офтальмологических линз в составной системе с компьютерной моделью глаза. Возможности применения выработанного подхода доказаны на примере двух базовых моделей контактных офтальмологических линз. Так, к отрицательной однокомпонентной контактной офтальмологической линзе Гольдманна применим метод нейтрализации. В положительной двухкомпонентной офтальмологической линзе Панфундоскоп первый компонент управляет расположением предметных плоскостей, а второй – расположением зрачков составных систем. При расчете контактных офтальмологических линз оказалось возможным использовать упрощенную модель глаза – «Редуцированный глаз» по Вербицкому.

Полученные результаты обладают практической значимостью для успешного развития методов оптического расчета и таких оптических офтальмологических приборов, как фундус-камеры, анализаторы волнового фронта, офтальмоскопы и системы оптической коррекции зрения.

Литература

1. Бахолдин А.В., Черкасова Д.Н. Особенности расчета офтальмологических линз // Оптический журнал. 2012. Т. 79. № 5. С. 70–74.
2. Rol P., Fankhauser F., Kwasniewska S. New contact lens for observation and coagulation of the retina and choroid // American Journal of Ophthalmology. 1988. V. 105. N 5. P. 479–482.
3. Овчинников Б.В., Леонтьева Т.В., Ханнолайнен А.К. Офтальмологические линзы [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://olis.us/clauses/lenses.htm>, свободный. Яз. рус. (дата обращения 28.03.2015)
4. Сидоренко Е.И. Офтальмология. Учебник. 2-е изд. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2006. 408 с.
5. Серебряков В.А., Бойко Э.В., Ян А.В. Оптико-акустический мониторинг температуры сетчатки при лазерной терапии в режиме реального времени // Оптический журнал. 2014. Т. 81. № 6. С. 14–26.
6. Балашевич Л.И., Гарбузов Д.З., Гончаров С.Е. и др. Первый отечественный полупроводниковый офтальмокоагулятор // Офтальмохирургия. 1989. № 3. С. 36–44.
7. Пантелеев Л.Н., Астахов Ю.С., Иванов А.А., Соболев Ю.В., Акопов Е.Л. Мультиволновый лазерный офтальмокоагулятор // Оптический журнал. 2014. Т. 81. № 2. С. 55–61.
8. Черкасова Д.Н. Офтальмологическая оптика: Курс лекций. СПб.: СПбГИТМО (ТУ), 2001. 190 с.
9. Чуриловский В.Н. Теория оптических приборов. Л.: Машиностроение, 1966. 565 с.
10. Черкасова Д.Н., Бахолдин А.В. Оптические офтальмологические приборы и системы. Часть I. СПб.: СПбГУ ИТМО, 2010. 162 с.
11. Слюсарев Г.Г. Методы расчета оптических систем. 2-е изд. М.: Машиностроение, 1969. 672 с.
12. Андреев Л.Н., Грамматин А.П., Кирюшин С.И., Кузичев В.И. Сборник задач по теории оптических систем. М.: Машиностроение, 1987. 192 с.
13. Geary J.M. Introduction to Lens Design with Practical Zemax Examples. Willmann-Bell, 2002. 462 p.
14. Косарев С.Н., Бражалович Е.Е. Исследование глазного дна в диагностической практике врача-офтальмолога. Пенза: ГОУ ДПО ПИУ, 2011. 63 с.

<i>Черкасова Дина Николаевна</i>	– кандидат технических наук, доцент, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, cherkasovarjev@gmail.com
<i>Кузьмина Екатерина Сергеевна</i>	– инженер, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, katrin_mei@mail.ru
<i>Кузьмин Дмитрий Александрович</i>	– конструктор, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, kuzmich_415@mail.ru
<i>Dina N. Cherkasova</i>	– PhD, Associate professor, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, cherkasovarjev@gmail.com
<i>Ekaterina S. Kuzmina</i>	– engineer, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, katrin_mei@mail.ru
<i>Dmitry A. Kuzmin</i>	– designer, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, kuzmich_415@mail.ru