

ОСОБЕННОСТИ РАСЧЕТА ОФТАЛЬМОЛОГИЧЕСКИХ ЛИНЗ

© 2012 г. А. В. Бахолдин, канд. техн. наук; Д. Н. Черкасова, канд. техн. наук

Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, Санкт-Петербург

E-mail: bakholdin@aco.ifmo.ru

Рассмотрены офтальмологические линзы. Изучена работа линз в составной схеме и определены требования к качеству изображения. Приведена методика расчета офтальмологических линз из условия коррекции сферической аберрации, комы и астигматизма. В качестве примера приведен расчет линзы с оптической силой 110 диоптрий.

Ключевые слова: офтальмологические линзы, оптический расчет, аберрации.

Коды OCIS: 220.1000, 170.4460.

Поступила в редакцию 10.11.2011.

Офтальмологические линзы (ОЛ) определяются как автономно поставляемые оптические офтальмологические приборы (ООП) [1–10]. Но в клинической практике линзы этого типа чаще всего применяются в составных оптических системах “глаз пациента–ОЛ–стандартизованный ООП”, компокуемых перед началом исследования или операции. В них ОЛ функционируют или бесконтактно, или в контакте с глазом пациента.

Разработка различных по конструкции и назначению ОЛ является относительно недорогим и эффективным методом расширения функциональных возможностей ООП. Предварительно были сформированы следующие общие требования к расчету ОЛ:

- обеспечить условия функционирования ООП, включая его оптическую систему;
- на этапе оптического расчета определить функции качества изображения, создаваемого ОЛ и их значения, исходя из медико-технических требований к компонентам составной системы, для которой ОЛ предназначаются;
- использовать такую модель оптической системы глаза пациента, чтобы имелась возможность разрабатывать, изготавливать и реализовывать ОЛ, ориентируясь только на составную систему “ОЛ–ООП”;
- согласовать положение и метрические характеристики зрачков и плоскостей изображения глаз пациента, врача–оператора и ООП, приняв во внимание средние статистические

оптические характеристики глаза пациента как биологической оптической системы.

Эти требования выполнимы и позволяют классифицировать составную систему “ОЛ–ООП”, если считать глаза пациента и врача эметропическими (соразмерными). У соразмерного глаза сетчатка как приемник лучистой энергии совпадает с задней фокальной поверхностью в покое аккомодации независимо от биологической изменчивости его оптических характеристик. Оптические характеристики соразмерного глаза таковы [11]: рабочая область спектра составляет 400–700 нм; рефракция от 52 до 62 дптр; $f' \approx -1,34f$, где f, f' – фокусные расстояния оптической системы глаза, 1,34 – показатель преломления стекловидного тела как иммерсии; диаметр зрачка (апертурная диафрагма глаза) 0,9–8 мм; увеличение в зрачках $\approx 0,9^\times$; угол поля в пространстве предметов (в прямом ходе световых лучей) $\approx 150^\circ$, в пространстве изображений $\approx 180^\circ$; коэффициент пропускания 0,5–0,9; коэффициент диффузного отражения глазного дна $\approx 0,2$; радиус передней поверхности роговицы 7,0–8,5 мм. Блок-схема методики расчета ОЛ приведена на рис. 1.

В настоящее время характерно применение ОЛ в составных системах с офтальмоскопами, микроскопами со щелевой лампой при диагностике, с офтальмокоагуляторами на базе микроскопов со щелевой лампой, с офтальмологическими операционными микроскопами



Рис. 1. Схема методики расчета офтальмологических линз.

при проведении операций [1, 2, 9, 10]. Ниже показана перспективность подобного подхода на примере решения задач оптического расчета ОЛ, функционирующих в составных системах, предназначенных для постановки диагноза по методу биомикроофтальмоскопии, т. е. путем наблюдения глазного дна пациента с использованием микроскопа со щелевой лампой (рис. 2).

Оптические характеристики микроскопа со щелевой лампой таковы [12]: оптическая система “микроскоп с тубусной линзой”, максимальное линейное поле в передней фокальной плоскости объектива 16 мм, видимое увеличение прибора от $5\times$ до $20\times$, телецентрический ход главных лучей в пространстве предметов. Взаимное однозначное ориентирование глаза и прибора достигается за счет держателя лица пациента и перемещений координатного стола с оптической головкой.

В составной системе “ОЛ–микроскоп со щелевой лампой” используются бесконтактные (рис. 2, поз. 2, 6) и контактные (рис. 3) положительные или отрицательные ОЛ. Зрачок глаза пациента (рис. 2, поз. 3) расширен. Освещение глазного дна, как несамосветящегося объекта, производится через ОЛ с помощью щелевой лампы 1, а наблюдение – через ОЛ и микроскоп 4. Как следствие приходится согласовывать функционирование осветительного и наблюдательного каналов ООП в составных схемах со следующими ОЛ:

1. Отрицательная бесконтактная ОЛ (рис. 2, поз. 6) – одиночная линза по стандарту ISO [12].

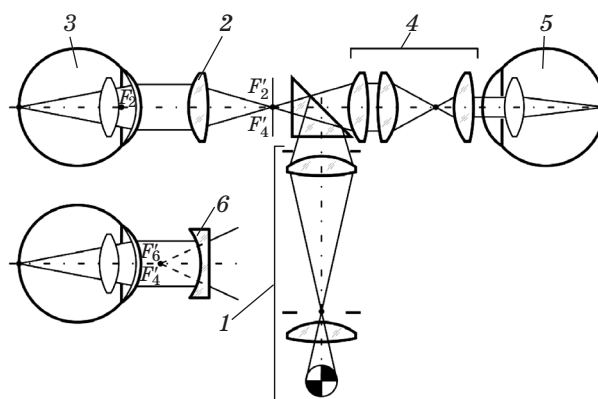


Рис. 2. Составная система “глаз пациента–офтальмологическая линза–микроскоп со щелевой лампой”. Пояснения в тексте.

2. Положительные бесконтактные ОЛ (рис. 2, поз. 2) – одиночные двояковыпуклые линзы, короткофокусные и асферические [2–4, 6]. Короткий фокус ОЛ объясняется ограниченными возможностями подвижек координатного стола микроскопа со щелевой лампой. Конструкция линзы определяется требованием минимизации бликов от поверхностей ОЛ в наблюдательном канале. Форма бесконтактных положительных ОЛ – одиночная двояковыпуклая асферическая линза. Медико-техническими требованиями определен следующий ряд рефракций таких ОЛ: +60, +78, +90, +110 и +132 диоптрий.

3. Композиция контактных ОЛ определяется их названием:

3.1. *The Goldmann lens* (рис. 3а) – зеркально-линзовая система с отрицательной плоско-вогнутой линзой с иммерсией в пространстве предметов, $R_1 \approx -R_{\text{пор}}$; рефракция линзы составляет примерно – 67 дптр.

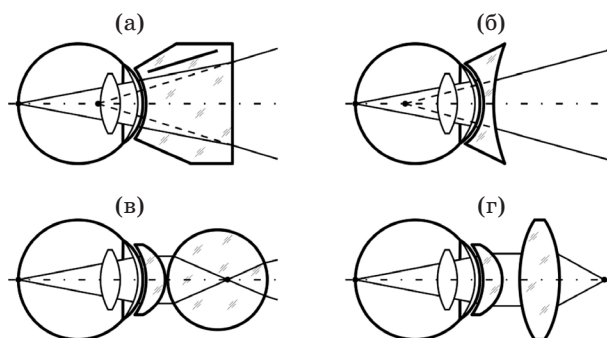


Рис. 3. Контактные офтальмологические линзы.

3.2. *The Krieger lens* (рис. 3б) – отрицательная двояковогнутая линза с иммерсией в пространстве предметов, $R_1 \approx -R_{\text{пор}}$; рефракция линзы составляет примерно -92 дптр.

3.3. *The Panfundoscope lens* (рис. 3в) – двухкомпонентная оптическая система: первый компонент – положительный мениск, второй компонент – линза-шар. Первый компонент с иммерсией в пространстве предметов; $R_1 \approx -R_{\text{пор}}$, рефракция составляет примерно $+92$ дптр.

3.4. *The Mainster lens* (рис. 3г) – двухкомпонентная оптическая система: первый компонент – положительный мениск, второй компонент – двояковыпуклая линза. Первый компонент с иммерсией в пространстве предметов; $R_1 \approx -R_{\text{пор}}$, рефракция составляет примерно $+61$ дптр.

Во всех перечисленных составных системах апертурной диафрагмой служит расширенный зрачок глаза пациента (максимальный диаметр 8 мм), “объективом” – ОЛ, а “окуляром” – микроскоп. Это означает, что они функционируют со входным зрачком, вынесенным навстречу световому потоку и расположенным в передней фокальной плоскости соответствующей ОЛ.

Нижеследующие общие технические требования, предъявляемые к ОЛ, сформулированы, исходя из композиции любой из составных систем “ОЛ – микроскоп со щелевой лампой” (рис. 2, 3).

Изображение глазного дна, формируемое ОЛ, совпадает с передней фокальной плоскостью объектива микроскопа. Максимальное рабочее поле ОЛ в пространстве изображений согласуется с таковым микроскопа [12]. Входной зрачок ОЛ совмещен с входным зрачком глаза пациента и находится в передней фокальной плоскости ОЛ, что обеспечивает согласование зрачков глаза пациента и стереомикроскопа. Ниже дается характеристика этапов расчета оптических параметров бесконтактных ОЛ для биомикроофтальмоскопии.

Исходя из композиции составных систем и данных [12], уточнены общие требования, предъявляемые к бесконтактным ОЛ, а именно:

1. В осветительном канале, в прямом ходе лучей от источника (первичный световой поток) изображение полевой диафрагмы щелевой лампы 1 совпадает с передней фокальной плоскостью ОЛ 2 или 6 и микроскопа 4 (рис. 2).

2. В наблюдательном канале входной зрачок ОЛ совмещен с расширенным зрачком глаза

пациента. Он совпадает с передней фокальной плоскостью ОЛ по ходу лучей от глазного дна (вторичный световой поток).

3. Изображение глазного дна пациента формируется в задней фокальной плоскости ОЛ, совпадающей с передней фокальной плоскостью объектива микроскопа. Максимальное линейное поле ОЛ и микроскопа в пространстве изображений согласуется (не менее 16 мм [12]).

4. Форма ОЛ – двояковыпуклая асферическая, что обеспечивает минимальное количество бликов от поверхностей и максимально возможное качество изображения.

5. Необходимо исправить сферическую aberrацию, кому и астигматизм. Свободных параметров для коррекции кривизны изображения и дисторсии нет.

6. Спектральный диапазон работы ОЛ ограничен видимой областью.

Как следствие составные системы “ОЛ–микроскоп” классифицированы следующим образом (рис. 2):

– с отрицательной ОЛ – телескопическая система по Галилею;

– с положительной ОЛ – телескопическая система по Кеплеру.

Тогда габаритный расчет ОЛ проводится по формуле

$$f'_{\text{ОЛ}} = 1000/D_{\text{ОЛ}} = y'/\text{tg}\omega = d_{\text{ЗР}}/2A', \quad (1)$$

где $f'_{\text{ОЛ}}$, мм – заднее фокусное расстояние ОЛ,

$D_{\text{ОЛ}}$, дптр. – рефракция ОЛ,

y' , мм – линейное поле в пространстве изображений ОЛ,

ω – угол поля в пространстве предметов ОЛ,

$d_{\text{ЗР}}$, мм – диаметр входного зрачка ОЛ,

A' – числовая апертура в пространстве изображений ОЛ.

Угловое увеличение составной системы “ОЛ–микроскоп” определяется как

$$\Gamma = f'_{\text{ОЛ}}/f'_M = f'_{\text{ОЛ}}\bar{\Gamma}_M/250, \quad (2)$$

где $\bar{\Gamma}_M = 20^\times$ – максимальное видимое увеличение микроскопа [12].

Используя формулы (1) и (2), рассчитаны и приведены в таблице основные оптические характеристики известных бесконтактных высокодиоптрийных ОЛ. Конструктивные параметры бесконтактной высокодиоптрийной ОЛ определяются из абберрационного расчета. Расчет и исследование ОЛ удобно вести с применением теории aberrаций третьего порядка [13]. На рис. 4 представлен ход нулевых лучей через поверхности ОЛ, где H_1 , H'_1 и H_2 , H'_2 – совме-

Технические характеристики офтальмологических линз

ОЛ, дптр	$f'_{\text{ОЛ}}$, мм	Γ , крат	2ω , град	A'
-60	-16,37	-1,3	51	0,24
+60	16,37	1,3	51	0,24
+78	12,82	1,0	64	0,31
+90	11,11	0,9	72	0,36
+110	9,09	0,7	83	0,44
+132	7,57	0,6	93	0,52

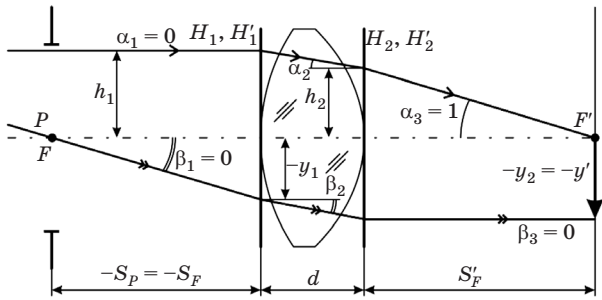


Рис. 4. Ход нулевых лучей через ОЛ.

щенные передние и задние главные плоскости, соответственно, первой и второй поверхностями линзы.

Условия устранения сферической аберрации, комы и астигматизма для одиночной линзы с учетом ее толщины имеют вид

$$\begin{aligned}
 S_I &= h_1(P_1 + B_1) + h_2(P_2 + B_2) = 0, \\
 S_{II} &= y_1(P_1 + B_1) + y_2(P_2 + B_2) + W_1 + W_2 = 0, \\
 S_{III} &= y_1^2(P_1 + B_1)/h_1 + y_2^2(P_2 + B_2)/h_2 + \\
 &+ 2y_1W_1/h_1 + 2y_2W_2/h_2 + (\alpha_2/n_2 - \alpha_1/n_1)/h_1 + \\
 &+ (\alpha_3/n_3 - \alpha_2/n_2)/h_2 = 0.
 \end{aligned} \quad (3)$$

Основные параметры определяются выражениями

$$\begin{aligned}
 P_1 &= n\alpha_2^3/(n-1)^2, \\
 P_2 &= (1-\alpha_2)^2(n-\alpha_2)/(n-1)^2, \\
 B_1 &= b_1n^2\alpha_2^3/(n-1)^2, \\
 B_2 &= b_2(1-n\alpha_2)^3/(n-1)^2, \\
 W_1 &= \alpha_2^2/(1-n), \\
 W_2 &= (1-\alpha_2)(n-\alpha_2)/(n-1),
 \end{aligned}$$

где b_i – коэффициент деформации i -й поверхности, который вычисляется через эксцентри-

ситет поверхности $b_i = -e_i^2$, α – угол первого нулевого луча с оптической осью ($\alpha_1 = 0$, $\alpha_3 = 1$), h – высота первого нулевого луча, ($h_1 = 1$), y – высота второго нулевого луча, ($y_2 = -1$), n – показатель преломления материала линзы для основной длины волны.

Так как предмет находится в бесконечности и выходной зрачок удален, легко определить взаимосвязь между углами β_2 и α_2 :

$$\beta_2 = n(1-\alpha_2)/(n-d\alpha_2), \quad (4)$$

где d – толщина линзы.

В результате подстановок и преобразований системы уравнений (3) получаем:

1. Условие исправления сферической аберрации ($S_I = 0$):

$$\begin{aligned}
 n\alpha_2^3 + b_1n^3\alpha_2^3 + \\
 + (1-d\alpha_2)(n(1-\alpha_2)^2(n-\alpha_2) + b_2(1-n\alpha_2)^3) = 0.
 \end{aligned}$$

2. Условие исправления комы ($S_{II} = 0$):

$$\begin{aligned}
 (1-dn(1-\alpha_2)/(n-d\alpha_2))(n\alpha_2^3 + b_1n^3\alpha_2^3) + \\
 + n(1-\alpha_2)^2(n-\alpha_2) + b_2(1-n\alpha_2)^3 + \\
 + (n-1)\alpha_2^2 - (n-1)(1-\alpha_2)(n-\alpha_2) = 0.
 \end{aligned}$$

3. Условие исправления астигматизма ($S_{III} = 0$):

$$\begin{aligned}
 n(1-dn(1-\alpha_2)/(n-d\alpha_2))^2(n\alpha_2^3 + b_1n^3\alpha_2^3) \times \\
 \times (1-d\alpha_2) + n^2(1-\alpha_2)^2(n-\alpha_2) + nb_2(1-n\alpha_2)^3 + \\
 + n(1-dn(1-\alpha_2)/(n-d\alpha_2))(1-d\alpha_2)(n-1)\alpha_2^2 - \\
 - 2n(n-1)(1-\alpha_2)(n-\alpha_2) + (n-1)^2(1-d\alpha_2)\alpha_2 + \\
 + (n-1)^2(n-\alpha_2) = 0.
 \end{aligned}$$

Полученные выражения весьма громоздки, их преобразование не приводит к существенному упрощению. Однако, задавая их в программе Mathcad, можно найти численные значения и такое оптимальное решение ОЛ, при котором величины корректируемых аберраций принимали бы минимальные значения.

На основе рассчитанной стартовой системы целесообразно провести компьютерную оптимизацию с целью коррекции аберраций высших порядков. В качестве примера рассмотрена ОЛ с оптической силой +110 дптр. Основные характеристики ОЛ имеют следующие значения: фокусное расстояние $f' = 9,1$ мм, угловое поле в пространстве предметов $2\omega = 82,6^\circ$, диафрагменное число $k = 1,125$.

По результатам расчета ОЛ +110 дптр имеет следующие конструктивные параметры: радиус первой поверхности $R_1 = 7,145$ мм, радиус

второй поверхности $R_2 = -6,577$ мм, осевое расстояние $d = 11,0$ мм, квадрат эксцентриситета первой поверхности $e_1^2 = 0$ (сфера), квадрат эксцентриситета второй поверхности $e_2^2 = 4,294453$ (гиперболоид), показатель преломления стекла К8 линзы $n_e = 1,5183$. При диаметре входного зрачка $D = 4$ мм диаметр пятна рассеяния осевой точки, в который собирается 80% световой энергии, составляет 0,082 мм, при $D = 8$ мм размер пятна равен 0,92 мм.

Отметим, что полученные после оптимизации результаты весьма схожи с начальным расчетом через суммы Зейделя. Это позволяет сделать вывод о высокой эффективности предложенной методики расчета ОЛ. Подтверждением корректности постановки задачи оптического расчета ОЛ служит соответствие данных таблицы и опубликованных технических характеристик известных бесконтактных высокодиоптрийных ОЛ [2–4, 6].

* * * * *

ЛИТЕРАТУРА

1. Тамарова Р.М. Оптические приборы для исследования глаза. М.: Медицина, 1982. 176 с.
2. <http://www.olis.ws>.
3. <http://www.volk.com>.
4. <http://ocularinc.com>.
5. <http://www.haag-streit.com>.
6. <http://www.rodenstock.com>.
7. <http://www.zeiss.com>.
8. <http://www.wiedetec.zeiss.com>.
9. Pascal R., Fankhauser F., Kwasniewska S. New Contact Lens for Observation and Coagulation of the Retina and Choroid // American Journal of Ophthalmology. 1988. № 105. P. 479–482.
10. Mainster M.A., Grossman J.L., Erickson P.J., Gregori L.H. Retinal laser lenses: magnification, spot size and field of view// British Journal of Ophthalmology. 1990. № 74. P. 177–179.
11. Metze K., Rohltder F. Praktische Augenoptik. Formelsammlung und Tabellenbuch. Berlin: VEB Verlagstechnik. 1968. 238 s.
12. Стандарт ISO10939:2007. Ophthalmic instruments. Slit-lamp microscopes.
13. Слюсарев Г.Г. Методы расчета оптических систем. Изд. 2-е. М.: Машиностроение, 1969. 672 с.