

ДИФРАКЦИОННЫЕ И ОДНОРОДНО–ЛИНЗОВЫЕ КОМПЕНСАТОРЫ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ АБЕРРАЦИЙ ГРАДИЕНТНОГО ЭНДОСКОПА

Г.И. Грейсух, С.А. Степанов, Е.Г. Ежов*

Пензенский государственный университет архитектуры и строительства,
*Самарский государственный аэрокосмический университет

Аннотация

Приведены результаты исследования возможностей коррекции хроматических и монохроматических aberrаций дистальной части жесткого эндоскопа, включающей градиентные объектив и транслятор. Показано, что в зависимости от дисперсионных свойств материала транслятора в качестве корректора хроматизма положения целесообразно использовать дифракционную или однородную линзу.

Введение

Современный этап развития градиентной оптики характеризуется переходом от теоретических и экспериментальных исследований к производству оптических систем на ее основе в промышленных масштабах. Наиболее впечатляющими являются успехи, достигнутые благодаря использованию градиентных элементов в оптических системах жестких эндоскопов [1, 2].

Несомненный и очевидный выигрыш обеспечивается заменой на градиентный цилиндрический стержень нескольких десятков микролинз транслятора, передающего изображение от объектива к окуляру на расстояние, практически равное длине дистальной части эндоскопа [3]. Объектив должен иметь значительную апертуру и низкий уровень остаточных aberrаций и призван обеспечить эндоскопу заданное достаточно широкое поле зрения в пространстве предметов. Этим требованиям, при несомненной технологичности, удовлетворяет короткий градиентный стержень с высоким перепадом показателя преломления, приклеиваемый к переднему торцу транслятора. Однако уровень остаточных aberrаций системы, состоящей из градан-объектива и градан-транслятора, из-за большой длины транслятора существенно ограничивает разрешающую способность, особенно при работе в широком спектральном диапазоне. Поэтому, между транслятором и окуляром (либо ПЗС–матрицей) вводят компенсатор aberrаций. В настоящей статье излагаются принципы компоновки компенсатора, предлагаются схемы дистальной части жесткого эндоскопа и приводятся ее характеристики.

Анализ исходной оптической системы

В простейшем случае отсутствия дополнительных элементов между градан–транслятором и окуляром транслятор оборачивает и переносит к своему заднему торцу изображение удаленного предмета, формируемого градан–объективом, в результате через окуляр наблюдается прямое изображение объекта. Практически это реализуется, если длины градан–объектива $d_{об}$ и градан–транслятора $d_{тр}$ удовлетворяют условиям:

$$d_{об} \approx 0,25\Lambda_{об}, \quad (1)$$

$$d_{тр} \approx (k + 0,5)\Lambda_{тр} \quad (k = 0, 1, 2, \dots), \quad (2)$$

где

$$\Lambda = \pi\sqrt{-2n_0/n_1} \quad (3)$$

– период синусоидальной траектории параксиального луча, распространяющегося в соответствующем градане. Здесь предполагается, что закон изменения показателя преломления градана описывается выражением вида:

$$n(\rho) = \sum_{i=0} n_i \rho^{2i}, \quad (4)$$

где ρ – расстояние от оптической оси, n_0 – базовый показатель преломления градана, n_1, n_2, \dots – первый, второй и т. д. коэффициенты радиального градиента.

Величина $n_{1,об}$ выбирается из условия, что параксиальная высота изображения, формируемого объективом, не должна превышать световой радиус цилиндрической оболочки градан–транслятора, ограничивающей пучки лучей в эндоскопе:

$$r_{св} \leq f'_{об} \operatorname{tg} \omega, \quad (5)$$

где ω – требуемый угол поля зрения в пространстве предметов, $f'_{об}$ – фокусное расстояние градан-объектива [4]

$$f'_{об} = \frac{1}{\sqrt{-2n_{0,об}n_{1,об}} \sin\left(d_{об}\sqrt{-2n_{1,об}/n_{0,об}}\right)}. \quad (6)$$

Комбинируя формулы (1), (3), (5) и (6), трудно получить неравенство

$$n_{1,об} \leq -\frac{\operatorname{tg}^2 \omega}{2n_{0,об}r_{св}^2}. \quad (7)$$

Величина $n_{1,тр}$ одновременно определяет как апертурный угол в пространстве изображений, так и уровень aberrационных искажений, вносимых транслятором. При этом и апертурный угол, и искажения растут с увеличением модуля этой величины. Поэтому выбор $n_{1,тр}$ должен производиться исходя из получения минимально допустимой величины апертуры $\sin u'$:

$$n_{1,тр} \approx -\frac{n_{0,тр} \sin^2 u'}{2r_{св}^2}. \quad (8)$$

Здесь необходимо заметить, что в результате виньетирования апертура наклонных пучков уменьшается с ростом полевого угла, и при расчете хода лучей это можно учесть соответствующим масштабированием входного зрачка. Его положение и размер определяются по формулам, приведенным в [5], и в случае использования в качестве объектива четвертьпериодного градана входной зрачок совпадает с его передним торцом.

Если эндоскоп предназначен для работы с полихроматическим излучением, то необходимо также учитывать дисперсионные характеристики неоднородных материалов и, прежде всего, материала транслятора в силу его значительной длины, определяющей длину дистальной части эндоскопа и составляющей сотни миллиметров. Как следует из полученных в работе [6] формул, хроматизм положения и увеличения неоднородной среды пропорционален величине

$$\frac{1}{v} = \frac{1}{v_1} - \frac{1-1/n_0}{v_0} \quad (9)$$

Здесь $v_0 = (n_0 - 1)/\Delta n_0$ и $v_1 = n_1/\Delta n_1$ – числа Аббе для базового показателя преломления и первого коэффициента радиального градиента [7], соответственно; $n_i = n_i(\bar{\lambda})$ и $\Delta n_i = n_i(\lambda_{\min}) - n_i(\lambda_{\max})$; $\bar{\lambda}$, λ_{\min} и λ_{\max} – средняя, минимальная и максимальная длины волн заданного спектрального диапазона.

При $1/v = 0$ хроматизм положения и увеличения неоднородной среды оказываются скомпен-

сированным для крайних длин волн. Аналогичная ситуация имела бы место у однородной линзы, если бы число Аббе ее стекла можно было устремить к бесконечности. Поэтому величину v предлагается считать эффективным числом Аббе неоднородной среды, однозначно характеризующим ее дисперсионные свойства.

Очевидно, что материал транслятора необходимо выбирать с максимально возможным по модулю эффективным числом Аббе. А поскольку длина градан-объектива существенно меньше длины транслятора, то желательно, чтобы эффективное число Аббе его материала имело противоположный знак и, в этом случае, было достаточно малым.

В соответствии с вышеприведенными рекомендациями из ассортимента серийно выпускаемых неоднородных материалов, характеристики которых опубликованы, были выбраны следующие стекла. Для градан-объектива – стекло SLW-1,0 и для градан-транслятора – стекло ARS20. Производитель стекла SLW-1.0 – “Nippon Sheet Glass Co., Ltd.” (Осака, Япония), а стекла ARS20 – “Gradient Lens Corporation” (Рочестер, США). Характеристики выбранных стекол приведены в табл. 1. для спектрального диапазона, ограниченного синей F– и красной C–линиями водорода ($\lambda_{\min} = \lambda_F = 486,13$ нм и $\lambda_{\max} = \lambda_C = 656,26$ нм). В качестве средней длины волны принята желтая d -линия гелия ($\bar{\lambda} = \lambda_d = 587,56$ нм).

Таблица 1

Стекло	n_0	$n_1, \text{мм}^{-2}$	$\Lambda, \text{мм}$	v_0	v_1	v
SLW-1.0	1,61038	-0,30015	10,3	39,26	17,41	20,93
ARS20	1,53954	-0,00324	96,8	52,86	822,16	-185,73

Исходя из длины дистальной части эндоскопа порядка 200÷250 мм и полагая, соответственно, в формуле (2) $k = 2$, получаем следующие значения длин градиентных элементов: $d_{\text{об}} = 2,6$ мм и $d_{\text{тр}} = 241,9$ мм. При выбранных материалах и конструктивных параметрах световой радиус цилиндрической оболочки градан-транслятора $r_{\text{св}} = 0,75$ мм обеспечивает угол поля зрения в пространстве предметов до $\pm 36,4^\circ$, но при значительном виньетировании. Поэтому при дальнейших исследованиях угловое поле зрения ограничивалось величиной $\omega = \pm 30^\circ$. Радиус входного зрачка для осевого пучка при приведенном значении $r_{\text{св}}$ равен $r_p = 0,076$ мм.

Исследование этой оптической системы методом расчета хода лучей показало, что качество формируемого изображения существенно ограничено абберациями. Превалирующими монохроматическими абберациями являются абберации тонких пучков, что демонстрируется графиками рис. 1, по-

строенными для центральной длины волны выбранного спектрального диапазона λ_d .

Обратившись к хроматическим абберациям (рис. 2), нетрудно видеть, что при фокусировке излучения на задний торец транслятора хроматизм увеличения сравнительно невелик и скомпенсирован вблизи края поля зрения. Что же касается хроматизма положения то, несмотря на соответствующий выбор неоднородных стекол, он весьма существенен и наряду с абберациями тонких пучков ограничивает разрешение в изображении, формируемом дистальной частью эндоскопа (рис. 3).

Выбор элементной базы и компоновка компенсатора

Ахроматизацию рассматриваемой оптической системы можно выполнить путем введения в схему дополнительного коррекционного элемента. Его эффективность будет максимальна при работе в параллельном ходе лучей, для чего длина транслятора должна быть изменена на $0,25\Lambda_{\text{тр}}$.

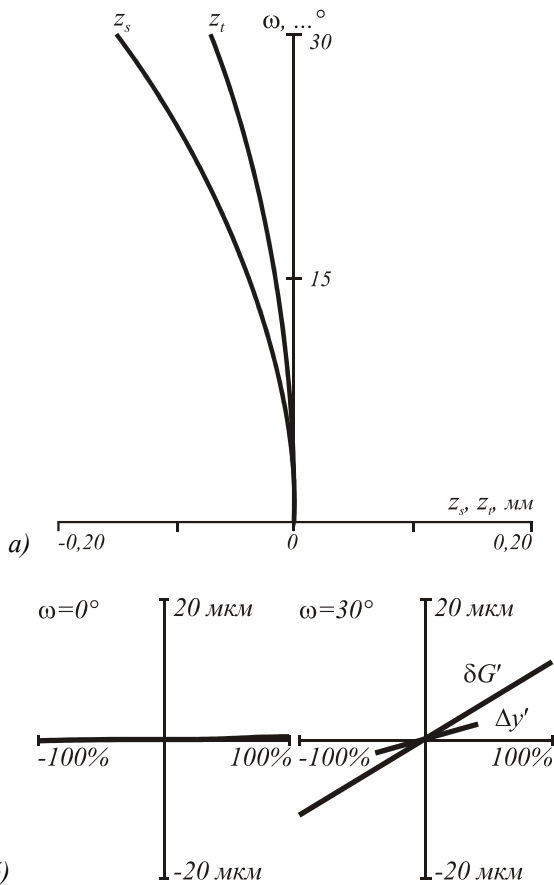


Рис. 1. Кривые монохроматических aberrаций оптической системы, состоящей из градан-объектива и градан-транслятора:
 а) астигматизм и кривизна поля,
 б) aberrации широких наклонных пучков ($\Delta y'$ – для меридиональной плоскости; $\Delta G'$ – для сагиттальной плоскости)

В качестве элемента, корректирующего хроматизм положения, может быть использована однородная [8], либо дифракционная линза.

Число Аббе однородного оптического стекла всегда положительно (нормальная дисперсия), что же касается дифракционной линзы, то ее число Аббе [9]

$$v_{\text{ДЛ}} = \frac{\bar{\lambda}}{\lambda_{\text{min}} - \lambda_{\text{max}}} < 0, \quad (10)$$

т.е. если однородная и дифракционная линзы имеют оптическую силу одного знака, то их хроматизм положения имеет разные знаки.

Выбор элементной базы корректора зависит от двух факторов. Во-первых, от того, действительное или мнимое изображение должна формировать дистальная часть эндоскопа и, во-вторых, – от знака эффективного числа Аббе транслятора. Если изображение – действительное и знак – положительный или изображение – мнимое, а знак – отрицательный, то целесообразно использовать дифракционную линзу. В двух остальных случаях, включая рассматриваемый (изображение – действительное при отрицательном эффективном числе Аббе транслятора),

задача коррекции хроматизма положения успешно решается однородной рефракционной линзой.

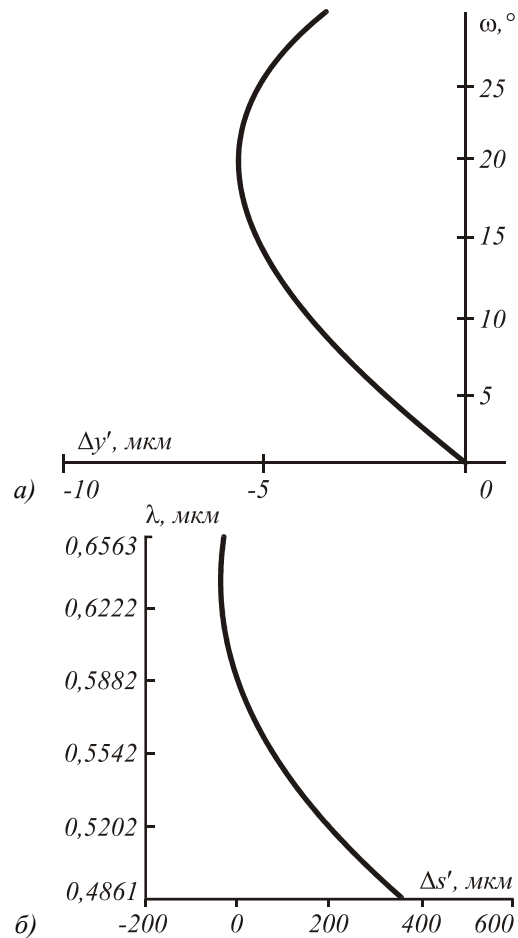


Рис. 2. Кривые хроматических aberrаций оптической системы, состоящей из градан-объектива и градан-транслятора:
 а) хроматизм увеличения,
 б) хроматизм положения

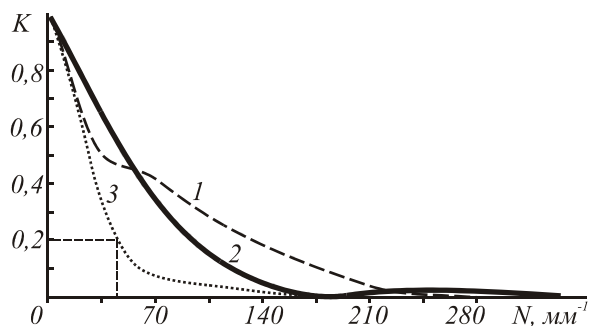


Рис. 3. Полихроматическая частотно-контрастная характеристика оптической системы, состоящей из градан-объектива и градан-транслятора:
 1 – при $\omega = 0$; 2 и 3 – при $\omega = 30^\circ$
 для меридиональной и сагиттальной плоскостей, соответственно

Требуемое для установки корректора изменение длины транслятора приводит к нарушению компенсации хроматизма увеличения. Поэтому наряду с устранением хроматизма положения необходимо

одновременно решать также задачу устранения хроматизма увеличения и монохроматических aberrаций тонких пучков. При этом желательно сохранить неизменным заднее фокусное расстояние всей дистальной части эндоскопа в целом. Все перечисленные выше задачи удастся решить с помощью компенсатора, включающего силовую плосковыпуклую линзу и оптически слабый коррекционный элемент, помещенный вблизи плоскости изображения, формируемого дистальной частью эндоскопа. При этом коррекция вышеотмеченных aberrаций существенно упрощается, если в небольших пределах дополнительно варьируется длина транслятора. Оптическая схема дистальной части эндоскопа, включаю-

щей однородно-линзовый компенсатор, приведена на рис. 4, а ее конструктивные параметры сведены в табл. 2.

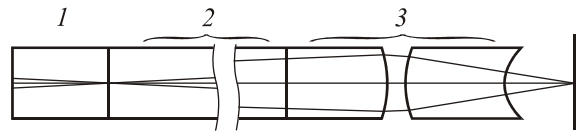


Рис. 4. Оптическая схема дистальной части жесткого эндоскопа, включающей градиент-объектив (1), градиент транслятор (2) и однородно-линзовый компенсатор (3)

Таблица 2

r , мм	d , мм	Стекло	
		n_d	ν
∞	2,57	SLW-1,0 (см. табл. 1)	
∞	205,98	ARS20 (см. табл. 1)	
∞	2,0	1,62014	63,52
-4,564	1,177	1	
2,265	2,897	1,8045	39,64
1,0			
$f' = -1,0$ мм, $s'_F = 2,445$ мм			

В этой таблице r – радиус кривизны сферической преломляющей поверхности, d – толщина элемента или воздушного промежутка, n_d – показатель преломления стекла на d -линии гелия, f' – заднее фокусное расстояние дистальной части эндоскопа, а s'_F – ее задний фокальный отрезок.

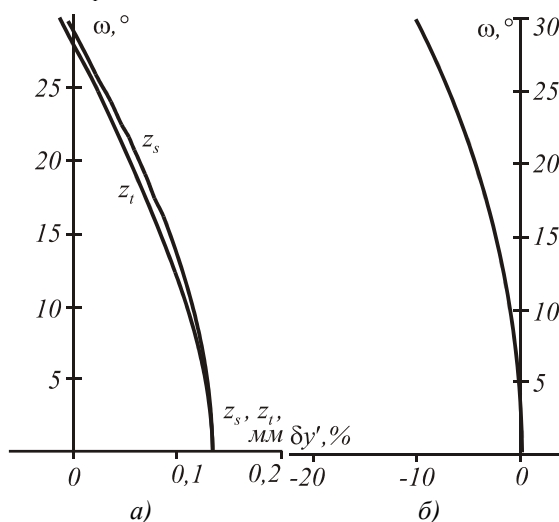


Рис. 5. Кривые монохроматических aberrаций дистальной части эндоскопа, включающей однородно-линзовый компенсатор: а) астигматизм и кривизна поля, б) дисторсия

На рис. 5 и 6 приведены графики остаточных монохроматических и хроматических aberrаций этой оптической системы, а на рис. 7 представлена ее полихроматическая частотно-контрастная характеристика.

Сопоставляя рис. 3 и 7, нетрудно видеть, что введение в дистальную часть эндоскопа компенсатора aberrаций позволило увеличить ее разрешение примерно в 2 раза, подняв его при контрасте $K = 0,2$ до $N = 90$ мм⁻¹. Что же касается дисторсии, то она от введения компенсатора практически не изменяется и, как следует из рис. 5б, на краю поля достигает 10%.

Заключение

Исследование aberrационных свойств дистальной части жесткого эндоскопа, включающей градиентные объектив и транслятор, показало, что преобладающими монохроматическими aberrациями этой оптической системы являются aberrации тонких пучков. Из хроматических aberrаций преобладает хроматизм положения, который в силу ограниченности ассортимента серийно выпускаемых неоднородных материалов устранить автоматически не представляется возможным.

Снизить до приемлемого уровня указанные aberrации системы позволяет компенсатор, включающий силовую плосковыпуклую линзу и оптичес-

ски слабый мениск, помещенный вблизи плоскости изображения, формируемого дистальной частью эндоскопа. Использование компенсатора позволяет примерно в два раза повысить разрешающую способность при сохранении величины оптической силы системы в целом.

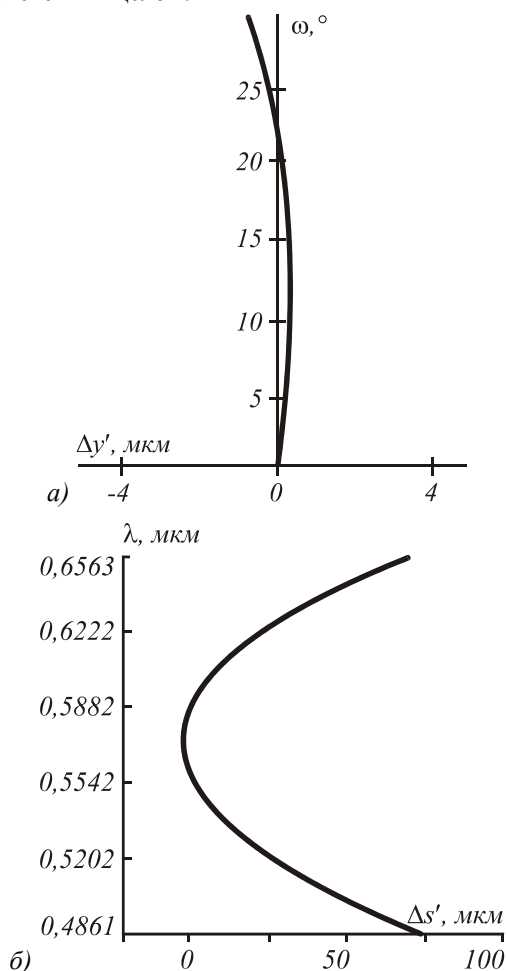


Рис. 6. Кривые хроматических aberrаций дистальной части эндоскопа, включающей однородно-линзовый компенсатор: а) хроматизм увеличения, б) хроматизм положения

Благодарность

Авторы выражают благодарность С.Ю. Дьяконову и Р.Е. Ильинскому за инициирование данной работы.

Работа выполнена при поддержке ТОО «ВНИ-ИМП-ОПТИМЕД» (Москва), Министерства образования РФ (грант № Т02-08.0-277) и российско-американской программы «Фундаментальные исследования и высшее образование» (BRHE).

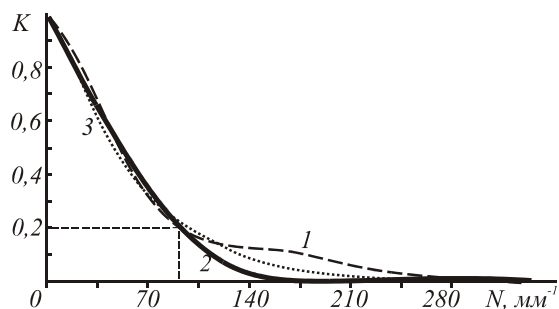


Рис. 7. Полихроматическая частотно-контрастная характеристика дистальной части эндоскопа, включающей однородно-линзовый компенсатор: 1 – при $\omega = 0^\circ$; 2 и 3 – при $\omega = 30^\circ$ для меридиональной и сагиттальной плоскостей, соответственно

Литература

1. Дьяконов С.Ю. Отечественные технические и медицинские эндоскопы, построенные на основе градиентной оптики // Оптический журнал. 1996. № 9. С. 46–48.
2. Дьяконов С.Ю., Кац А.И., Ремизов Н.В. Роль кооперации малых предприятий в производстве жестких медицинских эндоскопов // Медицинская техника. 1998. № 2. С. 35–38.
3. Tomkinson T.H., Bentley J.L., Crawford M.K., Harkrider C.J., Moore D.T., Rouke J.L. Rigid endoscopic relay systems: a comparative study // Applied Optics. 1996. Vol. 35, N 34. P. 6674–6683.
4. Greisukh G.I., Bobrov S.T., Stepanov S.A. Optics of diffractive and gradient-index elements and systems // Bellingham: SPIE Press, 1997. 414 p.
5. Ильинский Р.Е. Расчет апертурных и полевых характеристик жесткого градиентного эндоскопа методом «эквивалентной гиперболической бленды» // Оптический журнал. 2000. Т. 67, № 9. С. 46–48.
6. Греков А.А., Дроздов Н.М. Хроматические параксиальные aberrации неоднородных оптических систем с цилиндрическим распределением показателя преломления // Оптико-механическая промышленность. 1989. № 7. С. 26–28.
7. Ryan-Howard D.P., Moore D.T. Model for the chromatic properties of gradient-index glass // Applied Optics. 1985. Vol. 24, N 24. P. 127–137.
8. Leiner D.S., Prescott R. Correction of chromatic aberrations in GRIN endoscopes // Applied Optics. 1983. Vol. 22, N 3. P. 383–386.
9. Бобров С.Т., Грейсух Г.И., Туркевич Ю.Г. Оптика дифракционных элементов и систем // Л.: Машиностроение, 1986. 223 с.