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 аберраций 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 аберраций 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 аберраций 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 аберраций. 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_{00} и градан-транслятора d_{10} удовлетворяют условиям:

$$d_{\rm of} \approx 0.25\Lambda_{\rm of} \,, \tag{1}$$

$$d_{\rm TP} \approx (k+0,5)\Lambda_{\rm TP} \ (k=0,1,2,...),$$
 (2)

$$\Lambda = \pi \sqrt{-2n_0/n_1} \tag{3}$$

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

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

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:

$$r_{\rm CB} \le f_{\rm 00}^{\prime} {\rm tg} \omega \quad , \tag{5}$$

где ω – требуемый угол поля зрения в пространстве предметов, f'_{oo} – фокусное расстояние граданобъектива [4]

$$f'_{\rm o6} = \frac{1}{\sqrt{-2n_{0,\rm o6}n_{1,\rm o6}}\sin\left(d_{\rm o6}\sqrt{-2n_{1,\rm o6}/n_{0,\rm o6}}\right)} \quad (6)$$

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

$$n_{1,o6} \le -\frac{\mathrm{tg}^2 \omega}{2n_{0,o6} r_{\mathrm{cB}}^2}$$
 (7)

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

$$n_{1,\rm rp} \approx -\frac{n_{0,\rm rp} \sin^2 u'}{2r_{\rm cB}^2}$$
 (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

$$\frac{1}{\nu} = \frac{1}{\nu_1} - \frac{1 - 1/n_0}{\nu_0} \tag{9}$$

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; $n_i = n_i(\overline{\lambda})$ и $\Delta n_i = n_i(\lambda_{\min}) - n_i(\lambda_{\max})$; $\overline{\lambda}$, 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 скомпенсированным 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 соответствие 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 С-линиями водорода ($\lambda_{\min} = \lambda_F = 486, 13$ нм и $\lambda_{\text{max}} = \lambda_C = 656,26$ нм). В качестве средней длины желтая волны принята *d*–линия гелия ($\overline{\lambda} = \lambda_d = 587,56$ нм).

Таблица 1

Стекло	n_0	n_1 , mm ⁻²	Λ, мм	v_0	v_1	ν
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: $d_{of} = 2,6$ мм и $d_{rp} = 241,9$ мм. При выбранных материалах и конструктивных параметрах световой радиус цилиндрической оболочки градан-транслятора $r_{cB} = 0,75$ 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_{cB} равен $r_p = 0,076$ мм.

Исследование этой оптической системы методом расчета хода лучей показало, что качество формируемого изображения существенно ограничено аберрациями. Превалирующими монохроматическими аберрациями являются аберрации тонких пучков, что демонстрируется графиками рис. 1, построенными для центральной длины волны выбранного спектрального диапазона λ_d .

Обратившись к хроматическим аберрациям (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 аберрациями 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 $0.25\Lambda_{\rm TD}$.



Рис. 1. Кривые монохроматических аберраций оптической системы, состоящей из градан-объектива и градан-транслятора:
а) астигматизм и кривизна поля,
б) аберрации широких наклонных пучков (Δy' – для меридиональной плоскости;

 $\Delta G' - dля$ 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]

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

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 аберраций 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 ω=0; 2 и 3 – при ω=30° 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 аберраций тонких пучков. При этом желательно сохранить неизменным заднее фокусное расстояние всей дистальной части эндоскопа в целом. Все перечисленные выше задачи удается 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 аберраций существенно упрощается, если в небольших пределах дополнительно варьируется длина транслятора. Оптическая схема дистальной части эндоскопа, включающей однородно-линзовый компенсатор, приведена на рис. 4, а ее конструктивные параметры сведены в табл. 2.



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

Таблица	2
тиолици	4

	<i>d</i> , мм	Стекло				
<i>r</i> , MM		n _d	ν			
x						
	2,57	SLW-1,0 (см. табл. 1)				
x						
	205,98	ARS20 (см	ARS20 (см. табл. 1)			
x						
	2,0	1,62014	63,52			
-4,564						
	1,177	1				
2,265						
	2,897	1,8045	39,64			
1,0						
$f' = -1,0$ MM, $s'_F = 2,445$ MM						

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.





включающей однородно-линзовый компенсатор: а) астигматизм и кривизна поля, б) дисторсия На рис. 5 и 6 приведены графики остаточных монохроматических и хроматических аберраций 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 аберраций позволило увеличить ее разрешение примерно в 2 раза, подняв его при контрасте K = 0,2 до $N = 90 \text{ мм}^{-1}$. Что же касается дисторсии, то она от введения компенсатора практически не изменяется и, как следует из рис. 56, на краю поля достигает 10%.

Заключение

Исследование аберрационных свойств дистальной части жесткого эндоскопа, включающей градиентные объектив и транслятор, показало, что превалирующими монохроматическими аберрациями этой оптической системы являются аберрации тонких пучков. Из хроматических аберраций превалирует хроматизм положения, который в силу ограниченности ассортимента серийно выпускаемых неоднородных материалов устранить автоматически не представляется возможным.

Снизить до приемлемого уровня указанные аберрации системы позволяет компенсатор, включающий силовую плосковыпуклую линзу и оптически 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 аберраций 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 российскоамериканской программы «Фундаментальные исследования и высшее образование» (BRHE).



включающей однородно-линзовый компенсатор: 1 – при ω = 0; 2 и 3 – при ω = 30° для меридиональной и сагиттальной плоскостей, соответственно

Литература

- Дьяконов С.Ю. Отечественные технические и медицинские эндоскопы, построенные на основе градиентной оптики // Оптический журнал. 1996. № 9. С. 46–48.
- 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.
- 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.
- Greisukh G.I., Bobrov S.T., Stepanov S.A. Optics of diffractive and gradient-index elements and systems // Bellingham: SPIE Press, 1997. 414 p.
- Ильинский Р.Е. Расчет апертурных и полевых характеристик жесткого градиентного эндоскопа методом «эквивалентной гиперболической бленды» // Оптический журнал. 2000. Т. 67, № 9. С. 46–48.
- Греков А.А., Дроздов Н.М. Хроматические параксиальные аберрации неоднородных оптических систем с цилиндрическим распределением показателя преломления // Оптико-механическая промышленность. 1989. № 7. С. 26–28.
- 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.
- Leiner D.S., Prescott R. Correction of chromatic aberrations in GRIN endoscopes // Applied Optics. 1983. Vol. 22, N 3. P. 383–386.
- Бобров С.Т., Грейсух Г.И., Туркевич Ю.Г. Оптика дифракционных элементов и систем // Л.: Машиностроение, 1986. 223 с.

Diffractive and homogeneous-lens compensator for correcting aberrations of gradient

G.I. Greisukh¹, S.A. Stepanov¹, E.G. Yezhov² ¹Penza State University of Architecture and Construction, Penza, Russia ²Samara State Aerospace University

Abstract

The paper provides the results of a research into the possibilities of correcting chromatic and monochromatic aberrations of the distal part of a rigid endoscope, which includes a gradient lens and translator. It shows that it is advisable to use a diffractive or uniform lens as a coordinate chromatism corrector depending on the dispersion properties of the material.

<u>Keywords</u>: diffractive compensator, homogeneous-lens compensator, aberration, gradient, rigid endoscope, diffractive lens, uniform lens.

<u>Citation</u>: Greisukh GI, Stepanov SA, Yezhov EG. Diffractive and homogeneous-lens compensator for correcting aberrations of gradient. Computer Optics 2003; 25: 54-58.

References

- [1] Dyakonov SY. Localy produced technical and medical endoscopes based on gradient optics [In Russian]. Opticheskii Journal 1996; 9: 46-48.
- [2] D'iakonov SY, Kats AI, Remizov NV. Role of cooperation of small enterprises in the production of rigid medical endoscopes. Medicinskaya Tekhnika 1998; 2: 35-38.
- [3] Tomkinson TH, Bentley JL, Crawford MK, Harkrider CJ, Moore DT, Rouke JL. Rigid endoscopic relay systems: a comparative study. Appl Opt 1996; 35(34): 6674-6683.
- [4] Greisukh GI, Bobrov ST, Stepanov SA. Optics of diffractive and gradient-index elements and systems. Bellingham: SPIE Press; 1997.
- [5] Ilyinsky RE. Calculation of aperture and field characteristics of a rigid gradient endoscope by the method of "equivalent hyperbolic hood". Opticheskii Journal 2000; 67(9): 46-48.
- [6] Grekov AA, Drozdov NM. Chromatic paraxial aberrations of inhomogeneous optical systems with a cylindrical distribution of the refractive index. Optiko-Mekhanicheskaya Promyshlennostj 1989; 7: 26-28.
- [7] Ryan-Howard DP, Moore DT. Model for the chromatic properties of gradient-index glass. Appl Opt 1985; 24(24): 127-137.
- [8] Leiner DS, Prescott R. Correction of chromatic aberrations in GRIN endoscopes. Appl Opt 1983; 22(3): 383-386.
- [9] Bobrov ST, Greisukh GI, Turkevich YG. Optics of diffractive elements and systems. Leningrad: "Mashinostroenie" Publisher; 1986.