

ВЫБОР ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ЭНДОСКОПОВ

Трембовецкая Р. В., к.т.н., доцент

Черкасский государственный технологический университет
бульв. Шевченко, 460, г. Черкассы, 18006, Украина,
rustsur@rambler.ru

Анотація. В роботі проведено короткий огляд основних конструктивних параметрів ендоскопів. Розглянуто та проаналізовано оптичні схеми оберальної системи ендоскопа. Виконано моделювання координат $r(d)$, $\theta(d)$ в площині зображення. Оцінено зміну оптичних параметрів (показника заломлення матеріалу та коефіцієнта розподілу показника) при різних можливих довжинах хвиль джерела випромінювання. Для комп'ютерного моделювання кількісної оцінки відхилення координати променя використовувалися серійні високоапертурні градан-об'єктиви та низькоапертурні градан-транслятори.

Ключові слова: оберальна система, градієнтні елементи, коефіцієнт заломлення, коефіцієнт розподілу показника заломлення, відхилення координати променя.

THE CHOICE OF OPTICAL SYSTEM FOR MEDICAL ENDOSCOPES

Trembovetskaya R. V., Ph.D.Eng

Cherkasy State Technological University
Shevchenko blvd, 460, Cherkasy, 18006, Ukraine,
rustsur@rambler.ru

Abstract. This paper provides a brief overview of the main design parameters of endoscopes. Optical circuits of endoscope rotating system are considered and analyzed. The simulation of $r(d)$, $\theta(d)$ coordinates in the plane of the image is fulfilled. The change of optical characteristics (the index of material refraction and the coefficient of index distribution) at various possible wavelengths of radiation source is evaluated. For computer simulation of quantitative evaluation of beam coordinate deviation serial high-aperture Gradan lenses and low-aperture Gradan-compilers are used.

Keywords: rotating system, gradient elements, refraction coefficient, coefficient of refraction index distribution; beam coordinate deflection.

Диагностические и лечебные возможности в различных отраслях медицины значительно расширились при внедрении в клиническую практику эндоскопических методов исследования [1-2].

В современных эндоскопах используется большое количество разнообразных оптических оборачивающих систем, для которых проведена коррекция трех продольных аберраций (сферической, хроматизма положения и кривизны изображения) [3-4].

Цель работы – оценить влияние показателя преломления и коэффициента распределения на отклонения координаты луча в выходной плоскости градиентной линзы.

Наблюдательная часть линзовых систем имеет малую величину числовой апертуры в пространстве предметов; объектив имеет небольшое фокусное расстояние и малое относительное отверстие; глубина резкости изме-

няется в пределах: бронхофиброскоп, холедофиброскоп, уретрофиброскоп, гистерофиброскоп (от 1-5 до 50 мм), дуоденофиброскоп, гастроскоп, колонофиброскоп (от 3-5 до 100 мм); отсутствует фокусирование системы. Поэтому эндоскопическую систему целесообразно рассматривать как телескопическую с оборачивающей оптической системой [3-4].

Поскольку габаритные размеры эндоскопов ограничены по диаметрам (3,5-13 мм), поэтому необходимо использовать несколько оборачивающих систем.

Один из основных конструктивных параметров, который позволяет лучше осматривать полости и воспринимать внутренние полостные объекты, – поле обзора. Например, для смотровых диагностических эндоскопов поле обзора составляет: назофаринголарингоскопов – 75-90°; бронхофиброскопов – 85-120°; гастрофиброскопов – 95-140°; дуоденофибро-

скопов – 80-110°; холодохифиброскопов – 60-125°. Операционные эндоскопы должны иметь увеличение $(1,6-1,8)^x$ для четкого проведения разнообразных манипуляций. Поле обзора жестких эндоскопов находится в диапазоне $(50-90)^\circ$ [3-4].

При построении оптической системы с линзовой оборачивающей системой все линзы выполняют с нормальными поверхностями склеивания (рис. 1, а). Для исправления сферической аберрации и астигматизма используют одиночные базовые линзы эндоскопа (неахроматизованные и не исправленные на сферическую аберрацию), а для исправления этих аберраций используют один афокальный

компенсатор [4] (рис. 1, б). Это позволяет значительно уменьшить количество оптических деталей и упростить изготовление эндоскопа. Схему такого эндоскопа можно представить в виде [3-4]:

$$B[\text{объектив}] + B(\text{колл}) + B(\text{об.}) + \\ + B(\text{колл}) + \text{Ком}[аф] + B[\text{окуляр}]$$

где $B[\text{объектив}]$ – базовый объектив; $B(\text{колл})$ – базовый коллектив; $B(\text{об.})$ – базовая линзовая оборачивающая система; $\text{Ком}[аф]$ – компенсатор афокальный; $B[\text{окуляр}]$ – базовый окуляр.

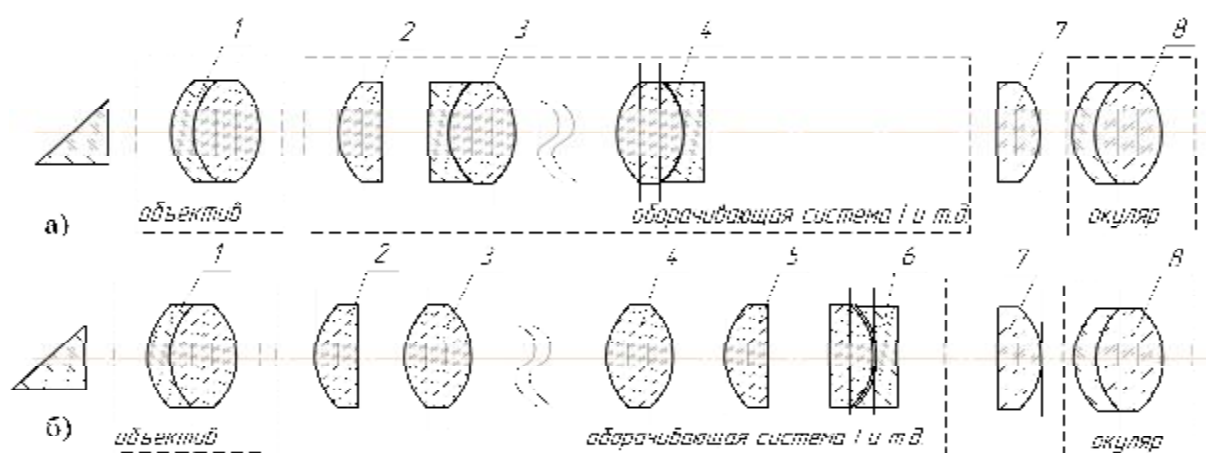


Рис. 1. Оптическая схема линзового эндоскопа: а) оборачивающая система с линзами (нормальная склейка); б) оборачивающая система с одиночными линзами и афокальным компенсатором; 1 – объектив; 2, 5, 7 – коллектив; 3, 4 – оборачивающая линзовая система; 6 – двухлинзовый несклеенный компенсатор; 8 – окуляр

Для увеличения длины оборачивающей системы (без ее усложнения) используют линзы с большой толщиной – стержневые линзы. Схема такой системы, представленная на рис. 2, состоит из трех линз, средняя линза выполнена концентрической, а поверхности крайних линз повернуты к средней линзе – конфокальные по отношению к предмету и изображению. Схема оборачивающей системы является следующей [3-4]:

$$B[\text{объектив}] + B[o, кф] + \\ + B(к, к) + B(кф, о) + B[\text{окуляр}]$$

где $B[o, кф]$ – базовая линза с плоской поверхностью и конфокальной выпуклой поверхностью; $B(к, к)$ – базовая линза с концентрическими выпуклыми поверхностями; $B(кф, о)$ – базовая линза с конфокальной поверхностью и плоской поверхностью.



Рис. 2. Стержневая оборачивающая система

Крайние линзы вследствие конфокальности свободны от сферической аберрации и хроматизма положения и имеют небольшой позитивный астигматизм. Средняя линза из-за концентричности не имеет астигматизма и комы, но в связи с действием конфокальных линз будет работать с уменьшенной апертурой и, как следствие, будет иметь уменьшенную сферическую аберрацию. Конструктивно рекомендуется радиусы конфокальных поверхностей внешних линз сделать равными радиусам концентрической линзы. В этом случае до и после конфокальных поверхно-

стей будет телецентрический ход лучей [3-4]. В данном случае остается несколько недоисправленной сферической абберация и хроматизм положения, поэтому для их устранения в одну из оборачивающих систем включают специальный коррекционный блок.

Использование вместо обычных линз так называемых градиентных, в которых фокусное расстояние уменьшается не за счет геометрии, а за счет использования материалов с медленно изменяющимся показателем преломления, позволяет уменьшить абберации [3-4].

Оптическая система эндоскопа на основе градиентной оптики содержит следующие элементы: высокоапертурный градан (градан-объектив), формирующий изображение пространства предметов; низкоапертурный градан (градан-транслятор) с большим периодом $T_{тр}$, передающий изображение на заданную длину; линзовые компоненты, исполняющие роль компенсатора аббераций градиентных элементов; окуляр (рис. 3). Чтобы обеспечить максимальное значение углового поля в пространстве предметов при заданном диаметре градиентных элементов, необходимо, чтобы градан-объектив имел длину, обеспечивающую телецентрический ход главных лучей после объектива [3-4].

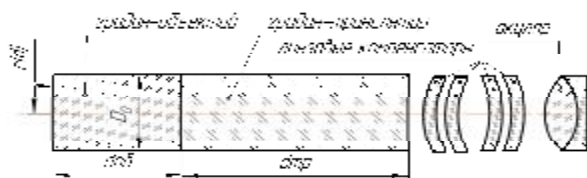


Рис. 3. Принципиальная оптическая схема эндоскопа на основе градиентных элементов

Эти градиентные линзы имеют в параксиальной области показатель преломления, изменяющийся по параболическому закону, вне параксиальной области – полиномиальный. Полиномиальное распределение показателя преломления позволяет получить градан с лучшим качеством изображения. Градиентные линзы малогабаритны, что можно использовать для согласования светоизлучающих и приемных приборов. Поскольку изображение формируется внутри линзы (между ее торцевыми поверхностями), лучи не выходят в атмосферу, что позволяет создавать монолитную конструкцию с другими оптическими элементами [5].

Координаты $r(d)$ и $q(d)$ в плоскости изображения определяются произведением матрицы действия градана и матрицы входного луча [4]. Для определения параметров достаточно рассмотреть градан длиной $d \leq 2 \cdot \pi/g$.

Положение координаты луча в плоскости изображения описывается выражением [4]:

$$r(d) = r_0 \cdot \cos(g \cdot d) + \frac{n_{cp}}{n \cdot g} \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(g \cdot d) \quad (1)$$

Как видно из формулы (1), на ход луча в градан-объективе (трансляторе) влияют показатель преломления материала и коэффициент распределения показателя.

Оценим эти оптические параметры при разных длинах волн. В результате расчета $g(\lambda), n(\lambda)$ [4] получены следующие результаты:

Длина волны, λ мкм		ГН-1,0-180 транслятор	ГН-1,0-210 транслятор
0,48	g	0.12622	0.08014
	n	1.54878	
0,52	g	0.12614	0.08009
	n	1.54572	
0,58	g	0.12606	0.08004
	n	1.54226	
0.6328	g	0.12600	0.08000
	n	1.54000	

Длина волны, λ мкм		ГВ-1,0-80 объектив	ГВ-1,5-80 объектив
0,48	g	0.75028	0.51019
	n	1.74498	
0,52	g	0.75018	0.51012
	n	1.73628	
0,58	g	0.75007	0.51005
	n	1.72644	
0,6328	g	0.75000	0.50000
	n	1.72000	

Для компьютерного моделирования количественной оценки отклонения координаты луча использовался градан-объектив ГВ-1,0-80 с $g_0 = 0.75 \text{ мм}^{-1}$, $n_0 = 1.72$; ГВ-1,5-80 с $g_0 = 0.51 \text{ мм}^{-1}$, $n_0 = 1.72$; градан-транслятор ГН-1,0-180 с $g_0 = 0.126 \text{ мм}^{-1}$, $n_0 = 1.54$, ГН-1,0-210 с $g_0 = 0.080 \text{ мм}^{-1}$, $n_0 = 1.54$ при длине волны $\lambda = 0.6328 \text{ мкм}$ и угле входа лучей $\theta = 0$. При этом использовались полученные выше оптические параметры.

В результате расчета максимальной относительной погрешности $\delta_{\max}, \%$ получены следующие результаты [7]:

Длина волны, мкм	ГВ-1,0-80	ГВ-1,5-80	ГН-1,0-180	ГН-1,0-210
$\lambda=0,48$	0,895; 2,759	0,888; 2,739	6,355; 24,326	19; 23
$\lambda=0,52$	0,575; 1,774	0,578; 1,782	3,177; 12,162	12,5; 14,785
$\lambda=0,58$	0,224; 0,69	0,23; 0,71	1,733; 6,634	5,567; 6,571

Распределение относительной погрешности вдоль оси градиентной линзы для ГВ-1,0-210 представлено на рис. 4.

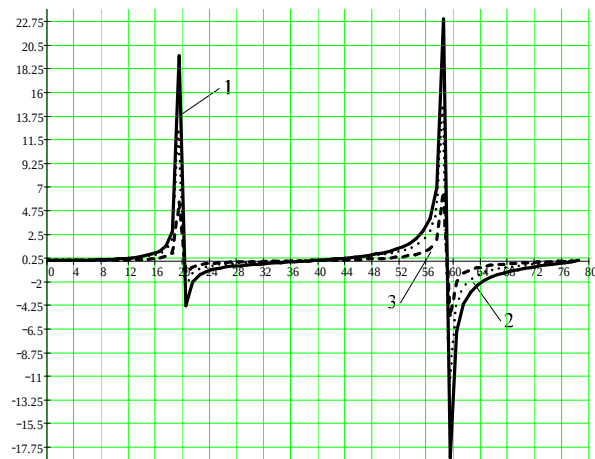


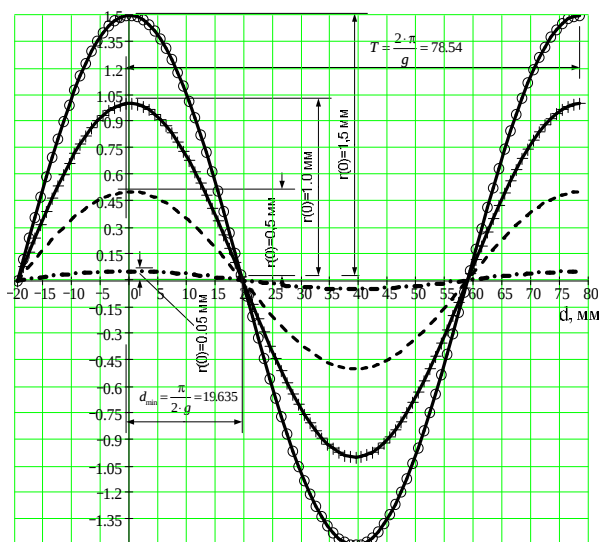
Рис. 4. Зависимость относительной погрешности вдоль градиан-транслятора ГВ-1,0-210: 1 – при $\lambda=0,48$ мкм, 2 – $\lambda=0,52$ мкм, 3 – $\lambda=0,58$ мкм

Для ГВ-1,0-80, ГВ-1,5-80, ГН-1,0-180, ГН-1,0-210 распределение относительной погрешности имеет аналогичный вид, представленный на рис. 5, с максимальными значениями в таблице.

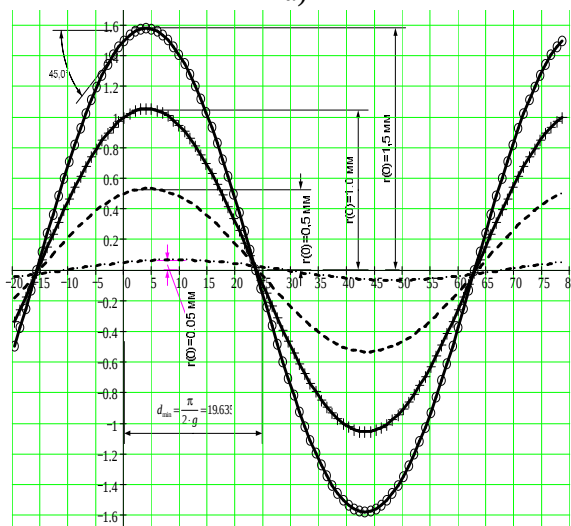
Как видно из рис. 5, в выходной плоскости градиана ($d_0 = 78.54$ мм) погрешность положения координаты луча составляет порядка $(9,6 \cdot 10^{-4} - 2 \cdot 10^{-3})\%$, т.е. достаточно мала.

Поэтому можно сказать, что изменение длины волны излучения не вносит существенной погрешности в положение координаты луча на выходе из градиентной линзы, хотя внутри (в месте пересечения оптической оси) эта погрешность может достигать значений единиц и десятков процентов.

На рис.5 а, б показано результат моделирования положения координаты луча в плоскости изображения четвертьволнового градиан-транслятора ГВ-1,0-210 при $\theta = 0^\circ$, $\theta = -45^\circ$ соответственно.



а)



б)

Рис. 5. Результат моделирования четвертьволнового градиан-транслятора ГВ-1,0-210 при $g=0.08$ мм⁻¹, $n_0=1.54$:

а) пучок лучей при $\theta = 0^\circ$;

б) пучок лучей при $\theta = -45^\circ$

Выводы:

1. В результате обзора оборачивающих оптических систем медицинских эндоскопов можно предложить для проектирования и расчета градиентную систему с минимальным количеством элементов и аберрациями.

2. Рассчитаны для градиан-объективов ГВ-1,0-80, ГВ-1,5-80 и градиан-трансляторов ГН-1,0-180, ГН-1,0-210 оптические характеристики (показатель преломления и коэффициент распределения) в зависимости от длины волны излучения $\lambda = 0,48; 0,52; 0,58; 0,6328$ мкм.

3. Установлено, что в выходной плоскости градиентной линзы погрешность положения координаты луча составляет порядка $(9,6 \cdot 10^{-4} - 2 \cdot 10^{-3})\%$, т.е. достаточно мала. Т.е. изменение длины волны излучения не вносит существенной погрешности в положение координаты луча на выходе из градаана.

В дальнейшем представляет интерес получить матричную математическую модель, описывающую координаты луча в выходной плоскости, что позволит получить оптимальные геометрические параметры и учитывать оптические свойства градиентной линзы.

Список литературы

- ГОСТ 23496-89 Эндоскопы медицинские. Общие технические требования и методы испытаний. – Введ. 01.01.91. – М. : Изд-во стандартов, 1991.
- Волоконно-оптические датчики / [под ред. Т. Окоси] ; пер. с япон. – Л. : Энергоатомиздат. Ленингр. отд., 1990. – 256 с.
- Русинов М. М. Композиция оптических систем / М. М. Русинов. – Л. : Машиностроение. Ленингр. отд., 1989. – 383 с.
- Хацевич Т. Н. Эндоскопы : учеб. пособие / Т. Н. Хацевич, И. О. Михайлов. – Новосибирск : СГТА, 2002. – 196 с.
- Васильев Ю. Использование градиентных микролинз для соединения оптических элементов / Ю. Васильев // Компоненты и технологии. – 2007. – № 10.
- Трембовецька Р. В. Моделювання градієнтної обертаючої системи ендоскопа / Р. В. Трембовецька // Збірник тез доповідей ІТОНТ-2012. – Черкаси, 2012. – С. 51.
- Трембовецька Р. В. Дослідження оптичних характеристик граданів для медичних ендоскопів / Р. В. Трембовецька // Приладобудування: стан і перспективи : зб. тез доп. десятої НТК – Київ : ПБФ, НТУУ «КПІ». – 2012. – С. 71.

References

- GOST 23496-89 Endoscopy meditsinskie. Obshchye tehniccheskie trebovania i metodu ispytaniy. Vved. 01.01.91. M.: Izd-vo standartov, 1991 [in Russian].
- Volononno-opticheskie datchiki (1990) pod red. T. Okosi: per. s japon. L.: Energoatomizdat. Leningr. otd., 256 s. [in Russian].
- Rusinov, M. M. (1989) Kompozitsiya opticheskikh system. L.: Machynostroenie. Leningr. otd., 383 s. [in Russian].
- Xatsevich, T. N. & Mixajlov, I. O. (2002) Endoscopy: uchebnoe posobie. Novosibirsk: SGTA, 196 s. [in Russian].
- Vasiljev, Yu. (2007) Ispolzovanie gradientnyh mikrolinz dlya soedineniya opticheskikh elementov. *Komponenty i technologii*, (10) [in Russian].
- Trembovets'ka, R. V. (2012) Model'uvannya gradientnoji obertayuchoi sustemy endoskopa. *Zbirnyk tez dopovidej ITONT-2012*. Cherkasy, s. 51 [in Ukrainian].
- Trembovets'ka R. V. (2012) Doslidgennya optychnyh charakteristik gradaniv dlya medychnyh endoskopiv. *Zbirnyk tez dopovidej desyatoi NTK "Pryladobydyvannya: stan i perspektyvy"*. Kuiv: PBF, NTUU "KPI", s. 71 [in Ukrainian].