

文章编号: 0253-2239(2006)08-1226-5

# 医用硬性内窥镜畸变的评定基础和方法

贾晓航 颜青来 文燕

(国家食品药品监督管理局杭州医疗器械检验中心, 杭州 310009)

**摘要:** 建立医用硬性内窥镜畸变的评定基础和方法,用视轴对称的球面 $Z$ 视场为模型来模拟体腔凹面特征,以建立内窥镜物-像共轭的分析基础;运用光学原理并结合ISO9039:1994“光学和光学仪器—光学系统质量评价——畸变的测定”的定义原则,并根据理论畸变的临床要求确定畸变定义;采用主光线追迹原理推导不同球面 $Z$ 形状的畸变换算通式。创立了医用硬性内窥镜以单位相对畸变表述的定义和表达式,并导出变换视场面的畸变换算通用公式和测试方法。本文建立的畸变评定基础和方法适用于医用硬性内窥镜的标准应用。

**关键词:** 医用光学;应用光学;医用硬性内窥镜;畸变

中图分类号: O435.2 文献标识码: A

## Evaluation Base and Method of Medical Rigid Endoscope Distortion

Jia Xiaohang Yan Qinglai Wen Yan

(Medical Apparatus Supervising and Testing Center of Hangzhou, State Food and Drug Administration, Hangzhou 310009)

**Abstract:** To set up the evaluation base and method of medical rigid endoscope distortion, by using optical axis symmetrical spherical  $Z$  view field as the model to simulate concave characteristics of body cavity, the analysis base of endoscope object-image conjugation is established. By using optical principle together with the definition principle in ISO 9039:1994 “Optics and optical instruments—Quality evaluation of optical systems—Determination of distortion”, with definition of distortion determined by clinical requirement of theoretical distortion, the distortion conversion formula of different sphere  $Z$  shapes is deduced by main ray trace principle. The medical rigid endoscope distortion definition and expression which are expressed as unit relative distortion, and distortion conversion formula and testing method of conversion of view field surface, are all established. The distortion evaluation base and method established are applicable for the medical rigid endoscope standard.

**Key words:** medical optics; applied optics; medical rigid endoscopes; distortion

## 1 引言

医用硬性内窥镜是通过人体孔道或手术切口进入人体腔的诊察/手术的器械,其成像系统的光学性能对临床应用影响很大。内窥镜涉及的应用领域很广,从脑部、五官、胸/腹腔部、泌尿系统直到腿部关节,不同应用有不同的光学工作距、视场形状要求,内窥镜的像差特别是畸变应能对应控制。由于内窥镜成像系统的特殊结构,以及临床应用的特殊视场特征,ISO9039:1994“光学和光学仪器——光学系统质量评价——畸变的测定”的定义和方法不能直接适用,而现有ISO 8600“光学和光电技术——医

用内窥镜和内治疗设备”系列标准中尚没有畸变方面的内容。因此,需研究内窥镜成像系统畸变的原理,确定适用于内窥镜的畸变定义和测试方法,建立畸变的评定基础和方法。

## 2 评定基础

### 2.1 物-像关系的确立

医用内窥镜成像系统是个有大景深大视场角的特殊系统。当设计视场与实际应用不对应时,即使设计与制作中畸变校正很好,实际临床中仍会出现由于物-像失共轭而造成的巨大理论畸变现象。因

作者简介: 贾晓航(1960~),男,浙江杭州人,杭州医疗器械检验中心高级工程师,主要从事医用光学、医用激光方面的研究。E-mail: jxh1226@163.com

收稿日期: 2006-01-11; 收到修改稿日期: 2006-03-23

此,对于内窥镜的畸变,不仅是像差校正的问题,更重要的是确立正确的物-像关系,使畸变在设计、制造和控制各环节统一。

以一个视轴对称的球面  $Z$  模型来模拟体腔凹面特征,用光学成像和影射法相结合来分析几种可能的设计视场的理论畸变,如图 1 所示。其中 1 为球面  $Z$  边缘的系统投影图,2 为物像比 1:1 的成像系统或投影系统。

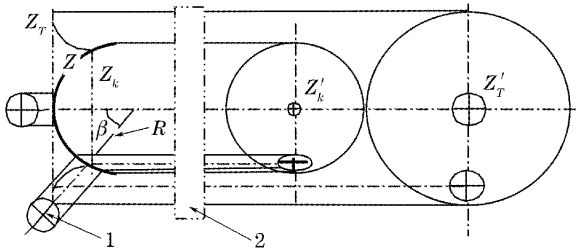


图 1 球面  $Z$  模型的物-像关系

Fig. 1 Relationship of object and image of spherical surface  $Z$

采用常规的平面视场设计,假设物-像共轭面为  $Z_k$  与  $Z'_k$ 。在光学成像中,球面  $Z$  上与  $Z_k$  不相交的单位元成像都失共轭,如轴上单位元的像元,由于内窥镜景深的效果,仍能成像于  $Z'_k$  面上,但其像元根据轴向放大率的作用,缩小如图示,变形极大;球面  $Z$  上共轭位置的单位元成像,从影射角度看,由于该处单位元与物面  $Z_k$  不平行,在  $Z'_k$  像面的影射变形如图示,球面  $Z$  子午线向的压缩变形很严重。

采用无限远视场的设计,可视作入瞳为球心的无限远球面发射,存在两个缺陷:1) 在临床要求的有限光学工作距处物-像失共轭,成像依赖于景深实现,角分辨力、像质有损失;2) 仅等效于以入瞳为球心的球面,不能贴近临床模型。以单位面-角关系看,单位物长的主光线夹角随视场角而变化,面子午线向发生理论畸变。

采用球面  $Z$  为视场的设计,球面  $Z$  与像面  $Z'_T$  共轭:在光学成像中,球面  $Z$  上所有单元都处于共轭位置,视场中心像元无缩小和畸变。视场边缘位置的单元元成像,从影射角度看,影射像  $Z'_T$  是球面  $Z$  子午线方向展开的平面  $Z_T$  的影射结果,视场边缘的像元在子午线向无变形。

通过上述分析可知,以球面  $Z$  为设计视场,其像面相当于球面  $Z$  的子午线展开,子午线方向无理畸变,保证视场中心与边缘的一致性,达到边缘复原效果。这种像面比较好的符合了临床应用的要求。因此设定球面  $Z$  为理论物面视场。

内窥镜的像方视场确立,对于目视观察系统的无限远像,可作像方等效处理,即假定后接了一个无畸变光组,最终像成于有限距处。这种处理,与常规应用中后接 CCD 摄像系统的结果一致。无限远像的像方等效见图 2 所示。其中 1 为无畸变光组,物方节点与被测系统出瞳重合且像方节点在光轴上,孔径大于被测系统出瞳;2 为被测系统出瞳;3 为无畸变光组的像方节点;4 为无畸变光组的像面。表达公式如下:

令

$$f' = \lim_{\omega'_p \rightarrow 0} \frac{h'}{\tan \omega'_p}, \tag{1}$$

则

$$h'_0 = f' \cdot \tan \omega'_0, \quad h' = f' \cdot \tan \omega'_p,$$

式中  $h'_0$  为理论像点高,  $h'$  为实际像点高,  $\omega'_0$  为理论出瞳视场角,  $\omega'_p$  为实际出瞳视场角,  $f'$  为像方焦距。

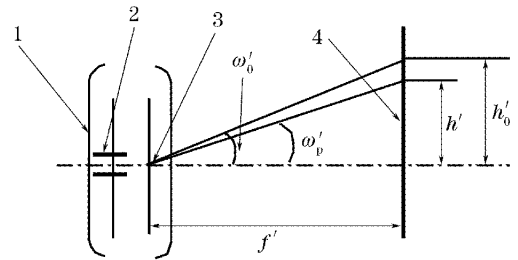


图 2 无限远像的像方等效图

Fig. 2 Equivalent image field for the infinite image

### 2.2 畸变定义的确立

因为确定以球面  $Z$  为理论物面视场,所以 ISO 9039:1994 标准的建立于平面物面或无限远物距的畸变定义和评价方法不能直接适用。但可以按照 ISO 9039:1994 标准的原则,定义相对畸变是线放大率差的相对值,该放大率用平面像高与球面  $Z$  上子午线物长之比表示。考虑到子午线长度实际测试或评价困难以及不能评价下述中的弧矢量,进而确定采用图 1 中单位元的方法,可命名为单位相对畸变,定义如下为物方视场单位元尺度 ( $dh$ ) 的像元径向尺度 ( $dh'_T$ ) 与理论像元尺度 ( $dh'_0$ ) 之差的相对值。其中  $dh'_0$  与视场中心像元尺度相等。如果像在无限远处,单位相对畸变是像方等效的结果,公式表达如下:

$$V_U = \frac{dh'_T - dh'_0}{dh'_0}, \quad V_U = \frac{m - m_0}{m_0}$$

其中

$$m = \frac{dh'_T}{dh}, \quad m_0 = \frac{dh'_0}{dh} = \lim_{h \rightarrow 0} \frac{h'}{h},$$

$h$  是像高  $h'$  的子午线物长。

当单位元尺度为无限小时,单位相对畸变与相对畸变一致。因此该定义原则上与 ISO 9039:1994 相符。证明如下。

因为

$$V_U = \frac{dh'_T - dh'_0}{dh'_0} = \frac{(h'_a - h'_b) - (h'_{a0} - h'_{b0})}{h'_0},$$

即

$$V_U = \frac{(h'_a/h_a - h'_{a0}/h_a)h_a - (h'_b/h_b - h'_{b0}/h_b)h_b}{d(h'_0)} = \frac{M_A - M_0}{m_0} = \frac{M_B - M_0}{M_0}, \quad (3)$$

式中  $M_A$ 、 $M_B$  为对应子午线物长  $h_a$ 、 $h_b$  的放大率;  $M_0$  为子午线向线度的理论放大率。

当单位元尺度为无限小时,  $M_A = M_B = M$ ; 而  $M_0 = \lim_{h \rightarrow 0} h'/h$ , 即  $M_0 = m_0$ 。所以

$$V_U = \frac{(M - M_0)(h_a - h_b)}{dh'_0} = \frac{(M - M_0)dh}{dh'_0} = \frac{M - M_0}{m_0} = \frac{M - M_0}{M_0}. \quad (4)$$

注意到图 1 中  $Z'_T$  像面上边缘像元的弧矢尺度与子午尺度并不相等,子午线向展开平面  $Z_T$ ,子午线长不变。而弧矢线长以  $Z_k$  交球面  $Z$  的圆周为例:该圆周直径在  $Z_k$  截面上是  $2\pi R \sin \beta$ ,在展开平面  $Z_T$  上变形增大为  $2\pi R \beta$ 。当 1:1 影射成像后,像元的弧矢尺度与子午尺度理论上发生畸变,两者尺度之比为  $\beta/\sin \beta$ 。显然,上述定义造成弧矢线向变形。为此,需进一步分析两者的偏离量。以常规内窥镜入瞳视场角为  $80^\circ$  为例计算,设  $\beta$  最大为  $\beta = \omega_p = 40^\circ$ ,对应像元的弧矢尺度与子午尺度理论之比是 1.09 倍。这种变形临床应用中可以接受,因此,定义的结果是合适的。然而,理论上应兼顾弧矢与

子午两方面,尽可能完善。可以认为,临床应用中弧矢与子午两方向的像面价值应该是相等的,采用弧矢线与子午线两者折中方案应该是理想结果,方法是与中心像元比较使两变形量绝对值相当,这时的两变形方向相反,也符合人眼的体视感觉。因此对上述定义作如下修正。

设球面  $Z$  的像元的弧矢尺度为  $dh'_k$ ,子午尺度为  $dh'_T$ ,则理想像元尺度应以  $(h'_{T0} + h'_{k0})/2$  表示,因为  $dh'_k/dh'_T = \beta/\sin \beta$ ,可立公式如下:

$$dh'_{T0} = \eta \cdot dh'_0, \quad \eta = \frac{2}{1 + \beta/\sin \beta}, \quad (5)$$

式中  $\beta$  值并不是内窥镜的主要参量值,应转换。转换以内窥镜物-像位置关系示意图说明,见图 3。其中 1 为无畸变光组,物方节点与被测镜出瞳重合,且孔径大于出瞳;2 为被测内窥镜;  $P$  为垂直视轴的参考平面;  $a$  为内窥镜入瞳面与末端顶点的距离;  $e$  为球面  $Z$  球心与内窥镜末镜顶点距离;  $d$  为内窥镜光学工作距。公式推导如下:

因为

$$\beta = \omega_p - \vartheta,$$

而

$$\vartheta = \arcsin\left(\frac{e-a}{e+d} \sin \omega_p\right),$$

所以

$$\beta = \omega_p - \arcsin\left(\frac{e-a}{e+d} \sin \omega_p\right),$$

则

$$\begin{cases} dh'_{T0} = \eta \cdot dh'_0, \\ \eta = \frac{2}{1 + \beta/\sin \beta}, \\ \beta = \omega_p - \arcsin\left(\frac{e-a}{e+d} \sin \omega_p\right), \end{cases} \quad (6)$$

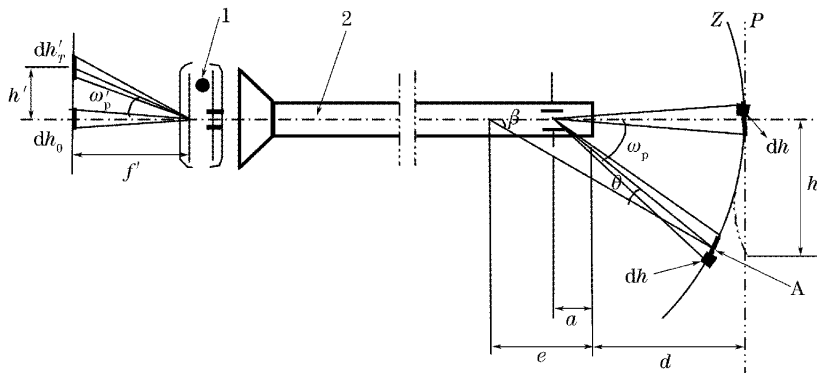


图 3 内窥镜物-像位置图  
Fig. 3 Object-image position for endoscope

内窥镜单位相对畸变定义可修正为物方视场单位元尺度( $dh$ )的像元径向尺度( $dh'_T$ )与理想像元径向尺度( $\eta \cdot dh'_0$ )之差的相对值。其中  $dh'_0$  与视场中心像元尺度相等。如果像在无限远处,单位相对畸变是像方等效的结果。公式表达如下:

$$\begin{cases} V_U = \frac{dh'_T - \eta \cdot dh'_0}{\eta \cdot dh'_0}, \\ \eta = \frac{2}{1 + \beta/\sin \beta}, \\ \beta = \omega_P - \arcsin\left(\frac{e-a}{e+d} \sin \omega_P\right), \\ \text{或} \\ V_U = \frac{m - \eta \cdot m_0}{\eta \cdot m_0}, \end{cases} \quad (7)$$

其中  $m = dh'_T/dh, m_0 = dh'_0/dh = \lim_{h \rightarrow 0} h'/h$ 。

该定义表达式可适用于球面  $Z$  的不同状态。如:当  $\beta = 0$  时球面  $Z$  与平面  $P$  重合,由(1)式可得单位相对畸变  $V_{U-P} = (m - m_0)/m_0$ ;当  $\beta = \omega_P$  时球面  $Z$  与以内窥镜入瞳中心为球心的球面  $S$  重合,由(1)式可得单位相对畸变

$$V_{S-P} = \frac{m - 2m_0/(1 + \omega_P/\sin \omega_P)}{2m_0/(1 + \omega_P/\sin \omega_P)}. \quad (8)$$

### 3 评定方法

畸变的评定应对应临床需求的球面  $Z$  视场来进行。但是这种球面  $Z$  形状因临床需要不同而各不相同,实际测试很麻烦,因此需寻找简单且易实现的方法。注意到参考平面  $P$ (见图 3)是球面  $Z$  的特殊事例,对于物方某视场位置的单位元而言,由于入瞳视场角已定,使其在不同视场面上投影时,主光线不变,因而各视场面相互间存在转换关系。畸变的测试,可通过在平面  $P$  视场上或某固定球面上测量而换算得到。

设  $dh_P$  为平面  $P$  视场的单位元尺度,  $dh'_{P0}$  为平面  $P$  视场中心像元尺度;  $dh_Z$  为球面  $Z$  视场的单位元尺度,  $dh'_{Z0}$  为球面  $Z$  视场中心像元尺度;  $dh'_{PT}$  为平面  $P$  视场的轴外像元径向尺度,  $dh'_{ZT}$  为球面  $Z$  视场的轴外像元径向尺度。则平面  $P$  视场的单位相对畸变  $V_{U-P}$ ,与球面  $Z$  视场的单位相对畸变  $V_{U-Z}$ ,公式如下:

$$\begin{cases} V_{U-P} = \frac{dh'_{PT}/dh_P - 1}{dh'_{P0}/dh_P} = \frac{dh'_{PT}/dh_P}{m_0} - 1, \\ V_{U-Z} = \frac{dh'_{ZT}/dh_Z - 1}{\eta \cdot dh'_{Z0}/dh_Z} = \frac{m_Z}{\eta \cdot m_0} - 1 \end{cases} \quad (9)$$

以图 4 说明(图 4 为图 3 的物方部分,其中 1 为

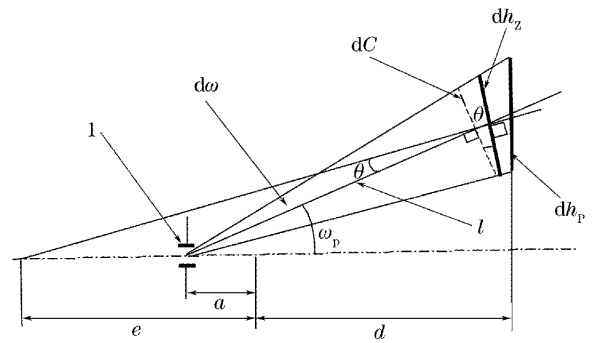


图 4 物方视场单位畸变图

Fig. 4 Unit distortion in object field of view  
内窥镜物镜瞳孔),  $dC$ 、 $dh_Z$  和  $dh_P$  单位元的物方主光线不变,对应像方主光线也相等,所以  $dh'_{PT} = dh'_{ZT}$ ,代入(2)式可得

$$\begin{cases} V_{U-P} = \frac{dh'_{PT}/dh_P}{m_0} - 1 = \\ \frac{dh'_{ZT}/dh_Z \cdot dh_Z/dh_P}{m_0} - 1 = \\ \frac{dh_Z}{dh_P} \cdot \frac{m_Z}{m_0} - 1, \\ V_{U-Z} = \frac{m_Z}{\eta \cdot m_0} - 1, \end{cases}$$

上式整理后如下:

$$V_{U-P} = \eta(V_{U-Z} + 1) \frac{dh_Z}{dh_P} - 1, \quad (10)$$

因为

$$\begin{aligned} dh_P &= \frac{d+a}{\cos^2 \omega_P} d\omega, \\ dh_Z &= \frac{dC}{\cos \theta} = \frac{l}{\cos \theta} d\omega, \end{aligned}$$

所以

$$\frac{dh_Z}{dh_P} = \frac{l}{d+a} \cdot \frac{\cos^2 \omega_P}{\cos \theta},$$

而

$$\frac{e-a}{\sin \theta} = \frac{d+e}{\sin \theta_P} = \frac{l}{\sin(\omega_P - \theta)},$$

即

$$l = (d+a) \frac{\sin(\omega_P - \theta)}{\sin \omega_P - \sin \theta}, \quad \sin \theta = \frac{e-a}{e+d} \sin \omega_P,$$

则

$$\frac{dh_Z}{dh_P} = \frac{l}{d+a} \cdot \frac{\cos^2 \omega_P}{\cos \theta} = \frac{\sin(\omega_P - \theta)}{\sin \omega_P - \sin \theta} \cdot \frac{\cos^2 \omega_P}{\cos \theta}, \quad (11)$$

(11)式代入(10)式可得

$$V_{U-P} = \eta(V_{U-Z} + 1) \frac{\sin(\omega_P - \theta)}{\sin \omega_P - \sin \theta} \cdot \frac{\cos^2 \omega_P}{\cos \theta} - 1,$$

由于  $\beta = \omega_P - \theta$ , 可导出以平面  $P$  视场上测量的换

算通用公式如下。

$$\begin{cases} V_{U-Z} = \frac{V_{U-P} + 1}{\eta} \cdot \frac{\sin \omega_P - \sin \theta}{\sin(\omega_P - \theta)} \cdot \frac{\cos \theta}{\cos^2 \omega_P} - 1, \\ \eta = 2 \left/ \left[ 1 + \frac{\omega_P - \theta}{\sin(\omega_P - \theta)} \right] \right., \\ \sin \theta = \frac{e-a}{e+d} \sin \omega_P, \end{cases} \quad (12)$$

其中  $V_{U-P} = \frac{dh'_{PT}}{dh'_{P0}} - 1$ 。

同理可得换算公式如下：

$$\begin{cases} V_{U-Z} = \frac{V_{U-S} + 1}{\eta} \cdot \frac{\sin \omega_P - \sin \theta}{\sin(\omega_P - \theta)} \cos \theta - 1 \\ \eta = 2 \left/ \left[ 1 + \frac{\omega_P - \theta}{\sin(\omega_P - \theta)} \right] \right., \\ \sin \theta = \frac{e-a}{e+d} \sin \omega_P, \end{cases}$$

实际操作中以平面  $P$  视场测量更方便,且重复性较好。测试中可选用直径为  $\phi 50$  mm 的余弦透射体材料测标屏,在规定评价视场位置均布四个直径不大于 4 mm 的正圆斑,背部照明。内窥镜调整到视场与测标屏重合且视轴垂直于测标屏面即可。目视观察的内窥镜可后接 CCD 摄像仪或照相机以实现像方等效,选用的适配物镜需满足无畸变要求并符合图 3 中的放置规定,CCD 系统或照相机应无畸变或已知畸变可修正。可直接测量或打印/洗片后测量。

## 4 结 论

运用上述的畸变定义和测试方法,对国内外一些主要产品进行了畸变测试。选用产品有  $\phi 4$  mm、 $\phi 5$  mm 和  $\phi 10$  mm 的典型规格,全视场角在  $70^\circ$  左右,涉及不同临床应用领域。测试点选用 70% 视场高。对上述产品的平面  $P$  视场的测量结果与球面  $S$

视场的测量结果比较,偏差在  $\pm 1\%$  以内,符合性很好。由于上述产品的设计工作视场形状参数未获得,因此以我们定义的评价视场面进行评定,发现畸变分布值很离散且没有规律。即使同一品牌、同一临床用途、同样规格的几个产品,包括国外的产品,在评价视场面上畸变值的差别也很大。说明医用硬性内窥镜领域缺乏畸变评价基础和有效的方法。可以认为,本文所述的畸变定义和测试方法,构建了医用硬性内窥镜畸变的评定基础和方法,可用于指导设计和结果验证,可被标准采用。

## 参 考 文 献

- 1 ISO 8600-1; 2005. Optics and photonics—Medical endoscopes and endotherapy devices—Part 1; General requirements[S]
- 2 ISO 8600-6; 2005. Optics and photonics—Medical endoscopes and endotherapy devices—Part 6; Vocabulary[S]
- 3 ISO 9039; 1994. Optics and Optical instruments—Quality evaluation of optical systems—Determination of distortion; 1~3[S]
- 4 Gong Zutong, Li Jingzhen. *Optics Handbook* [M]. Xi'an; Shaanxi Science and Technology Publishers, 1986. 125~199 (in Chinese)  
龚祖同, 李景镇. 光学手册[M]. 西安: 陕西科学技术出版社, 1986. 125~199
- 5 Zeng Jiyong, Su Xianyu. Elimination of lens distortion in catadioptric omnidirectional distortionless imaging system for horizontal scene[J]. *Acta Optica Sinica*, 2004, 24(6): 730~734 (in Chinese)  
曾吉勇, 苏显渝. 水平场景无畸变折反射全景成像系统透镜畸变的消除[J]. 光学学报, 2004, 24(6): 730~734
- 6 He Yong, Chen Jingbang, Zhu Rihong *et al.*. Laser rods wavefront distortion testing instrument [J]. *Chin. J. Lasers*, 2003, 30(10): 938~942 (in Chinese)  
何 勇, 陈进榜, 朱日宏 等. 激光棒波前畸变测试仪[J]. 中国激光, 2003, 30(10): 938~942
- 7 Zhang Huijuan, Wang Zhaoqi, Lu Zhenwu. Hybrid diffractive-refractive optical system design of head-mounted display for lightweight night vision[J]. *Acta Optica Sinica*, 2004, 24(STBZ) (10): 1393~1396 (in Chinese)  
张慧娟, 王肇圻, 卢振武. 折/衍混合微光夜视头盔显示器光学系统设计[J]. 光学学报, 2004, 24(10): 1393~1396