

# 医用硬性内窥镜边缘光效评价方法研究

贾晓航, 颜青来, 马骏, 毛欣欣

(国家食品药品监督管理局杭州医疗器械质量监督检验中心, 杭州 310009)

**摘 要:**用视轴对称球面 Z 视场作为模拟体腔凹面的模型, 通过辐射传递特性分析, 把最终的边缘光效分解成内部作用和外部作用两大部分, 确立了外部作用的边缘光效定义. 运用光度学理论推导医用硬性内窥镜照明和成像两光路的边缘光效表达式及外部作用的边缘光效通式. 在设定球面 Z 为理想漫射面的基础上, 导出最终边缘光效的计算通式.

**关键词:**医用光学; 光度学; 医用硬性内窥镜; 边缘光效

中图分类号: O435.2

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2008)09-1869-5

## 0 引言

医用硬性内窥镜是作用于人体腔内的诊查和手术的医疗器械. 人体腔内周边组织环境复杂, 对于大视场的内窥镜系统而言, 多次余弦效应会使像方视场边缘光亮降低, 视场中心的定向光反射易使腔内边缘组织信息无法获悉, 或者视场中心光亮饱和失去医疗中心区域的视觉. 腔内手术时, 手术器械和内治疗设备易失去把握, 这对于具复杂组织情况的人体腔而言, 充满危险. 内窥镜自体边缘光效的控制不能忽视. 国内外内窥镜专业人士仅局限于产品的技改技巧, 有关改善边缘光过弱的技术研究没有系统开展, 未形成边缘光效的评价方法. 现有 ISO 8600 “光学和光电技术—医用内窥镜和内治疗设备”系列标准中尚没有该方面的内容. 鉴于此, 本文通过辐射传递特性的分析, 建立了医用硬性内窥镜自体照明和成像两光路的边缘光效表达式、外部作用的边缘光效通式, 并在设定球面 Z 为理想漫射面的基础上, 导出最终的边缘光效计算通式和测试方法.

## 1 原理和定义

边缘光效定义为内窥镜光能传递的轴外光度量与轴上光度量比较的效果, 以轴外和轴上光度量之比表示. 内窥镜临床工作视场可用一个视轴对称的球面 Z 模型来模拟(见图 1).

图 1 中, 球面 Z 代表人体体腔, 其反射特性具有漫射体特征, 该球面球心在 C 点; A 端为内窥镜照明光路光出口和成像光路光入口; B 为球面 Z 上对应入瞳视场角( $\omega_p$ )的一个点, 相应视场角为  $\omega$ . 光线从内窥镜的输入光口进入照明光路后从 A 端

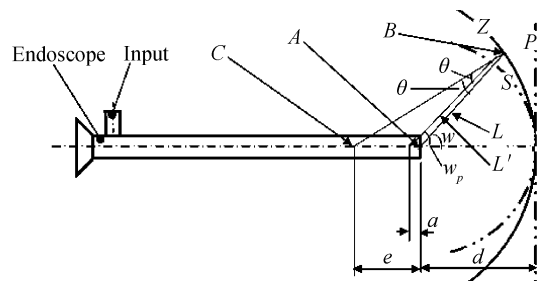


图 1 球面 Z 模型

Fig. 1 The model of spherical surface Z

输出照射至球面 Z, 然后球面 Z 部分漫反射光由 A 端进入成像光路再由目镜端输出.

临床应用关心的边缘光效是在像接受器上最终的边缘光效, 光度量用光通量表示, 即输入光口朗伯体照明下, 内窥镜对应  $\omega_p$  方向的视场位置上单位漫射面元( $dS$ )经出瞳输出的光通量( $\Phi''_{\omega_p}$ )与视场中心位置上单位漫射面元( $dS$ )经出瞳输出的光通量( $\Phi''_0$ )之比. 最终边缘光效用符号  $FL_{e-z}$  表示(下标 z 表示球面 Z 的形状参数), 公式为

$$FL_{e-z} = \frac{\Phi''_{\omega_p}}{\Phi''_0} \quad (1)$$

像接受器上得到的边缘光效是最终的边缘光效, 也符合临床需求. 然而, 内窥镜的应用不同, 球面 Z 形状和工作距也不同, 表示最终边缘光效随之变化, 无法得到内窥镜自体的相关参数, 不利于质控和相互间的比较. 为此需要建立内窥镜自体产生的边缘光效评价方法, 以及最终边缘光效在统一基准下的测定方法和评价依据. 进一步分析可知, 在内窥镜光线传输全过程中, 光从输入光口到 A 端以及光从 A 端传输至目镜端输出, 存在着与球面 Z 形状无关的内窥镜照明光路的边缘光效和成像光路的边缘光效, 可分别称为照明镜体光效( $IL_{eR}$ )和成像镜体光效( $OL_{eR}$ ); 光从 A 端到球面 Z 以及从球面 Z 返回到 A 端, 存在着仅与球面 Z 形状相关的边缘光效, 可定义为平面元与内球面相向辐射时, 朗伯辐射体

对受照体的边缘光效,称之为朗伯体光效,用符号  $LL_{e-z}$  或  $LL'_{e-z}$  表示.

照明镜体光效和成像镜体光效属内部作用的边缘光效;朗伯体光效属外部作用的边缘光效.上述各边缘光效的贡献总和,可命名为综合边缘光效,用符号,  $SL_{e-z}$ , 表示. 由此可以方便的实现系统评价.

## 2 评价方法的建立

### 2.1 表达式建立及意义

#### 2.1.1 照明镜体光效和成像镜体光效

照明镜体光效需表示成与球面  $Z$  形状无关的内窥镜自体照明光路.的边缘光效,也要符合光辐射传播律,因此光度量用亮度表示较理想,表达式为

$$IL_{eR} = \frac{L_w}{L_0} \quad (2)$$

式中  $L_w$  为  $A$  端光出口面在  $w$  角方向的平均亮度;  $L_0$  为  $A$  端光出口面在视场中心方向的亮度.

照明镜体光效可以实现内窥镜照明光路对边缘光效贡献的评价.内窥镜的照明光路采用光纤维丝集束导光.理论上在限定角范围内光线在光纤丝的入射角和出射角应当量值相等,实现理想传递(短距光损耗差不计).因此,朗伯辐射体照明下,出光口面仍是朗伯辐射体.如果照明光纤丝制作理想,并且各光纤丝与光纤束两端面完全垂直、端面密集度均匀时,上述照明下,在光纤限定角范围内的整个光纤束出光口面也应为等亮度的余弦辐射体,即  $IL_{eR} = 1$ . 然而实际制作中材料或工艺总是偏离理想状态,  $IL_{eR}$  总是小于 1. 提高  $IL_{eR}$  的办法可以采用如光纤螺旋斜向排列等工艺技术,使光纤丝的主光线偏离视场中心,即增加了边缘亮度,又能减小视场中心的定向反射.当  $IL_{eR} > 1$  可认为做了正贡献.照明镜体光效也可用于内窥镜间的相互比较,或生产中的质量控制.

成像镜体光效的光度量用光通量透过率表示时,与球面  $Z$  形状无关,也符合光辐射传播律.表达式为

$$OL_{eR} = \frac{\tau_{V-w_p}}{\tau_{V-0}} \quad (3)$$

式中  $\tau_{V-w_p}$  为  $w_p$  方向的满入瞳平均光透过率;  $\tau_{V-0}$  为视场中心方向的满入瞳光透过率.

一个完善的内窥镜成像光路,其视场上各物点的满入瞳光透过率应一致,即  $OL_{eR} = 1$ . 然而实际上总存在着渐晕或镜片材质不均甚至加工或装配破边可能,  $OL_{eR} < 1$ . 人们希望用其它方法来提高  $OL_{eR}$ . 对式(3)展开后可进一步分析.

$$OL_{eR} = \frac{\tau_{V-w_p}}{\tau_{V-0}} = \frac{\Phi''_{w_p} / \Phi'_{w_p}}{\Phi''_0 / \Phi'_0} = (1 - \gamma) \cdot$$

$$\frac{\int_0^{S'_A} t_{w_p} \cdot d\Phi'_{w_p} ds / \int_0^{S'_A} d\Phi'_{w_p} ds}{t_0} = (1 - \gamma) \cdot$$

$$\frac{t_{w_p} (S''_A / S'_A)}{t_0} = (1 - \gamma)(1 - V) \frac{t_{w_p}}{t_0} =$$

$$(1 - \gamma)(1 - V)t_{w_p/0} \quad (4)$$

式中  $\Phi'_{w_p}$  为图 1 中  $B$  点视场带上  $dS$  对入瞳辐射的平均光通量;  $\Phi'_0$  为球面  $Z$  中心处  $dS$  对入瞳辐射的光通量;  $d\Phi'_{w_p}$  为  $S'_A$  的单位面积光通量;  $S'_A$  为入瞳面积,  $S''_A$  为  $w_p$  方向的入瞳有效面积;  $V$  为  $w_p$  处的渐晕系数包括光学中心偏或光轴偏导致的不均匀渐晕;  $\gamma$  为镜片材料气泡或边缘缺陷的效应系数;  $t_{w_p/0}$  为  $B$  点与视场中心主光线(无限细光束)的光透过率比.

对式(4)分析后可以找出提高成像镜体光效的途径.式(4)中的  $t_{w_p/0}$  是仅涉及镜片的界面反射和吸收的因子,可考虑和视场边缘相关的镜片透过率处理.得到的提示方法有膜层处理方法或吸收变化片等技术,如可采用吸收材料制成的凸透镜片作为场镜,或者设置于近像面处,可使  $t_{w_p}$  大于  $t_0$ ,以提高边缘光效.  $OL_{eR} > 1$  可认为成像光路对边缘光效做了正贡献.成像镜体光效除用于内窥镜成像光路的单独评价外,还可用于内窥镜间的相互比较.

#### 2.1.2 朗伯体光效( $LL_{e-z}$ 和 $LL'_{e-z}$ )通式

朗伯体光效有两个状态:  $A$  端面为朗伯辐射体,球面  $Z$  为受照体;或球面  $Z$  为朗伯辐射体,  $A$  端面为受照体.各状态通式推导如下.

1) 内窥镜  $A$  端光出口面辐射时(见图 1):

设  $A$  端面为朗伯辐射体,亮度为  $L$ . 根据亮度辐射公式可得

$$LL_{e-z} = \frac{\xi_w}{\xi_0} = \frac{L \cdot S_A \cdot \cos w \cdot \cos \theta / l^2}{L \cdot S_A / d^2} =$$

$$(d/l)^2 \cos w \cdot \cos \theta \quad (5)$$

式中  $S_A$  为图 1 中  $A$  端光出口面积;  $\xi_w$  为  $B$  点的照度;  $\xi_0$  为球面  $Z$  中心的照度;  $d$  为光学工作距. 而

$$\frac{l}{\sin(w-\theta)} = \frac{e}{\sin \theta} = \frac{d+e}{\sin w}, \text{ 即: } \frac{d}{l} = \frac{\sin w - \sin \theta}{\sin(w-\theta)},$$

代入式(5)和:  $\sin \theta = \frac{e/d}{1+e/d} \sin w$ , 令: 形状参数

$$z = \frac{e}{d} \quad (6)$$

可得联立方程式

$$\begin{cases} LL_{e-z} = \left( \frac{\sin w - \sin \theta}{\sin(w-\theta)} \right)^2 \cos w \cdot \cos \theta \\ \sin \theta = \frac{z}{1+z} \sin w \end{cases} \quad (7)$$

2) 球面  $Z$  单位元辐射时(见图 1):

设球面  $Z$  为朗伯辐射体,亮度为  $L'$ . 根据亮度

辐射公式可得

$$LL'_{e-z} = \frac{\Phi'_{w_p}}{\Phi'_0} = \frac{L' \cdot S'_A \cdot dS \cdot \cos w_p \cdot \cos \vartheta / l'^2}{L' \cdot S'_A \cdot dS / (d+a)^2} = \left( \frac{d+a}{l'} \right)^2 \cos w_p \cdot \cos \vartheta \quad (8)$$

式中  $a$  为入瞳距. 同理可导出

$$\begin{cases} LL'_{e-z} = \left( \frac{\sin w_p - \sin \vartheta}{\sin (w_p - \vartheta)} \right)^2 \cos w_p \cdot \cos \vartheta \\ \sin \vartheta = \frac{z-a/d}{1+z} \sin w_p \end{cases} \quad (9)$$

### 2.1.3 综合边缘光效 $SL_{e-z}$

综合边缘光效的作用是各边缘光效的贡献总和,通式可表示为

$$SL_{e-z} = IL_{eR} \cdot OL_{eR} \cdot LL_{e-z} \cdot LL'_{e-z} \quad (10)$$

式(10)表达内窥镜照明和成像两系统在理想漫射体球面  $Z$  条件下,同边缘平均光能综合传递效果的度量.

## 2.2 限的设立

临床中允许的综合边缘光效下限设立,推导如下. 设接收器的灰阶宽容度为  $n$ ,则最终边缘光效应满足

$$FL_{e-z} \geq 2^{-n} \quad (11)$$

以图 1 为例,球面  $Z$  代表人体组织,是内窥镜整个光辐射过程中光传递的分界面;对于成像光路而言球面  $Z$  为照明体;对于照明光路而言球面  $Z$  为受照体. 推导可从成像光路和照明光路两边分别开展.

从成像光路开展. 设  $B$  点为  $w_p$  所围带上亮度最小的点,面元为  $dS$ ,亮度为  $L'_{\min}$ ;球面  $Z$  中心处的  $dS$  亮度为  $L'_0$ . 式(1)展开后根据亮度辐射公式有

$$FL_{e-z} = \frac{\tau_{V-w_p} \cdot \Phi'_{w_p}}{\tau_{V-0} \cdot \Phi'_0} = \frac{\tau_{V-w_p}}{\tau_{V-0}} \cdot \frac{L'_{\min} \cdot S'_A \cdot dS \cdot \cos w_p \cdot \cos \vartheta / l'^2}{L'_0 \cdot S'_A \cdot dS / (d+a)^2} = \frac{\tau_{V-w_p}}{\tau_{V-0}} \cdot \frac{L'_{\min}}{L'_0} \cdot \left( \frac{d+a}{l'} \right)^2 \cdot \cos w_p \cdot \cos \vartheta$$

将式(3)和式(8)代入后有

$$FL_{e-z} = \frac{\Phi''_{w_p}}{\Phi''_0} = \frac{L'_{\min}}{L'_0} \cdot OL_{eR} \cdot LL'_{e-z} \quad (12)$$

从照明光路开展. 规定输入光口采用朗伯辐射体照明. 设  $w_p$  对应的视场角为  $w$ ,该角度对球面  $Z$  围带上的照明均匀度为  $U_L = (E_{\max} - E_{\min}) / (2E_w)$ ,其中  $E_{\max}$  为带上的最大照度;最小照度  $E_{\min}$  在  $B$  点. 平均照度  $E_w = (E_{\max} + E_{\min}) / 2$ . 则  $E_{\min} = (1 - U_L)E_w$ .

在  $A$  端照明下  $B$  点的照度和中心照度 ( $E_0$ ) 之比为

$$\frac{E_{\min}}{E_0} = (1 - U_L) \frac{E_w}{E_0} = (1 - U_L) \frac{L_w \cdot S_A \cdot \cos w \cdot \cos \theta / l^2}{L_0 \cdot S_A / d^2} =$$

$(1 - U_L) \frac{L_w}{L_0} \cdot \left( \frac{d}{l} \right)^2 \cdot \cos w \cdot \cos \theta$ ,将式(2)和式(5)代入后有

$$\frac{E_{\min}}{E_0} = (1 - U_L) \frac{E_w}{E_0} = (1 - U_L) IL_{eR} \cdot LL_{e-z} \quad (13)$$

分界面的光度转换. 人体组织作为漫反射体,漫反射率为  $\rho$ . 同一点的照度  $E$ 、光出射度  $M$  和亮度  $L'$  存在转换关系式:  $L' = M / \pi = \rho \cdot E / \pi$ . 设  $\rho_w$  为  $B$  点漫反射率;  $\rho_0$  为球面  $Z$  中心漫反射率,则有

$$\frac{L'_{\min}}{L'_0} = (\rho_w / \rho_0) \frac{E_{\min}}{E_0} \quad (14)$$

式(13)代入式(14)后再代入式(12)可得  $FL_{e-z} = (\rho_w / \rho_0) (1 - U_L) IL_{eR} \cdot OL_{eR} \cdot LL_{e-z} \cdot LL'_{e-z}$ ,再将式(10)代入后有

$$FL_{e-z} = (\rho_w / \rho_0) (1 - U_L) \cdot SL_{e-z} \quad (15)$$

设人体组织细节分辨灰阶为  $m$ ,最不利时,  $\rho_w$  与  $\rho_0$  之比为  $2^{-m}$ . 式(11)代入式(15)后可得综合边缘光效临床中允许的下限为

$$\lim(SL_{e-z}) = [2^{n-m} (1 - U_L)]^{-1} \quad (16)$$

上述的推导,同时也证明了式(2)和(3)成立.

## 3 测试

### 3.1 测试方法

当球面  $Z$  在与图 1 中垂直视轴参考平面  $P$ ,或与以  $d$  为半径的参考球面  $S$ ,或与以  $d+a$  为半径的球面  $Sa$  重合时,朗伯体光效公式简单,边缘光效测试也较方便.

1) 球面  $Z$  与平面  $P$  重合时

$$LL_{e-\infty} = \cos^4 w \quad (17)$$

$$LL'_{e-\infty} = \cos^4 w_p \quad (18)$$

2) 球面  $Z$  与球面  $S$  重合时

$$LL_{e-0} = \cos w \quad (19)$$

3) 球面  $Z$  与球面  $Sa$  重合时

$$LL'_{e-0} = \cos w_p = LL'_{e-\infty} / \cos^3 w_p \quad (20)$$

边缘光效测试时,可以在图 1 所示的参考平面  $P$  视场上进行,也可在参考球面  $S$  和球面  $Sa$  视场上进行. 边缘测点应包括视轴对称的 4 个方位,测点的尺度不超过平面视场 5%. 由于  $w$  与  $w_p$  不等,而且  $w$  随光学工作距或面形变化而变化,因此  $w$  要以  $w_p$  为基准来对应. 式(20)意味着  $LL'_{e-z}$  相关测试在平面  $P$  和球面  $Sa$  上测值可以互换. 但由于  $w$  的不定性,式(17)和(19)中的  $w$  存在偏差 ( $\Delta w$ ),致使  $LL_{e-z}$  在平面  $P$  和球面  $S$  上测值不能互换. 测试很不方便.

注意到测量工作距增大可使  $w$  与  $w_p$  偏差缩小,  $\Delta w$  更小. 当平面  $P$  上测量的工作距不小于 50 mm,

或球面  $S$  上测量的工作距不小于 77 mm 时,最大入瞳视场角 ( $W_p$ ) 与最大视场角 ( $W$ ) 偏差小于 5%,  $\Delta w$  更小,与文献[3]中视场角测量的扩展不确定度为 5% 相比较,前述的偏差可忽略.因此,  $w$  可近似等于  $w_p$ , 这时  $LL_{e-\infty} = LL'_{e-\infty} = \cos^4 w_p$ ,  $LL_{e-0} = LL'_{e-0} = \cos w_p$ , 测试视场可统一在平面  $P$  上或球面  $S$  上. 测量工作简单很多.

照明镜体光效测试时用照度计测量,求取 4 个测点的平均照度记为  $E_w$  以及视场中心位置的照度记为  $E_0$ . 从式(13)得计算公式  $IL_{eR} = (E_w/E_0)/LL_{e-z}$ . 在平面  $P$  上测试时,  $LL_{e-z}$  用  $LL'_{e-\infty}$  (见式(18)); 在球面  $S$  上测试时,  $LL_{e-z}$  用  $LL'_{e-0}$  (见式(20)).

成像镜体光效测试时用光通量计在目镜端测量. 在轴外测试时应在给定视场角  $w$  位置处所选视

场上均分 4 点或更多点上分别放置辐射面元,记录各点的光通量,求取平均光通量记为  $\Phi''_{w_p}$ ; 在视场中心位置测量,光通量记为  $\Phi''_0$ . 从式(12)得计算公式  $OL_{eR} = (\Phi''_{w_p}/\Phi''_0) \cdot (L'_0/L'_{\min})/LL'_{e-z}$ . 在平面  $P$  上测试时,  $LL'_{e-z}$  用  $LL'_{e-\infty}$  (见式(18)); 在球面  $S$  上测试时,  $LL'_{e-z}$  用  $LL'_{e-0}$  (见式(20)).

综合边缘光效的测定,可在得到上述两个光效后按式(10)计算,其中朗伯体光效按式(7)和(9)计算,  $w$  要对应  $w_p$  交临床视场面的位置计算,球面  $Z$  的形状参数  $z$  按式(6)计算.

### 3.2 结果

为验证测试近似的可行性,选用了三根外径  $\phi 10$  mm 的内窥镜分别在参考平面  $P$  视场上和球面  $S$  视场进行了测试比对(结果见表 1),测量光学工作距为 78 mm. 结果偏差在 2% 以内,满足要求.

表 1 比对结果

内窥镜编号/视场角 $2w/(\circ)$	参考平面 $P$ 视场测值		参考平面 $S$ 视场测值		相对偏差	
	$IL_{eR}$	$OL_{eR}$	$IL_{eR}$	$OL_{eR}$	$IL_{eR}$	$OL_{eR}$
1# / 76	0.261	1.639	0.256	1.610	1.9%	1.8%
2# / 73	0.414	0.718	0.420	0.705	1.4%	1.8%
3# / 76	0.361	0.831	0.354	0.845	2.0%	1.7%

按上述方法对国内外一些产品进行了边缘光效的测试. 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  $60 \sim 90^\circ$  间,涉及不同临床应用领域. 综合边缘光效的测试点选在全视场角 90% 位置. 由于上述产品的设计工作视场的形状参数未获得,因此以定义的评价视场面的综合边缘光效 ( $SL_{e-E}$ ) 来进行统一评定. 该视场面命名为球面  $E$ ,

形状参数  $z_E$  是一个与标称视场角  $2W$  相关的函数,解方程(21)得出. 结果见表 2.

$$\begin{cases} \frac{\cos^3(0.9W)}{\cos^2\theta} = \left( \frac{\sin(0.9W) - \sin\theta}{\sin(0.9W - \theta)} \right)^4 \\ \sin\theta = \frac{z_E}{z_E + 1} \sin(0.9W) \end{cases} \quad (21)$$

表 2 测试结果

内窥镜编号/外径/mm $\times$ 视场角 $2w/(\circ)$	光学工作距 $d$ /mm	$IL_{eR}$	$OL_{eR}$	$SL_{e-E}$
11# / $\phi 10 \times 78$	50	0.613	1.998	0.465
12# / $\phi 10 \times 76$	50	0.255	1.611	0.159
13# / $\phi 10 \times 73$	50	0.420	0.705	0.130
14# / $\phi 10 \times 76$	50	0.354	0.845	0.155
21# / $\phi 5 \times 70$	20	0.577	1.132	0.288
22# / $\phi 5 \times 74$	20	0.763	0.856	0.204
31# / $\phi 4 \times 67$	4	0.487	1.012	0.221
32# / $\phi 4 \times 62$	4	0.476	1.009	0.192
33# / $\phi 4 \times 62$	4	0.666	0.642	0.156
34# / $\phi 4 \times 60$	4	0.655	0.631	0.208
35# / $\phi 4 \times 70$	4	0.493	0.381	0.063
32# / $\phi 4 \times 89$	4	0.417	0.727	0.054
31# / $\phi 4 \times 89$	4	0.245	0.893	0.039

以表 2 中直径  $\phi 10$  mm 的产品为例,4 根镜子视场角接近,  $SL_{e-E}$  在 0.130 至 0.465 范围,差别达 3.5 倍以上. 其中  $IL_{eR}$  差别达 2.4 倍,  $OL_{eR}$  差别达 2.8 倍以上. 如果按式(16)的限来判定,假定取  $n = 8$ ,  $m = 4.5$ ,  $U_L = 0.35$ , 那么  $SL_{e-z} \geq 0.136$  才能符合

要求. 表 2 中 13 根内窥镜中有 4 根不符合要求.

从表 2 的测试结果中可以看出,建立边缘光效的评价方法,不仅是临床安全的需要,也适用于制造商的质量控制和技术改进.

## 4 结论

本文建立的评价方法构建了医用硬性内窥镜边缘光效的评定基础和方法,可被标准采用,也可用于设计分析和结果验证以及制造商的质量控制。

### 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 8600-3;1997. Optics and instruments-Medical endoscopes and endoscopic accessories-Part 3; Determination of field of view and direction of view of endoscopes with optics[S].
- [4] LI Jing-zhen. Optics handbook[M]. Xi'an: Shaanxi Science Press,1986;10-15;689-693.  
李景镇. 光学手册[M]. 西安:陕西科学技术出版社,1986;10-15;689-693.
- [5] LI Xiao-tong. Geometrical optics and optical design[M]. 4th ed. Hangzhou; Zhejiang University Press,2002;58-60.  
李晓彤. 几何光学和光学设计[M]. 4 版. 杭州:浙江大学出版社,2002;58-60.
- [6] CHEN Wei-min, RU Jin, XIA Zhe, *et al.* Analysis on the photometric characteristics of imaging deflection measuring system for bridge[J]. *Acta Photonica, Sinica*, 2005, **34**(1): 129-133.  
陈伟民,鲁进,夏哲,等. 桥梁挠度光电成像测量系统的光度学特性分析[J],光子学报,2005,**34**(1):129-133.
- [7] DING Qin, WANG Hui-nan. An imaging technique of microcapsule endoscope using a GRIN lens[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2004,**33**(7);889-892.  
丁琴,王惠南. 采用 GRIN 透镜的微胶囊内窥成像技术[J]. 光子学报,2004,**33**(7);889-892.
- [8] WANG Yong-zhong. Some key problems about the design of IR thermal imaging fish-eye Lens[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005,**34**(7);1078-1080.  
王永仲. 红外热成像鱼眼镜头设计中若干特殊问题的处理[J],光子学报,2005,**34**(7);1078-1080.

## Evaluation Method of Medical Rigid Endoscope's Relative Effect of Edge Light Luminosity

JIA Xiao-hang, YAN Qing-lai, MA Jun, MAO Xin-xin

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

Received date:2007-04-16

**Abstract:** Using view axes symmetrical sphere  $Z$  as the modal, the body concave characteristics were simulated and the analysis base was established. According to the analysis of radiance transferring characteristics, the final relative effect of edge light luminosity into two parts as internal and external functions was analyzed. The definition of external function's relative effect of edge light luminosity was proposed. Using photometry and optics theory the expression and meaning of two parts of the medical rigid endoscope itself as illumination and imaging routes' relative effect edge light luminosity was derived. The formula of external function's relative effect on edge light luminosity, the calculation formula and measurement method of the final relative effect of edge light luminosity on the assumption were given, too.

**Key words:** Medical optics; Photometry; Medical rigid endoscopes; Relative effect of edge light luminosity



**JIA Xiao-hang** was born in 1960. As a professor he is working at State Food and Drug Administration Medical Device Supervising and Testing Center of Hangzhou. His research interests focus on standard and testing method of medical optics and medical laser.