

文章编号: 0258-7025(2003)04-0377-03

# 血管内窥镜图像畸变的分析和校正

钟向红, 张包铮, 林美荣, 房 芳

(南开大学现代光学研究所, 天津 300071)

**摘要** 利用光线追迹法分析了血管内窥镜成像的畸变特性, 并由此导出畸变校正方程, 实现了血管内窥镜畸变图像的校正。该方法避免了标准样板法的烦琐操作和人为误差。

**关键词** 心血管病学; 畸变校正; 光线追迹; 血管内窥镜图像; 自聚焦透镜

中图分类号 R 318.51 文献标识码 A

## Analysis and Correction of Angioscope Image Distortion

ZHONG Xiang-hong, ZHANG Bao-zheng, LIN Mei-rong, FANG Fang

(Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin, 300071, China)

**Abstract** Instead of cumbersome standard calibration chart method, this paper applied ray-tracing method to analyze the formation of angioscope image distortion, developed a polynomial correction formula, and successfully realized the correction of angioscope image distortion.

**Key words** cardiovasology; correction of distortion; ray-tracing; angioscope image; GRIN lens

## 1 引 言

血管内窥镜是一种纤维内窥镜, 用于血管内部病变的诊断, 它和别的内窥镜一样, 为了在有限的小口径下获得更大的观察范围, 一般都采用大视场的成像透镜, 但这会导致图像出现较严重的几何畸变, 从而影响病灶的定位和定量分析的准确性。因此, 为了获得真实的疾病信息, 有必要对血管内窥镜图像的畸变进行校正。

文献[1~3]采用各种标准样板对电子内窥镜的畸变图像进行了校正处理, 这种方法操作复杂, 人为误差较大。本文不采用标准样板的方法, 而是直接利用成像系统的光学参数, 通过光线追迹法分析了血管内窥镜成像的畸变特征, 由此推导出了畸变校正方程, 实现了血管内窥镜畸变图像的校正。

## 2 畸变分析

光学系统对目标成像时, 如果轴上物点和轴外物点的横向放大率不一样, 就会使物像产生几何形

状的失真, 这种现象称为畸变<sup>[4]</sup>。

血管内窥镜成像系统的核心由成像透镜和传像光纤构成。因尺寸纤细, 成像物镜通常使用棒状自聚焦透镜。本文设计的血管内窥镜成像系统中, 自聚焦透镜和传像光纤由光学胶胶合, 物像经传像光纤传输, 由数字图像采集系统采集, 并送入计算机。

使用光线追迹法分析血管内窥镜成像的畸变特征是基于自聚焦透镜的几何光学特性。自聚焦透镜是变折射率透镜, 其折射率沿径向呈梯度变化, 取近似抛物线分布, 则径向折射率可表示为

$$n(r) = n(0)[1 - (Ar)^2/2] \quad (1)$$

其中,  $n(0)$  为轴心处折射率,  $r$  为径向离轴距离,  $A$  为折射率变化特性常数。

子午光线在自聚焦透镜内部传输的轨迹是一正弦曲线, 轨迹方程为<sup>[5]</sup>

$$x = x_0 \cos(Az) + p_0 \sin(Az)/A \quad (2)$$

$$p = -x_0 A \sin(Az) + p_0 \cos(Az) \quad (3)$$

其中,  $x_0, p_0$  分别为光线在入射端面的离轴位移和斜率,  $z$  为沿透镜轴线方向的位移,  $x, p$  分别为在  $z$

收稿日期: 2002-02-08

作者简介: 钟向红(1971—), 男, 毕业于南开大学光电信息科学系, 硕士, 主要从事应用光学方面的研究。现工作单位: 中国科学院上海光学精密机械研究所信息光学实验室, 上海 201800。E-mail: zhongxh@siom.ac.cn

点处光线轨迹的离轴位移和斜率。

自聚焦透镜的参数  $A = 1.885 \text{ mm}^{-1}$ ,  $n(0) = 1.678$ 。当物平面距透镜前端面为 2 mm 时(称为标准工作距离),像正好落在透镜的后端面上。自聚焦透镜与传像光纤通过光学胶胶合,胶层为均匀介质,折射率为 1.45,厚度约为 10  $\mu\text{m}$ 。

用式(1)~(3)计算的标准工作距离下不同物高  $H$  的实际像高  $h$  及实际横向放大率  $\alpha$  列于表 1,画出的横向放大率随物高的变化曲线见图 1。结果表明,横向放大率是随物高的增大而变小的,这将导致图像出现桶形畸变。

表 1 标准距离下不同物高的实际像高和横向放大率

Table 1 Real image heights and lateral magnifications of different objective height at the standard working distances

$H/\text{mm}$	0.2	0.4	0.6	0.8	1.0	1.2
$h$	0.0310	0.0615	0.0908	0.1186	0.1445	0.1682
$\alpha$	0.1551	0.1537	0.1513	0.1482	0.1445	0.1402

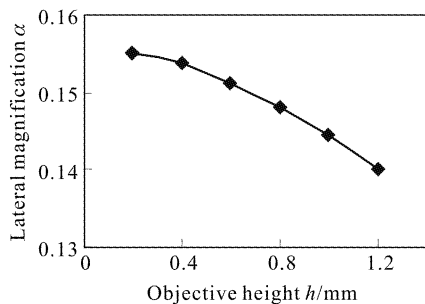


图 1 标准工作距离下横向放大率随物高的变化曲线

Fig. 1 Lateral magnification versus objective height at the standard working distance

### 3 畸变校正

#### 3.1 校正原理

如图 2 所示,假设自聚焦透镜对轴外任一物点  $P$  不失真成像在图像上的  $P_0(x_0, y_0)$  点,失真后成像在  $P_1(x_1, y_1)$  点,它们到图像中心的径向距离分别是  $r_0$  和  $r_1$ ,  $r_1 < r_0$ 。图像中心  $o$  是自聚焦透镜光轴在像面上的投影。因畸变只是视场径向的函数,并且,失真前后的像点对  $x$  坐标轴的角度是不变的,所以,  $r_0, r_1$  满足如下两个关系<sup>[6]</sup>

$$r_1 = f(r_0) \quad (4)$$

$$\angle p_0 o x = \angle p_1 o x = \theta \quad (5)$$

将式(4)展开为幂级数形式

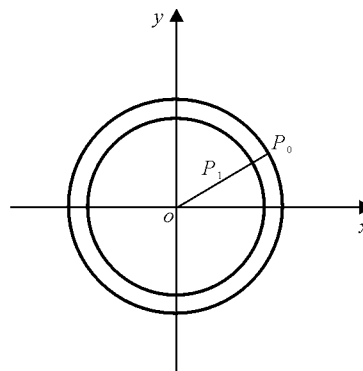


图 2 图像畸变分析示意图

Fig. 2 Schematic diagram for image distortion analysis

$$r_1 = f(r_0) = \sum_{i=0}^{+\infty} a_i r_0^i = a_0 + a_1 r_0 + a_2 r_0^2 + a_3 r_0^3 + \dots \quad (6)$$

在一定精度要求的情况下,  $r_0$  的更高次项可以忽略,于是式(6)变为

$$r_1 = a_0 + a_1 r_0 + a_2 r_0^2 \quad (7)$$

因为中心  $o$  点没有畸变,即当  $r_0 = 0$  时,  $r_1 = 0$ ,所以  $a_0 = 0$ 。

为了确定式(7)中的系数  $a_1$  和  $a_2$ ,需要利用表 1 中的数据。实际像高  $h$  和理想像高  $j$  (其横向放大率恒等于 0.155) 数据的二次拟合曲线方程为

$$h = 1.076j - 0.873j^2 \quad (8)$$

考虑到自聚焦透镜对目标所成的像经传输、放大,最后显示出来的数字图像是传像光纤传输的图像的 367 倍,所以,将式(8)左右乘以 367,得

$$367h = 1.076 \times 367j - 0.873 \times \frac{(367j)^2}{367} \quad (9)$$

与式(7)比较,可知  $r_1 = 367h, r_0 = 367j, a_1 = 1.076, a_2 = -0.873/367 = -0.0023$ ,于是,式(8)变为

$$r_1 = 1.076r_0 - 0.0023r_0^2 \quad (10)$$

#### 3.2 校正的实现

图像畸变校正的实现过程如下:1) 制作一幅空白图像;2) 读取空白图像的坐标值  $P_0(x_0, y_0)$ ,计算  $r_0$  和  $\theta$ ;3) 由公式(10)求得  $r_1$ ,利用公式  $x_1 = r_1 \cos(\theta), y_1 = r_1 \sin(\theta)$  求出  $P_1(x_1, y_1)$ ;4) 将畸变图像的  $P_1(x_1, y_1)$  点的灰度值写入空白图像的  $P_0(x_0, y_0)$  点。

结果如图 3 所示,(a)为自制的血管内窥镜成像系统在标准工作距离下采集的平行条纹图案的畸变图像,(b)为(a)经过畸变校正的图像。

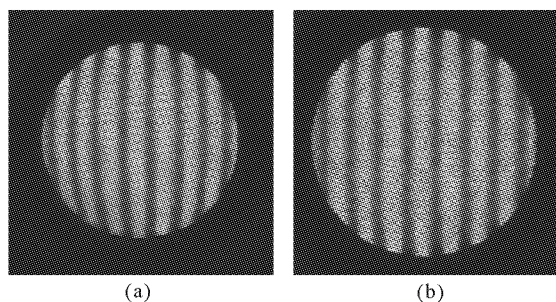


图3 畸变图像(a)和校正后的图像(b)

Fig. 3 Image with distortion (a) and resulting image after distortion correction (b)

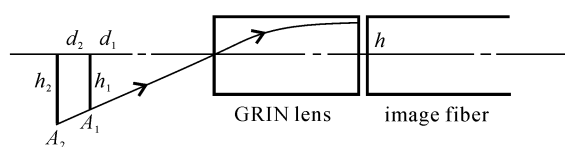


图4 不同工作距离下的系统成像示意图

Fig. 4 Schematic diagram for imaging at the different working distances

## 4 讨论

公式(8)是对标准工作距离处的一个平面成像导出的,实际上,血管内窥镜采集的图像是血管内一段空间范围的目标的像。在一定分辨率要求下,能在像平面上获得清晰像的物空间范围称为景深。在存在景深的情况下,仍然可以用光线追迹法来分析血管内窥镜图像的畸变校正问题。

如图4所示,在一定景深范围内,不同工作距离处的物点 $A_1$ 和 $A_2$ 具有相同视场角,在自聚焦透镜的后端面上有相同的像高 $h$ 。设它们与自聚焦透镜前端面的距离分别为 $d_1, d_2$ ,物高分别为 $h_1, h_2$ ,它们的近轴横向放大率,即无畸变时的理想横向放大率分别为 $\beta_1, \beta_2$ 。于是, $A_1$ 和 $A_2$ 在像平面上的理想像高分别为 $h_1\beta_1, h_2\beta_2$ 。若 $A_1$ 所在的平面处于标准工作距离处,则式(8)可写成

$$h = 1.076\beta_1 h_1 - 0.873(\beta_1 h_1)^2 \quad (11)$$

而对于 $A_2$ ,设其实际像高与理想像高的二次多项式近似方程为

$$h = m\beta_2 h_2 + k(\beta_2 h_2)^2 \quad (12)$$

其中 $m, k$ 为待定系数。

由式(11),(12)得

$$1.076\beta_1 h_1 - 0.873(\beta_1 h_1)^2 = m\beta_2 h_2 + k(\beta_2 h_2)^2 \quad (13)$$

经光线追迹,计算了不同工作距离 $d$ 处物点的理想横向放大率 $\beta$ ,结果表明, $d$ 与 $\beta$ 的乘积几乎恒等于0.31,即 $d$ 与 $\beta$ 有很好的反比关系,见表2。

表2 不同工作距离处的理想横向放大率

Table 2 Ideal lateral magnifications at different working distances

$d/\text{mm}$	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0
$\beta$	0.155	0.124	0.103	0.089	0.078	0.069	0.062
$d \times \beta$	0.31	0.31	0.309	0.308	0.312	0.311	0.31

于是,式(13)中 $h_1\beta_1 = h_2\beta_2$ 。从而有 $m = 1.076, k = -0.873$ 。

因此,标准工作距离下导出的平面物图像的畸变校正方程(10),在景深存在的情况下仍然适用。

## 参 考 文 献

- 1 H. Haneishi, Y. Yagihashi, Y. Miyake. A new method for distortion of electronic endoscop images [J]. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 1995, **14**(3): 548~555
- 2 W. E. Smith, N. Vakil, S. A. Maislin. Correction of distortion in endoscop images [J]. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 1992, **11**(1): 117~122
- 3 Cheng Dongqing, Xie Hongbo, Xu Zhi *et al.*. Study on correction of distortion in medical electronic endoscope image [J]. *Chinese J. Biomedical Engineering* (中国生物医学工程), 2001, **20**(1): 89~94 (in Chinese)
- 4 Yu Daoyin, Tan Hengying. *Engineering Optics* [M]. Beijing: Mechanical Industry Press, 1998. 108 (in Chinese)
- 5 Liu Deshen, Yin Yuming, Zhu Songlai *et al.*. *Fiber Optics* [M]. Beijing: Science Press, 1987. 159 (in Chinese)
- 6 Wang Xingang, Song Jianzhong, Gu Haijun. Image distortion calibration of IR electroviewer [J]. *Optics and Precision Engineering* (光学与精密工程), 2001, **9**(1): 39~42 (in Chinese)