

文章编号: 1005-5630(2022)04-0026-06

DOI: 10.3969/j.issn.1005-5630.2022.004.004

胶囊内窥镜系统的像质提升方法

王星琪, 杨 波

(上海理工大学 光电信息与计算机工程学院, 上海 200093)

摘要: 针对目前胶囊内窥镜存在分辨率低, 视场角有限, 受噪声影响大等问题, 提出了系统解决方案。通过引入 Q-type 非球面校正像差, 得到一款全视场角为 160° , 相对孔径为 F#3.0, 系统总长为 4.3 mm 的内窥镜成像镜头, 在 140 lp/mm 处各视场调制传递函数(MTF)值均大于 0.3。光学系统成像质量的好坏不仅取决于镜头的性能, 还与图像传感器有关, 尤其在低照度环境下。通过分析传感器工作时各个阶段噪声的特性得到噪声模型。利用建立的噪声模型, 合成了胶囊内窥镜图像数据集, 并训练神经网络模型。对算法模型的测试结果表明, 本文提出的综合解决方案可以有效地提高胶囊内窥镜系统的成像质量。

关键词: 胶囊内窥镜; Q-type 非球面; 光学设计; 图像处理

中图分类号: O 439 **文献标志码:** A

Image quality enhancement method for capsule endoscope system

WANG Xingqi, YANG Bo

(School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Aiming at the problems of the current capsule endoscope, such as low resolution, limited field of view, and great influence by noise, a system solution was proposed. First, by introducing Q-type aspheric surface to correct aberrations, an endoscope imaging lens with a full field of view of 160° , a relative aperture of F#3.0, and a total system length of 4.3mm was finally obtained. MTF values at 140 lp/mm were all greater than 0.3. The imaging quality of an optical system depends not only on the performance of the lens, but also on the image sensor, especially in low-light environments. The noise model was obtained by analyzing the noise characteristics of each stage when the sensor was working. Using the established noise model, the capsule endoscope image data set was synthesized, and the neural network model was trained. The test results of the algorithm model show that the proposed comprehensive solution can effectively improve the imaging quality of capsule endoscope system.

Keywords: capsule endoscope; Q-type aspheres; optical design; image processing

收稿日期: 2022-02-21

作者简介: 王星琪(1996—), 男, 硕士研究生, 研究方向为计算光学。E-mail: 610076919@qq.com

通信作者: 杨 波(1977—), 男, 副教授, 研究方向为计算光学等。E-mail: 504534891@qq.com

引言

现如今, 患有消化道疾病的人数在逐年增长。据统计, 在中国, 上下消化道疾病发病率约为 60%, 严重影响人类健康。胶囊内窥镜是一种消化道检测器件, 在被患者吞服后会随着消化道的蠕动而缓慢移动, 并在此过程中不断拍摄图片或视频记录消化系统内的情况。医生通过分析实时传输的视频或者储存的照片, 以此诊断患者的情况。与传统胃镜和肠镜相比, 胶囊内窥镜体积小, 检测时带给患者的疼痛小, 无交叉感染风险, 在医疗领域备受关注。

2001 年, 以色列 Given Imaging 公司上市了第一款 M2A 胶囊内窥镜产品^[1]。此后, 日本奥林巴斯公司推出 Endo Capsule 胶囊内窥镜^[2]并使用了电荷耦合元件提高灵敏度。韩国 Intro Medic 公司的产品手册上介绍 MiroCam 胶囊内窥镜系统以 3 帧/s 的速度捕捉图像并工作超过 11 h。国内产品有金山公司的 OMOM 胶囊内窥镜、安翰科技的磁控胶囊胃镜、资福医疗的大圣胶囊内窥镜^[3], 但存在图像清晰度不高、拍摄画面较小、受噪声影响大等问题。

对于一个成像系统, 提高光学镜头的性能可以明显改善成像质量, 但在一定的限制条件下则很难达到令人满意的结果。例如胶囊内窥镜系统有限的空间尺寸使得光学镜头设计自由度较小, 难以同时满足多个应用需求。基于深度学习的图像处理算法迅速发展, 使得完成成像过程后再次改善像质变为可能, 从而逐渐成为一种提升成像系统性能的补充方案。

针对胶囊内窥镜系统软硬件相结合的特点, 本文探讨了一种综合光学系统优化与图像处理提升像素的方案。首先使用光学设计软件设计了一款超小型大视场胶囊内窥镜镜头, 引入 Q-type 非球面校正像差^[4-6]; 然后通过分析图像传感器的物理成像过程, 得到其各个阶段产生噪声的特性^[7], 使用得到的噪声模型生成训练数据并在数据集上训练神经网络模型, 在临床图像上验证网络模型的效果。

1 胶囊内窥镜成像镜头光学设计

1.1 Q-type 非球面

美国 QED 公司的 Forbes 等提出了一种新的非球面数学描述方式^[8], 包括 Q_{con} 和 Q_{bfs} , 统称为 Q-type 非球面。这种描述方式使用了一个正交基底替换幂级数非球面中的附加多项式。当基底正交时, 各项系数的平方和与正交分解中相关参数叠加的均方值是相等的, 这使得系数能够直接体现出非球面的面形相对于基准曲线凹陷误差的均方值大小, 从而加强了对面型形状的约束控制能力。其中 Q_{con} 多项式一般用来表示非球面与其最接近的二次曲面之间的偏离程度, 而 Q_{bfs} 多项式用来表示非球面与最佳拟合球面之间的偏离程度。本文使用 Q_{con} 非球面, 其矢高表达式为:

$$Z = \frac{c_{\text{con}} r^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c_{\text{con}}^2 r^2}} + u^4 \sum_{m=0}^M a_m Q_m^{\text{con}}(u^2) \quad (1)$$

式中: c_{con} 为所表示的非球面最接近的球面的曲率半径; u 为 r/r_{max} ; $Q_m^{\text{con}}(u^2)$ 是一组以 a_m 为系数的 m 阶正交化 Jacobi 多项式, a_m 为表征偏离基准曲面的系数。

与传统的幂级数多项式相比, Q-type 多项式的优势主要有:

(1) 其基底相互正交, 在设计优化过程中各系数相互独立, 互不影响;

(2) 可供使用的非球面系数更多, 且各系数有更大的量级, 有利于提高设计效率和加工精度^[9]。

1.2 优化设计及结果分析

目前的胶囊内窥镜产品尺寸为 26 mm×11 mm, 其内部结构还包含照明模块、电池、无线传输模块等, 因此留给透镜和传感器的空间十分有限。本文选择了一款使用 COB 封装工艺的传感器模组, 其有效像面尺寸为 2.4 mm×1.8 mm, 单个像元尺寸为 3.6 μm×3.6 μm, 对应光学系统的分辨率为 $1/(2 \times 3.6 \mu\text{m}) = 138 \text{ lp/mm}$ 。

由于胶囊内窥镜在工作时拍摄范围较难控制，因此需要大视场来获取足够多的视觉信息。在广角镜头中，第一片透镜通常会有较大的直径以接受来自大角度的光线。因此，本次设计视场设置为 160°并限制镜片尺寸，使其结构总长小于 5 mm 且镜片的最大直径不超过 3 mm。具体的设计参数如表 1 所示。

表 1 光学系统的设计参数

Tab. 1 Design parameters of the optical system

参数	数值
波长/nm	656, 587, 486
F#	3
全视场/(°)	160
总长/mm	<5
有效焦距/mm	0.9
MTF(@140 lp/mm)	>0.3

通过查找专利数据库和论文^[10-12]选择一款美国的专利镜头^[12]作为初始结构。在优化过程中逐次添加 Q_{con} 非球面并采用低色散和高色散的两种光学塑料来补偿色差。最终将第一、二、四片镜片替换为 APL5014CL 材料；第三片镜片为 OKP-A2 材料。这两种材料都广泛应用于成像镜头，使用注塑工艺批量生产，有利于降低制造成本。通常非球面系数的项数越多，表面曲率越大，其加工越难，所有非球面的高次项数控制不超过 4 项。同时非球面过于弯曲或者出现拐点会导致加工难度增大，因此在优化时可以通过控制光线矢高来避免。

最终系统结构如图 1 所示，4 片透镜均为塑料 Q_{con} 非球面镜片，整个系统总长为 4.3 mm，第一片镜片口径最大为 2.4 mm。其全视场角为 160°，工作距离为 15 mm，系统的有效焦距为 0.9 mm。其调制传递函数(modulation transfer function, MTF)如图 2 所示，在奈奎斯特空间截止频率 138 lp/mm 处 MTF 值高于 0.3，在整个视场都具有比较好的对比度和分辨率，满足清晰成像要求^[13]。

1.3 公差分析

一个光学系统不能单独以成像质量来进行评

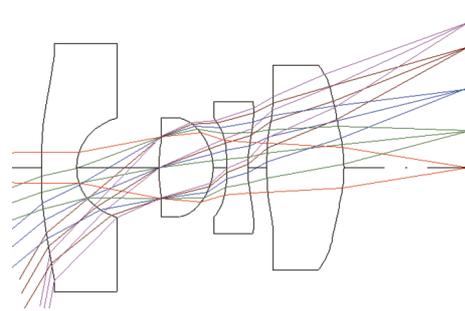


图 1 光学系统结构图

Fig. 1 Optical system structure diagram

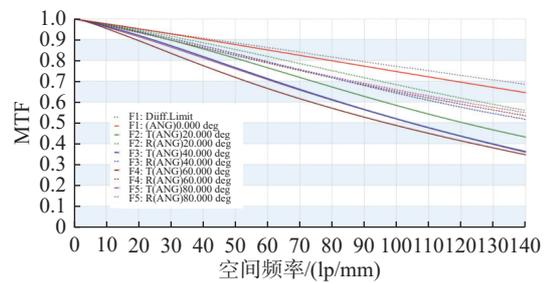


图 2 光学系统的 MTF 图

Fig. 2 MTF diagram of the optical system

价，还需要对其进行公差分析。通过调制传递函数受分配公差的影响程度验证系统的加工可行性。在 CODEV 软件中，给出如表 2 所示的公差分配参数。考虑到整个系统尺寸较小，所给的公差适用于微小型镜头，并且目前这类小口径的镜片是可以加工制造的。在 0°、40°、80°、120°、160°等 5 个视场下，以奈奎斯特频率为 100 lp/mm 处的平均 MTF 值作为评价标准，结果如图 3 所示，在 MTF 值大于 0.3 时，所有视场的积累概率均能达到 80%，基本达到设计要求。

表 2 公差参数表

Tab. 2 Table of the tolerance parameters

公差	指标
曲率半径/光圈	1
厚度/mm	0.01
表面偏心/mm	0.005
表面倾斜/rad	0.001
表面不规则度	0.5
元件偏心/mm	0.005
元件倾斜/rad	0.001
折射率	0.001
阿贝数	0.8%

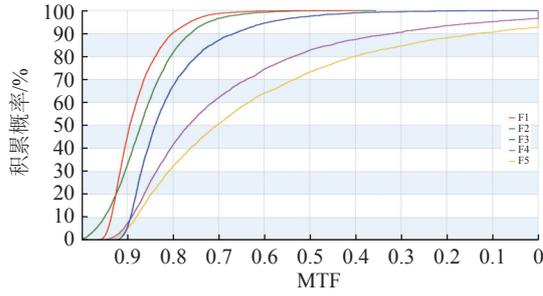


图3 公差性能

Fig. 3 Tolerance performance

2 胶囊内窥镜系统降噪算法

在完成胶囊内窥镜光学系统的优化之后, 我们通过分析和处理传感器产生的图像噪声来进一步改善像质。

2.1 噪声模型的基本原理

在大多数情况下可以用异方差高斯模型来近似表示图像噪声, 但是在环境光照很弱时会产生误差, 往往导致去噪效果不理想, 因此需要改变噪声模型。一般地, 一幅数字图像 $D^{[7,14]}$ 可以用线性模型表示为:

$$D = KI + N \quad (2)$$

式中: D 为数字图像; K 为系统整体增益(包括模拟增益和数字增益); I 为接收到的光电子数; N 为噪声。而噪声 N 在传感器不同的工作阶段有不同的特性, 如图4所示。

第一阶段: 在曝光过程中, 入射光以光子的形式撞击到光传感器的成像区域, 因光电效应产生与入射光强度成正比的光电子。这部分光电子存在着不确定性, 其数量服从泊松分布:

$$(I + N_p) \sim P(I) \quad (3)$$

式中: N_p 为光子脉冲噪声; P 为泊松分布。这种噪声取决于入射光强, 并且普遍存在于传感器中。同时这一阶段还引入了一些其他的噪声源, 如光响应不均匀和暗电流噪声。

第二阶段: 在成像区域每个位置都收集电子后, 它们通常被集成、放大, 并在曝光时间结束时作为可测量的电荷或电压输出。这一阶段的噪

声取决于传感器所采用的电路设计和处理技术。因此称为像素电路噪声, 包括热噪声、复位噪声、源跟随噪声和带型噪声。为了简化分析, 将暗电流噪声 N_d 、热噪声 N_t 和源跟随噪声 N_s 等多个噪声源合一, 称为读噪声 N_{read} , 表达式为:

$$N_{read} = N_d + N_t + N_s \quad (4)$$

受噪声的闪烁和随机电信号成分, 或者由暗电流引起的暗峰的影响, 读噪声具有长尾性质。由于胶囊内窥镜工作时照明有限, 此时不可忽略的直流噪声成分使得噪声分布不再以0为中心。因此用 Tukey lambda 分布族来描述:

$$N_{read} \sim TL(\lambda; \mu_c; \sigma_{TL}) \quad (5)$$

式中: λ 表示形状参数; μ_c 表示位置参数; σ_{TL} 表示尺度参数。

引入行噪声 N_r 来解释带型噪声 N_b 。虽然 N_b 可能以水平或垂直线的形式出现在图像中, 但只考虑模型中的行方向分量(水平条纹), 因为在测量噪声数据时, 列方向分量通常可以忽略不计。用正态分布来描述:

$$N_r \sim N(0, \sigma_r) \quad (6)$$

第三阶段: 为了产生可以存储在数字存储介质中的图像, 在最后阶段读出模拟电压信号, 采用模数转换器量化成离散码, 这一过程会引入量化噪声。该噪声是模数转换器的模拟输入电压与输出值之间的舍入误差, 用均匀分布来描述:

$$N_q \sim U\left(-\frac{1}{2q}, \frac{1}{2q}\right) \quad (7)$$

因此, 噪声模型 N 可以分解成4个部分:

$$N = KN_p + N_{read} + N_r + N_q \quad (8)$$

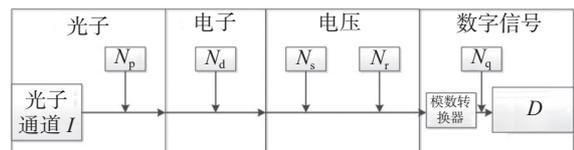


图4 各阶段引入的噪声

Fig. 4 Noise introduced at each stage

2.2 降噪处理的过程及结果

在两种特定条件下获取所需的图像。第一种

是明场图像，是在传感器均匀照明时拍摄的图像，表现了光子散粒噪声的性质。具体操作是：在光照均匀的环境下拍一张白纸，镜头安装在靠近纸的位置。第二种是暗场图像，是在无光环境下以最短曝光时间拍摄的图像，描述了与光照无关的噪声特性。具体操作是：在暗室里将镜头前端挡住，并以最短曝光时间拍摄。

由于拍摄的图像格式是 JPEG，是经过图像信号 (image signal processing, ISP) 处理过的，这一过程会引入其他的干扰。因此使用 Unprocessing 模型^[15] 先将 JPEG 格式还原成 RAW 格式，随后再基于成像原理提取噪声模型。第一步将拍摄到的不同曝光时间的明场图像用光子传递法^[16] 得到参数 K ；第二步提取暗场图像每一行的均值，通过最大似然估计得到行噪声的参数 σ_r ；第三步对去除了行噪声的暗场图像，使用概率图相关系数法^[17] 得到参数 λ ，使用概率图法^[18] 估计参数 σ_{TL} ；

第四步使用所得参数带入式 (8) 中构建噪声模型。实验测得的参数如表 3 所示。

运用噪声模型生成训练数据加入到数据集，数据集包含 800 幅图像并用于训练 U-net 神经网络模型，其结构如图 5 所示。使用 L1 损失函数和 Adam 优化器，模型迭代 400 次，批量大小为 4，学习率最初设置为 10^{-4} ，在经过 200 次后降为 10^{-5} 。

表 3 噪声模型参数表
Tab. 3 Noise model parameter table

参数	数值
K	7.29
A	-0.26
μ_c	0
σ_{TL}	1.03
σ_r	1.4

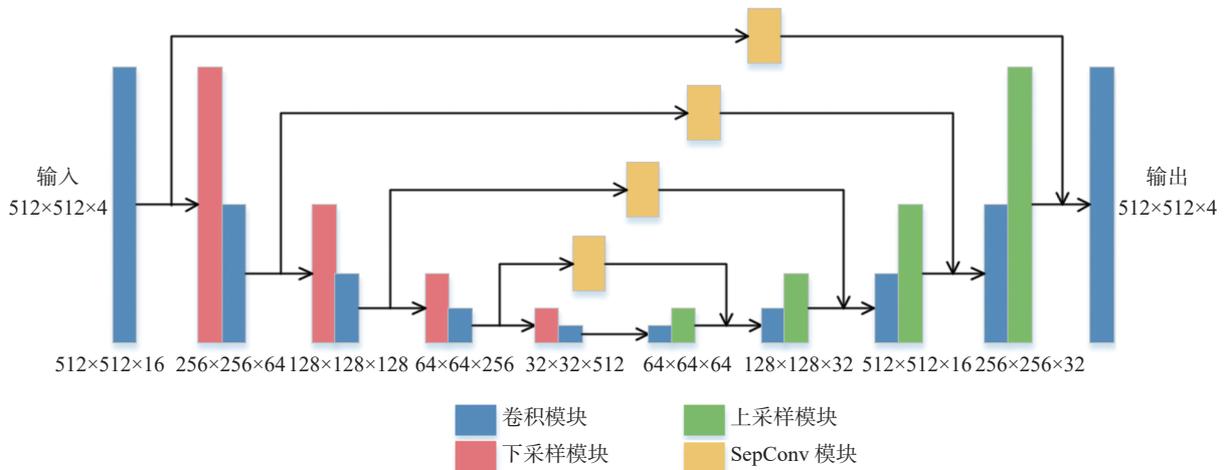


图 5 U-net 网络结构图

Fig. 5 The structure of the U-net

通常使用峰值信噪比 (peak signal-to-noise ratio, PSNR) 来作为评价指标，其值越大代表失真越少。给定大小为 $m \times n$ 的干净图像 I_1 和噪声图像 I_2 ，均方误差 (MSE) 定义为：

$$MSE = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} [I_1(i, j) - I_2(i, j)]^2 \quad (9)$$

则 PSNR 定义为：

$$PSNR = 10 \times \log_{10} \left(\frac{I_{1, \max}^2}{MSE} \right) \quad (10)$$

式中， $I_{1, \max}$ 为图片中可能的最大像素值。本文训练的网络 PSNR 值为 34.37。在图 6 中给出了 3 组真实消化道图像处理前后的对比图。从图中可以看到图像的清晰度有明显地提高。

3 结 论

本文就提高胶囊内窥系统的成像质量问题，探讨一种结合光学镜头优化与图像处理的综合解决方案。一方面使用 CODEV 软件重新优化设计

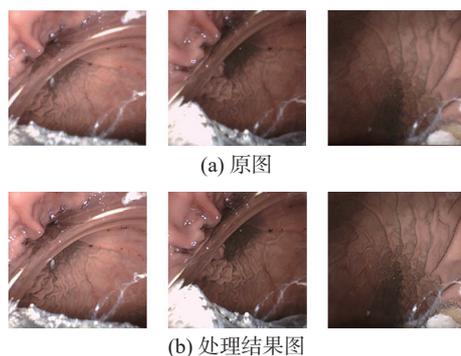


图6 原图及处理结果图

Fig. 6 Original image and processed image

镜头, 通过引入 Q-type 非球面校正像差。最终得到一款视场角 160° , 相对孔径为 F#3.0, 结构总长为 4.3 mm 的胶囊内窥镜镜头, 全视场 MTF 在 140 lp/mm 处均大于 0.3, 实现了大视场, 高分辨率与小型化。另一方面基于传感器的工作特性得到噪声模型, 使用其生成训练数据集训练神经网络。经真实样本测试, 结果表明该网络模型能够有效地提高图像清晰度。本文提出的方案可以全面地改善像质, 提高胶囊内窥镜系统的整体性能, 为相关的医学影像研究提供新的思路。

参考文献:

- [1] MERON G D. The development of the swallowable video capsule (M2A)[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2000, 52(6): 817–819.
- [2] GHEORGHE C, IACOB R, BANCILA I. Olympus capsule endoscopy for small bowel examination[J]. *Journal of Gastrointestinal and Liver Diseases*, 2007, 16(3): 309–313.
- [3] 陈逸致, 潘骏, 廖专, 等. 胶囊内镜新兴技术研究与应用进展 [J]. *中华消化内镜杂志*, 2020, 37(5): 372–376.
- [4] 李闯, 薛常喜, 杨红芳, 等. 基于 Q-type 非球面的电子内窥镜物镜光学系统设计 [J]. *光学学报*, 2017, 37(6): 0622001.
- [5] 贾孟. 基于 Q-type 非球面的光学系统关键技术研究 [D]. 长春: 长春理工大学, 2019.
- [6] 刘锦琳. Q 型非球面及其在光学系统设计中的应用 [D]. 杭州: 浙江大学, 2021.
- [7] WEI K X, FU Y, YANG J L, et al. A physics-based noise formation model for extreme low-light raw denoising[C]//2020 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR). Seattle, WA, USA: IEEE, 2020: 2755-2764.
- [8] FORBES G W. Shape specification for axially symmetric optical surfaces[J]. *Optics Express*, 2007, 15(8): 5218–5226.
- [9] MA B, THOMPSON K P, SHARMA K, et al. Applying slope constrained Q-type aspheres to reduce sensitivity of optical systems[C]//Frontiers in Optics 2012. Rochester, New York, United States: Optica Publishing Group, 2012: FTh3E. 3.
- [10] CHANG S H, KIM D, KWON H S. Compact wide-angle capsule endoscopic lens design[J]. *Applied Optics*, 2020, 59(12): 3595–3600.
- [11] ZHUANG Z F, DALLAIRE X, PARENT J, et al. Geometrical-based quasi-aspheric surface description and design method for miniature, low-distortion, wide-angle camera lens[J]. *Applied Optics*, 2020, 59(27): 8408–8417.
- [12] KANG M W. Fixed focus lens system: USA, 8917460[P]. 2014-12-23.
- [13] 郁道银, 谈恒英. 工程光学 [M]. 3 版. 北京: 机械工业出版社, 2011.
- [14] GONZALEZ R C, WOODS R E, EDDINS S L. 数字图像处理: MATLAB 版 [M]. 北京: 电子工业出版社, 2009.
- [15] BROOKS T, MILDENHALL B, XUE T F, et al. Un-processing images for learned raw denoising[C]//2019 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR). Long Beach, CA, USA: IEEE, 2019: 11028-11037.
- [16] JANESICK J, KLAASEN K, ELLIOTT T. CCD charge collection efficiency and the photon transfer technique[C]//Proceedings of SPIE 0570, Solid-State Imaging Arrays. San Diego, United States: SPIE, 1985: 7-19.
- [17] FILLIBEN J J. The probability plot correlation coefficient test for normality[J]. *Technometrics*, 1975, 17(1): 111–117.
- [18] WILK M B, GNANADESIKAN R. Probability plotting methods for the analysis of data[J]. *Biometrika*, 1968, 55(1): 1–17.

(编辑: 李晓莉)