

血流/血氧实时监测双光路成像系统设计

卞金华, 林琳, 陈相柏

武汉工程大学光电信息与能源工程学院, 湖北 武汉

收稿日期: 2026年1月1日; 录用日期: 2026年2月22日; 发布日期: 2026年3月23日

摘要

本文针对血流/血氧同步成像监测需求, 设计了适配工业镜头与相机的多波长中继分束光路。该中继系统分为工业镜头、中继系统、工业相机三部分。基于前置工业镜头的成像特性及后置工业相机的器件性能, 中继系统需满足相应光学要求。中继系统分成透射和反射两部分: 在透射光路中, 基于变形双高斯成像系统, 设计了1:1共轭系统, 并特别优化了工业场景下的成像质量; 在反射光路中, 基于斜置二向色镜的特性, 对成像面偏移和像差进行了特别优化。设计结果表明, 该系统可实现透射散斑成像与反射同步血氧成像, 双光路分辨率均达到奈奎斯特频率要求。该系统对于设定物面上的点分辨率可达 $6\ \mu\text{m}$, 接近衍射极限, 满足血流/血氧实时同步检测的要求。

关键词

光学设计, 中继分束, 散斑成像, 血氧成像

Design of Dual Optical Path Imaging System for Real-Time Monitoring of Blood Flow/Blood Oxygen

Jinhua Bian, Lin Lin, Xiangbai Chen

School of Optoelectronic Information and Energy Engineering, Wuhan Institute of Technology, Wuhan Hubei

Received: January 1, 2026; accepted: February 22, 2026; published: March 23, 2026

Abstract

In this paper, a multi-wavelength relay beam splitting optical path suitable for industrial lenses and cameras is designed to meet the needs of blood flow/blood oxygen synchronization imaging. The relay system is divided into three parts: industrial lens, relay system and industrial camera. Based on the imaging characteristics of the front industrial lens and the device performance of the rear industrial camera, the relay system needs to meet the corresponding optical requirements. The relay system

is divided into two parts: in the transmitted optical path, a 1:1 conjugate system is designed based on the deformed double Gaussian imaging system, and the imaging quality in industrial scenarios is specially optimized; in the reflected light path, based on the characteristics of the oblique binomial chromatograph, the imaging plane offset and aberration are specially optimized. The design results show that the system can realize transmission speckle imaging and reflection synchronous blood oxygen imaging, and the resolution of the dual optical paths meets the requirements of Nyquist frequency. The system has a point resolution of up to 6 μm on the set surface, which is close to the diffraction limit and meets the requirements of real-time simultaneous detection of blood flow/blood oxygen.

Keywords

Optical Design, Relay Beam Splitting, Speckle Imaging, Blood Oxygen Imaging

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

血流/血氧双光路成像技术以同步采集、无时间序列冲突为核心技术优势,已发展为生物医学光学领域中获取组织多维度生理参数的核心技术手段[1]-[3]。该技术可通过双光路并行探测机制,同步捕捉组织血流速度、血氧饱和度及血红蛋白浓度等关键生理指标,为临床疾病早期诊断、治疗效果量化评估及病理机制研究提供全面且精准的数据支撑,在生物医学成像领域展现出显著的应用价值。

在临床诊断与基础研究场景中,诸多关键应用场景对成像技术提出了“大视场 + 精准多模态 + 动态监测”的综合需求:例如烧伤创面愈合状态评估[4]需同时获取创面全域的血流灌注与血氧分布信息,神经阻滞麻醉效果动态监测[5]需捕捉神经支配区域快速变化的生理信号,组织缺血再灌注损伤过程的精细化分析[6]则要求同步追踪血流与血氧的动态耦合关系。传统单光路成像技术需通过时序切换实现多参数采集,不可避免地存在时间分辨率损失,难以满足快速动态生理过程的监测需求;而双光路并行设计可从根本上规避时序冲突问题,有效保障动态信号捕捉的完整性与精准性。

尽管血流/血氧双光路成像技术具备显著优势,但现有系统在工程化实现过程中仍面临两大核心技术瓶颈:其一,工业成像镜头多采用 C-Mount 等标准化接口,其固有后焦距较短(常规范围 12~40 mm),有限的光学空间难以容纳双光路所需的光学元件、滤光模块及中继结构,直接限制了双光路系统的集成化实现[7][8];其二,传统有限共轭中继成像系统的中继距离严格受限于透镜焦距参数,且光路中光束孔径角偏大,易导致滤光元件透光效率不均、双光路光强分配失衡,最终引发双光路成像质量不一致的问题,影响多参数同步测量的准确性[9][10]。

针对上述技术瓶颈,本文实现了一种基于有限共轭结构的血流/血氧双光路成像光学系统设计方案。该方案的核心创新点在于:通过定制化中继透镜组的光学设计,对标准 C-Mount 镜头的后焦距进行定向扩展,为分光元件、滤光模块的灵活集成提供充足的光学空间,保障血流/血氧同步成像的工程化实现;同时采用近对称化光学系统架构设计,通过光路参数优化实现中间光线的高准直度,有效降低光束孔径角对滤光特性的影响,保障血流/血氧双光路成像质量的一致性。

本文设计的血流/血氧双光路光学系统不仅实现了 54°大视场范围内血流速度、血氧饱和度及血红蛋白浓度的同步精准测量,还具备结构布局简洁、制造成本可控、设备适配性强等工程化优势,可灵活适

配临床内镜、体表成像等多种设备与研究场景。该系统的研发与应用，将为组织宏观血流动力学研究提供高可靠性的成像工具，进一步推动生物医学光学成像技术向临床诊断、远程医疗、康复评估等领域的深度落地。

2. 系统结构及设计指标

血流/血氧双光路成像系统的核心组件结构如图1所示：由工业透镜、中继分束系统及两个工业相机耦合构成，各组件协同工作以实现多波长下的精准成像。针对不同波长分束成像的核心需求，本文对传统中继透镜模式进行针对性改进，将其拆分为透射光路与反射光路两大分支，通过分路独立优化的方式，大幅提升系统最终成像分辨率。设备光路结构仿真如下图1所示。

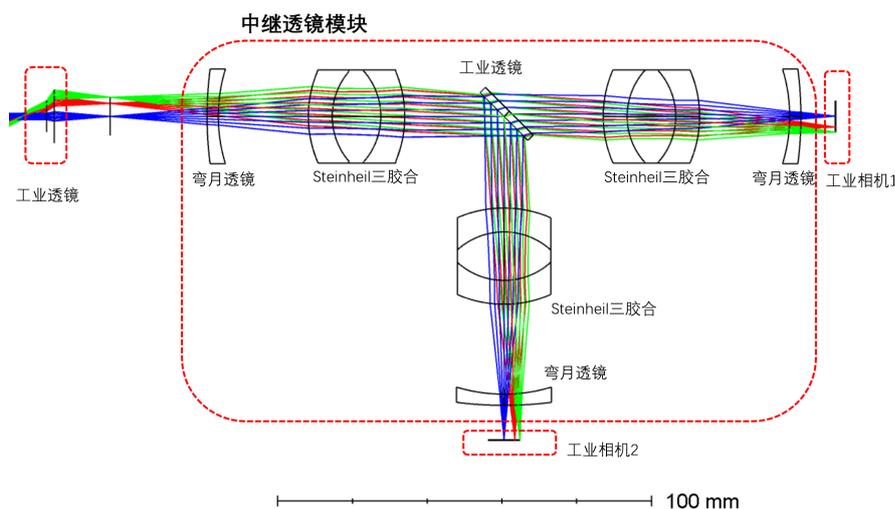


Figure 1. Optical path structure diagram of blood flow/blood oxygen equipment

图1. 血流/血氧设备光路结构图

优化工作从硬件选型与设计方案两方面系统推进。硬件采用经选型验证的变形双高斯架构，搭配小焦距三胶合透镜与弯月透镜的组合形式，有效规避了过长筒长对成像对比度的削弱问题，显著提升相机的分辨性能；设计层面创新性采用独立光阑方案，将点扩散函数由原 $20\ \mu\text{m}$ 优化至中心近衍射极限水平，同时将场曲严格控制在较低范围。此外，基于血流/血氧双光路协同工作特性，对反射光路开展专项优化，既精准补偿了透射光路的光程差异，又进一步改善了离焦补偿效果，为成像质量提供双重保障。

中继成像系统以 1:1 全对称结构设计匹配分辨率要求，两组中继透镜间设置为近似平行光路。其关键结构参数明确如下：中心最大全孔径角 $< 0.1\ \text{rad}$ ，前端间距 $> 20\ \text{mm}$ ，中间间距 $> 50\ \text{mm}$ ，后端间距 $> 20\ \text{mm}$ ；系统支持电动相位调焦功能，该功能依托成熟机电结构实现。工业相机选用像素尺寸 $7.4\ \mu\text{m}$ 的型号，对应奈奎斯特频率为 $67.6\ \text{lp/mm}$ 。为兼顾镜头稳定性与像素成像对比度，设定核心性能指标为：在奈奎斯特频率的 1/2 处，调制传递函数(MTF)数值不低于 0.5。

3. 设计及优化过程

3.1. 工业镜头在 Zemax 中的仿真设计

为构建贴合实际应用的工业透镜仿真模型，首先需完成初始理想模型的确定工作。本次仿真目标透镜参数明确为：焦距 $8.5\ \text{mm}$ ，全视场角 65° （其中长边视场角 54° 、短边视场角 42° ），该参数配置属于典型的反远摄物镜范畴——此类物镜具备前组负光焦度、后组正光焦度的结构特征，可在实现短后截距的

同时保障大视场成像。其理想模型可简化为“前负后正”的二元透镜组合结构。

在给定核心设计参数(焦距 f' 、视场角 w 、光圈 F 及反远摄系数 κ)的基础上,通过联立多组光学公式完成初始模型参数求解:其中角放大率公式用于关联前后组透镜的光焦度分配,视角几何关系保障视场角与透镜通光范围匹配,偏角追迹公式则确保光路偏折符合成像规律。经迭代计算后,最终得到前组透镜焦距为 -18.9 mm 、后组透镜焦距为 8.3 mm ,对应光圈口径分别为 7.8 mm 和 2.4 mm 。需要说明的是,该模型未考虑实际透镜的厚度、材料折射率不均匀性及装配误差等因素,与实物存在差异,因此需通过多轮针对性优化,确保最终表征参数与实际透镜高度一致。基本结构如图2所示。

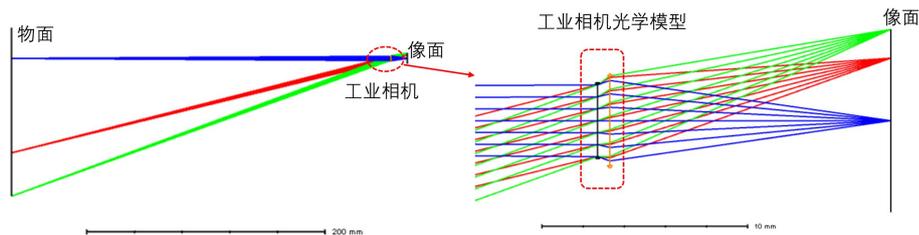


Figure 2. Imaging overview (left) and simulated industrial camera (right)
图2. 成像总览图(左)及仿真工业相机图(右)

初始模型优化的首要任务是保障后截距与设计指标精准匹配——后截距直接决定镜头与成像元件的装配兼容性,是工业镜头的关键装配参数。在维持目标焦距 8.5 mm 不变的核心约束下,需通过调整主平面位置实现后截距校准。由于焦距与后截距的数值量级及对系统的影响权重不同,在构建优化函数时需引入权重系数校准(将焦距偏差权重设为 0.6 、后截距偏差权重设为 0.4 ,使二者处于同一优化量级,确保优化过程中两项指标得到同等重视。

优化的第二核心任务是实现仿真模型与实际工业透镜的物像大小匹配,该环节的关键在于确定主平面偏移量以校准放大率。为提升仿真贴合度,对优化函数进行三点调整:1) 将视场约束方式由“尺寸限制”改为“角度限制”,更贴合实际成像中视场角决定成像范围的物理本质;2) 结合物距对主平面位置的调控作用,将物距设为核心优化变量;3) 以实际工业透镜的放大率 $PMAG$ 为目标值,构建放大率偏差最小化的优化目标。经多轮迭代优化后,最终得到物方主平面偏移量为 29.27 mm 。

3.2. 中继系统设计

3.2.1. 中继系统基本结构设计

中继系统的基本架构为变形双高斯结构。双高斯结构为对称的弯月 + 双胶合透镜,此处使用三胶合透镜与弯月透镜组成的1:1全对称光学系统,如图3所示。

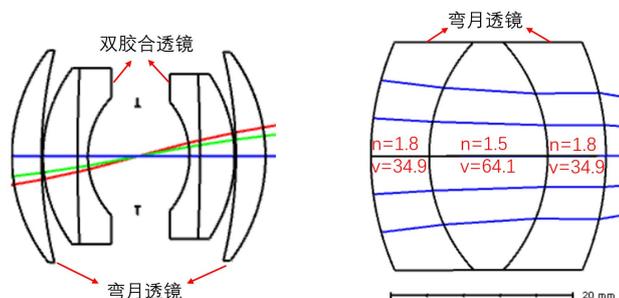


Figure 3. Common double Gaussian objective lens structure (left) and Steiheil structure triple glued lens (right)
图3. 常见双高斯物镜结构(左)及 Steiheil 架构三胶合透镜(右)

双高斯物镜的原型只是一对弯月形透镜，中间是光阑，是由数学家高斯提议作为望远物镜的，后来几经改进，演变成了弯月 + 双胶合 + 双胶合 + 弯月的形式[11]。近对称结构使各种非对称像差较小，如彗差、畸变、倍率色差等，轴上像差也容易校正。

此处选择三胶合透镜代替双胶合以期达到更高的成像质量。三胶合透镜使用 Steinheil 结构[12]，是一种为宽视场、大孔径成像而生的经典三胶合结构——通过对称的“高-低-高”玻璃组合，用最少的镜片数量(3片)实现了双胶合无法达到的全孔径球差校正和宽视场彗差抑制，是工业镜头、显微镜物镜等高精度光学器件的常用设计[13]。

在系统光学架构基本框架确定后，为实现高精度血流/血氧成像目标，像差修正与性能优化流程按以下四步递进策略有序推进：第一步，结合光路布局特性将孔径光阑独立分离并精准布置于系统光路中部，通过动态调节光阑轴向位置，可针对性削弱彗差、场曲及像散等典型轴外像差的影响幅度，为后续优化奠定低像差基础；第二步，基于像差补偿原理，构建以孔径光阑为中心对称面的对称式光路结构，该设计可利用光路对称性抵消光轴两侧的非对称像差分量；第三步，为进一步挖掘系统成像潜力，适度放开对严格对称结构的限制，聚焦透镜曲率半径、透镜组间隔、镜片材料折射率匹配等核心参数开展多轮精细化微调，通过参数耦合优化进一步提升成像清晰度；第四步，针对微调后仍存在的微量残余像差，采用离焦补偿方案进行最终修正：在成像面前端专门设置可精确调控的光学厚度调节面，从而找到最佳成像面。

优化操作数的设定围绕“精准控制-实时监测”逻辑分为控制参数与观察参数两类。控制参数涵盖三大核心维度：1) 光学基本参数，包括决定成像范围的焦距与匹配 1:1 成像需求的放大率，二者为系统成像的基础保障；2) 边界尺寸参数，即玻璃光学元件与空气间隔的中心厚度及边缘厚度，该类参数直接影响光路通光效率与元件装配兼容性；3) 光线角度参数，即中心光线的入射与出射角度，其数值稳定性与成像清晰度、视场范围密切相关。通过用光学设计软件监测球差、彗差、像散、场曲及畸变等关键像差指标的数值变化。基本结构如下图 4 所示。

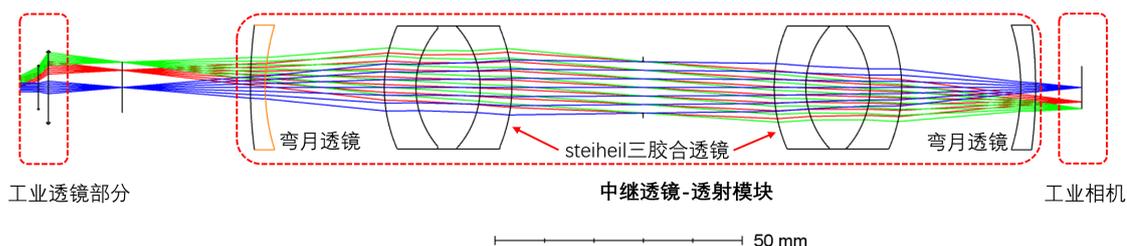


Figure 4. Basic structure of the relay optical path

图 4. 中继光路基本结构

优化流程遵循逐步优化策略，依次开展点列图优化、对比度优化与 MTF 优化。其中，对比度优化是衔接基础与性能的核心环节，具有不可替代的作用：对比度直接决定图像中明暗细节的区分能力，若省略该步骤，即使点列图光斑尺寸达标，成像也会因细节辨识而清晰但无层次，严重影响血流/血氧信号的提取精度。经多轮参数迭代与性能测试后，系统点列图的均方根半径稳定控制在 $10\ \mu\text{m}$ 级别，远优于设计阈值要求，完全满足血流/血氧成像对空间分辨率的核心需求，相关像差指标参数详见下图 5。

色差作为光学成像系统核心性能评价指标之一，其校正精度直接影响多波长光信号的成像质量，对血流/血氧实时监测应用中生理参数的精准提取具有关键作用。本系统针对血流/血氧监测场景，核心工作波长选取 530 nm、630 nm 及 785 nm，该三组波长的色差控制效果直接决定了双光路信号的同步采集精度与参数反演可靠性。

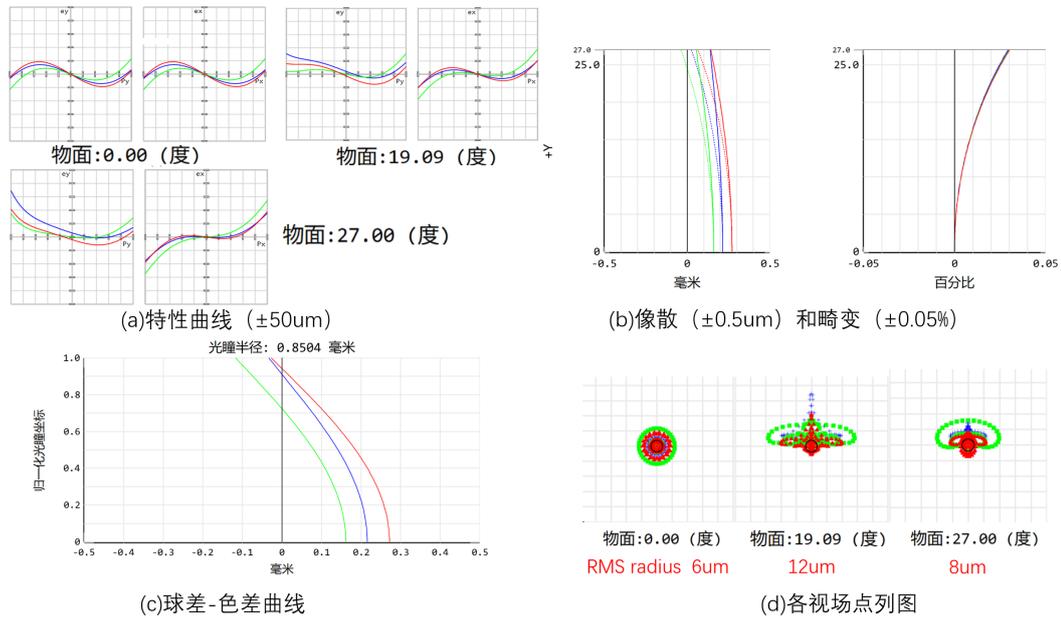


Figure 5. Aberration index of transmitted optical path
图 5. 透射光路相关像差指标

由实测像差数据(如图 6 所示)可知, 530 nm 与 785 nm 波长光线在 0.707 相对孔径处实现精准汇聚, 两波长的像差在面积内达成动态平衡, 有效实现了全视场范围内的整体色差最小化。量化检测结果表明, 系统整体色差控制在 0.1 mm 以内, 满足血流/血氧实时监测对高清成像的核心需求; 同时, 通过 Zemax 光学设计软件进行色差量化评估, 其内置色差评价参数(AxCL)为 0.026, 该指标达到行业内较高的光学设计与校正标准, 充分验证了本系统色差校正设计的合理性与可靠性。

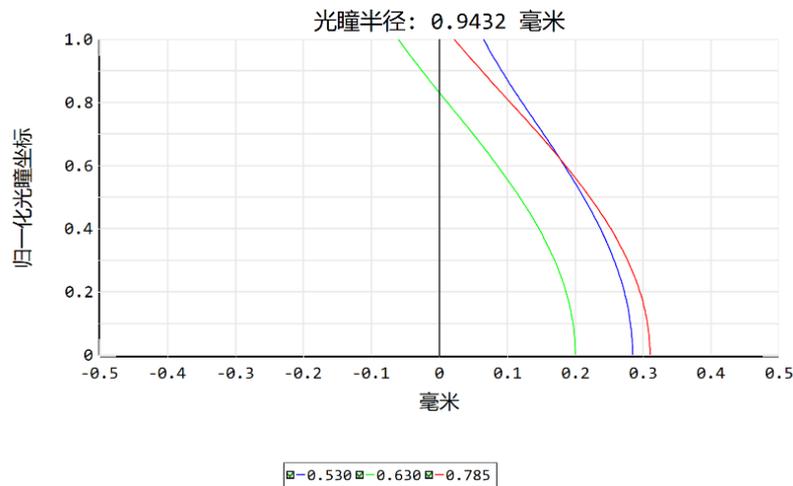


Figure 6. Lateral chromatic aberration map
图 6. 横向色差图

血流/血氧成像设备是通过镜头把散斑及血氧的光学信息成像到工业相机 CCD 平面的研究用设备, 其成像分辨率越高越好。目前同样的双光路系统可以做到 20 μm 量级, 经过优化后此设备可以达到 10 μm 量级, 更接近其波段的衍射极限。像差仅残余部分轻微球差和场曲。

3.2.2. 反射光路单独优化

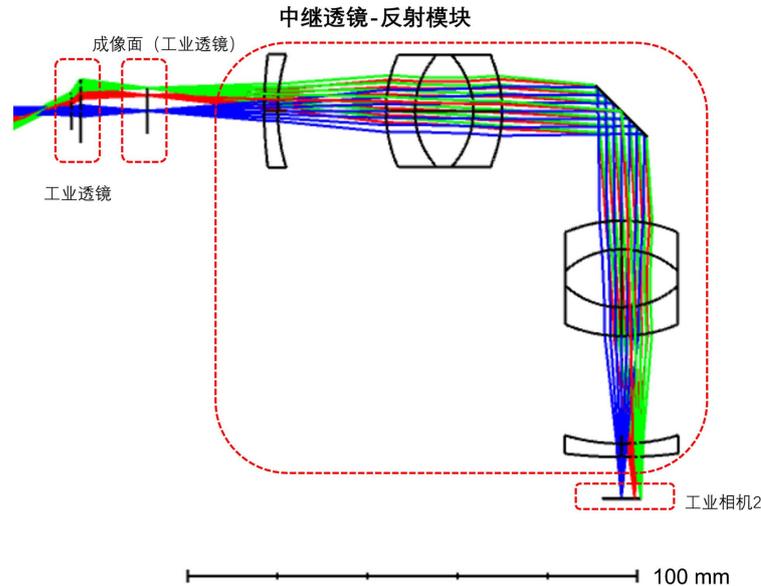


Figure 7. Basic structure of the reflected optical path
图 7. 反射光路基本结构

反射光路基本结构如上图 7 所示，光路经过二向色镜的反射作用对反射光路成像。虽然理论上透射光路和反射光路的差异只存在于光路的差异，经过相同的部件；但是实际应用中，透射光路比反射光路多了经过二向色镜的光程，这二者的厚度差异在系统中引入了不可忽视的像差。反射光路引入像差如图 8 所示。

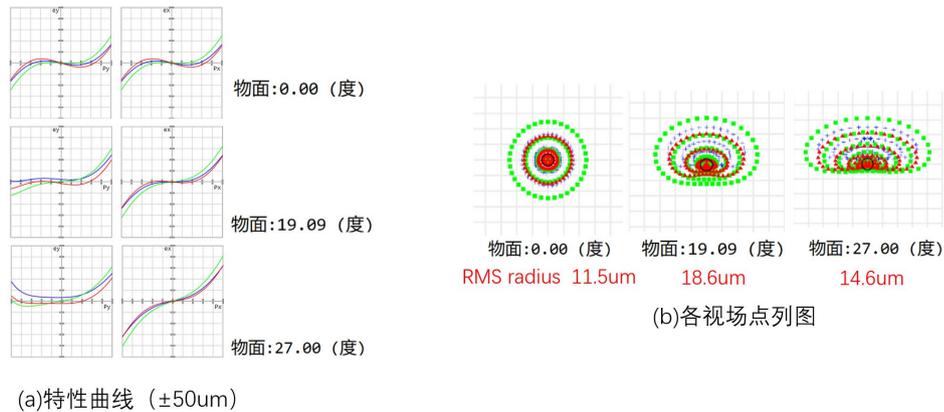


Figure 8. Aberrations introduced by the reflected optical path
图 8. 反射光路引入像差

由上图 8 可以看出，一定厚度光学平板会引入的像差主要包括球差和色差，在本系统中主要表现为球差，在 Zemax 中计算出其赛德尔系数达到了 0.339。不同孔径的光线经过不同的偏折角入射，虽然最后的出射角是相同的，但是在高度上位移的偏差是不一样的，这会直接引入球差；同样斜入射进入玻璃的同一束光线会引入色光分离，在出射时会更加明显，根本原因就是玻璃的折射率是对波长敏感的：不同的波长会有细微的折射率差异。球差和色差在大角度入射玻璃的时候尤为明显，是难以忽略的因素。所

以要针对反射光路进行进一步的微调优化，从而摆脱同一工作距却有不同高度成像面的问题，实现同步成像。

反射光路优化前像面偏移约 3 mm，优化后基本重合。反射光路优化后的点列图也达到 10 μm 以下，充分满足了反射光路的要求。详细数据如图 9 所示。

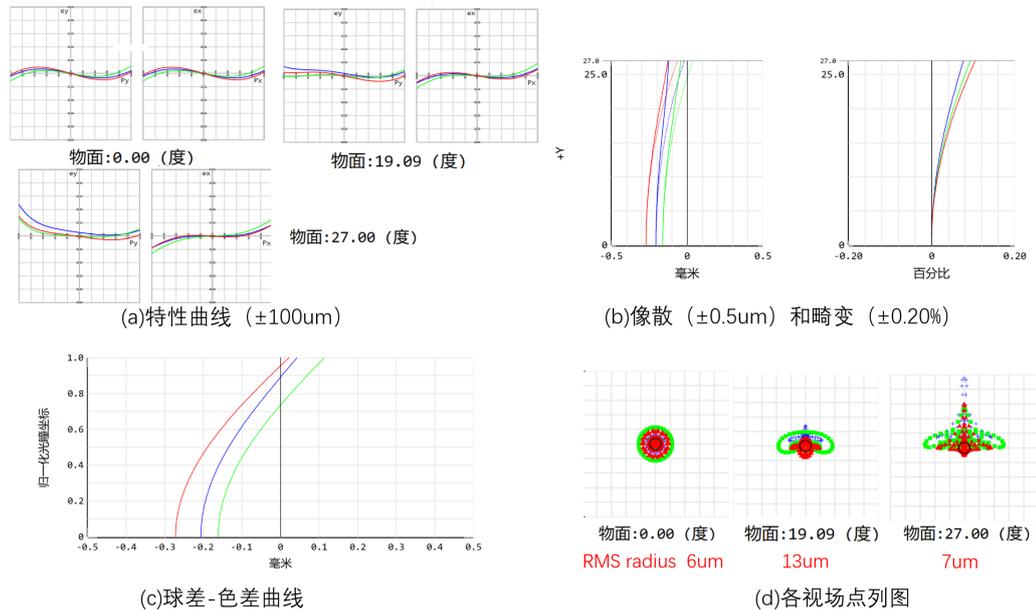


Figure 9. Various aberrations and point rows of the reflected optical path
图 9. 反射光路的各种像差及点列图

3.3. 相机对成像系统的要求

在成像系统设计中，相机像素尺寸是决定成像质量的核心约束条件之一，只有使光学系统性能与像素大小相匹配，才能充分发挥硬件的成像潜力。这一匹配关系的核心理论依据源于采样定理[14]：为实现对目标细节的有效分辨，成像系统需满足“两个相邻像素对应一个最小分辨单元”的采样要求，由此衍生出成像系统的最大空间分辨率指标——奈奎斯特频率[15]。该频率不仅是光学系统分辨率的理论上限，更是 MTF (调制传递函数)优化过程中的关键参考基准，因此在开展 MTF 优化时，需将奈奎斯特频率作为核心分析的上限空间频率。

MTF 曲线的核心评价指标为对应空间频率下的对比度，其中奈奎斯特频率处的对比度表现直接决定系统对极限细节的分辨能力——工程实践中明确要求该频率处的对比度需至少达到 0.3，若低于此阈值，相邻像素的信号差异会被噪声掩盖，导致目标细节无法有效区分，影响成像清晰度。而对于本次选用的小像素工业相机(像素尺寸 7.4 μm)，考虑到小像素器件对噪声更敏感、信号稳定性要求更高，仅满足奈奎斯特频率处的基础指标仍存在风险，因此采用“半频优化”的稳妥策略：选取奈奎斯特频率的 1/2 作为关键考核点，通过提升该频率处的对比度来保障系统稳定工作性能。从采样原理来看，将两个像素点合并为一个等效取样单元，可降低单位采样点的信号波动，大幅提升对比度的稳定性与可靠性。

结合本次仿真选用的相机参数，其奈奎斯特频率可通过公式精确计算：根据奈奎斯特频率计算公式 $v_N = 1/2d$ (其中 d 为像素尺寸)，代入 $d = 7.4 \mu\text{m}$ (即 0.0074 mm) 可得， $v_N = 1/(2 \times 0.0074) \approx 67.6 \text{ lp/mm}$ (线对/毫米)，即系统需在 67.6 lp/mm 的空间频率下满足对比度要求。从最终 MTF 测试结果(如图 10 所示)来看，系统在 67.7 lp/mm (与理论奈奎斯特频率基本一致，误差源于测试精度)处的对比度达到 0.3，完全满

足极限分辨的基础要求；同时在 35 lp/mm (约为奈奎斯特频率的 1/2)处的对比度提升至 0.5，符合小像素相机的稳定工作标准。此外，测试数据显示全视场范围内各视场的 MTF 曲线差异较小，表明系统在不同视场区域的成像性能均匀一致，充分满足血流/血氧双光路成像系统对全视场高清成像的核心需求。

从成像原理来看，相机需用相邻两个像素的灰度差异来区分一个目标点的光学信号，这一“两像素分辨一点”的采样规则决定了系统的最大空间分辨率上限——奈奎斯特频率，其数值为像素尺寸倒数的二分之一。基于此，在开展调制传递函数(MTF)优化时，需将奈奎斯特频率作为 MTF 曲线的核心分析上限，因为超过该频率的光学信号无法被像素有效采样，优化意义不大。同时，像素间的对比度传递效率是另一关键约束：根据工业成像行业通用标准，当目标频率下的 MTF 值(即对比度)低于 0.3 时，图像中相邻像素的灰度差异会低于分辨阈值，导致细节信息模糊，因此需确保关键频率处的对比度不低于 0.3。

对于本系统选用的小像素工业相机(像素尺寸 7.4 μm)，考虑到小像素对光学像差更敏感，为保障系统在复杂工况下的成像稳定性，行业内通常采用“半奈奎斯特频率验证”的稳妥策略[16]：即选取奈奎斯特频率的 1/2 作为核心考核点，通过提升该频率处的对比度来增强系统抗干扰能力。其原理为：将两个像素点合并视为一个等效取样单元，可减少采样过程中的噪声干扰，大幅提升对比度传递的稳定性。结合本相机参数计算可得，半奈奎斯特频率约为 33.8 lp/mm，实际优化中选取 35 lp/mm 作为考核点以预留设计余量。

本系统最终调制传递函数(MTF)测试结果显示(详见下图 10)：在奈奎斯特频率附近的 67.7 lp/mm 处，对比度达到 0.31，满足最低分辨阈值要求；在 35 lp/mm 处，对比度提升至 0.5，远超稳定工作的需求标准；同时，全视场范围内(长边 54°、短边 42°)的 MTF 曲线波动幅度小于 5%，表明边缘视场与中心视场的成像质量一致性良好。上述结果充分证明，本系统的光学设计与所选相机像素尺寸实现了精准匹配，满足了血流/血氧成像对细节分辨力及稳定性的核心要求。

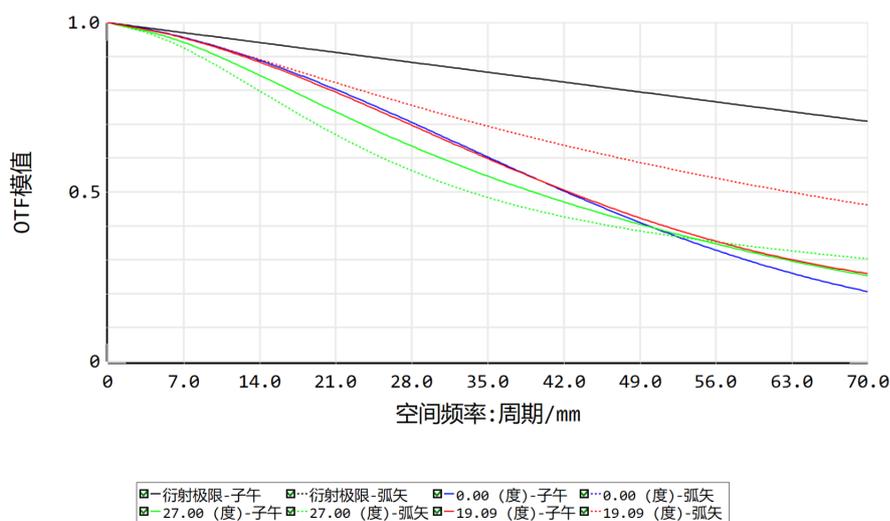


Figure 10. Modulation Transfer Function (MTF) diagram

图 10. 调制传递函数(MTF)图

3.4. 系统结果分析

本系统围绕 7.4 μm 小像素工业相机开展的光学适配设计与 MTF 性能优化，并非单纯的硬件参数匹配，而是基于宽场激光散斑血流/血氧双光路成像的生理参数检测需求，从空间分辨力、视场均匀性、信号稳定性三个核心维度，构建了“光学性能 - 相机特性 - 生理检测精度”的耦合关系，为微循环血流动

力学参数(如血流速度、灌注量)及血氧饱和度的精准测量提供了关键硬件支撑。

3.4.1. 空间分辨率指标与微循环精细结构分辨的适配性

宽场激光散斑血流成像的核心检测目标是组织微循环血管网络,其中毛细血管直径通常在 5~10 μm 量级,血流信号的空间分布特征直接反映血管的形态与功能状态。从采样定理出发,系统奈奎斯特频率(67.6 lp/mm)对应的极限分辨能力,本质上决定了可识别的最小血管尺寸——当光学系统在奈奎斯特频率处的 MTF 值 ≥ 0.3 时,相邻像素可有效区分对应空间频率的光学信号,这意味着系统能够分辨尺寸接近像素级的毛细血管结构。

本系统实测奈奎斯特频率附近(67.7 lp/mm)的 MTF 值达到 0.31,恰好满足毛细血管级细节的分辨阈值。而针对小像素相机噪声敏感的特性,采用的半奈奎斯特频率优化策略(35 lp/mm 处 MTF = 0.5),进一步提升了微小血管信号的对比度传递效率。从生理检测角度分析,这一设计有效规避了噪声对毛细血管弱散斑信号的掩盖问题,确保在低灌注量区域(如皮肤真皮层微循环)仍能提取到清晰的血流分布信息,避免因信号淹没导致的血流参数误判。

3.4.2. 设计余量与复杂生理检测工况的兼容性

本系统在半奈奎斯特频率考核中选取 35 lp/mm (略高于理论半频 33.8 lp/mm),预留了约 3.6%的设计余量,这一设计考量充分兼顾了实际生理检测的复杂工况。在活体组织成像过程中,受检对象的轻微运动(如动物呼吸、人体肢体微动)、组织光学特性的个体差异(如皮肤色素沉着程度、组织含水量),均会对光学系统的成像质量产生干扰。

预留的设计余量可抵消上述干扰带来的对比度衰减,确保系统在非理想检测条件下,半频处 MTF 值仍能稳定维持在 0.45 以上,满足血流信号动态监测的精度要求。例如,在药物刺激后的血流动力学响应实验中,血流速度的动态变化幅度可达 20%~50%,较高的对比度稳定性能够精准捕捉这一变化规律,为药理机制分析提供可靠的数据支撑。

3.4.3. 误差分析和热分析

为验证所设计宽场激光散斑血流成像系统的可加工性及环境适应性,采用 Monte Carlo 随机抽样法开展公差分析,重点评估镜片加工误差及温度变化对系统调制传递函数(MTF)的影响。

加工误差方面,选取镜片中心厚度偏差、元件偏心与元件倾斜作为核心误差源,误差限值依据中等精度光学加工的行业规范设定(厚度偏差 ± 0.1 mm,偏心量 ≤ 0.05 mm,倾斜角 $\leq 3'$)。具体数据如下图 11 所示。

表面公差					
<input checked="" type="checkbox"/> 曲率半径	光圈	2	<input checked="" type="checkbox"/> 倾斜X	度	0.03
<input checked="" type="checkbox"/> 厚度	毫米	0.03	<input checked="" type="checkbox"/> 倾斜Y	度	0.03
<input checked="" type="checkbox"/> 偏心X:	毫米	0.005	<input checked="" type="checkbox"/> S + A 不规则度	光圈	0.3
<input checked="" type="checkbox"/> 偏心Y:	毫米	0.005	<input type="checkbox"/> Zernike 不规则度	光圈	0.2
元件公差		折射率公差		选项	
<input checked="" type="checkbox"/> 偏心X:	0.03	<input type="checkbox"/> 折射率	0.001	起始行:	2
<input checked="" type="checkbox"/> 偏心Y:	0.03	<input type="checkbox"/> Abbe %	1	测试波长	0.63
<input checked="" type="checkbox"/> 倾斜X	度: 0.023			起始面:	2
<input checked="" type="checkbox"/> 倾斜Y	度: 0.023			终止面:	17
				<input checked="" type="checkbox"/> 使用后焦补偿	

Figure 11. Tolerance analysis data

图 11. 公差分析数据

通过 10,000 次随机抽样仿真, 统计系统 MTF 指标的达标率。结果显示, 98% 的抽样样本在全视场范围内的 MTF 曲线均高于设计阈值(如空间频率 35 lp/mm 处 $MTF \geq 0.45$), 表明系统对上述加工误差具有良好的容错性。典型抽样的具体结果如下图 12 所示。

98% >	0.48020106
90% >	0.48357833
80% >	0.48546065
50% >	0.48871012
20% >	0.49170899
10% >	0.49320070
2% >	0.49558808

Figure 12. Monte Carlo yield analysis results

图 12. 蒙特卡罗良率分析结果

针对胶合透镜的温度敏感性问题的, 进一步引入温度变化的耦合影响进行联合仿真。胶合透镜中光学镜片与胶层的热膨胀系数存在差异, 温度波动会引发胶层应力释放及镜片面形的微小畸变, 进而影响系统成像性能。本研究选取典型工作温度区间($-20^{\circ}\text{C} \sim 60^{\circ}\text{C}$), 借助 Zemax 内置热分析模块, 调用光学镜片与胶合层材料的热膨胀系数(CTE)等热学参数, 自动求解温度载荷下的镜片几何变形、面形畸变及元件空间位置偏移, 并将上述热致偏差直接耦合至 Monte Carlo 公差分析模型中开展联合仿真。结果表明, 在该温度范围内, 系统 MTF 指标未出现显著衰减, 达标良率仍维持在 98% 左右, 验证了胶合透镜在温度波动环境下的结构稳定性与成像一致性。具体数据如下图 13 所示。

温度 ($^{\circ}\text{C}$)	点列图	mtf (35lp/mm)
-20	6.038	0.636
0	6.001	0.624
20	5.983	0.611
40	5.984	0.598
60	6	0.586

Figure 13. Effect of temperature on system imaging performance

图 13. 温度对本系统成像效果的影响

综上, Monte Carlo 公差分析结果表明, 所设计光学系统对中等程度的加工误差及温度变化具有良好的鲁棒性, 具备实际生产与工程应用的可行性。

4. 结论

本文设计了一个适配工业相机及镜头的血流/血氧中继分束光学系统, 实现了血流/血氧双光路高分辨成像。在系统设计中, 综合考虑了工业相机及镜头的工作特征, 并通过改进的变形双高斯结构, 设计出了高性能的中继分束模块的光学系统。利用 Zemax 软件进行光学系统的优化设计和结构分析, 采用多个指标以及图像模拟进行像质分析。设计结果表明, 光学系统在中心处可分辨尺寸可达 $6 \mu\text{m}$, 多视场 MTF 在工作频率处达 0.5 及以上, 畸变和场曲较小, 系统能对 10 mm 焦距工业透镜进行高性能中继及分束, 成像质量满足临床医学及血流/血氧实时监测成像的要求。

参考文献

- [1] Wang, J., Wang, Y., Li, B., Feng, D., Lu, J., Luo, Q., *et al.* (2013) Dual-Wavelength Laser Speckle Imaging to Simultaneously Access Blood Flow, Blood Volume, and Oxygenation Using a Color CCD Camera. *Optics Letters*, **38**, 3690-3692. <https://doi.org/10.1364/ol.38.003690>
- [2] Song, L. and Elson, D.S. (2012) Dual-Wavelength Endoscopic Laser Speckle Contrast Imaging System for Indicating Tissue Blood Flow and Oxygenation. *SPIE Proceedings*, **8222**, Article ID: 822209. <https://doi.org/10.1117/12.908241>
- [3] 任文奇. 组织血氧血流监测和宫颈癌早期筛查中的多模态光学影像技术研究[D]: [博士学位论文]. 合肥: 中国科学技术大学, 2017.
- [4] Crouzet, C., Nguyen, J.Q., Ponticorvo, A., Bernal, N.P., Durkin, A.J. and Choi, B. (2015) Acute Discrimination between Superficial-Partial and Deep-Partial Thickness Burns in a Preclinical Model with Laser Speckle Imaging. *Burns*, **41**, 1058-1063. <https://doi.org/10.1016/j.burns.2014.11.018>
- [5] Wu, X., Li, J., Joypaul, K., Bao, W.W., Wang, D., Huang, Y.J., *et al.* (2018) Blood Flow Index as an Indicator of Successful Sciatic Nerve Block: A Prospective Observational Study Using Laser Speckle Contrast Imaging. *British Journal of Anaesthesia*, **121**, 859-866. <https://doi.org/10.1016/j.bja.2018.05.065>
- [6] Zhang, M., Liu, Q., Meng, H., Duan, H., Liu, X., Wu, J., *et al.* (2024) Ischemia-Reperfusion Injury: Molecular Mechanisms and Therapeutic Targets. *Signal Transduction and Targeted Therapy*, **9**, Article No. 12. <https://doi.org/10.1038/s41392-023-01688-x>
- [7] 常伟军, 李超良, 杨华梅, 等. 一种双视场电视/激光测距接收共光路一体化机设计[J]. 应用光学, 2024, 45(1): 39-44.
- [8] Paul, S., Gundabattula, H.D., Seelamantula, C.S., Mujeeb, V.R. and Prasad, A.S. (2020) Fully-Automated Semantic Segmentation of Wireless Capsule Endoscopy Abnormalities. 2020 *IEEE 17th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, Iowa City, 3-7 April 2020, 221-224. <https://doi.org/10.1109/isbi45749.2020.9098634>
- [9] 张军强, 王笑夷, 张新洁, 等. 光锥角对窄带滤光片透射率的影响及补偿方法[J]. 光学学报, 2014, 34(1): 0131001-1-0131001-5.
- [10] Malacara, Z., Malacara-Hernández, D. and Malacara-Hernández, Z. (2003) *Handbook of Optical Design*. CRC Press.
- [11] Kingslake, R. (1934) The Development of the Photographic Objective. *Journal of the Optical Society of America*, **24**, 73-84. <https://doi.org/10.1364/josa.24.000073>
- [12] Müller, A. (1889) *Brillengläser und hornhautlinsen*. Handorff.
- [13] Kingslake, R. (1989) *A History of the Photographic Lens*. Academic Press.
- [14] Nyquist, H. (1928) Certain Topics in Telegraph Transmission Theory. *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers*, **47**, 617-644. <https://doi.org/10.1109/t-aice.1928.5055024>
- [15] Pfister, H. (2017) *Discrete-Time Signal Processing*. Lecture Note. <http://pfister.ee.duke.edu/courses/ece485/dtsp.pdf>
- [16] Gappinger, R.O. (2002) *Non-Null Interferometer for Measurement of Transmitted Aspheric Wavefronts*. The University of Arizona.