

文章编号: 1002-1582(2026)01-0012-06

具有大成像深度高层析能力的高分辨率 共聚焦显微物镜设计

葛亚雯¹, 杨照清¹, 薛萌¹, 郭汉明^{1,2*}

(1. 上海理工大学 光电信息与计算机工程学院, 上海 200093)

(2. 上海理工大学 上海市现代光学系统重点实验室, 上海 200093)

摘 要: 针对在体皮肤光学层析成像中MEMS振镜扫描系统与高层析能力物镜的匹配难题, 设计了一款工作波段为830nm的高分辨率共聚焦显微物镜, 旨在克服因生物组织球差导致的成像深度受限与跨介质像差平衡问题。设计采用基于皮肤多层光学模型的多目标优化方法, 在2mm入瞳直径的约束下, 实现了成像深度达到300 μm , 横向分辨率优于0.83 μm , 轴向分辨率优于4.05 μm , 全视场波前误差优于 $\lambda/16$, 在皮肤表面及各组织深度处的MTF均与衍射极限紧密贴合。该设计通过多深度像差协同优化, 为便携式在体皮肤光学层析成像系统提供了可靠的光学解决方案。

关 键 词: 应用光学; 光学层析; 皮肤成像; 高分辨率; 多目标优化

中图分类号: TN202

文献标识码: A

Design of high resolution confocal microscope objective with large imaging depth and high tomographic ability

GE Yawen¹, YANG Zhaoqing¹, XUE Meng¹, GUO Hanming^{1,2*}

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

(2. Shanghai Key Laboratory of Modern Optical System, University of Shanghai for
Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Aiming at the matching problem between the MEMS galvanometer scanning system and the high-resolution objective lens in in vivo skin optical tomography, a high-resolution confocal microscope objective with a working band of 830 nm is designed to overcome the imaging depth limitation and cross-media aberration balance caused by the spherical aberration of biological tissue. The design adopts a multi-objective optimization method based on the skin multi-layer optical model. Under the constraint of 2mm entrance pupil diameter, the imaging depth reaches 300 μm , the lateral resolution is better than 0.83 μm , the axial resolution is better than 4.05 μm , and the full-field wavefront error is better than $\lambda/16$. The MTF at the skin surface and the depth of each tissue is closely fitted with the diffraction limit. This design provides a reliable optical solution for portable in vivo skin optical tomography system through multi-depth aberration collaborative optimization.

Keywords: applied optics; optical chromatography; skin imaging; high resolution; multi-objective optimization

0 引 言

光学相干层析成像技术因其非侵入性、高分

辨率和实时性等特点, 在生物医学检测领域展现出重要价值^[1,2]。共聚焦显微镜通过空间针孔实现光学层析, 提升了图像对比度和信噪比, 实现了

收稿日期: 2025-10-24; 收到修改稿日期: 2025-12-04

基金项目: 上海市地方能力建设项目 (2101502900)

作者简介: 葛亚雯 (1999—), 女, 硕士研究生, 从事光学仪器设计方面的研究。gyw17852582517@163.com

郭汉明 (1977—), 男, 教授, 博士, 从事超分辨光学显微成像和光谱技术方面的研究。

* 通讯作者: hmguo@usst.edu.cn

对皮肤表皮层乃至真皮浅层细胞级分辨率的结构成像,已成为细胞生物学和病理学研究的关键工具^[3-4]。然而,传统共聚焦系统采用的机械扫描机构体积庞大,限制了其在临床实时监测中的应用。

微机电系统(Mico-Electro-Mechanical Systems, MEMS)技术为系统小型化提供了新的解决方案。MEMS微振镜以其体积小、扫描速度快、功耗低等优势,成为实现手持式共聚焦显微镜的理想扫描元件^[5]。近年来,国内外研究机构在基于MEMS振镜的紧凑型共聚焦系统研发方面取得显著进展。然而,系统微型化仍面临关键瓶颈:MEMS振镜有限的镜面尺寸(通常1~3mm)严格限制了显微物镜的入瞳直径,而传统高性能物镜为实现大视场和高数值孔径,往往需要较大的入瞳尺寸^[6]。这种矛盾导致直接耦合时出现视场切割和能量损失,难以充分发挥MEMS扫描的优势。

在皮肤光学层析成像应用中,维持深层组织的高分辨率成像面临更大挑战^[7]。皮肤作为具有折射率梯度的多层散射介质,当物镜聚焦至组织深层时,由于物镜设计介质与组织间的折射率失配,会产生显著的球差,导致图像质量随深度增加急剧下降^[8]。目前国际上主要采用自适应光学技术或计算成像方法进行像差校正^[9],但这些方法均属于成像性能受损后的"补救"措施,且难以集成到紧凑型设备中。值得注意的是,现有商用显微物镜大多针对单一均匀介质优化,缺乏专门为在体皮肤多层结构定制的设计方案。

研制既能与微型扫描系统匹配,又能在生物组织多个深度保持高分辨率成像能力的显微物镜,成为推动在体皮肤光学层析技术发展的关键。

本文提出了一种基于皮肤多层光学模型的多目标优化设计方法,针对在小入瞳直径的严格要求,协同解决大视场、高数值孔径以及跨介质像差平衡等相互制约的技术挑战,旨在开发适用于MEMS振镜扫描的具有大成像深度与高层析能力的高分辨率共聚焦显微物镜。本研究将生物组织实际成像环境作为设计输入,通过建立精确的皮肤光学模型并采用多目标优化策略,使其在入瞳直径2mm的约束下,成像深度达到300 μm 、横向分辨率优于0.83 μm 、轴向分辨率优于4.05 μm ,同时在表皮到真皮浅层的完整成像范围内均能实现接近衍射极限的成像性能。为开发便携式高分辨率在体皮肤成像设备提供了可靠的光学解决方案。

1 设计指标分析

基于皮肤组织的光学特性,选用830 nm近红

外波段作为工作波长。相较于可见光,该波段在生物组织中具有更低的散射系数,有利于提升成像穿透深度。同时其对血红蛋白的吸收较弱,有利于观察真皮微血管结构^[10]。

为实现在皮肤组织中的亚细胞级分辨率(横向分辨率优于1 μm ,轴向分辨率小于5 μm),需合理确定物镜的数值孔径。根据经典衍射理论,系统理论横向分辨率可表示为

$$\Delta_{\text{lat}} \approx \frac{0.61\lambda}{\text{NA}} \quad (1)$$

以及共聚焦显微镜在针孔无限小的理想模型下,基于半高宽(FWHM)的理论轴向分辨率计算公式

$$\Delta_{\text{ax}} \approx \frac{0.64\lambda}{n - \sqrt{n^2 - \text{NA}^2}} \quad (2)$$

式中, $\lambda = 830\text{nm}$ 为照明波长。 $n \approx 1.51$ (皮肤角质层的平均折射率)^[11]。通过式(1)、(2)反推计算,并考虑组织散射带来的实际性能衰减,确定将物镜数值孔径设置为0.60,此时理论轴向分辨率约为4.28 μm ,理论横向分辨率约为0.84 μm ,满足设计指标要求。该参数的选择在保证分辨能力的同时,避免了NA过高导致的工作距离过短及像差校正难度增加。

MEMS振镜的镜面尺寸通常设计在1~3mm范围内,这一尺寸选择主要基于其核心性能与可靠性的综合考量。镜片的转动惯量随尺寸增大呈五次方关系增长,因此采用小尺寸镜面可显著降低惯性,从而实现数千赫兹的高频扫描并有效降低驱动功耗。此外,较小尺寸有助于减小支撑扭臂所承受的机械应力,从而保障器件在长期工作条件下的可靠性^[5]。基于上述特性,在满足基本通光需求的前提下,1~3mm的镜面尺寸成为兼顾扫描性能、工作可靠性与制造成本的理想选择。这一尺寸约束直接决定了配套显微物镜必须在小入瞳直径条件下进行设计。为此,本研究选定2mm作为物镜的入瞳直径,该尺寸在MEMS振镜的典型范围内,既可充分发挥其扫描性能优势,又能满足成像系统的通光要求。

本设计采用显微物镜成像设计倒置结构,拉格朗日不变量 J 仍保持恒定,它的计算公式表示为

$$J \approx n \cdot y \cdot u = n' \cdot y' \cdot u' \quad (3)$$

应用于此物镜系统中,在物方(皮肤组织侧)处, $n \approx 1.51$ (皮肤角质层的平均折射率)、 y 是半视场高度、 u 是物方最大孔径角。在像方(光学系统侧)处, $n' \approx 1$ 、 y' 为入瞳半径、 u' 为视场角。因此,它的计算公式可以近似的表示为

$$J \approx n \cdot \frac{\text{FOV}}{2} \cdot u \approx n' \cdot \frac{\text{EPD}}{2} \cdot \tan \omega \quad (4)$$

式中， u 可用计算公式表示为

$$NA = n \sin u \tag{5}$$

应实际临床观测需求，为清晰呈现皮肤附属器结构（如毛囊、皮脂腺等）并匹配 MEMS 振镜的扫描特性，要求成像系统在物方具备不低于 $500\mu\text{m} \times 500\mu\text{m}$ 的视场^[12]。根据拉格朗日不变量与物镜成像几何关系，经理论计算，对应像方半视场角需不小于 10.20° 。为在光学设计中保留足够的工艺容差，并兼顾边缘视场像质与系统整体性能，最终将半视场角设定为 12.00° 。

基于上述分析，本显微物镜的最终设计指标确定如表 1 所示

表 1 物镜设计指标

参数	指标要求
工作波段 λ/nm	830(± 5)
入瞳直径 EPD/mm	2.00
视场角 $2\omega/^\circ$	24.00
数值孔径 NA	0.60
横向分辨率 $\Delta_{lat}/\mu\text{m}$	0.84
轴向分辨率 $\Delta_{ax}/\mu\text{m}$	4.28
物方视场 FOV/ μm	500×500
光学外径 D/mm	< 10.00
总长 L/mm	< 35.00

2 基于皮肤多层模型的光学设计

2.1 初始结构的选取

针对 MEMS 振镜小入瞳与大视场并存的设计需求，通过查阅光学设计手册及国内外相关专利文献，结合本设计对数值孔径、视场角及入瞳直径等核心参数的要求，采用缩放法对选定的无限共轭显微物镜结构进行参数适配与优化，最终确定的初始结构如图 1 所示。

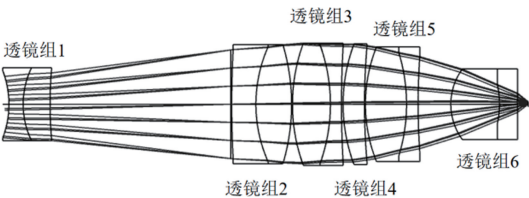


图 1 物镜初始结构

2.2 皮肤光学特性与多深度优化设计方法

传统显微物镜通常在均匀介质（如空气或标准盖玻片）中完成像差优化，难以适应皮肤组织成像中存在的折射率梯度变化。由于设计介质与实际生物组织间的折射率失配，将引发随成像深度增加而加剧的球差，导致聚焦光斑扩展、图像对比度下降及分辨率恶化^[8]。为实现准确的皮肤光学层析成像，本研究建立了符合皮肤光学特性的

分层模型，采用水浸式物镜设计，并通过耦合剂（折射率 $n=1.33$ ，接近于水）作为浸没介质来减少界面反射损失。需要特别说明的是，耦合剂是指位于物镜前端与皮肤表面之间的光学填充介质，而非皮肤结构本身。皮肤光学模型分为三个特征层：

表皮层（ $0 \sim 40\mu\text{m}$ ）：折射率 1.51，包含从角质层到基底层完整表皮结构；真皮乳头层（ $40 \sim 160\mu\text{m}$ ）：折射率 1.34，富含毛细血管和神经末梢；真皮网状层（ $160 \sim 300\mu\text{m}$ ）：折射率 1.40，以粗大胶原纤维束为主要结构^[12]。

基于此模型，采用多重结构优化方法，在 Zemax 软件中建立四个同步优化配置。以 H-K9L 玻璃作为物理隔离层，厚度设置为 1mm。四个配置按成像深度递增的顺序建立：Config 1（ $0\mu\text{m}$ ， $n=1$ ）皮肤表面，即厚度为 0；Config 2（ $40\mu\text{m}$ ， $n=1.51$ ）是在 Config 1 的像面之前，插入一个厚度 $40\mu\text{m}$ 、折射率为 1.51 的虚拟皮肤层，用以模拟聚焦于表皮层深处的状态；Config 3（ $160\mu\text{m}$ ， $n=1.34$ ）则是在 Config 2 的基础上，继续叠加插入一个厚度为 $120\mu\text{m}$ （累计 $160\mu\text{m}$ ）、折射率为 1.34 的虚拟皮肤层，从而将像面推移至真皮乳头层深度；同理，Config 4（ $300\mu\text{m}$ ， $n=1.40$ ）是在 Config 3 的基础上，叠加插入一个厚度为 $140\mu\text{m}$ （累计 $300\mu\text{m}$ ）、折射率为 1.40 的虚拟皮肤层，最终将像面设定在真皮网状层深度。

此“叠加插入”的建模方式，从物理上精确模拟了光束依次穿透皮肤不同层级的过程。通过同步优化这四个具有递进深度关系的配置，使光学设计在从皮肤表面到皮下 $300\mu\text{m}$ 的整个连续深度范围内寻求最佳的像差平衡点。值得强调的是，尽管组织折射率随深度变化，但经过上述优化，系统在所有这些配置中均能稳定保持 $NA=0.6$ 的数值孔径，通过优化耦合剂填充层的厚度补偿不同深度处的像差，确保物镜在从表皮到真皮浅层的完整成像范围内均能实现接近衍射极限的成像性能，有效解决了因折射率失配导致的球差问题。

2.3 显微物镜的优化过程

评价函数的合理构建是实现多目标优化设计的关键。本研究以波前像差的均方根值作为核心评价函数，结合多重结构优化方法，对皮肤表面及三个皮肤深度处的波前质量进行同步优化。优化初期，将所有透镜的曲率半径、厚度、空气间隔及玻璃材料均设为变量，以提供充分自由度。在权重分配方面，先赋予四个配置相同权重以保证基础性能均衡；随着优化深入，鉴于深层组织（如 $300\mu\text{m}$ 处）的像差校正难度显著增加，将 Config 4

的权重系数提升至 1.5 倍，引导优化算法优先补偿深层球差，从而确保各成像深度性能的一致性。

具体优化流程遵循渐进原则：首先单独优化 Config 1，使系统在皮肤表面处达到良好性能；随后逐步引入 Config 2~4，先使用较低权重，然后逐步增加至目标权重，进行全局优化，以跳出局部极小值。最终通过局部优化进行精细调整，平衡各配置之间的性能，直至评价函数收敛。

2.4 仿真结果

经上述优化设计，最终获得的显微物镜全视场结构如图 2 所示。该物镜在紧凑性方面表现出色，其光学口径小于 9.7mm，系统总长控制在 34.708mm。在成像性能方面，物镜实现了 0.8213μm 的横向分辨率，数值孔径达 0.616，轴向分辨率约为 4.044μm，各项指标均达到设计要求。最终优化后的光学系统详细设计参数如表 2 所示。

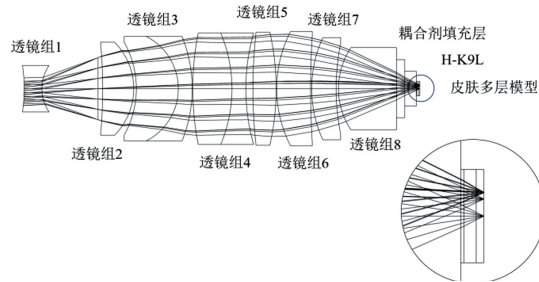


图 2 光学设计光路图

表 2 优化后光学元件数据表

项目透透镜组	曲率半径/mm	元件厚度/mm	材料
1	−13.144 3.543	1.52	H−LAK59A
2	−42.932 −5.678	2.68	H−LAK59A
3	−8.145 −5.040 −11.960	3.62 1.20	H−ZK6 H−ZLAF55D
4	24.815 −12.382 17.616	3.38 1.20	H−ZLAF55E H−ZF88
5	43.435 −21.969	2.00	H−ZLAF55D
6	10.757 74.486	2.93	H−ZK4
7	10.577 19.918	2.10	H−LAK59A
8	6.385 无限	5.00	D−ZK2

3 成像质量及公差分析

3.1 波前像差分析

波前像差的 RMS 值是评价光学系统成像质量

的关键指标。如表 3 所示，本研究对四个优化配置下的不同视场进行了系统的波前像差分析。

表 3 全视场 RMS 波前误差 (波长 λ=830nm)

表面视场	Config1 (0μm)	Config2 (40μm)	Config3 (160μm)	Config4 (300μm)
0.00°,0.00°	0.0213λ	0.0062λ	0.0060λ	0.0194λ
0.00°,8.48°	0.0213λ	0.0190λ	0.0214λ	0.0370λ
0.00°,12.00°	0.0241λ	0.0269λ	0.0303λ	0.0481λ
12.00°,12.00°	0.0322λ	0.0370λ	0.0420λ	0.0621λ

分析结果表明，所有配置下全视场的 RMS 波前误差均显著优于马雷夏尔准则要求的 0.07λ（对应斯特列尔比 >0.8）^[13]，其中最大波前误差为 0.0621λ（优于 λ/16）。这一结果证明该物镜在所有设计条件下均能形成接近理想的球面波前，成像质量满足设计要求。尽管随着成像深度增加，波前误差呈现适度增大的趋势（从 Config1 至 Config4），但所有配置下的像差均被严格控制在较低水平。这一特性充分验证了本文采用的多深度优化策略的有效性，保证了该光学系统在皮肤组织不同深度处均能保持优异的成像性能。

3.2 点列图与光线迹线图分析

显微物镜作为轴对称光学系统，成像质量分析可基于半视场进行评价。图 3 展示了该物镜全视场范围内的结构点列图，观察可见，所有视场下的弥散斑尺寸均小于艾里斑直径，表明系统的几何像差已得到充分校正。该结果与波前像差分析的结论一致，进一步验证了其优良的成像性能。

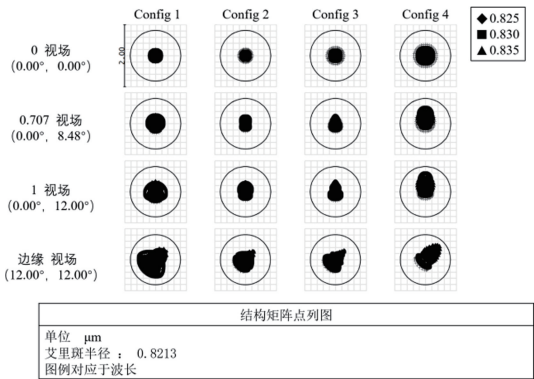


图 3 显微物镜的点列图

图 4 为显微物镜的光迹图。图中展示了四个代表性视场点的光线追迹结果，包括：0 视场 (0.00°, 0.00°)、0.707 视场 (0.00°, 8.48°)、1 视场 (0.00°, 12.00°) 及全视场 (12.00°, 12.00°)。观察可见，所有视场的主光线及边缘光线均能良好收敛，且边缘视场处，光线平滑通过系统无遮拦，光束会聚状态保持良好。视场约为 600μm×600μm，充分满足了设计所要求 >500μm×500μm 的视场。

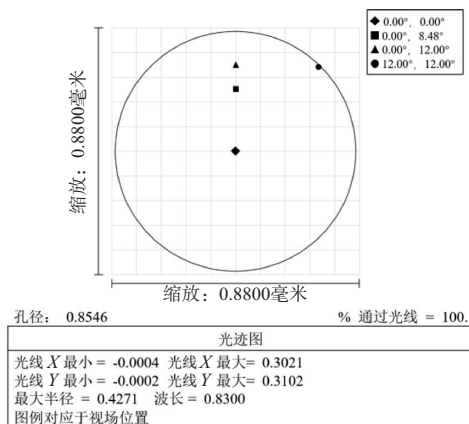


图 4 显微物镜的光迹图

3.3 场曲/畸变分析

场曲与畸变分析结果如图 5 所示（以成像深度 300 μm 处为代表）。数据显示，系统在场曲控制方面表现优异，最大子午场曲趋近于零，最大弧矢场曲仅为 0.1 μm 。在实现大视场成像的同时，保证了从中心到边缘视场的均匀成像质量。同时，全视场畸变在最大视场处仅为 2.7190%，确保了成像的几何保真度。这种同时具备超低场曲和低畸变的特性，为高精度生物医学成像提供了可靠的光学基础，既完成了图像细节的精准再现，又满足了在体皮肤成像对几何形态真实还原的严格要求。

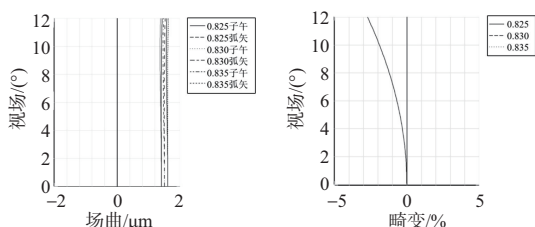


图 5 场曲/畸变曲线

3.4 调制传递函数分析

显微物镜系统全视场的调制传递函数 (MTF) 曲线如图 6 所示。MTF 曲线的特征分布反映了系统的成像性能：低频区对应物体轮廓的传递能力，中频区决定图像层次的再现质量，高频区则表征对物体细微结构的分辨能力。图中清晰展示了四个优化深度配置在对应像面处的衍射 MTF 曲线，并与理论衍射极限进行了对比分析。包括：皮肤表面 (0 μm , $n=1$)、表皮层 (40 μm , $n=1.51$)、真皮乳头层 (160 μm , $n=1.34$) 以及真皮网状层 (300 μm , $n=1.40$)。

MTF 分析结果表明，该显微物镜在四个配置下的 MTF 曲线在高达 1500lp/mm 的频域范围内与衍射极限保持高度一致，充分验证了像差矫正的良好效果。确保了物镜在从表皮到真皮浅层的完整成像范围内均能提供接近理论极限的成像质量。

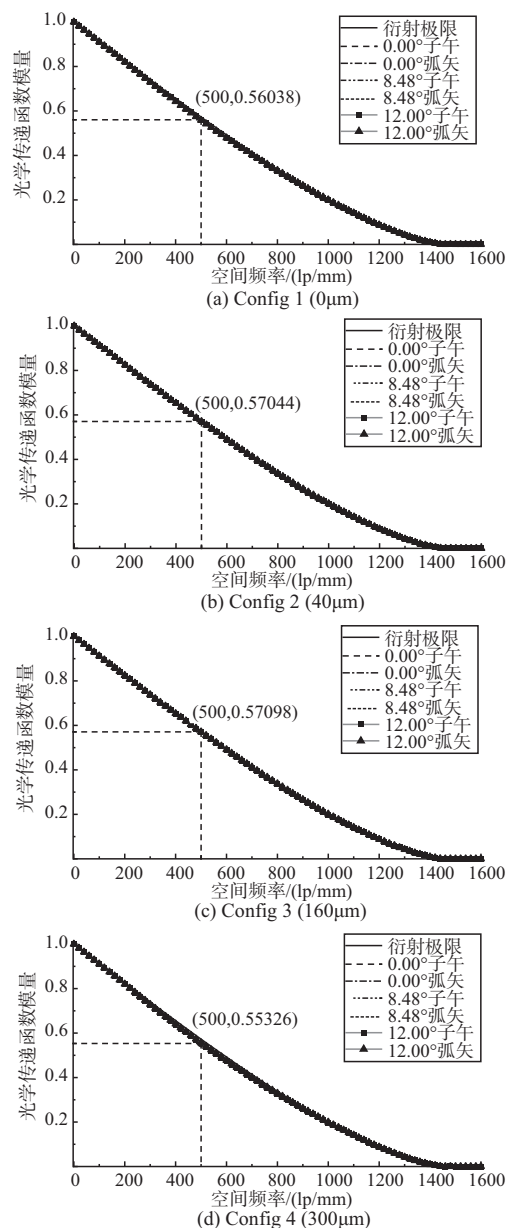


图 6 MTF 曲线

为契合工程验收标准并与现行检测体系接轨，选取 500lp/mm 作为特征评价频率。该选择基于双重考虑：在应用层面，其对应的 1 μm 半周期分辨率足以分辨皮肤表层细胞及亚细胞结构；在检测层面，该频率是 TRIOPTICS Image Master® 等标准检测设备的常规高精度测试点，便于实现光学元件的客观性能验证^[14]。图 6 数据显示，在不同成像深度下，全视场在 500lp/mm 处的 MTF 值均稳定在 0.55 以上，且各深度间性能波动小于 5%。即使在最具挑战性的 300 μm 深度处，其分辨率性能与皮肤表面中相比仍基本相当。这些结果充分证实了多深度同步优化方案的有效性，为实现在体皮肤高分辨率成像提供了可靠技术保障。

3.5 公差分析

为确保设计具备实际加工与装调的可行性，

本研究开展了系统的公差分析。各光学元件的公差参数设定如下:透镜曲率半径误差 ± 2 个光圈,厚度 $\pm 0.05\text{mm}$,偏心公差为 $\pm 0.02\text{mm}$,倾斜公差为 $\pm 2'$ 。同时,选取透镜组 2 作为主动补偿镜组,通过在机械加工时引入可调节的偏心机构,补偿系统在装调中产生的残余像差。基于上述公差分配,采用蒙特卡洛分析法对最具挑战的 Config 4 ($300\mu\text{m}$ 深度)配置进行了 100 次随机模拟。重点评估了 500lp/mm 空间频率下的 MTF 关键指标。

模式	: 在 500.0000 周期每 mm 处的衍射 MTF - 子午矢平均数				
采样	: 2				
优化迭代 : 自动	: 0.57456957				
测试波长	: 0.8300				
: 所有视场和单个结构的计算分析.					
最佳值	: 0.57456957				
类型	数值	标准	改变		
TEDX 15 17	0.02000000	0.52594998	-0.04861959		
TEDX 15 17	-0.02000000	0.53086509	-0.04370448		
TEDY 15 17	-0.02000000	0.53585162	-0.03871795		
TIRX 14	-0.01000000	0.53902512	-0.03654445		
TEDY 15 17	0.02000000	0.53919572	-0.03537385		
TIRX 12	0.01800000	0.54079784	-0.03377172		
TIRX 14	0.01000000	0.54373421	-0.03083536		
TIRY 17	0.01800000	0.54434305	-0.03022652		
TIRX 12	-0.01800000	0.54464279	-0.02992678		
TIRY 14	-0.01000000	0.54693186	-0.02763771		
可模拟的蒙特卡罗文件产生数: 100					
名义	0.57456957	0.57565487	0.57568691	0.57560265	0.57135013
最佳	0.57065389	测试 67	0.57581551	0.57497419	0.57084351
最差	0.08066708	测试 95	0.08209943	0.08292764	0.08178193
平均值	0.44486350		0.48339233	0.47717041	0.44331597
标准差	0.11369177		0.11469155	0.11641564	0.11828709
90% >	0.28930417		0.34127322	0.30086843	0.25606773
80% >	0.37635434		0.43368665	0.42513322	0.36306637
50% >	0.48311274		0.52588449	0.52467488	0.48435418
20% >	0.53189477		0.55911416	0.55455468	0.53978214
10% >	0.55457481		0.56939880	0.56716795	0.55864439
运行停止。					

图 7 500lp/mm —MTF 公差分析

结果如图 7 所示,在 80% 的良率下,系统性能表现为:MTF 值 ≥ 0.37 。MTF 值高于 0.3 这一常用成像系统阈值,证明其分辨能力在公差扰动下仍得到有效保持。若能进一步优化或收紧部分敏感元件(如表面 15,对应透镜组 4)的公差,系统性能(尤其是 MTF)仍具备提升空间,为后续的精密加工与装调奠定了可靠基础。

4 总 结

本研究成功研制了一款工作波段为 830nm 的高分辨率水浸式共聚焦显微物镜,具备大成像深度与高层析能力。通过采用基于皮肤多层光学模型的多目标优化方法,在入瞳直径 2mm 的约束下,解决了 MEMS 振镜扫描系统小入瞳与大成像深度、高分辨率要求之间的设计矛盾。该物镜实现了以下关键性能指标:成像深度达到 $300\mu\text{m}$,横向分辨率优于 $0.83\mu\text{m}$,轴向分辨率优于 $4.05\mu\text{m}$,全视场大于 $600\mu\text{m} \times 600\mu\text{m}$ 。系统的像质评估结果表明,全视场波前误差优于 $\lambda/16$,该物镜在皮肤表面及不同组织深度处均与衍射极限紧密贴合,实现了从表皮到真皮浅层一致的高分辨率成像能力。

本研究采用的多目标优化策略,成功在有限光学孔径、大成像深度及高分辨率的多重约束下,实现了多深度像差协同优化。进一步的公差分析表明,在设定的工艺容差(偏心 $\pm 0.02\text{mm}$,倾斜 $\pm 2'$)

及主动补偿策略下,系统在 80% 的良率下仍能保持 500lp/mm 处 MTF 值高于 0.37,验证了设计具有良好工程可实现性,为开发便携式在体皮肤光学层析成像系统提供了可靠的光学基础。基于当前研究成果,后续工作将通过开发扩束系统,进一步提升与不同型号 MEMS 振镜的兼容性。

参考文献:

- [1] Boostani M, Bozsányi S, Suppa M, et al. Novel imaging techniques for tumor margin detection in basal cell carcinoma: a systematic scoping review of FDA and EMA-approved imaging modalities [J]. International Journal of Dermatology, 2024, 64(2):287—301.
- [2] Arnaud D, Olivier L, Hicham A, et al. Line-field confocal optical coherence tomography for high-resolution noninvasive imaging of skin tumors[J]. Journal of Biomedical Optics, 2018, 23(10):1—9.
- [3] Hibler B, Sierra H, Cordova M, et al. Carbon dioxide laser ablation of basal cell carcinoma with visual guidance by reflectance confocal microscopy: a proof-of-principle pilot study[J]. The British Journal of Dermatology, 2016, 174(6):1359—64.
- [4] Pathak N G, Parikh K A, Saifullah A, et al. Applications of reflectance confocal microscopy in photoaging and aesthetic conditions: skin characterization and treatment monitoring[J]. Archives of Dermatological Research, 2025, 317(1):538—538.
- [5] Liu T, Rajadhyaksha M, Dickensheets L D. MEMS-in-the-lens architecture for a miniature high-NA laser scanning microscope[J]. Light: Science & Applications, 2019, 8(1):1—11.
- [6] 范娜娜,王懋,温少聪,等.基于二维 MEMS 振镜的激光雷达系统的光学设计[J]. 光学技术, 2020, 46(03):290—294.
- [7] Fan Nannan, Wang Mao, Wen Shaocong, et al. Optical design of laser radar system based on two - dimensional MEMS galvanometer[J]. Optical Technology, 2020, 46(03):290—294.
- [8] Priyadharsini N. Ceruminous neoplasms of the ear[J]. Head and Neck Pathology, 2018, 12(3):350—361.
- [9] Obeidy P, Tong L P, Weninger W. Research techniques made simple: two-photon intravital imaging of the skin[J]. Journal of Investigative Dermatology, 2018, 138(4):720—725.
- [10] Ratnam M R, Chen L, Troy H G, et al. Deep learning-based adaptive optics for light sheet fluorescence microscopy[J]. Biomedical Optics Express, 2023, 14(6):2905—2919.
- [11] Bachir, Wesam, Dargham A, et al. Feasibility of 830nm laser imaging for vein localization in dark skin tissue-mimicking phantoms[J]. Physical and Engineering Sciences in Medicine, 2022, 45(1):1—8.
- [12] 郑骏笙,吴海啸,胡燕海.不同肤色条件下新生儿皮肤可见光漫反射研究[J].激光与光电子学进展, 2022, 59(16):500—505.
- [13] Zheng Junsheng, Wu Haixiao, Hu Haiyan. Study on visible light diffuse reflectance of neonatal skin under different skin color conditions[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2022, 59(16):500—505.
- [14] Yoo H, Verhaegen M, Houtsmuller A, et al. Automated spherical aberration correction in scanning confocal microscopy [J]. The Review of Scientific Instruments, 2014, 85(12):123706.
- [15] Moon B, Poletti M, Roorda A, et al. Alignment, calibration, and validation of an adaptive optics scanning laser ophthalmoscope for high-resolution human foveal imaging[J]. Applied Optics, 2024, 63(3):730—742.
- [16] Latriglia F, Ogien J, Dubois A. Line-field confocal optical coherence tomography based on tandem interferometry with a focus-tunable lens[J]. Biomedical Optics Express, 2024, 15(9):5384—5399.