

光学相干层析成像大纤芯光纤探头的优化研究

邱建榕, 杨晨, 章程, 孟佳, 韩涛, 钱黄河, 陈沛哲, 杨璐, 刘智毅, 丁志华*

浙江大学光电科学与工程学院现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027

摘要 光学相干层析成像(OCT)能通过微型光纤探头实现人体内部组织和器官的三维结构或功能成像,在生物医学成像领域具有重要应用。本课题组提出并改进了基于大纤芯光纤的微型探头,同时通过调制大纤芯光纤的模式能量分布、模式相位差、模式干涉场的放大方式以及模式数量实现了出射光束的调控和成像性能的优化,以期同时获得较高的横向分辨率、较长的焦深和工作距以及较好的轴向光强均匀性。本文提出了相应的快速仿真方法,解决了模式数量多、模式干涉场复杂情况下探头参数的优化问题。仿真和实验显示,基于大纤芯光纤的探头能够实现 2~3.8 倍的焦深拓展和 2.1 倍的工作距拓展,且在成像效果上相对于传统光纤探头有显著提升。由于具有尺寸小、成像质量好、结构牢固的优点,基于大纤芯光纤的探头在 OCT 内窥成像尤其是窄小空间内的高分辨率成像方面具有巨大的应用潜力。

关键词 光纤光学; 光学相干层析成像; 光纤探头; 优化; 大纤芯光纤

中图分类号 O436

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL202249.2007201

1 引言

光学相干层析成像(OCT)是一种通过低相干光源获取生物组织等散射介质二维或三维图像的高分辨率成像技术。与超声成像类似,OCT通过测量样本的反射或后向散射回波获得样本不同深度处的反射率,并结合一维或二维横向扫描获得样本的断层图像或三维图像。内窥 OCT 能通过细小的探头获得人体血管壁的 10 μm 分辨率图像,是心血管内窥领域用于评估冠状动脉结构形态的重要成像手段^[1]。但是,很多与冠状动脉硬化发病机制相关的特征只能在细胞水平下观测,因此发展微米级分辨率的下一代 OCT 技术对于研究冠状动脉硬化的发病机制、提高硬化斑块的早期诊断率、评估再生血管化的术后恢复过程等具有重要意义^[2-3]。此外,OCT 探头在振动检测^[4]等工业领域亦有所应用。

OCT 的轴向分辨率主要取决于光源的光谱带宽。使用最先进的宽带光源能够实现 1~5 μm 的轴向分辨率^[5],但如果使用高数值孔径的物镜将横向分辨率提高到相同水平,则 OCT 的轴向视场将受限于光束极短的焦深,同时,其工作距也将迅速缩短。为了解决横向分辨率和焦深的矛盾,研究人员提出了多种方案,并实现了一个数量级的焦深拓展,这些方案包括准贝塞尔光照明^[6-7]、数字聚焦^[8-9]、动态聚焦^[10-11]

等。但是这些方法或需要相位稳定,或需要机械扫描,或需要使用两条光路分别实现照明和探测,难以应用于小型探头。

使用研磨抛光制作的微型轴锥镜^[12]、基于软光刻工艺的微型二元相位板^[9]、基于电子刻蚀和光刻工艺的超透镜^[13]以及基于微纳 3D 打印的自由曲面微型镜片^[14]已被用于探头焦深的扩展,但与台式系统相比,这些微型光学元件不仅制作成本高,而且探头的焦深拓展倍数有限。此外,一种仅需按一定顺序进行光纤熔接的纯光纤技术被提出来,并显示出了对图像质量的增强潜力,西澳大学的 Lorensen 等^[15]在报道一种由过填充渐变折射率光纤组成的相位掩模板中首次阐述了此概念。最新的研究进展表明,将基于阶跃折射率的多模光纤作为同轴聚焦多模光束发生器^[16-17]或作为高传输效率光纤型空间滤波器^[18],在制造加工和拓展焦深方面更具优势。然而,这种基于大纤芯光纤(LCF)或多模光纤的探头的全面优化并不容易,其困难不仅来自多模干涉场的复杂性,还来自光纤之间排列组合的灵活性。本课题组亦围绕 LCF 探头进行了研究,研究内容包括设计输出光束可控的无透镜探头^[19]、基于高传输效率光纤型空间滤波器的焦深拓展技术^[18,20]、基于特征模展开的 LCF 探头快速仿真和优化方法^[21],但没有对此类探头的设计和优化进行过系统报道。

收稿日期: 2021-12-01; **修回日期:** 2022-03-07; **录用日期:** 2022-03-09

基金项目: 国家自然科学基金(62035011, 11974310, 31927801, 61905214)、国家重点研发计划(2017YFA0700501, 2019YFE0113700)、浙江省自然科学基金(LR20F050001)、中央高校基本科研业务费专项资金(2020XZZX005-07)

通信作者: *zh_ding@zju.edu.cn

本文针对 LCF 探头的优化设计进行了细致梳理,具体涉及探头结构的优化和出射光束的优化,并讨论了模式激发装置的设计、无透镜和空间滤波两种工作模式、模式干涉场的两种放大方式以及模式数量的选择。希望本研究能对超小 OCT 光纤探头的优化设计提供些许技术启示。

2 原理和方法

2.1 出射光束参数的表征

提高物镜的数值孔径能有效提高 OCT 系统的横向分辨率,但随着聚焦光斑的缩小,轴向视场和工作距将迅速减小。如图 1 所示,通常情况下 OCT 系统的

横向分辨率由出射光束的最小光束直径(MBD)表征,而轴向视场则由出射光束的焦深(DOF)表征。如果定义光束直径等于横向光强分布的半峰全宽(FWHM),定义 DOF 为光束直径小于或等于两倍 MBD 的区域长度,那么高斯光束满足

$$z_{\text{DOF}} = \frac{\sqrt{3} \pi n_s}{\ln(2)\lambda} \cdot x_{\text{MBD}}^2, \quad (1)$$

式中: z_{DOF} 表示 DOF; n_s 表示介质折射率; λ 表示波长; x_{MBD} 表示 MBD。式(1)不仅体现了 OCT 系统的轴向视场与横向分辨率平方的正比关系,还说明了 OCT 系统在中心波长较短、样本折射率较高时相对更容易获得较高的横向分辨率和较大的轴向视场。

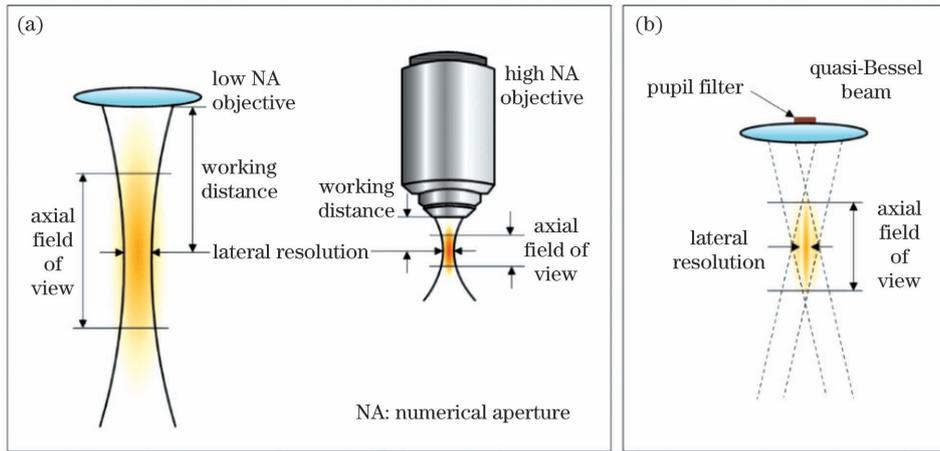


图 1 OCT 系统的横向分辨率、轴向视场和工作距。(a)低数值孔径聚焦和高数值孔径聚焦下的高斯光束;(b)存在空间滤波器时光束的聚焦情况

Fig. 1 Lateral resolution, axial field of view, and working distance of optical coherence tomography (OCT) system.

(a) Gaussian beams under low NA focusing and high NA focusing; (b) light focusing with spatial pupil filter

使用准贝塞尔光束是在更大轴向范围内保持高横向分辨率的一种实用方法。图 1(b)使用低数值孔径物镜聚焦,并结合一种基于中心遮挡的振幅型空间滤波器实现了高横向分辨率、较大的 DOF 和工作距。如果定义这种非高斯光束的 DOF 增益为其 DOF 与相同 MBD 下高斯光束 DOF 的比值,那么 DOF 增益的计算公式为

$$R_{\text{DOF}} = \frac{\ln(2)\lambda}{\sqrt{3} \pi n_s} \cdot \frac{z_{\text{DOF,nG}}}{x_{\text{MBD,nG}}^2}, \quad (2)$$

式中: $z_{\text{DOF,nG}}$ 和 $x_{\text{MBD,nG}}$ 分别表示非高斯光束的 DOF 和 MBD。在相同的横向分辨率下,如果 $R_{\text{DOF}} < 1$,则探头的轴向视场将小于高斯光束照明下的轴向视场;如果 $R_{\text{DOF}} > 1$,则探头的轴向视场将大于高斯光束照明下的轴向视场,并表现出增强的成像质量。虽然在台式 OCT 系统中基于中心遮挡的振幅型空间滤波器通常能实现大于 10 的 DOF 增益,但在光纤探头中所实现的 DOF 增益和工作距均随着空间限制而迅速减小。因此,研究适用于高分辨率光纤探头的 DOF 和工作距拓展技术具有重要意义。

2.2 LCF 的光场调控原理

利用 LCF 的模式干涉是实现光场调制、DOF 拓展和工作距拓展的有效途径^[16,18-21]。如图 2 所示,弱

导近似($n_{\text{co,LCF}} \approx n_{\text{cl,LCF}}$, $n_{\text{co,LCF}}$ 和 $n_{\text{cl,LCF}}$ 分别表示芯层折射率和包层折射率)下,LCF 的传输光可以看成是独立的、数量有限且传播常数不同的线性偏振模 LP_{mn} 。若给定模式有效折射率 $n_{\text{eff},ml}$,则传播常数可以表示为 $\beta_{ml} = 2\pi n_{\text{eff},ml} / \lambda$ 。LCF 允许传输的模式数量取决于归一化波数 V , $V = 2\pi r_{\text{co,LCF}} \sqrt{n_{\text{co,LCF}}^2 - n_{\text{cl,LCF}}^2} / \lambda$, 其中 $r_{\text{co,LCF}}$ 表示 LCF 的芯层半径。截止频率小于其 V 值的低阶模式能在 LCF 中稳定传输,而截止频率大于其 V 值的更高阶模式将在 LCF 中迅速衰减。这些独立传输的模式具有固定的横向电场分布,其中 LP_{01} 和 LP_{02} 模的横向光强分布见图 2 右侧的小图。但由于传播常数不同,它们将在 LCF 的不同位置形成不同的干涉图样。因此,通过调节 LCF 的长度能在 LCF 末端获得可控的模式干涉场。考虑到探头结构的对称性,仅 LCF 中角动量为 0 ($m=0$) 的模式在输入端激发,因此,LCF 末端的模式干涉场可以近似为

$$E_{\text{LCF}}(r, L_{\text{LCF}}) \approx \sum_{n=1}^N a_{n,\text{LCF}} J_0 \left(\frac{2\pi r}{\lambda} \sqrt{n_{\text{co,LCF}}^2 - n_{\text{eff},0n}^2} \right) \cdot \exp \left[j \frac{2\pi}{\lambda} (b_{0n} - b_{01}) \Delta_{\text{LCF}} L_{\text{LCF}} \right], 0 \leq r \leq r_{\text{co,LCF}}, \quad (3)$$

式中: r 表示 LCF 后端面的径向坐标; $a_{n,\text{LCF}}$ 和 b_{0n} 分

别是 LP_{0n} 模的幅值和归一化有效折射率^[22]; L_{LCF} 和 $\Delta L_{LCF} = n_{co,LCF} - n_{cl,LCF}$ 分别是 LCF 的长度和折射率对比度; N 是 LCF 中允许传输的角动量为 0 的模式数量; J_0 为零阶第一类 Bessel 函数。对于 $V=6$ 的典型情况, LCF 仅允许两个角动量为 0 的模式传输, 且 $b_{02} - b_{01} \approx 0.5$ ^[22]。

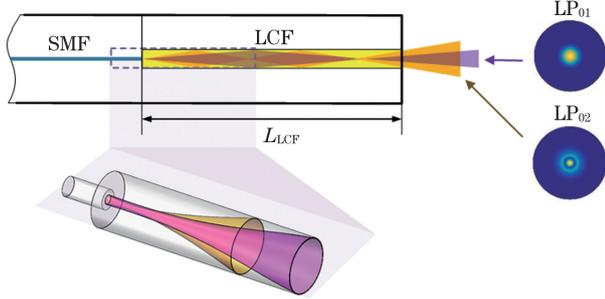


图 2 基于 LCF 的空间滤波器(下方三维图仅示意了从 SMF 某一环带出发的斜射光线; SMF: 单模光纤; NCF: 无芯光纤)

Fig. 2 Spatial filter based on large-core-fiber (LCF) (only skew rays from a single annular area from SMF are depicted in the below panel demonstrating three-dimensional light rays; SMF: single mode fiber; NCF: no core fiber)

基于 LCF 的光场调制与基于相位板的光场调制^[9, 15]在原理上有明显区别。相位板能直接调节空间中各环带的相位, 而 LCF 通过调节由正交 Bessel 函数构成的模式域中各模式的相位来间接调节各环带的幅值和相位。虽然相位板和 LCF 都通过调节长度来调控相位, 但由于 LCF 具有远小于相位板的折射率对比度, 因此 LCF 的相位变化对光纤长度相对不敏感。后者构成了 LCF 探头在制造方面的优势。

LCF 的相位调节范围与其长度调节范围有关, 而后者取决于 LCF 的节距 L_p ^[23]。LCF 的归一化有效折射率 b_{0n} 不是均匀分布的, L_p 一般较大, 且 LCF 的长度在 $qL_p \sim (q+1)L_p$ 范围内 (q 为自然数) 变化时能实现各模式相位差的独立调节。但为了防止模间色散^[22]影响 OCT 系统的轴向分辨率, LCF 的长度存在一个上限值。一般要求模间光程差 Δl 小于 OCT 系统的轴向分辨率 Δz_{OCT} , 因此 LCF 的长度调节范围为

$$qL_p < L_{LCF} \leq \min \left\{ (q+1)L_p, \frac{\Delta z_{OCT}}{(n_{co,LCF} - n_{cl,LCF}) \max \{ \gamma_{0j} - \gamma_{0i} \}} \right\}, \quad (4)$$

式中: L_{NCF} 是 NCF 的长度; $\gamma_{0j} = d(Vb_{0j})/dV$ 。通常情况下, 更多的模式数量意味着更复杂的模式干涉场以及更大的 DOF 增益; 但随着模式数量增加, $\Delta l(L_p)$ 迅速增加并轻易超出 OCT 的轴向分辨率, 反而导致模式相位差的调节范围受限。因此, 在可接受的模间色散下, 基于 LCF 的探头存在一个 DOF 增益上限, 而计算此上限对于评估 LCF 探头的应用潜力具有重要意义。

LCF 的模式幅值取决于激发条件。对于图 2 中单模光纤(SMF)与 LCF 直接连接的情形, 设 SMF 末端的电场 E_{SMF} 与 LCF 中 LP_{0n} 的耦合系数^[22]为 $c_{n,LCF}$, 那么 LCF 中 LP_{0n} 模的幅值可以表示为

$$a_{n,LCF} = c_{n,LCF} \sqrt{\frac{P_{in}}{N_{n,LCF}}}, \quad (5)$$

式中: P_{in} 为 SMF 的输入光功率; $N_{n,LCF}$ 为 LP_{0n} 模的传输功率。设 n_p 为 LCF 中最大幅值的模式阶数, 模场直径(MFD)或光束发散角越大, n_p 越大。一般来说, n_p 越大, LCF 中的主要模式因为更接近 Bessel 光束而具有更大的 DOF 增益, 同时出射光束的旁瓣强度也越大, 而且若光束发散角接近或大于 LCF 的接收角, 光损将增加。因此, 如何在激发高阶模的同时保持较高的传输效率和较小的旁瓣是设计模式激发装置的中心问题之一。

2.3 LCF 探头的出射光束

基于 LCF 的探头有两种工作模式。在无透镜模式下, LCF 直接调控探头的出射光束, 如图 3(a)所示, 此时出射光束是 LCF 末端电场在均匀介质中的衍射场。若 $n_p \gg 1$, 则更高阶模式更接近 Bessel 无衍光束, 出射光束的电场近似为^[24]

$$E_{out}(r, z) \approx \sum_{n=0}^N a_{n,LCF} \exp \left[j \frac{2\pi}{\lambda} (n_{eff,0n} - n_{eff,01}) L_{LCF} \right] \cdot J_0 \left(\frac{2\pi r}{\lambda} \sqrt{n_{co,LCF}^2 - n_{eff,0n}^2} \right) \cdot \exp \left(j \frac{2\pi}{\lambda} \sqrt{n_s^2 - n_{co,LCF}^2 + n_{eff,0n}^2} z \right). \quad (6)$$

在空间滤波模式下, LCF 通过调控渐变折射率光纤(GIF)入瞳处的光场来间接实现出射光束的调控。GIF 的典型长度为 1/4 节距, 此时 GIF 的前端面是前焦面, 后端面是后焦面。在近轴近似下, GIF 后焦面的电场是 LCF 后端面电场的傅里叶变换^[8, 25], 出射光束的电场表示为

$$E_{out}(\rho, z) = 2 \sum_{n=1}^N a_{n,LCF} \exp [jk(n_{eff,0n} - n_{eff,01}) L_{LCF}] \cdot \int_{r=0}^{r_{co,LCF}} r J_0(kr \sqrt{n_{co,LCF}^2 - n_{eff,0n}^2}) J_0(kn_s g r \rho) \exp \left(-\frac{jk g^2 z r^2}{2} \right) dr + 2 \sum_{n=1}^N a_{n,LCF} b_n \exp [jk(n_{eff,0n} - n_{eff,01}) L_{LCF}] \cdot \int_{r=r_{co,LCF}}^{r_{cl,LCF}} r K_0(kr \sqrt{n_{eff,0n}^2 - n_{cl,LCF}^2}) J_0(kn_s g r \rho) \exp \left(-\frac{jk g^2 z r^2}{2} \right) dr, \quad (7)$$

式中: $k = 2\pi/\lambda$; g 满足 $L_{p,GIF} = 2\pi/g$, 其中 $L_{p,GIF}$ 是 GIF 的节距; r 和 ρ 分别表示 LCF 后端面和成像空间

的径向坐标; z 是成像空间的轴向坐标; b_n 是保持 LP_{0n} 模电场分布函数在芯层与包层界面处连续的常数; K_0 为零阶第二类修正 Bessel 函数。对比式(6)的第一项和式(7), 可以观察到两种工作模式下出射光束显著不同: 无透镜模式下出射光束的电场近似为一系列 J_0 函数的线性组合, 而空间滤波模式下出射光束的电场近似为 J_0 函数乘以二次相位因子再经傅里叶变换后的线性组合。选择合适的工作方式以提高 DOF 拓展倍数是优化 LCF 探头需要考虑的主要因素之一。

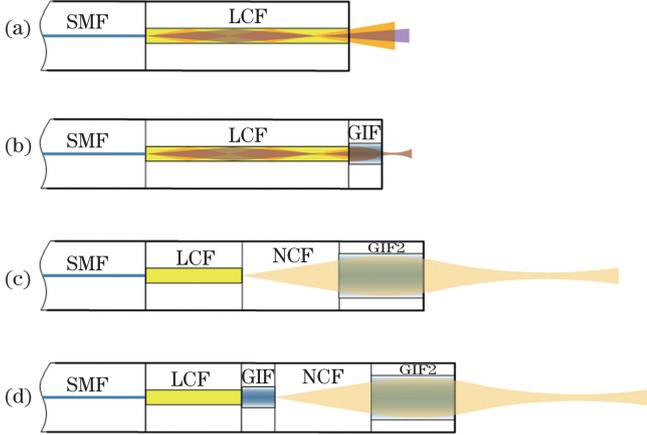


图 3 基于 LCF 探头的两种工作模式以及光束的中继。(a) 无透镜模式, LCF 直接调控出射光束; (b) 空间滤波模式, LCF 作为空间滤波器, 通过调控物镜 (GIF) 入瞳处的光场间接实现出射光束的调控; (c) (d) 使用透镜 (GIF2) 将 LCF 或 GIF 的出射光束中继到探头外侧

Fig. 3 Two working modes of LCF-based probes and relay of light beam. (a) Lens-free mode, where the output beam is regulated directly by LCF; (b) spatial filtering mode, where the output beam is regulated indirectly by LCF through controlling light field on the entrance pupil of the objective (GIF); (c) (d) output beams from LCF or GIF are relayed to the outside of probe by the lens (GIF2)

使用透镜将 LCF 或 GIF 的出射光束中继到探头外侧有望获得更大的工作距和 DOF, 如图 3(c)、(d) 所示。典型情况下, L_{LCF} 满足的显微条件为

$$\exp \left[j \frac{2\pi}{\lambda} (n_{\text{eff},0n} - n_{\text{eff},01}) L_{LCF} \right] \in \{-1, 1\}, \quad (8)$$

$$n \in \{1, 2, \dots, N\},$$

那么无论是无透镜模式下的出射光场[如式(6)所示]还是空间滤波模式下的出射光场[如式(7)所示], 都有以下对称关系成立:

$$I_{\text{out}}(\rho, z) = |E_{\text{out}}(\rho, z)|^2 = I_{\text{out}}(\rho, -z). \quad (9)$$

若没有中继透镜, 光强分布 $I_{\text{out}}(\rho, z)$ 中仅 $z > 0$ 的一半在探头外侧; 若使用中继透镜, 则可以同时将 $z < 0$ 的另一半中继到探头外侧, 从而进一步获得两倍的 DOF 增益。但 GIF 的长度一般不等于 $1/4$ 节距, 而且 LCF 的长度一般也不满足式(8)所示的相位条件, 从而会在式(7)中引入附加相位项, 导致式(9)不成立。

由于出射光束轴向不对称, 中继透镜的 DOF 增益效果将小于两倍。因此, 对 LCF 和 GIF 的长度连同中继透镜进行全局优化是很有必要的。

2.4 LCF 探头的参数优化

设计 LCF 探头的挑战之一是它的优化需要预先给定一组探头参数, 然后基于此进行光传播仿真, 才能确认出射光束的性能。因此, 这种正向优化过程需要尝试所有可能的参数组合才能获得探头的最优参数。为了评估探头性能的优劣, 在进行穷举优化前需要定义优化函数和束缚条件。

探头的优化目标是同时获得高横向分辨率、较长的 DOF 和工作距、均匀的轴向光强分布。为了同时保证较长的 DOF 和均匀的轴向光强分布, 这里将最长连续焦深 $z_{c, \text{DOF}}$ 定义为光束直径小于或等于两倍 MBD 的连续区域的最大长度。若出射光束是轴向均匀的光束, 则 $z_{c, \text{DOF}} = z_{\text{DOF}}$; 若出射光束不是轴向均匀的光束, 则 $z_{c, \text{DOF}} < z_{\text{DOF}}$ 。根据式(2), 定义优化函数为

$$f_m = \frac{\ln(2)\lambda}{\sqrt{3}\pi n_s} \cdot \frac{z_{c, \text{DOF}}}{x_{\text{MBD}}^2}. \quad (10)$$

对于高斯光束, 显然有 $f_m = 1$ 。为了实现 f_m 最大化, 探头的出射光束必须同时满足较长的 DOF、均匀的轴向光强分布和高横向分辨率。在满足 f_m 最大化的基础上, 进一步选出的具有最大工作距的参数组合即为最优参数。为了方便比较, 这里统一将目标平均横向分辨率设为 $5 \mu\text{m}$ 左右, 上述束缚条件表示为

$$4 \mu\text{m} < x_{\text{av}, \text{MBD}} < 6 \mu\text{m}, \quad (11)$$

其中平均横向分辨率 $x_{\text{av}, \text{BD}}$ 定义为最长连续 DOF 范围内光束直径的平均值。此外, 为了排除一些旁瓣明显的情况, 这里还要求光束的旁瓣峰值光强 $I_{p, \text{sidelobe}}$ 小于其主瓣峰值光强 $I_{p, \text{mainlobe}}$ 的一半, 即

$$I_{p, \text{sidelobe}} < \frac{1}{2} I_{p, \text{mainlobe}}. \quad (12)$$

探头的优化变量是除了 SMF 外各段光纤的长度。其中: LCF 的长度范围须满足式(4), 以防止过大的模间色散; 无芯光纤的长度上限根据光束在无芯光纤中衍射后刚好充满 GIF2 的入瞳确定, 如图 3 所示; 渐变折射率光纤(包括 GIF、GIF2 等)的长度选取范围为 $0 \sim L_{p, \text{GIF}}$ 。

选择合适的仿真方法是实现探头参数优化的关键。一方面, 该仿真方法需要具有较高的仿真精度。由于具有高横向分辨率的探头的聚焦光束一般会形成在靠近探头末端的区域, 常用于设计空间滤波器的 Fresnel 近似[如式(7)所示], 可能会造成较大的计算误差。另外, 由于 LCF 的 LP_{0n} 模仅在芯层区域符合 Bessel 光束, 使用 Bessel 光束近似其出射光束[如式(6)所示]会引入较大的计算误差。另一方面, 该仿真方法需要具有较快的速度。对于图 3(a)、(b)所示的较简单的探头结构, 由于独立变量较少, 可使用光束传播法进行光束仿真^[26]。对于具有 $256 \times 256 \times 260$

的三维网格,光束传播法能在 8~16 s 内完成波导结构的仿真,并获得相当精确的与实验结果一致的仿真结果;但随着探头结构变得复杂[如图 3(c)、(d)所示,这意味着独立变量增多]以及 LCF 的模式数量增加(这意味着 LCF 的长度调控范围增加),基于光束传播法的探头穷举优化过程将变得过于耗时而难以获得最优参数组合。

基于特征模展开的光束仿真方法由于利用预先计算好的模场分布以及计算衍射光束在不同光纤之间模式的耦合效率,能实现对探头出射光束的快速仿真,非常适合基于 LCF 的探头设计。与光束传播法不同,当探头中的光纤长度发生改变时,基于特征模展开的光束仿真方法无需从头开始仿真,仅需重新计算各模式的幅值 a_n 和相位 φ_n , 因此有效提高了仿真速度。基于特征模展开的光束仿真方法的原理如图 4 所示。这

里以图 3(c)中包含中继透镜的空间滤波模式为例进行介绍。所提光纤探头包含了 SMF、LCF、GIF、GIF2 共 4 段波导结构以及 NCF 和探头外侧空气两段均匀介质,其中:SMF 只有 LP_{01} 模,其横向电场表达式见 2.2 节,这里记其模场为 $\Psi_{1,SMF}$;LCF 允许传输 LP_{01} 和 LP_{02} 两个模式;GIF 和 GIF2 允许多个模式传输,但这里分别只选取了前 5 个和前 6 个主要 LP_{0n} 模式。由于渐变折射率光纤的横向电场没有较精确的解析式,因此一般使用数值仿真方法获得。这里记 GIF 和 GIF2 的模场分别为 $\Psi_{n,GIF}$ 和 $\Psi_{n,GIF2}$ 。图 4 中光纤下方的正方形小图展示了横向模场强度分布 $|\Psi_n|^2$, 正方形小图之间的蓝黑色连接线代表模式之间的耦合,耦合矩阵记为 C 。由于 GIF 的模场先在无芯光纤中衍射再与 GIF2 的模场耦合,因此它们的耦合矩阵 C_{GG} 中各元素的表达式为

$$C_{ij,GG} = \frac{\iint_{S_{GIF2}} \Psi_{i,GIF2}(x,y) \iint_{S_{GIF}} \Psi_{j,GIF}(\xi,\eta) \frac{\exp(jk_g r_{01})}{r_{01}^2} \left(\frac{1}{r_{01}} - jk_g\right) d\xi d\eta dx dy}{\iint_{S_{GIF2}} |\Psi_{i,GIF2}(x,y)|^2 dx dy \iint_{S_{GIF}} |\Psi_{j,GIF}(\xi,\eta)|^2 d\xi d\eta}, \quad (13)$$

式中:积分区域 $S_{GIF2} \in \{(x,y) | x^2 + y^2 < R_{GIF2}^2\}$, $r_{co,GIF2} < R_{GIF2} < r_{cl,GIF2}$, $r_{co,GIF2}$ 和 $r_{cl,GIF2}$ 分别表示 GIF2 的芯层半径和包层半径;积分区域 $S_{GIF} \in \{(\xi,\eta) | \xi^2 + \eta^2 < R_{GIF}^2\}$, $r_{co,GIF} < R_{GIF} < r_{cl,GIF}$, $r_{co,GIF}$ 和 $r_{cl,GIF}$ 分别表示 GIF 的芯层半径和包层半径; $\xi-\eta$ 平

面代表 GIF 的后端面, $x-y$ 平面代表 GIF2 的前端面; $k_g = 2\pi n_g / \lambda$ 是出射光束的波数,其中 n_g 是无芯光纤的折射率, λ 为波长; $r_{01} = \sqrt{(x-\xi)^2 + (y-\eta)^2 + L_{NCF}^2}$, 代表 GIF 后端面上的点与 GIF 前端面上的点之间的几何距离。

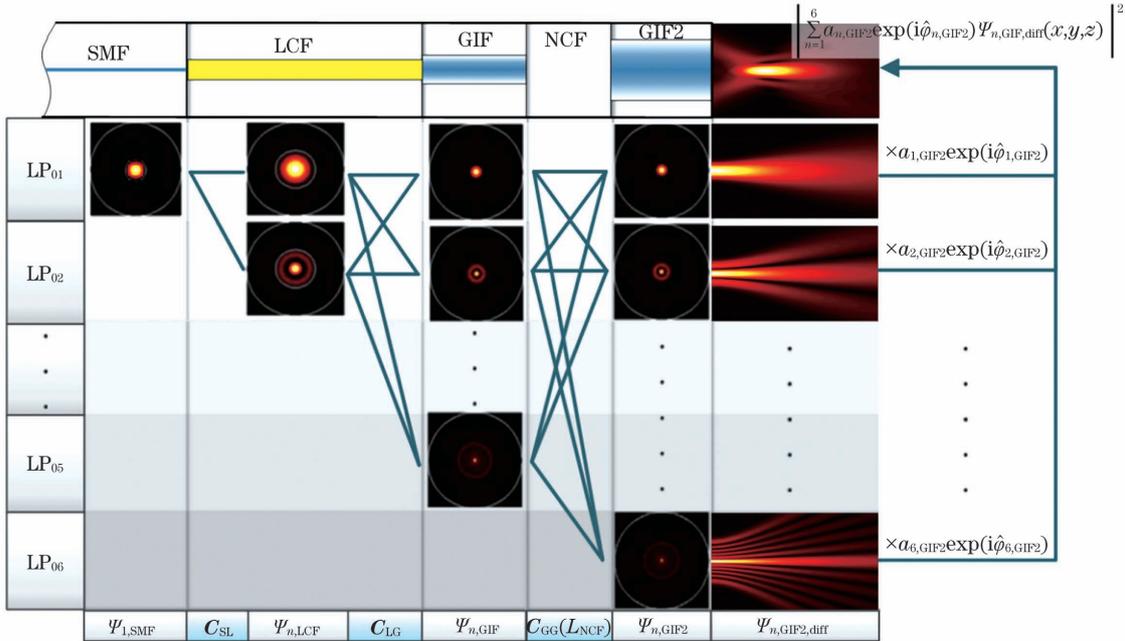


图 4 基于特征模展开的光束仿真方法

Fig. 4 Beam simulation method by eigen mode expansion

探头的出射光场实际上可视为 GIF2 各模式的衍射场的线性组合,即

$$E_{out}(x,y,z) = \sum_{n=1}^6 a_{n,GIF2} \exp(i\hat{\varphi}_{n,GIF2}) \Psi_{n,GIF2,diff}(x,y,z), \quad (14)$$

式中: $a_{n,GIF2}$ 表示 GIF2 中 LP_{0n} 模的幅值; $\hat{\varphi}_{n,GIF2}$ 表示 GIF2 末端 LP_{0n} 模的相位; $\Psi_{n,GIF2,diff}(x,y,z)$ 表示 GIF2 的 LP_{0n} 模在探头外侧的衍射场。这些衍射场的强度分布 $|\Psi_{n,GIF2,diff}|^2$ 如图 4 中探头出射光束下方的

长方形小图所示。由于它们只需预先计算一次,因此这里使用严格的 Rayleigh - Sommerfeld 衍射积分公式进行计算获得。若定义系数向量为

$$\mathbf{a}_{\text{GIF2}} = \begin{bmatrix} a_{1,\text{GIF2}} \sqrt{N_{1,\text{GIF2}}} \exp(i\varphi_{1,\text{GIF2}}) \\ a_{2,\text{GIF2}} \sqrt{N_{2,\text{GIF2}}} \exp(i\varphi_{2,\text{GIF2}}) \\ \vdots \\ a_{6,\text{GIF2}} \sqrt{N_{6,\text{GIF2}}} \exp(i\varphi_{6,\text{GIF2}}) \end{bmatrix}, \quad (15)$$

则可以得到

$$\mathbf{a}_{\text{GIF2}} = \sqrt{P_{\text{in}}} \mathbf{P}_{\text{GIF2}} (L_{\text{GIF2}}) \mathbf{C}_{\text{GG}} (L_{\text{NCF}}) \cdot \mathbf{P}_{\text{GIF}} (L_{\text{GIF}}) \mathbf{C}_{\text{LG}} \mathbf{P}_{\text{LCF}} (L_{\text{LCF}}) \mathbf{C}_{\text{SL}}, \quad (16)$$

式中: $N_{n,\text{GIF2}}$ 为 $\Psi_{n,\text{GIF2}}$ 的传输功率; \mathbf{P} 为光纤的传输矩阵^[21,27]。矩阵乘法的方向为从右向左。

2.5 LCF 探头的成像效果评估

为了评估 LCF 探头的实际成像效果,将本团队制作的探头接入扫频 OCT 系统,对样本进行 OCT 成像。如图 5 所示,扫频光源的中心波长为 $1.3 \mu\text{m}$, 波长扫描范围约为 100 nm 。探头在成像过程中保持固定,样本置于二维电动平移台上,移动平移台实现探头对样本的扫描。平衡探测器输出的干涉光谱信号经数据采集卡等波数采样后进行色散补偿和快速傅里叶变换,得到相应的 OCT 图像。当样本为 1951 USAF 分辨率测试靶时,可利用样本的 OCT 图像标定探头的分辨率、工作距和 DOF 等参数。由于本文聚焦于 LCF 探头的优化研究,因此这里仅对样本进行体外成像。如要实现内窥成像,则需要配套合适的微型扫描装置^[1]。

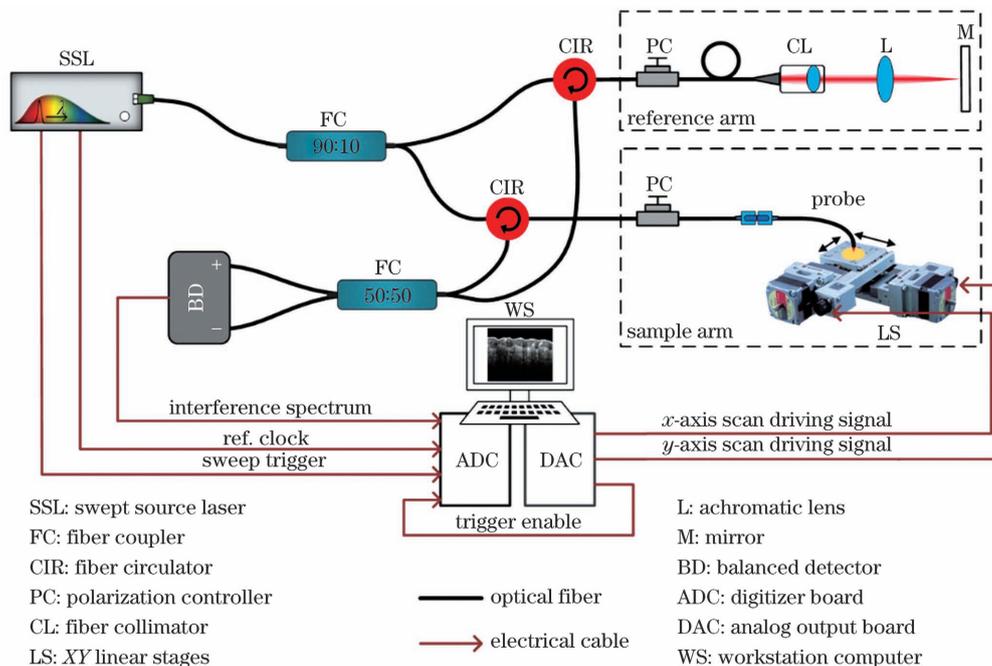


图 5 探头-OCT 系统原理图

Fig. 5 Schematic of probe-OCT system

3 结果和分析

3.1 出射光束可调控的无透镜探头

基于 LCF 的探头的最简单结构是将 LCF 拉锥后直接与 SMF 熔接,其结构如图 6(a)所示。其中,SMF 用于 OCT 主系统与探头远端之间的光传导,拉锥段用于调控 LCF 中激发的模式功率,LCF 用于产生多模以及调控模式相位。在满足绝热条件的前提下,选取尽可能大的拉锥角有利于同时获得较高的传输效率和较短的硬端长度。由于光线在拉锥段中的每次反射都会导致其倾角减小,因此,选好拉锥角后增加拉锥段的长度不仅能增加光线在拉锥段的反射次数,减小光束的发散角,还能使更多的能量耦合到 LCF 的低阶模式中。若选择 LMA-GDF-30/250 作为 LCF,由于其芯层直径为 $30 \mu\text{m}$,数值孔径为 0.067 , $1.3 \mu\text{m}$ 波长下

的归一化波数 $V = 4.86$,因此仅 LP_{01} 模和 LP_{02} 模能在 LCF 中传输。图 6(b)给出了当拉锥角(拉锥光纤边缘与轴线的夹角)为 0.0029 rad 时,两模式的耦合效率随拉锥段长度 L_T 的变化。若没有拉锥段, LP_{02} 模的耦合效率几乎与 LP_{01} 模的耦合效率相同,但插入损耗较大。随着 L_T 在 $0 \sim 3.4 \text{ mm}$ 范围内增加, LP_{01} 模的耦合效率增大,而 LP_{02} 模的耦合效率减小;当 L_T 在 $2.1 \text{ mm} \sim 3.4 \text{ mm}$ 之间增加时, LP_{01} 模耦合效率增大的速率大于 LP_{02} 模耦合效率减小的速率,这意味着光传输效率的提升;当 L_T 大于 3.4 mm 时,由于拉锥细端的芯层直径小于 SMF 的芯层直径, LP_{01} 模的耦合效率和光传输效率随着 L_T 的增加而减小。

为了演示参数 L_T 和 L_{LCF} 对探头出射光束的调控效果,这里考虑了 LCF 中主要含有 LP_{01} 模而几乎没有模式干涉以及同时含有 LP_{01} 和 LP_{02} 模且有明显

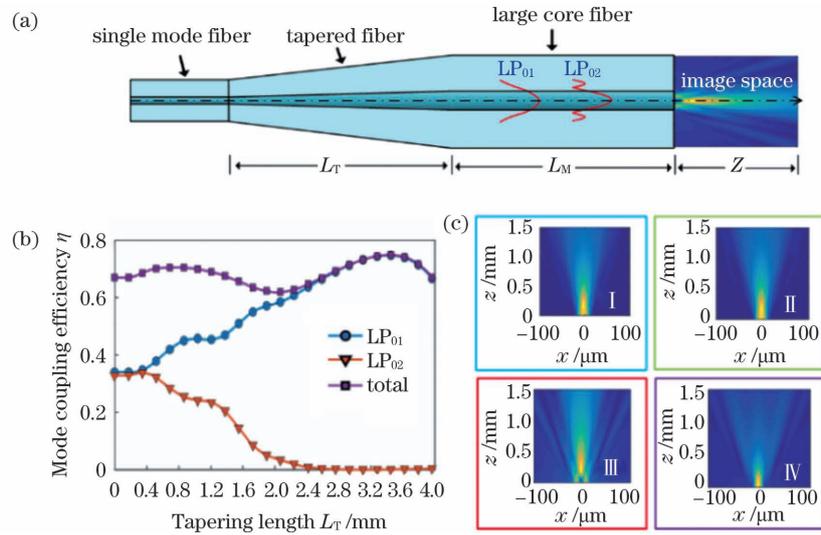


图 6 无透镜模式下的可控输出光束^[19]。(a)基于拉锥 LCF 的探头;(b)拉锥段长度对 LCF 模式能量的调控;(c)不同探头参数下出射光束的光强分布

Fig. 6 Controllable output beam under lens-free mode^[19]. (a) Tapered-LCF-based probe; (b) mode power regulated by the length of tapering length; (c) intensity distributions of output beams under different probe parameters

模式干涉的两种情况。当 $L_T \approx 3.4$ mm 时,探头具有最高的传输效率且几乎只包含 LP_{01} 模。当 $L_T = 1.2$ mm 时,从 SMF 基模到 LCF 的 LP_{01} 模的耦合效率几乎是 LP_{02} 模的 2 倍,此时 $a_{1,LCF} \Psi_{1,LCF}(0) = a_{2,LCF} \Psi_{2,LCF}(0)$,因而具有最明显的模式干涉。根据 LCF 末端 LP_{02} 与 LP_{01} 的模间相位差是 $2m\pi$ 还是 $(2m+1)\pi$, L_{LCF} 也有两种不同的选取方式。LCF 的长度选取范围由式(4)确定,由于所选的 LCF 模式数量少、模间色散较小,因此,为了获得较长的 L_{LCF} ,这里取 $q=2$,以尽可能地衰减 LCF 中的瞬态模式,同时也便于夹持。以上两种 L_T 和 L_{LCF} 的选取情况对应了 4 种探头参数组合(L_T, L_{LCF}):探头 I(3.34 mm, 3.03 mm),探头 II(3.34 mm, 3.62 mm),探头 III(3.34 mm, 3.62 mm),探头 IV(1.2 mm, 3.37 mm)。由于拉锥段会引入初始模间相位差,虽然探头 I 和探头 II 在 LCF 末端的模间相位差都等于 $2m\pi$,但它们的 L_{LCF} 有所不同。探头 II 与探头 IV 同理。探头 I ~ IV 的出射光束的

表 1 无透镜探头 I 和 III 的出射光束参数

Table 1 Parameters of output beams from lens-free probes I and III

| Probe number | Working distance /mm | Minimal beam diameter / μm | Depth of focus (DOF) /mm | DOF gain |
|--------------|----------------------|---------------------------------------|--------------------------|----------|
| I | 0.14 | 11.5 | 0.47 | 0.59 |
| III | 0.18 | 6.5 | 0.16 | 0.64 |

3.2 基于 LCF 的空间滤波器

上述出射光束可调控的无透镜探头有两个主要缺点:1)探头外径不均匀,尤其是 SMF 与 LCF 拉锥段细端的外径不同,容易断裂;2)有部分聚焦光束位于探头内部,因此探头的轴向视场相对有限。为了提高探头的机械稳定性,这里使用一段渐变折射率光纤 GIF1(GIF50C)代替拉锥光纤,如图 7(a)所示,同时将 LCF 更换成与 SMF-28e 通信光纤具有相同包层直径的

光强分布如图 6(d)所示,其中仿真所使用的光波长为 $1.3 \mu\text{m}$ 。对于主要含有 LP_{01} 模而几乎没有模式干涉的探头 I、II 来说, L_{LCF} 对其出射光束几乎无影响,而对于同时含有 LP_{01} 和 LP_{02} 模且有明显模式干涉的探头 III 和 IV 来说, L_{LCF} 能有效调控其出射光束。

由于具有更短的硬端长度和相对更长的工作距,探头 I 和 III 被进一步研究,它们的出射光束参数见表 1。可见,探头的横向分辨率能在 $6.5 \sim 11.5 \mu\text{m}$ 范围内调节,但随着分辨率增加,DOF 迅速减小至 0.16 mm。由于 DOF 增益小于 1,在相同的横向分辨率下,探头的轴向视场小于高斯光束的轴向视场。本课题组认为这是由于探头的工作距短,几乎有一半聚焦光束在 LCF 的后端面之前,导致约一半的 DOF 损失。但对于探头 I,其 DOF 达到了 0.47 mm,在横向分辨率要求不高的情况具有一定的应用潜力。由于出射光束不受 L_{LCF} 的影响,因此探头 I 经端面 45° 研磨抛光后非常适合用于制作低成本、中等分辨率的侧向 OCT 探头。

FG025LJA。由于 LCF 的芯层直径为 $25 \mu\text{m}$,数值孔径为 0.10 , $1.3 \mu\text{m}$ 波长下的归一化波数 $V=6.04$,因此,仅有 LP_{01} 和 LP_{02} 两个模式在 LCF 中传输。为了将 LCF 内部的聚焦光束及其出射光束中继到探头外侧,一段 NCF(FG125LA)和一段 GIF2(GIF625)被依次熔接到 LCF 末端。其中:NCF 用于提高探头的工作距;GIF2 作为中继透镜,同时它还起到了调控探头横向分辨率的作用。由于 LCF 通过改变 GIF2 前端

面(GIF2 前焦面亦在此附近)的电场分布来间接地对探头的出射光束进行调控,因此 LCF 的这种工作模式

也被称为空间滤波模式。调控模式相位的 LCF 与调控模式振幅的 GIF1 一起被称为光纤型空间滤波器。

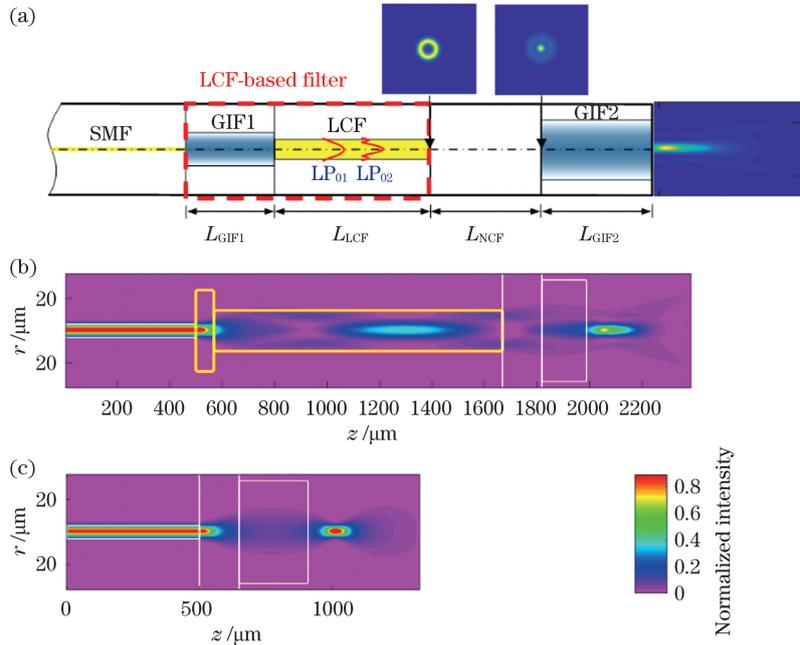


图 7 基于光纤型空间滤波器的 DOF 拓展探头^[18],其中黄色和白色框代表各段光纤的芯层。(a)探头原理图;(b)含空间滤波器探头的光强分布;(c)不含滤波器的传统探头的光强分布

Fig. 7 Probe with a fiber spatial filter and extended DOF^[18], where the boxes with yellow and white colors represent fiber cores. (a) Schematic of probe; (b) light intensity distribution of probe with spatial filter; (c) light intensity distribution of traditional probe without filter

当模式幅值相等、相位相差 π 的奇数倍时,LCF 末端的模式干涉场表现出一种中间暗、边缘亮的环形照明特征,如图 7(a)上方靠左的小图所示。这种环形照明类似环形切趾^[28],具有保持横向分辨率同时提高 DOF 的作用。但与环形切趾不同,上述光纤型空间滤波器由于没有中心遮挡而具有更高的光传输效率。使用优化后的探头参数($L_{GIF1} = 68 \mu\text{m}$, $L_{LCF} = 1100 \mu\text{m}$, $L_{NCF} = 150 \mu\text{m}$, $L_{GIF2} = 170 \mu\text{m}$)进行仿真得到了探头内和出射光束的光强分布,如图 7(b)所示。为了便于比较,这里还对具有相同横向分辨率但不含滤波器的传统探头进行了仿真(使用的探头参数为: $L_{GIF1} = 0$, $L_{LCF} = 0$, $L_{NCF} = 150 \mu\text{m}$, $L_{GIF2} = 260 \mu\text{m}$),仿真得到的探头内外的光强分布如图 7(c)所示。图 7(b)显示出了 LCF 内部明显的模式干涉,并且 LCF 末端光强分布表现为中间暗、边缘亮的特征。但由于该模式干涉场束缚在 $25 \mu\text{m}$

直径的光纤芯层内,其在 NCF 中的衍射导致 GIF2 前端面的光强分布不再是环形,如图 7(a)上方靠右的小图以及图 7(b)所示。但是,这里的 NCF 较短,图 7(a)所示的探头实际上更接近图 3(b)中的空间滤波器模式而不是图 3(c)中光束的中继。如果继续增加 NCF 的长度,这种由衍射导致的光场变化可能会降低滤波器的 DOF 增益。相比之下,不含滤波器的传统探头的出射光束为高斯光束[如图 7(c)所示],该探头与含有滤波器的探头具有相同的横向分辨率,但其 DOF 更短。表 2 列出了含有滤波器与不含滤波器探头的出射光束参数。与 3.1 节中无透镜探头 III 相比,空间滤波下的探头将横向分辨率提高到 $4.6 \mu\text{m}$,将轴向视场提高到 0.23 mm ,将 DOF 增益提高到 1.8。与不含滤波器的传统探头相比,含有滤波器的探头具有更优异的工作距、横向分辨率和轴向视场指标。

表 2 含有滤波器与不含滤波器探头的出射光束参数

Table 2 Parameters of output beams from probes with and without filter

| Probe type | Working distance /mm | Minimal beam diameter / μm | DOF/mm | DOF gain |
|----------------|----------------------|---------------------------------------|--------|----------|
| With filter | 0.11 | 4.6 | 0.23 | 1.8 |
| Without filter | 0.11 | 4.6 | 0.13 | 1.0 |

探头对制造的要求是一个重要的评估指标。由于探头采用全光纤结构,元件之间的光学对准在普通的光纤熔接机上可以自动实现;但控制各段光纤的长度在其公差范围内仍然是制造过程中的挑战。借助精密

电动平移台,光纤的切割误差能达到 $-5 \sim +5 \mu\text{m}$ 以内;但如果探头中光纤的长度误差远大于这个范围,无论是制作优良率还是探头的性能都会有所提升。为了确定探头中光纤的长度误差,本文用探头的工作距

(WD)、DOF 增益(DOFG)和横向分辨率(用 MBD 表征横向分辨率)来评估光纤长度误差的影响。图 8 展示了探头中 4 段光纤的长度误差对探头三个主要性能指标的影响。当 GIF、LCF、NCF 和 GIF2 的长度误差分别在 $-40 \sim +40 \mu\text{m}$ 、 $-80 \sim +80 \mu\text{m}$ 、 $-40 \sim +40 \mu\text{m}$

和 $-28 \sim +40 \mu\text{m}$ 范围内时,它们对 DOF 增益的影响将控制在 20% 以内。此外,为了防止工作距过短,GIF2 的长度误差应进一步限制在 $-28 \sim +20 \mu\text{m}$ 之内。因此,含有滤波器探头的制造误差为 $-28 \sim +20 \mu\text{m}$ 。现有的光纤熔接和光纤切割设备能轻松满足此要求。

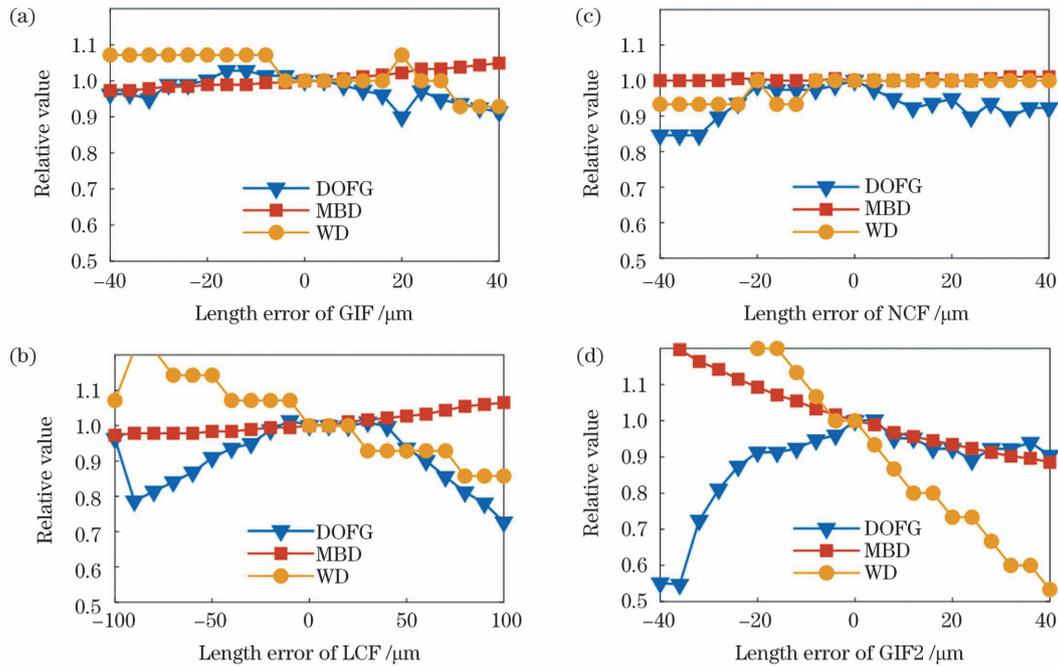


图 8 含有滤波器探头中各段光纤长度误差对探头性能的影响^[18]。(a)GIF;(b)LCF;(c)NCF;(d)GIF2(图中纵坐标表示探头指标与零长度误差情况下的比值,其中 DOFG、MBD 和 WD 分别代表 DOF 增益、最小光束直径以及工作距的相对值)

Fig. 8 Influence of fiber length error of each fiber in the probe with filter on probe performance^[18]. (a) GIF; (b) LCF; (c) NCF; (d) GIF2 (where Y-axis represents specifications ratio between the probe with fabrication errors and the probe without fabrication error, and DOFG, MBD, and WD represent relative values of DOF gain, minimal beam diameter, and working distance, respectively)

3.3 模式干涉场的两种放大方式

工作距是 OCT 内窥探头的关键指标之一。OCT 在生物组织中的穿透深度约为 1 mm,因此将探头的工作距提高到 0.5 mm 或以上最为理想。上述基于光纤型空间滤波器的探头在空气中的工作距为 0.13 mm,但这一工作距仍存在一定的提升空间,而进一步提高其工作距有望拓宽其应用范围。

对于尺寸越小的光学系统来说,为保持其横向分辨率,其工作距一般也越短。因此,对于直径为 $125 \mu\text{m}$ 的全光纤探头,为了实现优于 $4.4 \mu\text{m}$ 的横向分辨率,要求其在空气中的工作距仅约为 $100 \mu\text{m}$ 。在传统的全光纤探头中,无芯光纤通过衍射效应来扩大光束,以增加探头的工作距。但由于光纤透镜通光孔径的限制,单纯通过增加无芯光纤的长度来增加工作距的效果有限,而且过长的无芯光纤将导致光的传输效率降低。在 3.2 节基于光纤型空间滤波器的探头中,模式干涉场(MIF)被用于调控光纤透镜入瞳处的光场。通过在光纤透镜的入瞳处形成非高斯光束的光场分布,基于光纤型空间滤波器的探头有望缓解传统全光纤探头横向分辨率与工作距的矛盾。但对于图 7(a)所示的探头结构来说,单纯增加无芯光纤的长度虽然可以有效

增加工作距,但却会减小 DOF 增益。本课题组认为 DOF 增益减小的原因是经无芯光纤衍射放大的 MIF 与原本的 MIF 不同,如图 7(a)上方的小图所示。因此,在图 9 中,GIF2 被插在 LCF 与 NCF 之间,与无芯光纤共同实现对 MIF 成像的放大。图 9 中的 P1 和 P2 是关于自聚焦透镜 GIF2 的物像共轭面,GIF2 将 LCF 末端的 MIF 成像放大至 GIF3 的入瞳处,无芯光纤的长度使成像放大后的 MIF 刚好充满 GIF3 的入瞳(80% 的 GIF3 芯层区域覆盖 80% 的 MIF 功率)。MIF 经 GIF2 成像放大到 GIF3 的前端面处(GIF3 的前焦面也在此附近),放大后的 MIF 作为最终的空间滤波器可以实现工作距和 DOF 增益的进一步提升。

为了说明对 MIF 进行成像放大的必要性,这里提出 6 种典型的局部优化设计,其中探头 I、II、III 对 MIF 进行成像放大($L_{\text{GIF2}} = 390 \mu\text{m}$),而探头 IV、V、VI 对 MIF 进行衍射放大($L_{\text{GIF2}} = 0$)。为了使 MIF 被充分放大以充满 GIF3 的入瞳, L_{NCF} 被统一设置成 $300 \mu\text{m}$ 。由于 L_{NCF} 较长,探头 IV、V、VI 的工作原理实际上更接近图 3(c)中光束的中继而非图 3(b)中的空间滤波器模式;探头 I、II、III 的工作原理是图 3(d)中光束中继下的空间滤波模式。为了获得约 $5 \mu\text{m}$ 的

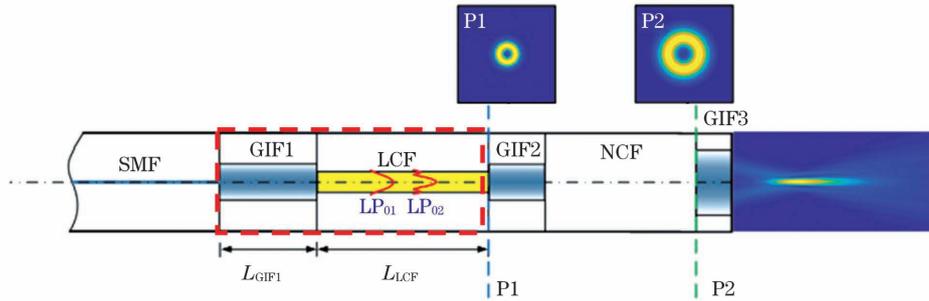


图 9 基于模式干涉场成像放大的探头的原理图^[20]

Fig. 9 Schematic of probe with a mode interference field expanded by imaging^[20]

横向分辨率, L_{GIF3} 被统一设置成 $160 \mu\text{m}$ 。为了比较模式的幅值对探头性能的影响, 探头 I 和 IV 的 $L_{GIF1} = 285 \mu\text{m}$ (即 $L_{p,GIF1}/4$), 以代表主要含有 LP_{01} 模而几乎没有模式干涉的情形; 探头 II、V 和 III、VI 的 L_{GIF1} 分别设置为 0 [此时 $a_{2,LCF}\Psi_{2,LCF}(0) \approx 2a_{1,LCF}\Psi_{1,LCF}(0)$] 和 $485 \mu\text{m}$ [此时 $a_{2,LCF}\Psi_{2,LCF}(0) \approx a_{1,LCF}\Psi_{1,LCF}(0)$], 以代表同时含有 LP_{01} 和 LP_{02} 模且有明显模式干涉的情形。探头 III、VI 的 L_{LCF} 针对 DOF 增益和轴向光强均匀性进行了全局优化, 优化结果分别为 $1250 \mu\text{m}$ 和 $1115 \mu\text{m}$ 。探头 II、V 的 L_{LCF} 初值设定为使其 LCF 末

端的模间相位差分别与探头 III、VI LCF 末端的模间相位差相差 π 的奇数倍, 并在此基础上针对 DOF 增益进行了局部优化, 优化结果分别为 $890 \mu\text{m}$ 和 $1310 \mu\text{m}$ 。由于探头 I、IV 的 L_{LCF} 对出射光束的影响不大, 这里姑且将其 L_{LCF} 初值设定为使其 LCF 末端的模间相位差分别与探头 III、VI LCF 末端的模间相位差相差 π 的偶数倍, 并在此基础上针对 DOF 增益进行了局部优化, 优化结果分别为 $820 \mu\text{m}$ 和 $1315 \mu\text{m}$ 。上述探头的出射光束的二维光强分布见图 10, 其中具有最大 DOF 增益的探头 III、V、VI 的出射光束参数见表 3。

表 3 基于模式干涉场成像放大和衍射放大的探头的出射光束参数

Table 3 Output beams parameters from probes with mode interference fields expanded by imaging and by diffraction

| Probe number | MIF expansion method | Working distance / mm | MBD / μm | DOF / mm | DOF gain |
|--------------|----------------------|-----------------------|---------------------|----------|----------|
| III | By imaging | 0.20 | 4.2 | 0.24 | 2.3 |
| V | By diffraction | 0.15 | 5.0 | 0.29 | 1.9 |
| VI | By diffraction | 0.14 | 4.5 | 0.14 | 1.6 |

与 3.2 节基于光纤型空间滤波器的探头相比, 基于衍射放大的探头 VI 将 NCF 从原来的 $150 \mu\text{m}$ 增加到 $300 \mu\text{m}$, 使其工作距从原来的 0.11 mm 增加到 0.14 mm 。然而, 单纯增加无芯光纤的长度导致其 DOF 拓展倍数下降至 1.6。考虑到制作误差, 探头 VI 的实际 DOF 拓展倍数可能更低, 因此, 本课题组认为

通过牺牲 DOF 拓展倍数来换取工作距是难以接受的。通过优化 GIF1 和 LCF 的长度能在一定程度上增大 DOF 的拓展倍数。例如, 对于同样采取衍射放大的探头 V 来说, 其优化后的工作距和 DOF 拓展倍数分别提升至 0.15 mm 和 1.9。但如图 10 所示, 其出射光束的轴上光强表现出明显的不均匀性。因此,

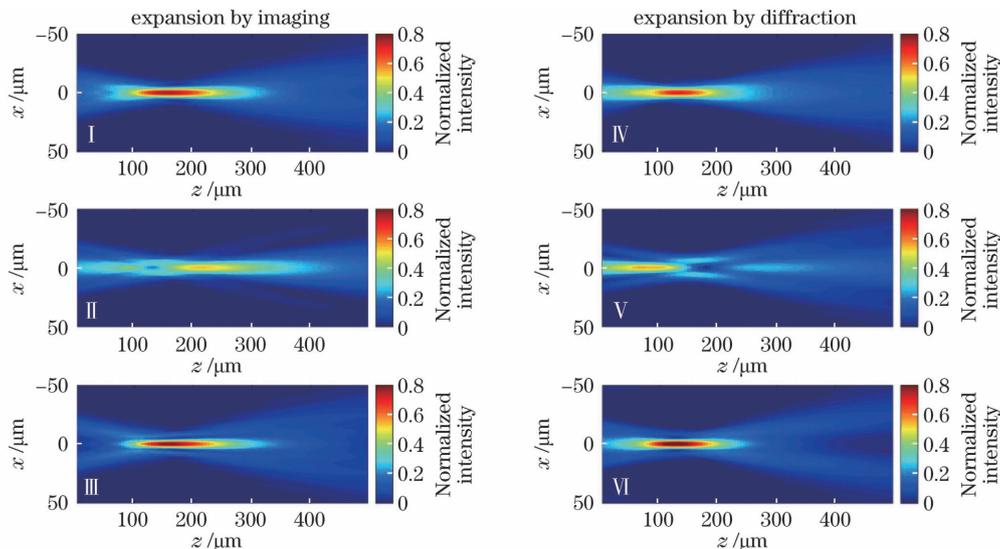


图 10 两种模式干涉场放大方式下探头出射光束的光强分布^[20]

Fig. 10 Light intensity distributions of output beams from probes with mode interference fields expanded by two different ways^[20]

衍射放大方式无法实现工作距、DOF 拓展倍数和轴向光强均匀性三方面的全面优化。而本节提出的采取成像放大的探头 III 因同时具有 $4.2 \mu\text{m}$ 的高横向分辨率、 0.20 mm 的工作距、 2.3 的 DOF 增益以及均匀的轴向光强,解决了上述问题。为了制作探头 III,将各段光纤切割后熔接至探头的末端。作为对照,本课题组制作了具有同等横向分辨率的传统探头,它们的显微照片分别如图 11(a)、(b)所示。由于各段光纤具有与标准 SMF 一致的外径,因此探头具有机械稳定性高、应用场景灵活的优点。为了对比说明所

提出的探头在 OCT 成像上的优势,将上述两个制作好的探头接入扫频 OCT 系统(中心波长为 $1.3 \mu\text{m}$, 12 dB 带宽为 100 nm)中,并用它们对新鲜柠檬进行成像。成像结果如图 11 所示,可以看出,得益于更大的工作距,探头 III 与传统探头相比具有更大的横向视场。若以目测清晰的成像区域作为轴向视场,相比之下,探头 III 具有约两倍的轴向视场增益。由于柠檬果肉具有比空气更大的折射率,样本中探头的实际工作距和 DOF 相较于空气中的指标(表 3)均有所提升。

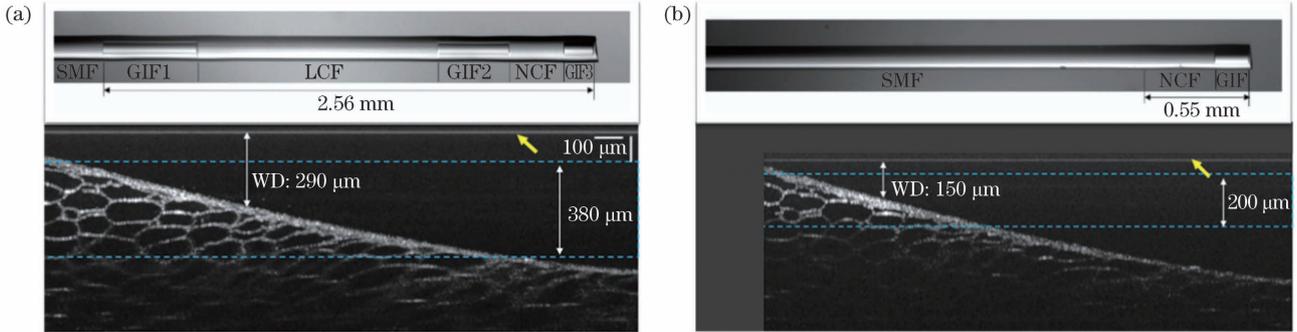


图 11 所制作的探头的显微图以及柠檬果肉的 OCT 成像效果图^[20],其中黄色箭头表示探头端面,浅蓝色框线表示轴向视场。
(a)基于成像放大的含滤波器的探头;(b)不含滤波器的传统探头

Fig. 11 Microscopy images of fabricated probes and OCT imaging of fresh lemon under the probes^[20], where the yellow arrows indicate the end facets of the probes and the light blue dotted boxes represent the axial field of views. (a) Probe with a filter based on imaging expansion; (b) traditional probe without filter

3.4 双模干涉与多模干涉

通过引入更多的模式以及更高阶的模式有望获得更大的 DOF 增益;但是模式数量的增加,一方面意味着需要使用纤芯更粗和数值孔径更大的 LCF,从而导致模间色散迅速增大,另一方面使 MIF 及其调控变得更加复杂,从而增大了探头优化的难度。本节主要解决在可接受的模间色散(小于 OCT 系统轴向分辨率

的一半)前提下多模干涉探头的优化设计问题。

典型的双模干涉探头结构如图 12(a)所示,其中 LCF 允许传输两个模式,并且一般设置为 LP_{01} 的功率约等于 LP_{02} 的两倍,以获得最明显的模式干涉。为了增加探头的模式数量,容易想得到的方法是使用纤芯更粗和数值孔径更大的 LCF[如图 12(b)所示],如 FG050LGA。该 LCF 具有 $50 \mu\text{m}$ 的芯层直径和 0.22

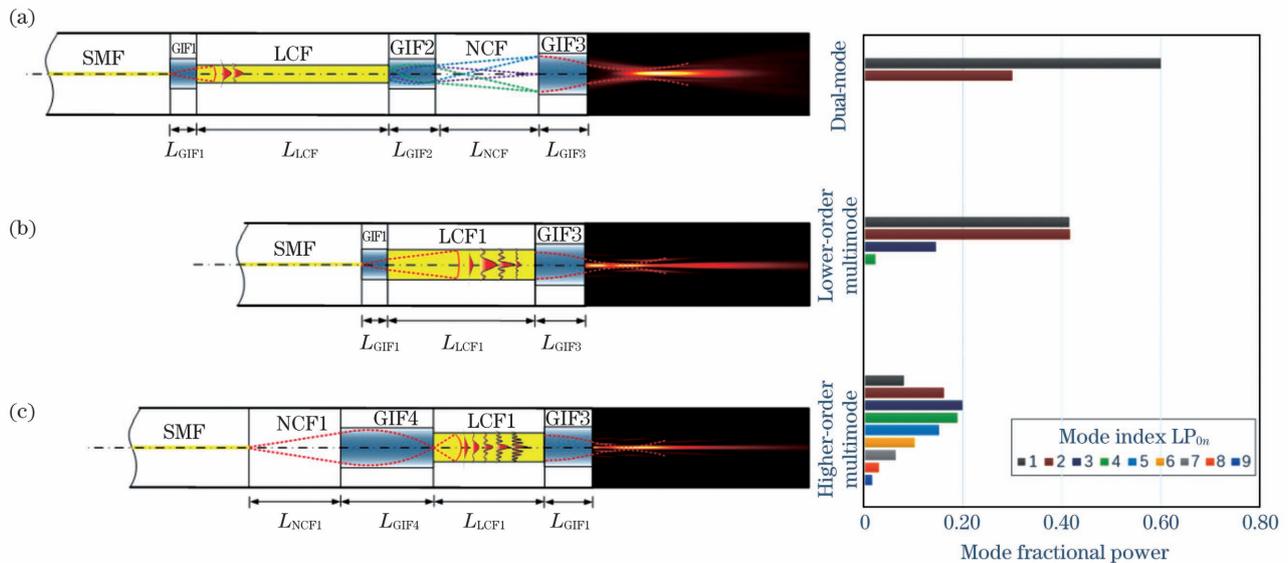


图 12 具有不同模式数量和模式功率分布的探头设计。(a)双模干涉探头;(b)更低阶多模干涉探头;(c)更高阶多模干涉探头
Fig. 12 Probe designs with different mode numbers and mode power distributions. (a) Probe with dual-mode interference; (b) probe with lower-order-multimode interference; (c) probe with higher-order-multimode interference

的数值孔径,允许超过 9 个 LP_{0n} 模式在其内传输。由于图 12(b)中 LCF1 的芯层直径与 GIF3 的芯层直径差不多大,因此相比图 12(a)去掉了包括 GIF2 和 NCF 的光束放大装置。但由于图 12(b)中的 GIF1 只能用于减小光束发散角而无法增大光束发散角,因此调节 GIF1 的长度仅能改变光功率在 $n \leq 3$ 的更低阶 LP_{0n} 模式中的分布,而无法获得由更高阶模式产生的 MIF。因此在图 12(c)中,SMF 的输出光束经 NCF1 放大后被 GIF1 聚焦至更小的尺寸,实现将能量耦合至更高阶模式中。其中 GIF1 的长度被设置为光束刚好聚焦在 GIF1 和 LCF1 的界面处,而聚焦光束的发散角随着 NCF1 长度的增加而增加。

与 3.3 节仅对双模干涉探头的 L_{LCF} 进行全局优化不同,为了确保搜索到最优的探头参数组合,这里分别对更低阶多模干涉探头[如图 12(b)所示]中的三个独立参数 L_{GIF1} 、 L_{LCF1} 和 L_{GIF3} 以及更高阶多模干涉探头[如图 12(c)所示]中的三个独立参数 L_{NCF1} 、 L_{LCF1} 和

L_{GIF3} 进行全局优化。基于特征模展开的快速方法被用于探头的仿真,而预先设定的束缚条件和优化函数被用于探头参数的排除和筛选,详见 2.4 节。对于更低阶多模干涉探头,其最优化参数为: $L_{GIF1} = 60 \mu\text{m}$, $L_{LCF1} = 780 \mu\text{m}$, $L_{GIF3} = 61 \mu\text{m}$; 对于更高阶多模干涉探头,其最优化参数为: $L_{NCF1} = 215 \mu\text{m}$, $L_{GIF4} = 362 \mu\text{m}$, $L_{LCF1} = 470 \mu\text{m}$, $L_{GIF3} = 498 \mu\text{m}$ 。表 4 列出了它们的出射光束参数。与更低阶多模干涉探头相比,更高阶多模干涉探头具有更长的工作距、更大的 DOF 增益及更小的旁瓣强度,但其模间色散更大。图 13(a)展示了更高阶多模干涉探头的出射光强分布,相较于具有相同 MBD 的高斯光束,更高阶多模干涉探头在 $0 \sim 500 \mu\text{m}$ 的轴向范围内具有更均匀的轴向光强分布[如图 13(b)所示],在 $0 \sim 300 \mu\text{m}$ 的轴向范围内保持了优于 $6.5 \mu\text{m}$ 的横向分辨率[如图 13(c)、(d)所示],并且具有相对较小的旁瓣强度[如图 13(e)所示]。

表 4 更低阶多模干涉和更高阶多模干涉探头的最优出射光束参数

Table 4 Optimized output beams parameters from the probes with lower-order-multimode interference and higher-order-multimode interference

| Mode power distribution | Working distance /mm | MBD / μm | DOF /mm | DOF gain | Sidelobe intensity | Modal dispersion / μm |
|-------------------------|----------------------|---------------------|---------|----------|--------------------|----------------------------------|
| Lower-order mode | 0.14 | 3.6 | 0.27 | 3.4 | 39% | 2.0 |
| Higher-order mode | 0.19 | 4.0 | 0.38 | 3.8 | 26% | 3.8 |

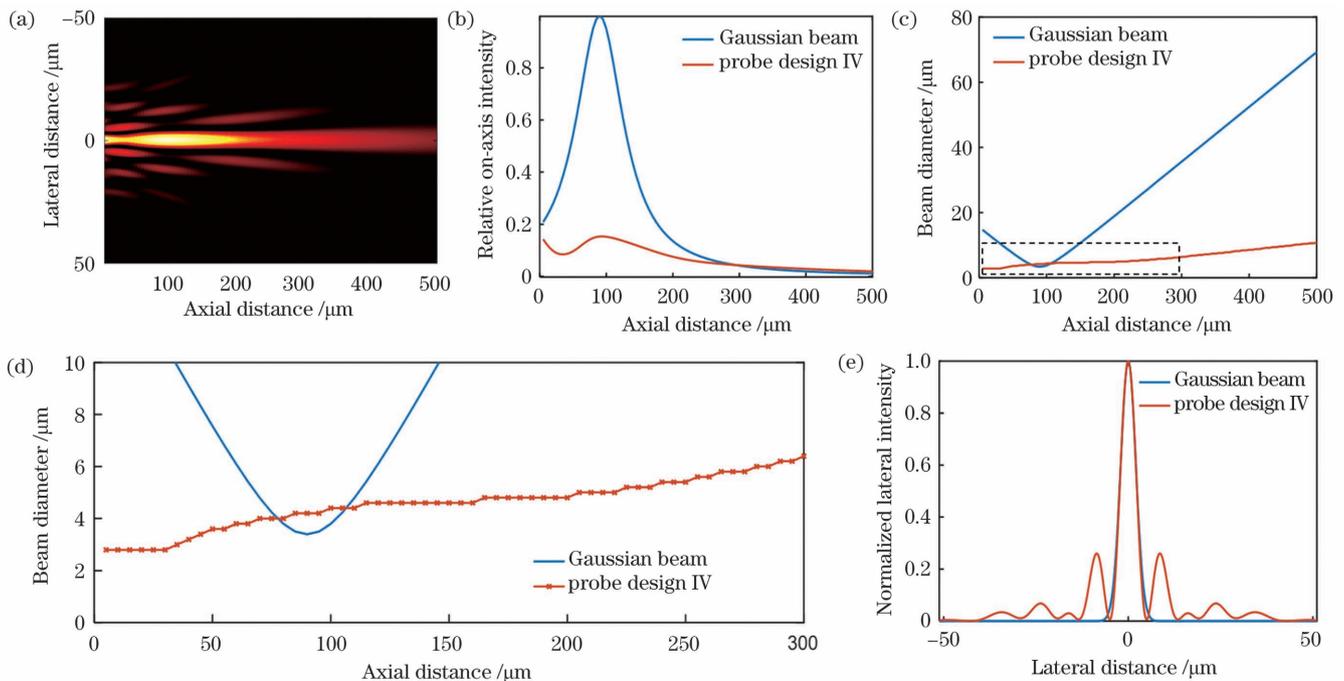


图 13 更高阶多模干涉探头的出射光束与具有相同 MBD 的高斯光束的光强分布及参数对比^[21]。(a)更高阶多模干涉探头出射光束的光强分布;(b)轴上光强曲线;(c)(d)轴向位置-横向分辨率曲线及虚线框区域的放大图;(e)工作距位置处的横向光强曲线

Fig. 13 Light intensity distribution and parameters comparisons between output beam from the probe with higher-order-multimode interference and Gaussian beam with a same MBD. (a) Light intensity distribution of output beam from the probe with higher-order-multimode interference; (b) axial light intensity curve; (c)(d) curve between axial positions and lateral resolution and zoom in view of the boxed area; (e) lateral intensity curves at the working distance

4 讨论与结论

本文系统研究了 LCF 探头的优化设计。与二元相位滤波器通过调节各环带相位实现光束调控^[9]相似,LCF 能通过独立调节各模式相位实现光束调控。此外,通过设计 LCF 的模式激发装置,还能实现模式幅值的调控。随着 LCF 中主要模式阶数的增加,高阶模式由于更接近 Bessel 光束而更容易获得较大的 DOF 增益,但同时出射光束的旁瓣强度也越大。而如何同时实现较大的 DOF 增益、较小的旁瓣强度和较高的光传输效率是设计模式激发装置的中心问题之一。作为一种光纤型滤波器,基于 LCF 的探头兼容常规光纤处理工艺,因此具有制作成本低、容易批量生产的特点。LCF 与光纤相位板^[15,29]相同,都通过调节长度来调控相位,但 LCF 的折射率对比度远小于光纤相位板的折射率对比度,因此基于 LCF 的探头对光纤长度相对不敏感。仿真结果显示 LCF 探头一般具有 $-28 \sim +20 \mu\text{m}$ 的制造误差,不仅进一步减小了制作难度,而且探头的制作优良率也会有所提升。与现有多模光纤探头技术^[16]相比,本文所提出的 LCF 探头尺寸更小(外径仅为 0.125 mm ,是前者的 $1/4$),而且其通过精细调控模间相位差,对由干涉相消引起的潜在轴向光强不均匀进行了改善。另外,由于 LCF 的芯层直径相对较小($25 \sim 50 \mu\text{m}$),光束传播的衍射效应明显,因此基于几何光学以及菲涅耳衍射积分公式的仿真和设计方法不能准确计算和优化 LCF 探头的出射光场。设计 LCF 探头的另一挑战前文已提及,就是需要预先给定一组探头参数,然后基于此进行光传播仿真,才能确认出射光束的性能。因此,这种正向优化过程需要尝试所有可能的参数组合才能获得探头的最优参数。为此,本课题组提出了基于特征模展开的快速仿真方法,并提出了实用的束缚条件和优化函数,实现了探头参数的全局优化。只要 LCF 允许的模式数量

表 5 工作模式、有无光束中继、光纤模式数量对 LCF 探头优化结果的影响

Table 5 Effects of work modes, being free of beam relay or not, and the number of fiber mode on optimized result of probes

| No. | Work mode | Beam relay | Mode number | MBD / μm | Working distance /mm | DOF gain |
|-----|----------------|------------|-------------|---------------------|----------------------|----------|
| 1 | Lens-free | × | 2 | 6.5 | 0.18 | 0.64 |
| 2 | Lens-free | √ | 2 | 4.5 | 0.14 | 1.6 |
| 3 | Spatial filter | × | 2 | 4.6 | 0.11 | 1.8 |
| 4 | Spatial filter | √ | 2 | 4.2 | 0.20 | 2.3 |
| 5 | Spatial filter | × | 9 | 4.0 | 0.19 | 3.8 |

LCF 末端模式干涉场需要放大,以获得更长的工作距。通过研究两种模式干涉场的放大方式,包括传统的衍射放大和成像放大,本课题组发现基于成像放大的探头具有更长的工作距(增加至 0.20 mm)和更大的 DOF 增益(增加至 2.3)。至于衍射放大的探头,由于 LCF 末端模式干涉场既不在探头物镜的前焦面附近,又不是关于前焦面的光学成像共轭面,其工

作模式更接近上述无透镜探头基础上的光束中继。虽然其工作距从原来的 0.11 mm 增加到 0.14 mm ,但其 DOF 增益却从 1.8 下降到 1.6 。因此,与无透镜模式相比,空间滤波模式更有利于获得较大的 DOF 增益。

作模式更接近上述无透镜探头基础上的光束中继。虽然其工作距从原来的 0.11 mm 增加到 0.14 mm ,但其 DOF 增益却从 1.8 下降到 1.6 。因此,与无透镜模式相比,空间滤波模式更有利于获得较大的 DOF 增益。在 LCF 的模式激发装置方面,本文首先研究了基于拉锥光纤的光束可控探头。其中 LCF 通过拉锥工艺以及与 SMF 熔接得到,并且通过控制拉锥段的长度实现 LCF 内模式幅值的调控。在后来的光纤型空间滤波器设计中,改用具有与 SMF 外径相同的折射率渐变光纤实现 SMF 与 LCF 之间的光束耦合。由于后者具有均匀的探头外径,其机械强度显著提升。与拉锥光纤类似,渐变折射率光纤对双模干涉探头中 LP_{02} 模与 LP_{01} 模幅值比的调控范围为 $0.2 \sim 1.3$ 。对于多模干涉探头,由于渐变折射率光纤只能减小光束的发散角,单纯依靠渐变折射率光纤无法激发 LCF 的更高阶模式。为了激发 LCF 的更高阶模式,在渐变折射率光纤之前增加了一段无芯光纤,并且先让 SMF 的出射光束在无芯光纤中充分放大后再由渐变折射率光纤聚焦成束腰直径更小、发散角更大的光束,最终在 LCF 中激发出包括 $\text{LP}_{02} \sim \text{LP}_{05}$ 模的主要模式。

表 5 总结了 LCF 探头的不同设计所能达到的最优性能,其中表 1 中的探头 I 和表 3 中的探头 V 分别由于横向分辨率不高以及出射光束光强轴向分布不均匀而未列出。在 LCF 的工作模式方面,本文首先研究了出射光束可控的无透镜探头。其中 LCF 被用于直接控制探头的出射光束。为了进一步提高探头的 DOF 增益,LCF 被用于控制探头物镜入瞳处的光场,从而间接实现了探头出射光束的控制,并将 DOF 增益从原来的 0.64 增加到 1.8 。由于 LCF 末端在探头物镜的前焦面附近,因此这种工作模式被认为是空间滤波模式。

由于增加模式数量更有利于获得较大的 DOF 增益,在最后的探头优化中,本课题组不再局限于双模干

涉。仿真结果表明,无论是更低阶多模干涉探头,还是更高阶多模干涉探头,它们都在 DOF 增益方面相较于双模干涉探头表现出了显著提升(前者的 DOF 增益为 3.4,后者的 DOF 增益为 3.8),但更高阶多模干涉探头具有更低的旁瓣强度,为主瓣强度的 26%。因此,LCF 探头的最优设计为更高阶多模干涉探头,其外径为 0.125 mm,硬端长度为 1.5 mm。在 1.3 μm 的中心波长下,该探头的横向分辨率为 4.0 μm ,工作距为 0.19 mm,轴向视场为 0.38 mm,旁瓣为 26%,且具有均匀的轴向光强。

基于 LCF 的探头技术由于具有光束调控灵活和制造难度较小的优点,在优化微型 OCT 探头的出射光场和提高成像质量方面具有巨大潜力;但由于 LCF 与自聚焦光纤、无芯光纤之间存在复杂的排列组合,因此 LCF 的优化设计存在一定难度。本文系统阐述了 LCF 探头的优化方法。通过比较不同探头设计的横向分辨率、工作距和 DOF 增益这三个主要性能指标,本课题组认为空间滤波器的工作模式、对光束进行中继以及更多的模式更有利于提高探头的性能。除了 OCT 成像外,本文所涉及的优化方法还可以用于激光扫描成像系统、声光成像系统出射光束的优化。本课题组的一些工作对于激光器-光纤耦合器、光镊等非成像领域亦具有潜在的技术启示。

参 考 文 献

- [1] 何东航,李中梁,南楠,等.一种基于微型螺旋桨驱动的血管内光学相干层析成像探头[J].中国激光,2020,47(11):1107002.
He D H, Li Z L, Nan N, et al. A probe driven by miniature propeller for intravascular optical coherence tomography [J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(11): 1107002.
- [2] Nishimiya K, Tearney G. Micro optical coherence tomography for coronary imaging[J]. Frontiers in Cardiovascular Medicine, 2021, 8: 613400.
- [3] Ge X, Chen S F, Chen S, et al. High resolution optical coherence tomography[J]. Journal of Lightwave Technology, 2021, 39(12): 3824-3835.
- [4] 王驰,温珠莉,孙建美,等.基于超小自聚焦光纤探头的 SS-OCT 测振方法研究[J].光学学报,2021,41(15):1511002.
Wang C, Wen Z L, Sun J M, et al. Research on SS-OCT vibration measurement method based on ultra-small GRIN fiber probe[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(15): 1511002.
- [5] 薛平.高性能光学相干层析成像的研究[J].中国激光,2021,48(15):1517001.
Xue P. Development of high-performance optical coherence tomography[J]. Chinese Journal of Lasers, 2021, 48(15): 1517001.
- [6] Kashiwagi M, Liu L B, Chu K K, et al. Feasibility of the assessment of cholesterol crystals in human macrophages using micro optical coherence tomography[J]. PLoS One, 2014, 9(7): e102669.
- [7] Chen Y, Trinh L A, Fingler J, et al. 3D *in vivo* imaging with extended-focus optical coherence microscopy [J]. Journal of Biophotonics, 2017, 10(11): 1411-1420.
- [8] Coquoz S, Bouwens A, Marchand P J, et al. Interferometric synthetic aperture microscopy for extended focus optical coherence microscopy [J]. Optics Express, 2017, 25(24): 30807-30819.
- [9] Kim J, Xing J C, Nam H S, et al. Endoscopic micro-optical coherence tomography with extended depth of focus using a binary phase spatial filter [J]. Optics Letters, 2017, 42(3): 379-382.
- [10] Liao W C, Chen T Y, Wang C M, et al. Endoscopic optical coherence tomography with a focus-adjustable probe [J]. Optics Letters, 2017, 42(20): 4040-4043.
- [11] Dubois A, Levecq O, Azimani H, et al. Line-field confocal time-domain optical coherence tomography with dynamic focusing [J]. Optics Express, 2018, 26(26): 33534-33542.
- [12] Wang W, Wang G Y, Ma J, et al. Miniature all-fiber axicon probe with extended Bessel focus for optical coherence tomography [J]. Optics Express, 2019, 27(2): 358-366.
- [13] Pahlevaninezhad H, Khorasaninejad M, Huang Y W, et al. Nano-optic endoscope for high-resolution optical coherence tomography *in vivo* [J]. Nature Photonics, 2018, 12(9): 540-547.
- [14] Li J, Thiele S, Quirk B C, et al. Ultrathin monolithic 3D printed optical coherence tomography endoscopy for preclinical and clinical use [J]. Light: Science & Applications, 2020, 9: 124.
- [15] Lorensen D, Yang X J, Sampson D D. Ultrathin fiber probes with extended depth of focus for optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 2012, 37(10): 1616-1618.
- [16] Yin B W, Hyun C, Gardecki J A, et al. Extended depth of focus for coherence-based cellular imaging [J]. Optica, 2017, 4(8): 959-965.
- [17] Okoro C, Cunningham C R, Baillargeon A R, et al. Modeling, optimization, and validation of an extended-depth-of-field optical coherence tomography probe based on a mirror tunnel [J]. Applied Optics, 2021, 60(8): 2393-2399.
- [18] Qiu J R, Shen Y, Shangguan Z W, et al. All-fiber probe for optical coherence tomography with an extended depth of focus by a high-efficient fiber-based filter [J]. Optics Communications, 2018, 413: 276-282.
- [19] Ding Z H, Qiu J R, Shen Y, et al. Lens-free all-fiber probe with an optimized output beam for optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 2017, 42(14): 2814-2817.
- [20] Qiu J R, Han T, Liu Z Y, et al. Uniform focusing with an extended depth range and increased working distance for optical coherence tomography by an ultrathin monolith fiber probe [J]. Optics Letters, 2020, 45(4): 976-979.
- [21] Qiu J R, Meng J, Liu Z Y, et al. Fast simulation and design of the fiber probe with a fiber-based pupil filter for optical coherence tomography using the eigenmode expansion approach [J]. Optics Express, 2021, 29(2): 2172-2183.
- [22] Okamoto K. Fundamentals of optical waveguides [M]. Amsterdam: Elsevier, 2021.
- [23] Hofmann P, Mafi A, Jollivet C, et al. Detailed investigation of mode-field adapters utilizing multimode-interference in graded index fibers [J]. Journal of Lightwave Technology, 2012, 30(14): 2289-2298.
- [24] Yilmaz Y O, Mehta A, Mohammed W S, et al. Fiber-optic beam shaper based on multimode interference [J]. Optics Letters, 2007, 32(21): 3170-3172.
- [25] Wang H, Gan F. High focal depth with a pure-phase apodizer [J]. Applied Optics, 2001, 40(31): 5658-5662.
- [26] Lorensen D, Yang X, Sampson D D. Accurate modeling and design of graded-index fiber probes for optical coherence tomography using the beam propagation method [J]. IEEE Photonics Journal, 2013, 5(2): 3900015.
- [27] Gallagher D F G, Felici T P. Eigenmode expansion methods for simulation of optical propagation in photonics: pros and cons [J]. Proceedings of SPIE, 2003, 4987: 69-82.
- [28] Welford W T. Use of annular apertures to increase focal depth [J]. Journal of the Optical Society of America A, 1960, 50(8): 749-753.
- [29] Quémener M, Grégoire N, Morency S, et al. MCVD-based GRIN-axicon for the generation of scalable Bessel-Gauss beams [J]. Optics Letters, 2021, 46(6): 1333-1336.

Optimization of Large-Core-Fiber-Based Fiber Probe for Optical Coherence Tomography

Qiu Jianrong, Yang Chen, Zhang Cheng, Meng Jia, Han Tao, Qian Huanghe, Chen Peizhe,
Yang Lu, Liu Zhiyi, Ding Zhihua

*State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, College of Optical Science and Engineering, Zhejiang University,
Hangzhou 310027, Zhejiang, China*

Abstract

Objective Developing a fiber probe with a high lateral resolution, long depth of focus, long working distance, and uniform axial light intensity is essential for endoscopic optical coherence tomography (OCT). Traditional beam shaping components, such as axicon lens and binary-phase mask, were minimized and adapted to miniature fiber probes for optimized output beams, but with a short working distance and reduced depth of focus gain compared to their bulk-optic counterparts. Alternatively, pure fiber techniques that simply splice fibers in series were proposed and demonstrated a significant enhancement in the imaging quality. The first demonstration of the concept suggested a phase mask consisting of a short section of overfilled graded-index fiber (Lorenser, 2012). However, the most recent progress indicated that using a step-index large core fiber as a coaxially focused multimode beam generator (Yin, 2017) or a high-efficient fiber-based filter (Ding, 2018) would be advantageous in terms of easy fabrication and increased depth of focus gain. However, full optimization of such probes is not straightforward, where the difficulty originates from the complexity of the light field by multimode interference and the arrangement flexibility of fiber components. Therefore, this study presents systematic research on the optimization of large core fiber probes. We discuss key design considerations for selecting fiber optics for mode excitation, number of modes, beam expansion method, and selecting the lens-free mode or spatial filter mode. We hope that our findings can be essential in designing the ultrathin fiber probe with improved performance for OCT imaging.

Methods A unified equation quantifying the depth of focus gain was first deduced by comparing the Gaussian beam with the same minimal beam diameter. Then, the fiber mode theory was applied to demonstrate the light field manipulated by the large core fiber. The tuning length of the large core fiber was determined by its re-imaging property and modal dispersion. According to the relative position of the large core fiber to the pupil of the objective, the working modes of the probe were classified into two catalogs. Consequently, proximate equations of the output light field were deduced for the two working modes. Then, the optimization goals and restrictions were established in terms of the depth of focus gain, lateral resolution, uniformity of axial light intensity, working distance, and sidelobes. The fast simulation method based on the mode expansion was applied to search for the probe parameters according to the established goals and restrictions. We obtained the preferable structure and the maximum achievable performance of the large-core-fiber-based probe by comparing the optimized results under different working modes, beam expansion methods, and the number of modes. The fiber probe with optimized parameters was fabricated and interfaced to a swept-source OCT system. A conventional probe with the same minimal beam diameter was also fabricated for comparison. The same region of fresh lemon was scanned with a translational stage and imaged by the two probes to confirm whether the improved specifications led to corresponding enhancement in the imaging quality.

Results and Discussions Similar to the binary phase filter that regulates the output beam by encoding the phases of annular zones on the aperture, the large core fiber can also adjust modal phases independently for the output beam manipulation. Additionally, the depth of focus, working distance, and lateral resolution are expected to increase with introduced higher modes. Although sidelobes become more significant with increased depth of focus, they can be mitigated by optimizing the modal power distribution. The large-core-fiber-based probe has less stringency on fabrication than the fiber phase mask. With a length tolerance of -28 – $+20$ μm (Fig. 8), it is achievable for a commercial off-the-shelf fiber processing platform. The large-core-fiber-based probe features axially uniform light intensity compared with the coaxially focused multimode beam generator (Figs. 10 and 12). For the mode excitation device, we find that the graded-index fiber is superior to the tapered fiber in terms of a more robust splicing point. For the dual-mode interference, the amplitude ratio of the fiber mode can be tuned in the range of 0.2–0.3. For multimode interference, the graded-index fiber can be used with the no core fiber for efficient higher-order mode excitation (Fig. 12). For the working modes of the probe, we conclude that the spatial filter mode is advantageous in a larger depth of focus gain. Additionally, a longer working distance is attainable with beam relay optics (Table 4). The modal dispersion is the ultimate limit on the performance of the large-core-fiber-based probe. We confirmed that the maximum DOF gain of the probe was 3.8.

Conclusions This study systematically investigates the optimization method of a large-core-fiber-based probe. By comparing the lateral resolution, working distance, and focal depth gain of various probe designs, we believe that the spatial filter design with beam relay optics and higher-order modes is beneficial for the probe performance. In addition to OCT imaging, the principle of the framework can be applied to optimize the output beam in laser scanning and photoacoustic imaging systems. Some presented elements of the work can also provide technical implications for non-imaging applications, such as fabrication of laser-fiber couplers and optical tweezers.

Key words fiber optics; optical coherence tomography; fiber probe; optimization; large core fiber