

引用格式: ZHENG Jinhu, XU Bingshen, SHEN Henan, et al. A Helical Multicore Optical Fiber Design for Coherent Imaging [J]. Acta Photonica Sinica, 2024, 53(1):0106001

郑金虎,徐炳生,沈赫男,等.应用于相干成像的一种螺旋多芯光纤设计[J].光子学报,2024,53(1):0106001

应用于相干成像的一种螺旋多芯光纤设计

郑金虎¹,徐炳生²,沈赫男¹,于飞^{2,3},陈建¹

(1 上海理工大学 光电信息与计算机工程学院,上海 201800)

(2 中国科学院上海光学精密机械研究所 高功率激光单元技术实验室,上海 201800)

(3 国科大杭州高等研究院 物理与光电工程学院,杭州 310024)

摘要:用于内窥成像的多芯光纤在弯曲条件下传输的光场相位容易出现复杂的随机扰动,为相干成像中的相位恢复带来极大挑战。本文提出了一种可以用于相干成像的螺旋多芯光纤设计,通过调控纤芯尺寸、纤芯间距和螺距来抑制弯曲等外界扰动对纤芯间群时延差和功率串扰的影响。本文建立了弯曲条件下螺旋多芯光纤纤芯光程的数学模型;根据变换光学基本原理,利用有限元仿真软件对螺旋多芯光纤的模式特性进行数值仿真计算。设计的螺旋多芯光纤具有 20 μm 的芯间距和 20 π/m 的扭转率,共有 6 层 91 个纤芯,不同层的纤芯尺寸不同。无弯曲时芯间群时延差小于 6 fs/m;当弯曲半径大于 5 cm 时,芯间群时延差的变化小于 32 fs/m,100 m 长度上纤芯间串扰的仿真计算结果低于 -550 dB。螺旋多芯光纤的芯间群时延差对弯曲不敏感,在相干成像中代替普通光纤束传递光场,有助于降低相干图像恢复方法的复杂度,可以广泛应用于光纤显微成像、超快激光成像等领域。

关键词:多芯光纤;相干成像;串扰;群时延;螺旋线

中图分类号:TN253

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20245301.0106001

0 引言

多芯光纤/成像光纤束是实现柔性内窥成像的关键器件。在成像应用中,多芯光纤可对入射至光纤端面的光场分布进行离散化采样,代替自由空间实现光场的零衍射、远距离、柔性定向传输。多芯成像传输的光强和相位信息可通过成像系统实现重建,极大简化光学成像系统并开辟复杂空间应用场景。基于多芯光纤的内窥成像系统在生物医学研究、临床医学等领域发挥着重要的作用^[1-6]。

多芯光纤目前主要应用于非相干成像领域。图像光强信息经多芯光纤中每个纤芯传输后,经成像系统可实现远端的图像重建。在相干成像应用中,多芯光纤的弯曲会带来传输相位的严重畸变。虽然可以通过对多芯光纤传输矩阵的先期标定和估计来对畸变相位进行数学上的恢复,但这将导致实时成像难以实现或者成像质量下降^[7-9]。CZARSKIE J 等报道了一种校正光纤相位的方法,该方法使用空间光调制器(Spatial Light Modulator, SLM)和放置在光纤远端的反射镜测量出多芯光纤的传输矩阵^[10-11],进而校正相位畸变,但在光纤的动态使用中相位畸变的校正仍存在很大的困难。

近年来科研团队提出使用螺旋多芯光纤设计解决成像光纤相位弯曲敏感的难题。在多芯光纤的拉制过程中,旋转光纤预制棒并调控其旋转速度、拉制速度,可以精准控制螺旋线的周期。2015年,英国巴斯大学 ROPER J C 提出螺旋的多芯光纤设计,解决弯曲条件下超快脉冲传输的远端重建困难。通过合理选择螺旋纤芯周期和纤芯尺寸的径向分布,入射脉宽为 100 fs 的飞秒脉冲在多芯光纤中传输 1 m 后,仍可以在远端相干重组形成聚焦的扫描点^[12],证明了螺旋光纤的芯间群时延差对弯曲不敏感。2019年,TSVIRKUN V 等

基金项目:国际科技合作计划(No. 2018YFE0115600),国家自然科学基金(Nos. 61935002, 12274299),国家重点研发计划(No. 2020YFB1312802),中国科学院基础前沿科学研究计划从 0 到 1 原始创新项目(No. ZDBS-LYJSC020)

第一作者:郑金虎, zjh15161792474@163.com

通讯作者:于飞, yufei@siom.ac.cn

收稿日期:2023-05-22; **录用日期:**2023-09-04

<http://www.photon.ac.cn>

将螺旋多芯光纤设计引入相干成像实验中并证明了在保证耦合条件不变的情况下,对于螺旋多芯成像光纤而言,在光纤弯曲半径 $R=\infty$ 和 $R=0.06$ m两种状态下观察到重建图像只有轻微的平移,体现了螺旋多芯光纤对弯曲不敏感的优异特性。非螺旋多芯光纤在弯曲半径 $R=0.06$ m和 $R=0.6$ m的条件下,其出射后的光斑位置发生了较大的偏移,且汇聚光斑的形状也发生了变化。结果表明螺旋多芯成像光纤可以进行几乎构象不变的显微内窥相干成像^[13]。螺旋多芯成像光纤束可在受激拉曼散射(Stimulated Raman Scattering, SRS)^[14-15]、相干反斯托克斯拉曼散(Coherent Anti-stokes Raman Scattering, CARS)^[16]等生物医学相干成像中发挥重要作用,弥补传统成像光纤束在相干成像中的不足。

本文对螺旋成像光纤开展系统研究,建立纤芯轨迹的数学模型;根据变换光学原理,采用有限元方法建立螺旋多芯光纤的仿真模型,计算不同弯曲条件下的模式等效折射率。提出一种可应用于相干成像的螺旋多芯光纤设计,并系统分析不同弯曲条件下光纤芯间群时延差的变化规律和芯间串扰。

1 基于变换光学方法对螺旋多芯光纤的有限元仿真

由于螺旋光纤的复杂性,半解析模型和经验方法都不能完整描述螺旋光纤纤芯的模式特性^[17]。因此使用全矢量有限元对螺旋光波导进行数值建模分析。

根据麦克斯韦方程组计算光场传输时,数学上参照系的坐标系变换可通过材料属性(即磁导率 μ 和介电常数 ϵ)的对应变换实现,而不改变电磁波传输特性。采用这种光学变换方法,将自然空间中的螺旋多芯光纤等效为螺旋坐标系下沿光纤长度方向具有平移不变性的多芯光纤进行计算,从而将较为复杂的三维空间数值建模简化为二维空间,有效减小了计算复杂性和运算量^[17]。图1(a)为螺旋坐标系($\xi_1 - \xi_2 - \xi_3$)下多芯光纤的横截面示意图,图1(b)为自然坐标系/观察者坐标系($\alpha - \beta - \gamma$)下螺旋多芯光纤的三维结构示意图,其中 P 表示螺旋光纤的螺距,螺距定义为螺旋纤芯投影到光纤轴向向上的周期性长度。

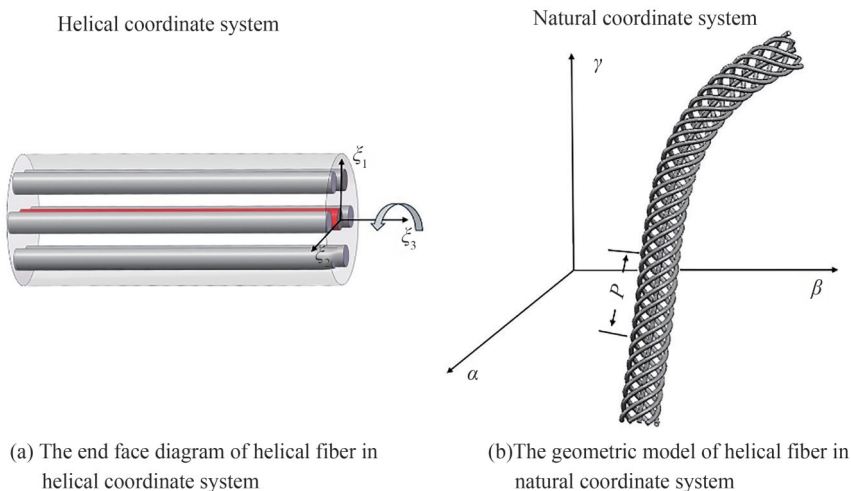


图1 螺旋光纤几何模型

Fig.1 Helical fiber geometry model

不失一般性地,螺旋坐标系($\xi_1 - \xi_2 - \xi_3$)与自然坐标系($\alpha - \beta - \gamma$)的变换关系可表示为

$$\begin{cases} \alpha = \xi_1 \cos(B\xi_3) + \xi_2 \sin(B\xi_3) \\ \beta = -\xi_1 \sin(B\xi_3) + \xi_2 \cos(B\xi_3) \\ \gamma = \xi_3 \end{cases} \quad (1)$$

式中, $|B| = \frac{2\pi}{P}$, P 为螺距。当 $B > 0$ 时定义为左旋螺旋,反之为右旋螺旋。对于沿光纤长度旋转的螺旋多芯光纤,螺旋坐标系光纤材料原各向同性的磁导率 μ 和介电常数 ϵ (均为标量)修正为等效介电常数 $\bar{\epsilon}$ 和等效磁导率 $\bar{\mu}$ ^[18],即

$$\bar{\epsilon} = \begin{bmatrix} 1 + B^2 \xi_2^2 & -B^2 \xi_1 \xi_2 & -B \xi_2 \\ -B^2 \xi_1 \xi_2 & 1 + B^2 \xi_1^2 & B \xi_1 \\ -B \xi_2 & B \xi_1 & 1 \end{bmatrix} \epsilon \quad (2)$$

$$\bar{\mu} = \begin{bmatrix} 1 + B^2 \xi_2^2 & -B^2 \xi_1 \xi_2 & -B \xi_2 \\ -B^2 \xi_1 \xi_2 & 1 + B^2 \xi_1^2 & B \xi_1 \\ -B \xi_2 & B \xi_1 & 1 \end{bmatrix} \mu \quad (3)$$

有限元方法计算得到的模式有效折射率 \bar{n}_{eff} (螺旋坐标系下) 和纤芯实际有效折射率 n_{eff} (自然坐标系下) 在光纤长度无弯曲条件下可简单换算, 即

$$\bar{n}_{\text{eff}} L_0 = n_{\text{eff}} l_i \quad (4)$$

式中, L_0 为螺旋坐标系下的光纤长度, l_i 表示自然坐标系下的光纤长度, i 表示纤芯编号。

在光纤无弯曲条件下, l_i 可简单表示为

$$l_i = \int_0^{t_0} \sqrt{\Delta_i^2 + \frac{p^2}{4\pi^2}} dt \quad (5)$$

式中, $t_0 = \frac{2\pi L_0}{P}$, Δ_i 为纤芯偏置, 表示纤芯 i 到多芯光纤中心的距离。

图 2(a) 和 (b) 为使用商用有限元软件 COMSOL 计算得到的相同偏心纤芯参数下非螺旋光纤和螺旋光纤的基模模场分布。纤芯偏心 Δ_i 为 $20 \mu\text{m}$, 螺旋光纤的螺旋周期为 $20 \pi/\text{m}$ (箭头表示螺旋方向)。COMSOL 计算得到的非螺旋和螺旋光纤的基模模式有效折射率分别为 $\bar{n}_{\text{eff}} = 1.4816395$ 和 $\bar{n}_{\text{eff}} = 1.4816509$ 。光纤长度 $L_0 = 1 \text{ m}$ 时, 螺旋光纤中纤芯轨迹长度为 $l_i = 1.000000789 \text{ m}$, 根据式 (4) 可计算得到螺旋光纤的实际模式有效折射率 $n_{\text{eff}} = \frac{\bar{n}_{\text{eff}}}{l_i} = 1.4816497$ 。计算得到的 n_{eff} 与 \bar{n}_{eff} 差约为 1.02×10^{-5} , 对应的传播时间差约为 34 fs/m 。

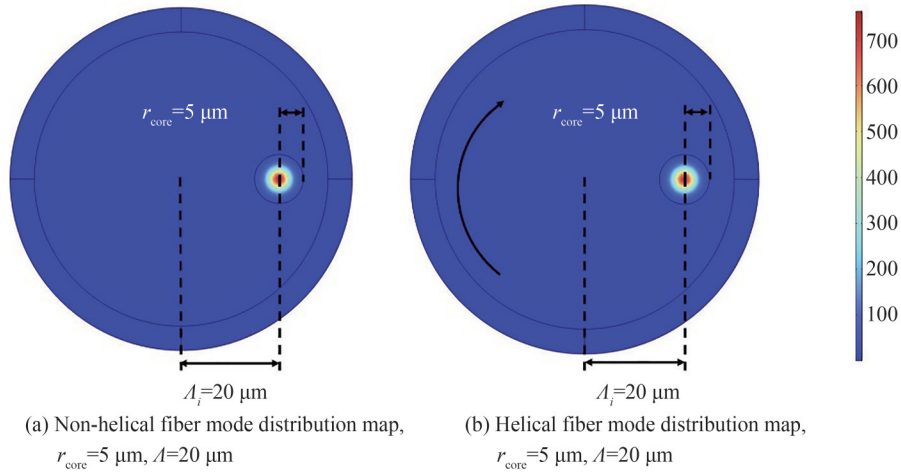


图 2 COMSOL 仿真光纤模式分布

Fig.2 COMSOL simulated optical fiber mode distribution

螺旋旋转带来光纤横截面不同位置空间路径的差异, 可等效为材料折射率的空间再分布, 从而带来模式等效折射率的变化。由于螺旋旋转带来波导模式特性的变化, 因此本文中螺旋纤芯等效折射率均采用变换光学的方法进行精确计算。

2 螺旋多芯光纤的设计和特性分析

2.1 螺旋多芯光纤设计方案

应用于相干成像时, 螺旋多芯光纤的设计应满足: 1) 螺旋线周期远小于使用的最小弯曲半径, 以最小化纤芯间群时延差, 降低光纤出射波前补偿算法与硬件的复杂度; 2) 选取合适芯间距, 保持光场空间采样率和纤芯间串扰的平衡。由此提出螺旋多芯光纤设计如图 3 所示。

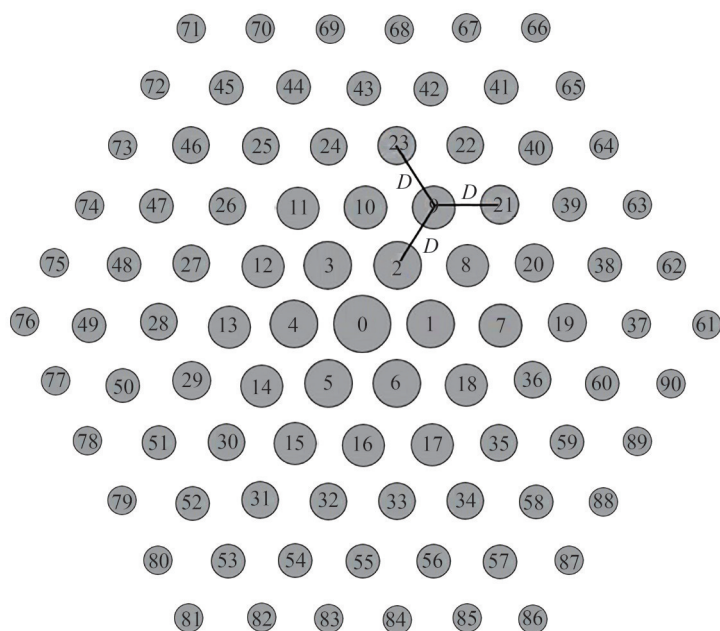


图3 多芯光纤端面分布示意图
Fig.3 Stacking of multi-core fiber

图3中螺距 P 为10 cm,横截面内纤芯采用六角密堆的方式,纤芯从内到外可分为6层,芯间距 $D=20\ \mu\text{m}$ 。光纤共有91个纤芯,直径为 $270\ \mu\text{m}$,其中光纤整体的纤芯部分直径为 $220\ \mu\text{m}$ 。由于光纤螺旋,光纤内层的纤芯长度要小于光纤外层的纤芯长度,为了纤芯间群时延差有较小的差异,需要对纤芯尺寸进行控制,因此,6层纤芯共需要控制6种不同芯包比的光纤预制棒进行堆叠制备。纤芯间距为 $20\ \mu\text{m}$ 时,相邻层纤芯直径相差不到 $1\ \mu\text{m}$ 。当芯间距减小时,各层纤芯尺寸之间的差异将进一步减小,这将提高光纤的制备难度,带来更长的制备周期和较高的制备成本。表1总结了各层纤芯的尺寸半径。

表1 螺距为10 cm,纤芯间距为 $20\ \mu\text{m}$ 时,各层纤芯半径

Table 1 The dimension radius of each layer of fiber core when the pitch is 10 cm and the core spacing is $20\ \mu\text{m}$

Fiber core number	0	1~6	7~18	19~36	37~60	61~90
Fiber radius/ μm	4	3.3	3.1	3	2.9	2.8

该光纤采用掺锗石英玻璃作为纤芯材料,折射率分布满足平方律折射率渐变分布,如图4所示,即

$$n_r^2 = n_{co}^2 \left[1 - 2\Delta \left(\frac{r}{r_{core}} \right)^2 \right] \quad (6)$$

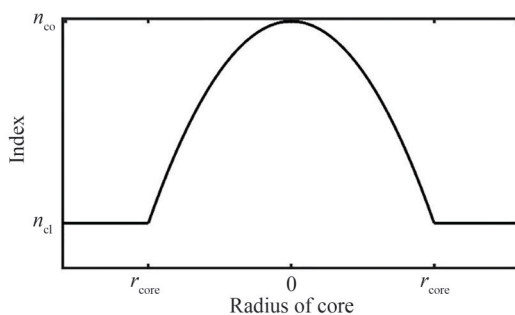


图4 掺锗纤芯材料的折射率分布示意图
Fig.4 Schematic diagram of refractive index distribution

式中, n_{co} 表示纤芯中心折射率, $\Delta = \frac{n_{co}^2 - n_{cl}^2}{2n_{co}^2}$, n_{cl} 表示包层折射率, r_{core} 表示纤芯半径。在 630 nm 波长下, 采用 $n_{cl}=1.457\ 02$, $n_{co}=1.488\ 56$ 。

2.2 纤芯间群时延差的仿真计算

利用不同微扰条件下, 多芯光纤纤芯间群时延差的变化来描述对于传输相面带来的畸变。螺旋多芯光纤中任意纤芯 i 群时延表示为

$$\tau_i = \frac{OPL_i}{c_0} = \frac{\bar{n}_{i,eff}^{(g)} L_0}{c_0} = \frac{n_{i,eff}^{(g)} L_i}{c_0} \quad (7)$$

式中, OPL_i 为纤芯 i 的光程, c_0 为真空中的光速, $\bar{n}_{i,eff}^{(g)}$ 表示纤芯 i 的等效群折射率, $n_{i,eff}^{(g)}$ 表示纤芯 i 实际群折射率。定义纤芯 i 与中间纤芯 0 之间的群时延差表示为

$$\Delta\tau_i = \frac{1}{c_0} (OPL_i - OPL_0) \quad (8)$$

采用 COMSOL 对非弯曲条件下单位长度螺旋多芯光纤的纤芯间群时延差进行了数值仿真。利用式(8)计算得到每一层纤芯与中间纤芯的群时延差, 结果如图 5 所示。将中间纤芯的光程作为基准, 用不同颜色表示群时延差的大小, 颜色越深则群时延差越大。选取红色虚线所在的一排纤芯, 右侧给出了各个纤芯具体的群时延差值。设计的螺旋多芯光纤在非弯曲条件下单位长度的纤芯间最大群时延差为 6 fs/m。

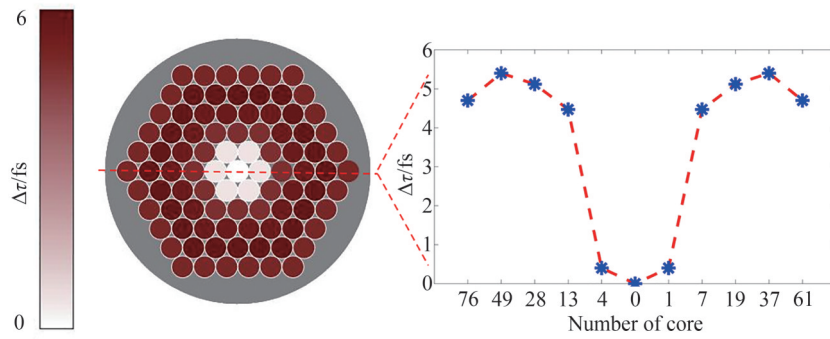


图 5 单位长度的直螺旋光纤纤芯间的群时延差

Fig.5 Group delay difference between straight helical fiber cores per unit length

2.3 弯曲对于纤芯间群时延差的影响

假设螺旋多芯光纤在自然坐标系中, 平行于 α - o - β 面弯曲。不失一般性地, 设 $x_0(t)$ 、 $y_0(t)$ 、 $z_0(t)$ 表示自然坐标系下中心轴曲线的参数方程, 由此得到自然坐标系下螺旋多芯光纤中第 i 纤芯的轨迹方程一般表达式为

$$\begin{bmatrix} x_i(t) \\ y_i(t) \\ z_i(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_0(t) \\ y_0(t) \\ z_0(t) \end{bmatrix} + A \begin{bmatrix} \Delta_i \cos\left(2\pi \frac{L_0}{P} + \varphi_i\right) \\ \Delta_i \sin\left(2\pi \frac{L_0}{P} + \varphi_i\right) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

式中, φ_i 为横截面上的局域旋转角, A 为旋转变换矩阵, 描述在螺旋多芯光纤上任意位置的局域坐标系, 即自由曲线的 Frenet 坐标系 (X - Y - Z) 与自然坐标系 (α - β - γ) 的变换关系, 有

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & \cdots & a_{13} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{31} & \cdots & a_{33} \end{bmatrix} \quad (10)$$

式中, a_{31} 、 a_{32} 、 a_{33} 表示 Frenet 坐标系中 Z 轴在自然坐标系中三个坐标轴方向的投影^[17], 即

$$\begin{cases} a_{31} = \frac{[x'_0(t), y'_0(t), z'_0(t)] \cdot [1, 0, 0]}{|[x'_0(t), y'_0(t), z'_0(t)]|} \\ a_{32} = \frac{[x'_0(t), y'_0(t), z'_0(t)] \cdot [0, 1, 0]}{|[x'_0(t), y'_0(t), z'_0(t)]|} \\ a_{33} = \frac{[x'_0(t), y'_0(t), z'_0(t)] \cdot [0, 0, 1]}{|[x'_0(t), y'_0(t), z'_0(t)]|} \end{cases} \quad (11)$$

式中, $x'_0(t), y'_0(t), z'_0(t)$ 表示 $x_0(t), y_0(t), z_0(t)$ 对参数 t 的一阶导数。由于矩阵 A 为正交矩阵, 其他元素可由 a_{31}, a_{32}, a_{33} 得到。

自然坐标系下螺旋纤芯 i 的几何长度表示为

$$l_i = \int_0^T \sqrt{[x'_i(t)]^2 + [y'_i(t)]^2 + [z'_i(t)]^2} dt \quad (12)$$

在弯曲半径远大于波长条件下, 忽略弯曲引发的模式等效折射率的变化, 此时纤芯弯曲引发的芯间群时延差的变化 $\Delta(\Delta\tau_i)$ 由纤芯几何长度的改变而决定, 即

$$\Delta(\Delta\tau_i) = \frac{1}{c_0} (\Delta\text{OPL}_i - \Delta\text{OPL}_0) \quad (13)$$

式中, ΔOPL_i 表示纤芯 i 的光程变化, ΔOPL_0 表示纤芯 0 的光程变化/m。

图 6 所示为由式(9)~(12)计算得到单位长度螺旋光纤在弯曲半径为 0.5 m 和 0.05 m 的芯间群时延差的变化。从图 6 中可以看出, 在两种不同的弯曲条件下, 芯间群时延差的变化几乎一致, 说明改变弯曲状态不会引起传输的光场相面的明显改变, 通过对螺旋多芯光纤结构的精心设计可实现良好的抗弯性能。

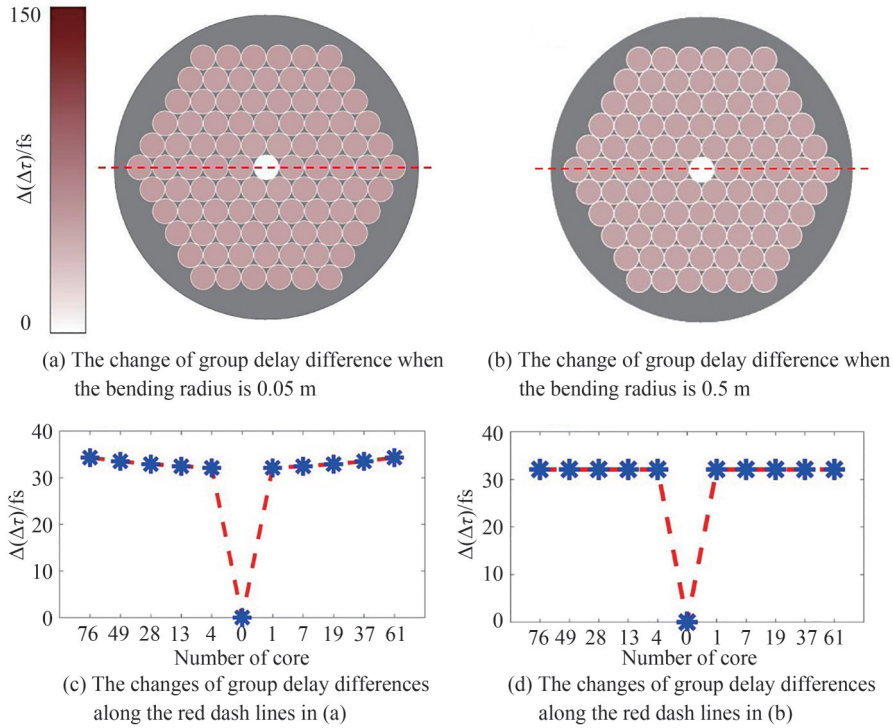


图 6 弯曲条件下纤芯间群时延的变化

Fig.6 Change of inter-core group delay under bending conditions

3 螺旋多芯光纤的纤芯间串扰

采用在弯曲、扭转等扰动情况下多芯光纤芯间平均功率耦合系数的解析表达式^[19]来计算螺旋多芯光纤芯间串扰。

该模型中, 纤芯间的耦合系数 κ_{pq} 表达式为^[20]

$$\kappa_{pq} = \frac{\omega \epsilon_0 \int_{-\infty}^{+\infty} (N_p^2 - N_q^2) \overline{E_p^* \cdot E_q} dx dy}{\int_{-\infty}^{+\infty} (E_p^* \times H_p + E_p \times H_p^*) dx dy} \quad (14)$$

式中, ω 表示电磁场的角频率, ϵ_0 表示材料的相对介电常数, E_q 表示纤芯 q 在纤芯 p 中的电场分布, E_p 表示纤芯 p 在纤芯 q 中的电场分布, H_p 表示纤芯 p 中的磁场分布。

由芯间耦合系数 κ_{pq} 得到功率耦合系数为

$$h_{pq} = \frac{2\kappa_{pq}^2 d}{1 + (kd\Delta n_{\text{eff}})^2} \quad (15)$$

式中, d 为相关长度, k 为波数, Δn_{eff} 为纤芯 p 和 q 的有效折射率差。当光纤束以角速度 γ 扭曲时, 功率耦合系数可以修改为^[21]

$$\overline{h_{pq}} = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^{\frac{2\pi}{\gamma}} h_{pq} dz \quad (16)$$

光纤长度为 L 下的纤芯间串扰表示为^[22]

$$\text{XT} = 10 \log [\tanh (\overline{h_{pq}} \cdot L)] \quad (17)$$

图7中给出了光纤总长 $L=100$ m, 扭转速率 $\gamma=20$ π /m, 纤芯间距 $D=20$ μm 时, 各个邻近纤芯之间的串扰。图7(a)~(e)给出了不同纤芯尺寸之间的串扰。由于纤芯尺寸的区别, 不同层间纤芯的模式相位失配随弯曲发生的变化规律略有区别, 当满足相位匹配条件时将存在一个弯曲下串扰的极大值。当弯曲半径小于相位匹配时的弯曲半径时, 纤芯之间的串扰几乎不再对弯曲半径敏感, XT很小且稳定不变。图7(f)表示具有相同尺寸的纤芯间的串扰, 串扰随着弯曲半径的增大而增大, 这是由于弯曲半径增大时, 纤芯间的相位失配变小, 从而导致纤芯间串扰增加。当 R 趋近于最大值时, 光纤处于笔直状态, 此时纤芯间相位匹配, XT将达到最大^[20]。同层纤芯(同芯径尺寸)之间的串扰依然维持在极低水平。在等芯间距分布的设计条件下,

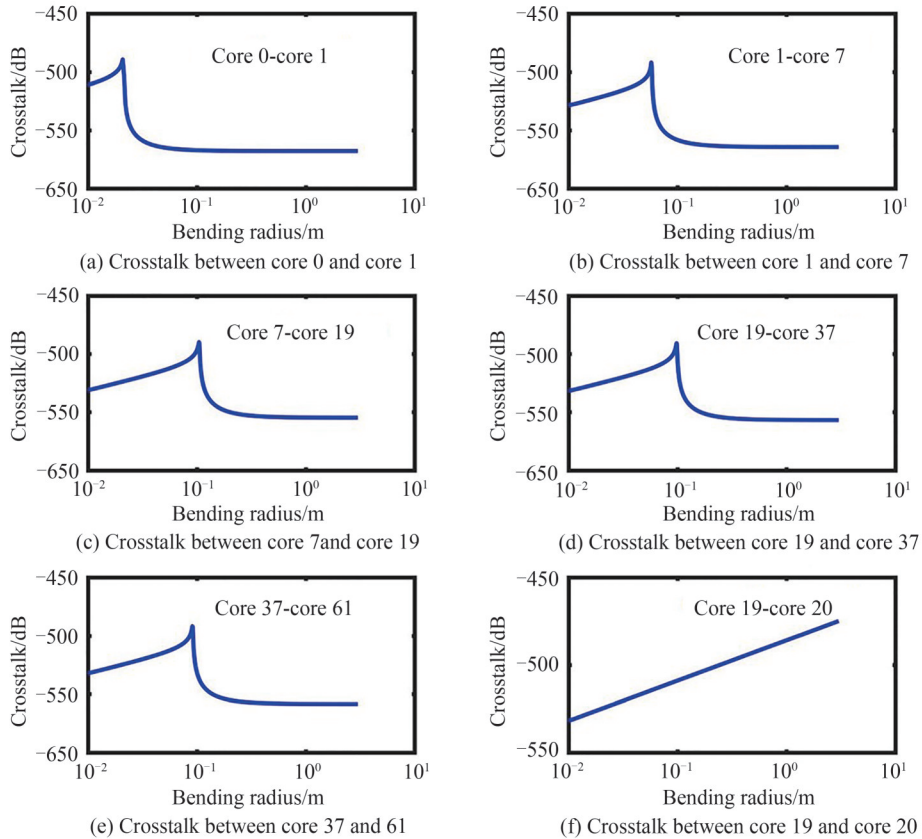


图7 纤芯间的串扰

Fig.7 Crosstalk between cores

由于不同层的纤芯大小变化极小,因此同层纤芯串扰的计算结果几乎与所在层数无关。

在本文的设计中,每一层纤芯尺寸有微小的差别,纤芯间距较大,且纤芯具有螺旋结构,这导致纤芯间串扰具有极低值。纤芯间极低的串扰可有效提高多芯成像光纤的成像质量。

4 结论

本文提出了一种螺旋多芯光纤设计,能够有效抑制弯曲等微扰引发的传输相面的畸变。弯曲前,该螺旋多芯光纤的纤芯之间的群时延差最大为 6 fs/m;弯曲半径为 0.5 m、0.05 m 时,纤芯之间的群时延差增加到最大为 32 fs/m,但纤芯间相对群时延差的改变基本相同,有助于利用成像硬件与算法恢复弯曲引发的相面畸变。由于光纤具有较大的纤芯间距、采用多种光纤半径尺寸以及 $20\pi/\text{m}$ 的扭转率,导致光纤在 100 m 长度上纤芯之间的串扰达到了 -550 dB,因此可以忽略串扰对成像造成的影响。利用光学变换原理,使用商用有限元软件对螺旋多芯光纤模式特性进行建模研究的方法可普遍应用于旋转光纤的光学特性研究。提出的螺旋多芯光纤设计可为光纤显微成像、超快成像等领域提供新的思路或方法。

参考文献

- [1] KINO G S, WANG T D, CONTAG C H, et al. Performance of dual axes confocal microscope for in vivo molecular and cellular imaging[C]. SPIE, 2004, 5324: 35-46.
- [2] CARLSON K, CHIDLEY M, SUNG K B, et al. In vivo fiber-optic confocal reflectance microscope with an injection-molded plastic miniature objective lens[J]. Applied Optics, 2005, 44(10): 1792-1797.
- [3] GÖBEL W, KERR J N D, NIMMERJAHN A, et al. Miniaturized two-photon microscope based on a flexible coherent fiber bundle and a gradient-index lens objective[J]. Optics Letters, 2004, 29(21): 2521-2523.
- [4] ROUSE A R, KANO A, UDOVICH J A, et al. Design and demonstration of a miniature catheter for a confocal microendoscope[J]. Applied Optics, 2004, 43(31): 5763-5771.
- [5] YANG L, RAIGHNE AMAC, MCCABE E M, et al. Confocal microscopy using variable-focal-length microlenses and an optical fiber bundle[J]. Applied Optics, 2005, 44(28): 5928-5936.
- [6] ZHOU Y, XIONG B, SONG W, et al. Light-field micro-endoscopy using a fiber bundle: a snapshot 3D epi-fluorescence endoscope[J]. Photonics Research, 2022, 10(9): 2247-2260.
- [7] PLÖSCHNER M, TYC T, ČIŽMÁR T. Seeing through chaos in multimode fibres[J]. Nature Photonics, 2015, 9(8): 529-535.
- [8] GORDON G S D, GATARIC M, RAMOS A G C P, et al. Characterizing optical fiber transmission matrices using metasurface reflector stacks for lensless imaging without distal access[J]. Physical Review X, 2019, 9(4): 041050.
- [9] CHOI W, KANG M, HONG J H, et al. Fourier holographic endoscopy for label-free imaging through a narrow and curved passage[J]. Arxiv Preprint Arxiv:2010.11776, 2020.
- [10] KUSCHMIERZ R, SCHARF E, KOUKOURAKIS N, et al. Self-calibration of lensless holographic endoscope using programmable guide stars[J]. Optics Letters, 2018, 43(12): 2997-3000.
- [11] SCHARF E, KUSCHMIERZ R, CZARSKE J. Holographic lensless fiber endoscope with needle size using self-calibration[J]. tm-Technisches Messen, 2019, 86(3): 144-150.
- [12] ROPER J C. Advances in multicore optical fibres for endoscopy[D]. Bath: University of Bath, 2015.
- [13] TSVIRKUN V, SIVANKUTTY S, BAUDELLE K, et al. Flexible lensless endoscope with a conformationally invariant multi-core fiber[J]. Optica, 2019, 6(9): 1185-1189.
- [14] SAAR B G, JOHNSTON R S, FREUDIGER C W, et al. Coherent Raman scanning fiber endoscopy [J]. Optics Letters, 2011, 36(13): 2396-2398.
- [15] FREUDIGER C W, MIN W, SAAR B G, et al. Label-free biomedical imaging with high sensitivity by stimulated Raman scattering microscopy[J]. Science, 2008, 322(5909): 1857-1861.
- [16] EVANS C L, XIE X S. Coherent anti-stokes Raman scattering microscopy: chemical imaging for biology and medicine [J]. Annual Review of Analytical Chemistry, 2008, 1: 883-909.
- [17] NICOLET A, ZOLLA F, AGHA Y O, et al. Leaky modes in twisted microstructured optical fibers [J]. Waves in Random and Complex Media, 2007, 17(4): 559-570.
- [18] SCHURIG D, PENDRY J B, SMITH D R. Calculation of material properties and ray tracing in transformation media[J]. Optics Express, 2006, 14(21): 9794-9804.
- [19] KOSHIBA M, SAITOH K, TAKENAGA K, et al. Analytical expression of average power-coupling coefficients for estimating intercore crosstalk in multicore fibers[J]. IEEE Photonics Journal, 2012, 4(5): 1987-1995.
- [20] TU Jiajing, LI Chaohui. Review of space division multiplexing fiber research [J]. Acta Optic Sinica, 2021, 41(1): 0106003.

- 涂佳静, 李朝晖. 空分复用光纤研究综述[J]. 光学学报, 2021, 41(1): 0106003.
- [21] XIE Y, PEI L, ZHENG J, et al. Low-dmd and low-crosstalk few-mode multi-core fiber with air-trench/holes assisted graded-index profile[J]. Optics Communications, 2020, 474: 126155.
- [22] FINI J M, ZHU B, TAUNAY T F, et al. Statistics of crosstalk in bent multicore fibers[J]. Optics Express, 2010, 18(14): 15122-15129.

A Helical Multicore Optical Fiber Design for Coherent Imaging

ZHENG Jinhui¹, XU Bingshen², SHEN Henan¹, YU Fei^{2,3}, CHEN Jian¹

(1 School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 201800, China)

(2 The R&D Center for High Power Laser Components, Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China)

(3 School of Physics and Optoelectronic Engineering, Hangzhou Institute for Advanced Study, Hangzhou 310024, China)

Abstract: Multicore Fiber (MCF)/imaging fiber bundle is a key device of flexible optical endoscope. In imaging applications, MCFs are widely used in the non-coherent imaging which transmits the intensity distribution only. The bending sensitive distortion of phase plane and inter-core crosstalk bring challenges in the coherent imaging application. In this paper, a Helical-Core MCF (HC-MCF) is designed for the application of coherent imaging.

Due to the intricate nature of HC-MCF, neither semi-analytical models nor empirical methods can fully resolve the modal properties. Consequently, a full-vector finite-element method is employed for numerical simulation of HC-MCF. By utilizing the optical transformation technique, HC-MCF in the natural space is equivalently represented in the helical coordinate maintaining the translation invariance. The original isotropic permeability and dielectric constant (both scalars) of the optical fiber material are adjusted to equivalent dielectric constant and equivalent permeability values. This simplification can effectively reduce the computational complexity of the field distribution and equivalent effective refractive index of fundamental mode in HC-MCF. By using this method, the inter-core group delay differences of HC-MCF is simulated for optimization of fiber design.

Then, an optimized design of HC-MCF is proposed. In order to minimize the distortion of phase front after transmission in HC-MCF, each core of HC-MCF should have a similar optical path. An appropriate core spacing should be selected to balance between the spatial sampling density and crosstalk among fiber cores. The helix period is preferred smaller than the critical bend radius in the application. Our final design of HC-MCF are arranged in a densely stacked hexagonal configuration, comprising 6 layers with a total of 91 cores. The radii of the fiber cores are 4 μm , 3.3 μm , 3.1 μm , 3 μm , 2.9 μm and 2.8 μm from the inside to the outside, with a core pitch of 20 μm and helical pitch of 10 cm. The inter-core group delay difference per unit length of straight HC-MCF is calculated and the maximum is found to be 6 fs/m. When the bending radius is significantly larger than the wavelength, the change in mode equivalent refractive index caused by bending is disregarded, and the variation in group delay difference resulting from core bending is determined solely by changes in core geometry length. The trajectory equation of the bent core is derived to obtain its geometry length, enabling determination of the corresponding change in group delay. Calculations are performed for two different bending radii (0.5 m and 0.05 m) to assess variations in group delay difference per unit length for helical fibers under these conditions. Remarkably, similar changes are observed under both bending scenarios, indicating that alterations in bend state do not induce significant phase modifications within transmitted light fields. By carefully designing the structure of HC-MCF, excellent bend performance can be achieved.

At last, the bend induced inter-core crosstalk of HC-MCF is calculated. The crosstalks between cores of adjacent layers for HC-MCF with a total length of 100 m, torsion rate of 20 π/m , and core spacing of 20 μm are calculated and compared. Due to slight variations in mode phase mismatch between different layers during bending, there exists a maximum crosstalk value when phase matching conditions are

satisfied. When the bending radius is smaller than that at which phase matching occurs, inter-layer core crosstalk becomes insensitive to bending radius and maintains a consistently low level. In this design, featuring slightly varied core sizes and a helical structure within each layer, and an exceptionally low level of crosstalk (-550 dB/100 m) is achieved. This remarkably reduced crosstalk could significantly enhance the imaging quality.

Due to the helical core design of the designed helical MCF, the complex random disturbance of the optical field phase transmitted by the multi-core fiber under the bending condition is reduced, and the group delay difference caused by the bending between the cores is effectively suppressed. HC-MCF can help to reduce the complexity of the coherent image restoration, which finds useful applications in fiber optic micro-imaging, ultrafast laser imaging and other fields.

Key words: Multicore fiber; Coherent imaging; Crosstalk; Group delay; Helical

OCIS Codes: 060.2280; 060.2350; 060.2310