

单光纤成像技术

贺正权, 任立勇, 庄 斌, 许程访, 周利斌

中国科学院西安光学与精密机械研究所信息光子学研究室, 陕西 西安 710119

摘要 综述了单光纤成像技术的研究现状和动态。单光纤成像技术采用单根多模光纤进行成像, 光纤既是成像器件又是传像器件, 无需增加扫描器件和成像透镜便可将光纤一端视场范围内的场景一次性传输到另一端, 因此又称为宽场光纤成像技术。该技术可减小成像光纤探头的直径, 实现超细内窥成像。单光纤成像技术是一种计算成像方法, 是在全息光学和傅里叶光学的基础上发展起来的, 包括传输矩阵法和相位补偿法两种成像方法。对于多模光纤, 如果可以预先得到频域(或空间域)的传输矩阵, 则可以从光纤输出端光场中恢复目标图像, 也可以预先测量光束通过光纤后的波前畸变。在成像系统中增加该波前畸变的共轭相位场, 可以消除相应的波前畸变, 从而在输出端获得不失真的目标图像。

关键词 光纤光学; 内窥镜; 全息; 相位共轭; 传输矩阵; 显微成像

中图分类号 O438 **文献标识码** A

doi: 10.3788/LOP54.030005

Single Optical Fiber Imaging Technology

He Zhengquan, Ren Liyong, Zhuang Bin, Xu Chengfang, Zhou Libin

Research Department of Information Photonics, Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Xi'an, Shaanxi 710119, China

Abstract The research status and dynamic of single fiber imaging technology are thoroughly discussed. A single multimode optical fiber is used in optical fiber imaging technology. The optical fiber is not only an imaging device, but also an image transmission device. Without scanning devices and imaging lenses, the scene within the fiber view scope can be transmitted from one end to the other end of fiber, so the single optical fiber imaging technology is also called wide-field fiber imaging technology. The technology can reduce the diameter of imaging fiber probe and realize ultrathin endoscopic imaging. The single optical fiber imaging technology burgeoning from holographic optics and Fourier optics is one kind of computation imaging methods, and it includes transmission matrix method and phase compensating method. For multimode fiber, if the transmission matrix in frequency domain or space domain can be obtained in advance, the object image can be recovered from the output light field of fiber, and the wavefront distortion of beam through the fiber can also be measured in advance. The introducing of conjugate phase field of wavefront distortion in the imaging system can eliminate the corresponding phase distortion, and the undistorted object image can be obtained at the output end.

Key words fiber optics; endoscope; holography; phase conjugation; transmission matrix; microscopy imaging

OCIS codes 060.2350; 170.2150; 090.1995; 070.5040

1 引 言

自 20 世纪 70 年代以来, 光纤在通信、传感和照明等领域得到广泛应用。光纤作为传输介质, 将一维强度信号或者光谱信号(模拟信号、数字信号)从光纤的一端传输到另外一端。研究者们一直在不断探索如何利用光纤实现二维图像的传输。目前, 内窥镜技术采用光纤束进行图像传输, 即利用光纤束中的每根光纤传

收稿日期: 2016-10-18; **收到修改稿日期:** 2016-11-15

基金项目: 国家自然科学基金(61535015, 61275149, 61275086)、陕西省教育厅专项科学研究计划(16JK1083)

作者简介: 贺正权(1965—), 男, 硕士, 研究员, 主要从事信息光学技术和光纤传感技术等方面的研究。

E-mail: zhqhe@opt.ac.cn

输一个图像点,整个光纤束的端面形成了所要传输的图像。光纤束中每根光纤代表一个像素点,因此传输图像的分辨率由光纤束中每根光纤的芯径和光纤之间的间隙决定。受光纤制备工艺的限制,光纤芯径和光纤之间的间隙很难缩小,目前光纤纤芯可达到的最小直径为 $4\ \mu\text{m}$,最小间隙为 $1\ \mu\text{m}$ 。若要增加图像像素,需要增加传像光纤束中的光纤数量,光纤探头的直径也会相应增大。如果采用单根光纤进行成像,便可大幅减小探头的尺寸,实现真正的超细内窥镜。超细内窥镜可以实现微创检查,也可以深入到人体内部对体内组织进行检查,应用价值很高。

光纤成像技术是在散射介质(或称为随机介质)成像的基础上发展起来的^[1-12]。在散射介质成像系统中,光经过强散射介质时,由于介质的随机性或不均匀性,光发生散射后在输出端形成散斑。当光经过光纤时,多模光纤中不同模式的光产生的随机相位延迟或者模间耦合导致光散射的产生,所以单光纤成像和散射介质成像的机理既有关联,又有一定的区别。单光纤成像可以看作是散射介质成像技术的一个特例,光纤也被看作是一种特殊的散射介质。

近几年,光纤成像已成为研究热点,例如光纤共焦显微成像、光纤多(双)光子成像和光纤光学相干层析成像(OCT)等^[13-16]。在这些光纤成像系统中,光纤的作用为传输光能量。为实现成像,需将光束聚焦为很小的光点,并利用机械或光学扫描器件对被测目标进行二维(或三维)扫描,再通过图像合成形成扫描的图像。单光纤成像技术利用单根多模光纤传输包含二维(或三维)图像信息的光场,包括强度分布、相位分布和光束波前等信息。单光纤成像技术不需要扫描器件,通过一次成像便可获取整个图像,因此又称为宽场显微成像^[17]。

从20世纪60,70年代起,研究者们开始研究采用单根光纤进行图像传输的方法。1976年,Yariv等^[18]提出了一种直接且简单的方法,该方法使用了两段完全相同的多模光纤。当图像通过第一段光纤时,光束发生了波前畸变,畸变后的光束再经过第二段光纤;光束在第二段光纤中产生了与第一段光纤中的光束相位互为共轭的相位,从而消除第一段光纤的相位畸变。实际中很难加工出这样的光纤段,从而限制了单光纤成像技术的应用。

从20世纪80年代起,研究者们开始研究散射介质对成像系统的影响,并探讨如何消除这种影响^[10-11,19]。研究发现,利用散射介质本身也可以成像,因此研究者们开始研究如何利用散射介质进行成像。研究表明,通过散射介质成像,不仅可以提高成像系统的分辨率,还可以消除图像噪声。如果把光纤看作一种散射介质,便可实现单光纤成像。随着数字全息技术的发展以及空间光调制器件(SLM)和数字微镜器件(DMD)的日趋成熟,对光束波前和相位的调整更为灵活、精确,因此单光纤成像技术成为新的研究热点^[20-21]。

在单光纤成像系统中,可以将单根多模光纤看作一个线性时不变系统。光场信号 $\mathbf{S}(\eta, \xi)$ 从光纤的一端输入,经过光纤传输后从光纤的另一端输出,输出信号为 $\mathbf{O}(x, y)$,并用 $t(x, y; \eta, \xi)$ 表示光纤的系统特性。考虑到光纤为非理想成像系统,会产生畸变和噪声 $\mathbf{n}(x, y)$,则光纤输出端的输出信号可表示为 $\mathbf{O}(x, y) = t(x, y; \eta, \xi) \otimes \mathbf{S}(\eta, \xi) + \mathbf{n}(x, y)$,其中 (x, y) 和 (η, ξ) 分别表示输入空间和输出空间的坐标, \otimes 为卷积运算符。由此得出,如果可以预先测定光纤的光传输特性 $t(x, y; \eta, \xi)$,便可以通过实测的输出光场 $\mathbf{O}(x, y)$ 计算得到输入光场 $\mathbf{S}(\eta, \xi)$ 。根据噪声的特性,选择适当的滤波方式对噪声分布 $\mathbf{n}(x, y)$ 进行去噪。例如,通过多次采集图像并对采集数据取平均值,可以消除随机白噪声。光纤的传输特性可以通过测定光纤的光脉冲响应、点扩展函数或传输矩阵等来实现。把光纤看作一个相移器件,当光场经过光纤后,光束会发生波前畸变。如果能够事先定量测定光纤的相移量,在成像过程中通过相位补偿来消除光纤带来的相位畸变,便可恢复传输图像的波前,实现图像重建。单光纤成像方法可以分为传输矩阵法和相位补偿法。

2 传输矩阵法成像原理

对于任何一个光学系统,当光场与光学系统中的光学元件不产生非线性作用时,光学系统输入信号和输出信号之间的关系可以用一个系统函数来描述。对于成像系统,通常采用光学传递函数、相干传递函数或点扩展函数等来描述。当光场经过散射介质时,光场与介质的相互作用是随机的,很难用完备的解析函数或准确的传递函数来描述。空间任意一个物光场 \mathbf{E}_0 ,经过散射介质后,在后方产生一个新的像光场 \mathbf{E}_1 ,如图1所示。在物空间任意分布的光场 $\mathbf{E}_0(\mathbf{r}_0)$ 可以看作是由无数个不同波矢量为 \mathbf{k}_i 的平面波叠加而成的,即

$$\mathbf{E}_0(\mathbf{r}_0) = \sum_{\mathbf{k}_i} \mathbf{A}(\mathbf{k}_i) \exp(j\mathbf{r}_0 \mathbf{k}_i), \quad (1)$$

式中 \mathbf{r}_0 为物光场中的空间位置矢量, $\mathbf{A}(\mathbf{k}_i)$ 为平面波的振幅。散射介质后位置 \mathbf{r}_1 处的光场 $\mathbf{E}_1(\mathbf{r}_1)$ 可以看作是所有波矢量为 \mathbf{k}_i 的平面波经过散射介质后的光波叠加的结果, 即

$$\mathbf{E}_1(\mathbf{r}_1) = \sum_{\mathbf{k}_i} \mathbf{A}(\mathbf{k}_i) \exp(j\mathbf{r}_1 \mathbf{k}_i), \quad (2)$$

式中 \mathbf{r}_1 为散射介质后光场的空间位置矢量。特别说明, (2) 式中振幅 $\mathbf{A}(\mathbf{k}_i)$ 并没有发生变化, 若假设光场经过散射介质后只有相位发生变化, 则振幅 $\mathbf{A}(\mathbf{k}_i)$ 不发生变化。该假设在有些情况下是成立的, 例如散射介质为光纤或生物组织透明膜层。对于某一种散射介质, 如果可以预先测定其对任意一个平面波的响应 $\exp(j\mathbf{r}_1 \mathbf{k}_i)$, 再测量其对实际物光场 $\mathbf{E}_0(\mathbf{r}_0)$ 的响应 $\mathbf{E}_1(\mathbf{r}_1)$, 则根据 (2) 式可以得到振幅 $\mathbf{A}(\mathbf{k}_i)$, 从而重建物光场 $\mathbf{E}_0(\mathbf{r}_0)$ 。

实践中, 采用在空间域或频域离散扫描的方法来获取离散的传输响应, 即传输矩阵。通过获得散射介质对不同空间频率成分或不同空间模式的响应, 数值化描述介质的传输特性, 这些不同的响应函数的集合构成了一个系统的传输矩阵。本质上, 传输矩阵描述一个源阵列和一个响应阵列之间满足的格林函数^[22]。传输矩阵已在光学成像、光能量传输、多光谱控制以及声光调制等多个领域得到了广泛应用。

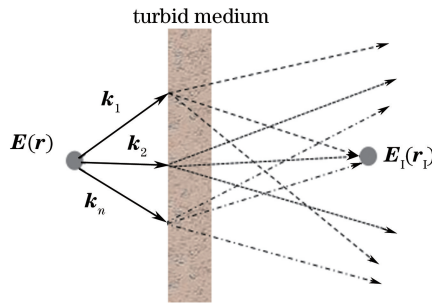


图1 光场经过散射介质传输示意图

Fig. 1 Diagram of optical field transmitting through turbid medium

2.1 频域传输矩阵

根据角谱理论, 对空间任意一个平面上的单色光波的复场分布进行傅里叶分解, 则可将各个傅里叶分量看作沿不同方向传播并离开这个平面的平面波 $\mathbf{E}_0(\eta, \xi)$, 如(1)式所示。在这个平面以外空间中任何一点的复场振幅可以通过对这些平面波的响应求和得到, 所以频域传输矩阵就是这些不同空间频率响应的集合^[23-26]。如果用方向余弦来表示某一方向平面波的波矢量 \mathbf{k} , 则 $\mathbf{k} = k_x \cos \alpha + k_y \cos \beta + k_z \cos \gamma$, 其中 k_x 、 k_y 、 k_z 分别为 x 、 y 、 z 方向的波矢量, α 、 β 、 γ 分别为 \mathbf{k} 与 x 、 y 、 z 方向的夹角, 如图 2 所示。从光轴上一点 ($z=0$) 出发的任一平面波 $\mathbf{k}(\alpha, \beta)$, 经过光纤后, 在光纤的另一端产生一个散射场 $\mathbf{E}_1(x, y; \alpha, \beta)$, 如果不考虑振幅变化, 则 $\mathbf{E}_1(x, y; \alpha, \beta) = \mathbf{E}_0(\eta, \xi) \exp[j\phi(\alpha, \beta)]$ 。对于不同的波矢量 $\mathbf{k}(\alpha, \beta)$, 可以测定不同的 $\mathbf{E}_1(x, y; \alpha, \beta)$, $\mathbf{E}_1(x, y; \alpha, \beta)$, 它们构成的矩阵称为光纤的传输矩阵。实际中, 用 CCD 拍摄到的图像为强度图像, 为了计算出相应的相位信息 $\phi(\alpha, \beta)$, 在光路中引入参考光, 物光和参考光发生干涉, 并从干涉图中提取出相应的相位信息。成像过程中, 将目标图像放入光路, 记录光纤另一端的输出光场, 用已计算出的相位场的共轭相位场与其相乘, 即可求出目标图像, 即

$$\mathbf{E}_0(\eta, \xi) = \mathbf{E}_1(x, y; \alpha, \beta) \exp[-j\phi(\alpha, \beta)]. \quad (3)$$

在这种方法中, 传输矩阵测定过程需多次采集干涉图, 即每改变一次波矢量 $\mathbf{k}(\alpha, \beta)$ 就拍一次干涉图, 将每一个干涉图作为传输矩阵的一个元素图像。在成像过程中, 只需将被成像的目标图像放入光路中并拍摄一次即可。将该图像和传输矩阵中的每个元素图像按(3)式进行运算, 可得出一幅图像, 然后将所有这些图像进行求和平均, 最后恢复出目标图像。

2.2 空间域传输矩阵

对于确定的随机介质, 若由离散的传输矩阵元素表示其真实的像素个数, 则元素数量非常庞大。根据散斑相关特性和散斑记忆效应, 可以通过测量有限个传输矩阵元素近似表征真实的传输特性。在测量空间域

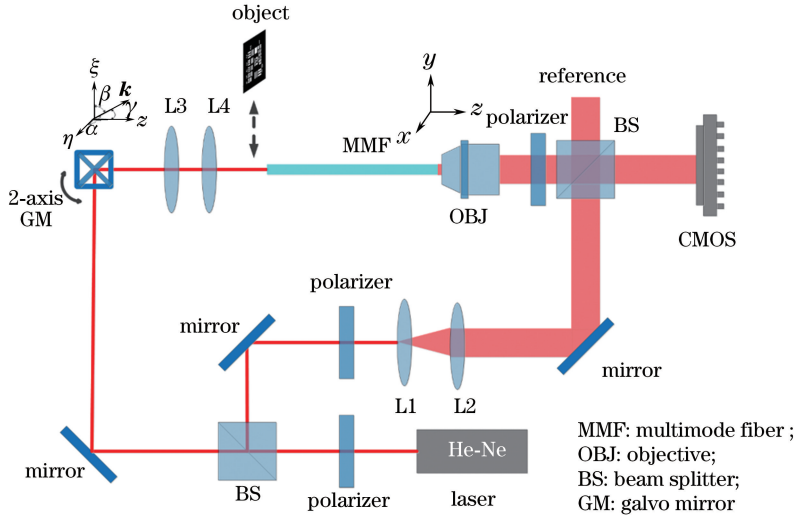


图 2 频域光传输矩阵测定光路示意图

Fig. 2 Diagram of optical path for optical transmission matrix measuring in frequency domain

传输矩阵时,将入射光源划分为有限个栅格(如 SLM 上的每一像素),将输出方的探测器也划分为有限个栅格(CCD 上的每一像素),如图 3 所示。如果把入射方和输出方的每一个栅格看作一个通道,则通过测定入射方和输出方通道之间的响应特性,再经线性叠加便可计算出随机介质的传输特性。

自由空间中任意一个较复杂的波前可表示为有限多个不同平面波分量的线性组合。在有限尺寸的随机介质中,所有的光传播模式也是有限的。若将入射到介质表面的光波用有限个相互正交的光传播模式线性表示,光传播模式即为随机介质散射通道,则

$$\mathbf{E}_m^{\text{out}} = \sum_n t_{mn} \mathbf{E}_n^{\text{in}}, \quad (4)$$

式中 $\mathbf{E}_m^{\text{out}}$ 为输出光场, \mathbf{E}_n^{in} 为输入光场, t_{mn} 为联系第 n 个输入模式和第 m 个输出模式的复系数^[27]。

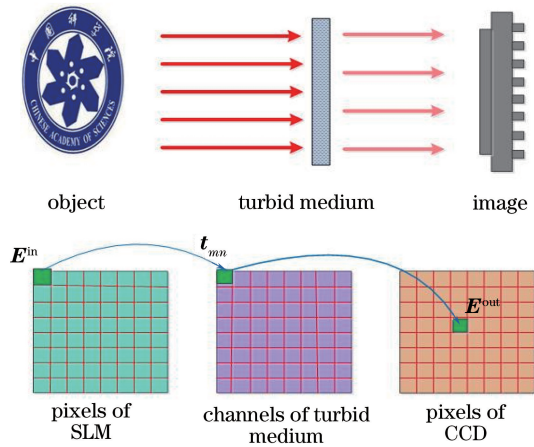


图 3 散射介质中多通道传输过程

Fig. 3 Multichannel transmission in scattering medium

为了使随机介质入射端模式与 SLM 的像素点之间一一对应,各模式与各像素点在尺寸上需要匹配;为了使介质输出端模式与 CCD 探测面像素点一一对应,需将散斑颗粒尺寸调整为与 CCD 像素点尺寸一致。传输矩阵 t 不再只是表示随机介质的传输特性,而是对应于包括随机介质在内的、介于 SLM 与 CCD 之间整个光学系统的传输特性。事实上,由于随机介质上的散射通道尺寸已经达到波长量级,随机介质未被完全紧固,任何轻微的震动都有可能造成像素与模式间的错位,从而导致整个测量系统的不稳定。因此,虽然单臂干涉测量装置结构相对简单,但与双臂干涉装置相比,在稳定性方面并无显著优势。

3 相位补偿法成像原理

从理论上讲,当光场经过光学系统后,可以表示为在一个任意正交基上分解(如傅里叶分解)成的不同模式。无论采用何种光学系统和模式,当所有光线到达输出区域某给定的空间点时,如果其相位相同(或相差 2π 的整数倍),这些模式之间会产生相涨干涉,并在该点达到最优的聚焦效果,使该点的光强达到极大值。在实际光学系统中,任意光场模式到达空间某给定点时,由于光学系统的像差和杂散光的影响,其相位随机,很难实现光束的会聚。为了消除相位失配并达到最优聚焦,需要事先探测出相位的变化。

在理想的光学系统中,利用无像差的物镜对输入光场进行傅里叶变换,变换后的光场出现在光学系统中间某个平面(频域平面)上;再用一个无像差的镜头对该光场进行傅里叶逆变换,即可得到用人眼或 CCD 相机能观察到的图像。改变上述系统中间平面上的光场,即可演变出多种显微成像技术,如暗场成像、相衬成像等。

不局限于傅里叶变换,只需一对光学元件便可实现一次正交变换,再进行一次逆变换,完成目标图像的重建。对于任何光学成像元件(包括散射介质和多模光纤),只要能够得到其对光场正交变换的结果,并且计算出其逆变换,便可以消除其对输入场产生的畸变,从而准确恢复出原有的图像。

3.1 共轭相位补偿法相位补偿

共轭相位补偿法通过计算获得光场的相位畸变,再利用该相位畸变的共轭来消除相位畸变。该方法在自适应光学、非线性光学和光纤通信中得到了广泛应用。利用光折变晶体的非线性效应,可在很小的一块晶体中实现大量数据和图像信息的存储;在光通信中,利用共轭相位补偿法可有效消除光信号的色散,提高数据通信速率;在大气光学中,利用共轭相位补偿法可消除大气湍流对光场的影响,提高光学系统的成像质量。

在光纤成像系统中,光束经过多模光纤后,光纤模间色散使得光纤输出端输出的光场为随机分布的散斑图,无法成像。如果能够测得并计算出光场经过光纤后的相位分布,则可以采取共轭相位补偿法来消除光纤对光场的影响,从而实现成像^[28-29]。

图 4 为一个典型的光纤成像系统,包括相位测定光路和成像光路。在相位测定阶段,激光发出的光经过扩束,由分光棱镜 BS1 分为两路光束:一路光为参考光束,经 M1 和 M2 反射后,在分光棱镜 BS3 处和另一路光进行合束;在 CMOS 上形成干涉图;另一路光经分光棱镜 BS2,再经显微物镜 OBJ1 耦合进入多模光纤,在光纤的另一端,用另一个显微物镜 OBJ2 接收光并进行扩束,该光束与参考光束在 CMOS 上形成干涉。耦合进入光纤输入端的平面波,经过光纤调制后形成的非平面波从输出端输出,并形成随机的散斑图。从干涉图中提取的相位信息即为光纤对平面波的调制。

在成像阶段,先将要成像的样品放置在光纤的输出端,并将提取的相位场的共轭相位分布施加到 SLM 上,该相位信息由参考光路的光束读取,经 BS3 反射到样品上并耦合进光纤。在光纤的输入端,经 OBJ1 接收并在图像传感器 CCD 上进行成像。由于 SLM 上施加的相位信息是光纤相位的共轭,所以经光纤传输后,光纤的影响被消除,并且可在 CCD 上成像。

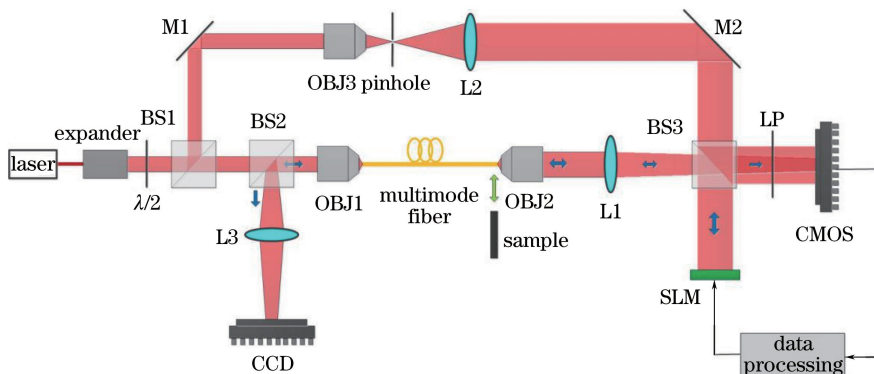


图 4 基于共轭相位补偿法的光纤成像系统

Fig. 4 Fiber imaging system based on conjugate phase compensation method

3.2 递推法相位补偿

共轭相位光纤成像系统原理明确,结构简单,但是要获得精确的相位分布,很大程度上依赖于相位解调

的算法。现有的相位解调算法都有各自适用的场合^[30-31]。相移法为比较常用的方法,需要采集多幅干涉图,采集时间长,对干涉装置的稳定性要求比较高,只适用于静态干涉图。傅里叶变换法只需一幅干涉图便可以提取相位信息,但在用于闭合干涉条纹时容易产生相位截断和频谱混叠。针对光纤成像系统中出现的散斑干涉图,可采用傅里叶光谱法和希尔伯特变换相结合的方法来提高相位解调的精确度^[32]。采取递推法(又称为遗传算法或退火算法)经过多次反复计算,可获得比较理想的相位分布。基于递推算法的光纤成像系统示意图如图 5 所示。

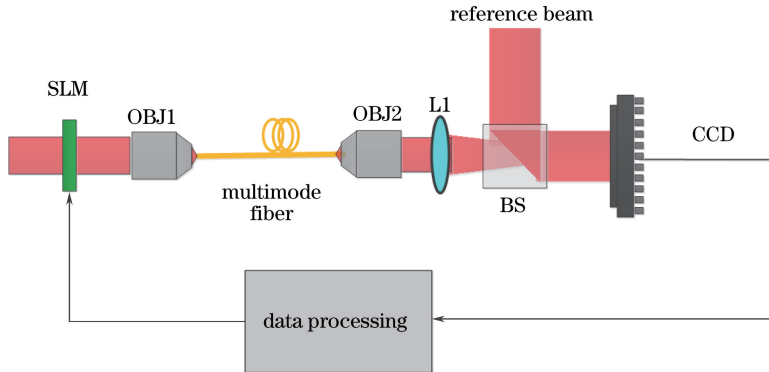


图 5 基于递推算法的光纤成像系统示意图

Fig. 5 Diagram of fiber imaging system based on recursive algorithm

光源发出的光经扩束后投射到 SLM 上,再经调制后通过显微物镜 OBJ1 耦合进多模光纤。光从光纤另一端输出,通过显微物镜 OBJ2 对输出光进行扩束,经扩束后的光经过透镜 L1 后投射到 CCD 上。这束经过调制的光与参考光经合束镜 BS 合成后,在 CCD 上形成干涉。处理从干涉图中提取的相位信息,再将经处理的相位信息输出到 SLM 上。对比 CCD 采集到图像和目标图像,不断调整施加到 SLM 上的信息。经过多次反复循环,最后用 SLM 上的相位分布来消除光纤对光束的相位畸变。

在递推算法中构造一个评价函数(称为代价函数),通过逐步近似计算,可使代价函数达到极小(或极大)值,则认为获得的函数为目标函数的最优近似^[33-34]。Leonardo 等^[35]构造了一个评价函数,即 $I_n = \prod_j (jI_j)$, I_n 为第 n 次循环时图像中所有像素点光强的乘积, I_j 为第 j 个像素点的光强。图像中第 j 个像素点相位可表示为

$$\phi_j^* = \arg\{(1 - \xi)\exp(i\phi_j^{n-1}) + \xi\exp[i(\mathbf{k} \cdot \mathbf{r}_j + \theta)]\}, \quad (5)$$

式中 ξ 为区间 $[0, 1/2]$ 内的一个随机数, θ 为随机的初始相位。

在递推算法中,第 n 次循环后,如果 $I_n > I_{n-1}$,则 $\phi_j^n = \phi_j^*$; 否则, $\phi_j^n = \phi_j^{n-1}$ 。实验结果表明,通过选择适当的 ξ 和 θ ,经过约 2000 次循环运算相位可达到稳定。

当 SLM 的分辨率较高时,像素数会很多,递推算法的计算时间会很长。在实际测量中,不一定要计算每个像素,而是对多个像素(例如 $4 \text{ pixel} \times 4 \text{ pixel}$ 、 $8 \text{ pixel} \times 8 \text{ pixel}$ 、 $16 \text{ pixel} \times 16 \text{ pixel}$)组成的块区域进行计算和相位调制,从而大幅减少计算时间。图 6 中 3 行块区域的变化过程分别对应 3 种相位调制方法^[36]。图 6 中红色块为需要调整的区域,灰色块为已经完成相位值设定的区域。图 6 中第 1 行对应算法 a,该算法中每一个块区域的相位均可在 $[0, 2\pi]$ 范围内进行调节,不断调整块区域的相位可使 CCD 采集的光强最大,记录该块区域的相位值;重复上述步骤,直至确定所有块区域的相位值。图 6 第 2 行对应算法 b,与第 1 行的算法类似,每次完成一个块区域的相位调节后,该块区域的相位值保持不变;在第 1 行中,每个块区域相位值调整后,进行下一个块区域调整时,该块区域的相位值恢复为 0。图 6 第 3 行对应算法 c,该算法每次调节 SLM 中一部分块区域的相位值,算法效率更高,相位值的确定时间更短。

4 单光纤成像技术的应用

光纤内窥镜已经成为临床医学不可缺少的检测工具。单光纤成像技术可使内窥镜的探头直径进一步减小,从而实现超细内窥^[37-38]。超细内窥镜在一些特殊检测环境(如耳、鼻、心、脑等)中,可实现体内无创伤检

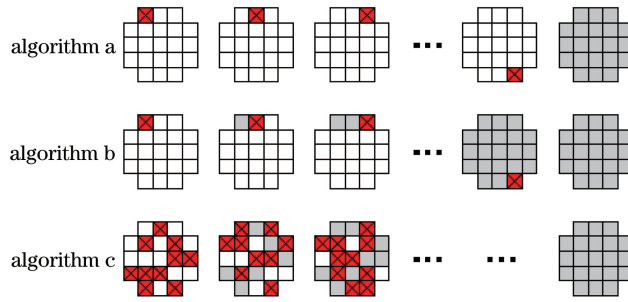


图 6 SLM 相位控制算法

Fig. 6 SLM phase control algorithms

查^[39-40]。人体耳蜗在人耳内部深处,由于耳道的结构复杂,很难从耳外观察内部的结构,采用超细内窥镜可以让内窥镜通过耳道直接进入耳朵内部,对耳蜗结构进行观察^[16]。对于人体的细小腔道结构(如血管、乳管和支气管等),无法从腔道内部进行检查,只能通过 B 超和医学计算机断层扫描等医学影像技术从体外进行成像,图像分辨率低,而且不能实时观察腔道内部的生物状态。超细内窥镜可将光纤探头通过导管扩张器直接插入腔道,探头所在位置的图像可直接显示在计算机或显示器屏幕上,以便医生直观地进行诊断和分析。

光纤成像技术与传统医学显微成像系统相结合,形成了光纤 OCT 成像、光纤共焦显微成像、关联成像、光纤多光子成像以及三维成像等技术^[41-43],发挥了原有显微成像的长处,可应用于原来仪器无法应用的场合。

5 结束语

经过近 10 年的发展,单光纤成像技术在成像机理、成像质量和应用研究等方面都取得了很大的进步,为超细内窥镜技术的发展提供了新的方向,并使内窥镜在新领域的应用成为可能。近几年,衍射成像技术和计算成像技术成为新的研究热点,该领域的研究成果为单光纤成像技术提供了更多的技术支持。

目前,单光纤成像系统在成像速度和分辨率方面还存很多不足。在成像系统的传输矩阵测试阶段,必须采用 SLM 实现相位调制,而 SLM 器件的响应速度比较低,帧率只能达到几百赫兹,一些特殊的器件可以达到 20 kHz,但对于像素为 100 pixel×100 pixel 的成像区域进行逐点成像,成像速率只能达到 2 frame/s,在实际应用中有很大的局限性。SLM 器件的光效率较低,体积较大,不利于系统集成和结构微型化。单光纤成像系统需要预先测定光纤的传输特性(即光纤传输矩阵),而传输矩阵会受光纤形态(如弯曲、压力和温度)的影响。如果光纤在使用过程中受到外界的扰动,那么传输矩阵会发生变化,对成像产生较大影响。

为了解决上述问题,从光源扫描方式、光束偏转方式和重建算法等方面开展研究。采用一个点阵光源,用电控的方法扫描不同方向的光束。与现有的振镜扫描系统相比,该方法结构紧凑,扫描速度快,可以实现系统集成。利用声光偏转器件可实现光束偏转,并结合波导器件实现多模光纤成像^[27]。对于单光纤成像系统,尽管实际测量时只需拍摄一次图像,但在传输矩阵的构建、相位场的计算以及图像重建过程中,计算量大,计算时间长,因此新的算法也在不断被研究。

目前单光纤成像技术水平与实际应用需求之间还有较大距离,但成像方法和关键部件技术的快速进步为将来实现小型化、全固态和算法嵌入提供了有力支持。

参 考 文 献

- [1] Mahalati R N, Gu R Y, Kahn J M. Resolution limits for imaging through multi-mode fiber[J]. Optics Express, 2013, 21(2): 1656-1668.
- [2] Helmchen F. Miniaturization of fluorescence microscopes using fiber optics [J]. Experimental Physiology, 2002, 87(6): 737-745.
- [3] Papadopoulos I N, Farahi S, Moser C, *et al.* High-resolution, lensless endoscope based on digital scanning through a multimode optical fiber[J]. Biomedical Optics Express, 2013, 4(2): 260-270.
- [4] Wu Y, Leng Y, Xi J, *et al.* Scanning all-fiber-optic endomicroscopy system for 3D nonlinear optical imaging of biological tissues[J]. Optics Express, 2009, 17(10): 7907-7915.

- [5] Sivankutty S, Andresen E R, Cossart R, *et al.* Ultra-thin rigid endoscope: Two-photon imaging through a graded-index multi-mode fiber[J]. *Physics*, 2015, 24(2): 825-841.
- [6] Bertolotti J, Putten E, Blum C, *et al.* Noninvasive imaging through opaque scattering layers[J]. *Nature*, 2012, 491(7423): 232-234.
- [7] Psaltis D, Moser C. Imaging with multimode fibers[J]. *Optics and Photonics News*, 2016, 27(1): 24-31.
- [8] Yang Hong, Huang Yuanhui, Gong Changmei, *et al.* Advance on techniques of breaking diffraction limitation using scattering medium[J]. *Chinese Optics*, 2014, 7(1): 1-25.
杨虹, 黄远辉, 龚昌妹, 等. 散射介质超衍射极限技术研究进展[J]. *中国光学*, 2014, 7(1): 1-25.
- [9] Zhou Libin, Du Xinchao, He Zhengquan, *et al.* Application of phase demodulation technique in turbid medium imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(s1): s111005.
周利斌, 杜新超, 贺正权, 等. 相位解调技术在浑浊介质成像中的应用[J]. *光学学报*, 2015, 35(s1): s111005.
- [10] Edrei E, Scarcelli G. Optical imaging through dynamic turbid media using the Fourier-domain shower-curtain effect[J]. *Optica*, 2016, 3(4): 71-74.
- [11] Wang Jiangang, Yang Lisong, Wang Guiying. Photon migration and imaging in a scattering medium[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2000, 37(1): 14-21.
王建岗, 杨莉松, 王桂英. 光在散射介质中的传输和成像[J]. *激光与光电子学进展*, 2000, 37(1): 14-21.
- [12] Choi Y, Yoon C, Kim M, *et al.* Optical imaging with the use of a scattering lens[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2014, 20(2): 6800213.
- [13] Loterie D, Farahi S, Papadopoulos I, *et al.* Digital confocal microscopy through a multimode fiber[J]. *Optics Express*, 2015, 23(18): 23845-23858.
- [14] Myaing M T, Macdonald D J, Li X. Fiber-optic scanning two-photon fluorescence endoscope[J]. *Optics Letters*, 2006, 31(8): 1076-1078.
- [15] Zhu Y, Terry N, Woosley J, *et al.* Design and validation of an angle-resolved low-coherence interferometry fiber probe for *in vivo* clinical measurements of depth-resolved nuclear morphology[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2011, 16(1): 011003.
- [16] Guillaume E, Martins F, Boccara C, *et al.* High-resolution handheld rigid endomicroscope based on full-field optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2016, 21(2): 026005.
- [17] Choi Y, Yoon C, Kim M, *et al.* Scanner-free and wide-field endoscopic imaging by using a single multimode optical fiber[J]. *Physical Review Letters*, 2012, 109(20): 203901.
- [18] Yariv A. On transmission and recovery of three-dimensional image information in optical waveguides[J]. *Journal of the Optical Society of America*, 1978, 66(4): 301-306.
- [19] Huang Huiling, Chen Ziyang, Sun Cunzhi, *et al.* Focusing laser beams through opaque scattering media[J]. *Chinese J Lasers*, 2015, 42(6): 0602004.
黄惠玲, 陈子阳, 孙存志, 等. 激光光束经过不透明散射介质的聚焦[J]. *中国激光*, 2015, 42(6): 0602004.
- [20] Fischer B, Stemklar S. Image transmission and interferometry with multimode fibers using self-pumped phase conjugation[J]. *Applied Physical Letters*, 1985, 46(2): 113-114.
- [21] Mc Michael I, Yeh P, Beckwith P. Correction of polarization and modal scrambling in multimode fibers by phase conjugation[J]. *Optics Letters*, 1987, 12(7): 507-509.
- [22] van Eibert G P. Disorder-enhanced imaging with spatially controlled light[D]. Enschede: University of Twente, 2011: 68-69.
- [23] Popoff S M, Lerosey G, Carminati R, *et al.* Measuring the transmission matrix in optics: An approach to the study and control of light propagation in disordered media[J]. *Physical Review Letters*, 2009, 104(10): 100601.
- [24] Kim G, Menon R. An ultra-small three dimensional computational microscope[J]. *Applied Physics Letters*, 2014, 105(6): 061114.
- [25] Popoff S, Lerosey G, Fink M, *et al.* Image transmission through an opaque material[J]. *Nature Communications*, 2010, 1: 81.
- [26] Kim M, Choi W, Choi Y, *et al.* Transmission matrix of a scattering medium and its applications in biophotonics[J]. *Optics Express*, 2015, 23(10): 12648-12668.

- [27] Čizmar T, Kishan D. Exploiting multimode waveguides for pure fiber-based imaging[J]. Nature Communications, 2012, 3: 1027.
- [28] Papadopoulos I N, Farahi S, Moser C, *et al.* Focusing and scanning light through a multimode optical fiber using digital phase conjugation[J]. Optics Express, 2012, 20(10): 10583-10590.
- [29] Jang M, Ruan H, Vellekoop M, *et al.* Relation between speckle decorrelation and optical phase conjugation (OPC)-based turbidity suppression through dynamic scattering media: A study on *in vivo* mouse skin[J]. Biomedical Optics Express, 2015, 6(1): 72-85.
- [30] Ikeda T, Popescu G, Dasari R, *et al.* Hilbert phase microscopy for investigating fast dynamics in transparent systems[J]. Optics Letters, 2005, 30(10): 1165-1167.
- [31] Wu Jie, Zhou Hao, Wu Dan, *et al.* Study of phase unwrapping algorithm from the under sampled phase[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2016, 53(5): 051003.
吴杰, 周皓, 吴丹, 等. 欠采样条件下相位解包裹算法的研究[J]. 激光与光电子学进展, 2016, 53(5): 051003.
- [32] Zhou L, Zhuang B, Sun H, *et al.* Speckle phase retrieval and transmission matrix obtaining of turbid media[J]. Optik, 2016, 127(20): 9911-9916.
- [33] Jang H, Yoon C, Chung E, *et al.* Holistic random encoding for imaging through multimode fibers[J]. Optics Express, 2014, 23(5): 6705-6721.
- [34] Čizmar T, Dholakia K. Shaping the light transmission through a multimode optical fiber: Complex transformation analysis and applications in biophotonics[J]. Optics Express, 2011, 19(20): 18871-18884.
- [35] Leonardo R, Bianchi S. Hologram transmission through multi-mode optical fibers[J]. Optics Express, 2011, 19(1): 247-254.
- [36] Vellekoop I M, Mosk A P. Phase control algorithms for focusing light through turbid media[J]. Optics Communication, 2008, 281(11): 3071-3080.
- [37] Gu R Y, Mahalati R N, Kahn J M. Noise-reduction algorithms for optimization-based imaging through multi-mode fiber[J]. Optics Express, 2014, 22(12): 15118-15132.
- [38] Xu Zhong, Liu Hongying, Pi Xitian, *et al.* Study of medical ultrathin endoscope system[J]. Chinese Journal of Medical Engineering, 2014, 33(1): 107-111.
徐忠, 刘洪英, 皮喜田, 等. 医用超细内窥镜系统研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2014, 33(1): 107-111.
- [39] Wang K, Horton N G, Xu C. Going deep: Brain imaging with multi-photon microscopy[J]. Optics and Photonics News, 2013, 24(11): 32-39.
- [40] Stasio N, Shibukawa A, Papadopoulos I N, *et al.* Towards new applications using capillary waveguides[J]. Biomedical Optics Express, 2015, 6(12): 4619-4631.
- [41] Conkey D B, Stasio N, Moralesdelgado E E, *et al.* Lensless two-photon imaging through a multicore fiber with coherence-gated digital phase conjugation[J]. Journal of Biomedical Optics, 2016, 21(4): 045002.
- [42] Zeidan A, Yelin D. Spectral imaging using forward-viewing spectrally encoded endoscopy[J]. Biomedical Optics Express, 2016, 7(2): 392-398.
- [43] Liu Baolei, Yang Zhaohua, Qu Shaofan, *et al.* Influence turbid media at different locations in computational ghost imaging[J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(10): 1026017.
刘保磊, 杨照华, 曲少凡, 等. 不同路径下散射介质对计算关联成像的影响[J]. 光学学报, 2016, 36(10): 1026017.