

基于光参量放大相位共轭特性的图像修复与增强

王聪 杨晶 潘秀娟 蔡高航 赵巍 张景园 崔大复 彭钦军 许祖彦

Image restoration and enhancement based on phase conjugation of optical parametric amplification

Wang Cong Yang Jing Pan Xiu-Juan Cai Gao-Hang Zhao Wei Zhang Jing-Yuan Cui Da-Fu
Peng Qin-Jun Xu Zu-Yan

引用信息 Citation: [Acta Physica Sinica](#), 66, 104205 (2017) DOI: 10.7498/aps.66.104205

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.66.104205>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2017/V66/I10>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于光参量变频与放大的高灵敏红外成像技术

Sensitive detection of ultra-weak infrared image using parametric frequency up-conversion and amplification

物理学报.2016, 65(1): 014209 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.014209>

基于 MgO:APLN 的 1.57 μm /3.84 μm 连续波内腔多光参量振荡器研究

Continuous-wave 1.57 μm /3.84 μm intra-cavity multiple optical parametric oscillator based on MgO:APLN

物理学报.2015, 64(22): 224215 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.224215>

基于 MgO:QPLN 的多光参量振荡器电场调谐特性理论与实验研究

Electric field tuning characteristic of multiple optical parametric oscillator based on MgO:QPLN

物理学报.2015, 64(16): 164208 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.164208>

高效率内腔式 2 μm 简并光学参量振荡器

High-efficiency intracavity 2 μm degenerate optical parametric oscillator

物理学报.2015, 64(8): 084207 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.084207>

基于 MgO:APLN 的多光参量振荡器实验研究及其逆转换过程演化分析

Experimental study of multiple optical parametric oscillator based on MgO:APLN and its evolution analysis of back conversion

物理学报.2015, 64(4): 044203 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.044203>

基于光参量放大相位共轭特性的图像修复与增强*

王聪¹⁾²⁾ 杨晶^{1)†} 潘秀娟¹⁾ 蔡高航¹⁾ 赵巍¹⁾ 张景园³⁾ 崔大复¹⁾
彭钦军¹⁾ 许祖彦¹⁾

1)(中国科学院理化技术研究所, 中国科学院固体激光重点实验室, 中国科学院功能晶体与激光技术重点实验室, 北京 100190)

2)(中国科学院大学, 北京 100190)

3)(南佐治亚大学物理系, 美国佐治亚州 30460)

(2016年11月5日收到; 2017年3月3日收到修改稿)

非线性光学相位共轭技术可将经过散射介质后产生畸变的光学波前进行修复. 本文基于光参量放大(OPA)过程的光学相位共轭(OPC)特性, 进行了光学相位共轭图像修复和增强的实验研究. 基于大能量532 nm皮秒抽运激光和大口径非线性光学晶体 KTiOPO_4 (KTP) (II类相位匹配), 对经过牛奶乳浊液后已无法识别的1064 nm近红外光学图像, 进行相位共轭修复, 修复后的图像分辨率达12线/mm, 此外, 结合OPA过程的光学增益特性, 实现了超过17 dB的光学图像增强, 为现有三波混频光学相位共轭修复畸变所获图像增益的最大值. 在此基础上, 峰值信噪比较修复之前有160%的提升. 考虑到光参量过程所具有的波长可调谐特性, 在实际应用中, 可根据需要, 选择与生物组织的光学治疗窗口相匹配的成像波长, 从而保证更长的穿透深度, 提升生物组织成像和医学无损检测的效果.

关键词: 光参量放大, 光学相位共轭, 图像增强, 生物成像

PACS: 42.65.Yj, 42.65.Hw, 87.63.lm, 87.85.Pq

DOI: 10.7498/aps.66.104205

1 引言

激光束在非均匀介质中传播时, 会产生波前畸变. 因此修正传输介质不均匀引起的波前畸变, 在生物医学成像等领域具有广泛应用前景. 当前自适应光学技术可以很好地实现波前畸变的校正, 但却存在结构复杂、代价昂贵的缺陷. 1972年, Zel'dovich等^[1]在受激布里渊散射实验中首次发现了光学相位共轭(OPC)现象. 此后不久, Yariv^[2]首次提出了通过三波混频产生相位共轭波来修复波前扰动的方法. 1977年, Avizonis对三波混频的相位共轭波进行了理论和实验的论证^[3]. 随着非线性光学的发展, 产生相位共轭波的方法包括受激布里渊散射、四波混频、三波混频以及其他非线性效应如双光子吸收、光子回波等^[1-6]. 然而受到晶体

材料及激光技术的限制, 三波混频相位共轭技术的研究未有重大进展. 20世纪90年代以来, 随着非线性晶体(例如 KTiOPO_4 (KTP))的制作工艺与超快激光技术的逐渐成熟, 利用三波混频产生相位共轭波来还原畸变图像的方法重新引起了研究人员的注意, 与四波混频与受激布里渊散射相比, 三波混频结构简单且无阈值功率限制, 此外它克服了光折变效应响应时间长(10^{-3} —1 s)的缺点^[7], 可用于实时高速成像. 1998年, Devaux等^[8]利用三波混频, 对通过畸变介质后的图像进行恢复, 相位共轭图像分辨率为0.18 mm (5.6线/mm), 获得增益为4 dB. 2013年, Zou等^[9]提出了基于无胶键合的周期性极化材料(AFB-KTP)的实验方案, 该方案具备更优的偏振及波长适应性, 并于2015年实现了对波前畸变的实时修复^[10].

* 中国科学院科技创新基金(批准号: CXJJ-16M112, CXJJ-15S089)和北京市自然科学基金(批准号: 8154055)资助的课题.

† 通信作者. E-mail: yangjing@mail.ipc.ac.cn

光参量放大(OPA)具有高的光学增益,可以用于微弱光学图像的增强. 2015年本课题组进行了无畸变介质下的微弱红外图像增强的实验研究,实现了80 dB的光学增强,峰值信噪比(PSNR)提升了22%^[11]. 因此利用简并三波耦合过程的共轭产生特性,结合OPA的高增益特性,实现光学图像的恢复与增强是可行的. 然而,利用三波混频相位共轭进行修复波前畸变的实验研究中,实际的散射介质除了带来能量的衰减和图像的畸变,还会引进光子直进特性的变差、退偏,降低相位匹配的效率,进而影响到光学增益. Devaux等^[12]尽管在未加入畸变介质时获得了30 dB的图像增益,但在后续添加畸变介质的修复实验中图像增益仅为4 dB^[8].

本文采用10 Hz, 532 nm皮秒激光为抽运源,以1064 nm红外皮秒激光为信号光,利用非线性光学晶体KTP中简并光参量放大过程产生后向的相位共轭闲频光,修复了由散射介质引起的波前畸变,其中使用的散射介质是衰减系数为 6.5 cm^{-1} 的牛奶乳浊液,恢复前后PSNR提高了160%. 当泵光能量为2.6 mJ时,得到17.8 dB的图像增益,据我们所知这是目前为止利用三波混频光学相位共轭修复畸变信号所获增益的最高水平. 除此之外,对相位共轭成像的分辨率极限也进行了实验研究,获得成像的分辨率为12线/mm,与理论计算结果基本一致.

2 光参量放大相位共轭的理论分析

利用相位共轭波修正图形失真是基于光参量放大过程的共轭产生特性而实现的. 设在晶体中沿着 z 方向传播的三个平面波分别为信号光、闲频光和抽运光,在三波混频的过程中,小信号增益系数 g 表达式为^[13,14]

$$g = \left[\frac{2\omega_i\omega_s d_{\text{eff}}^2 I_p}{n_i n_s n_p \varepsilon_0 c^3} \right]^{1/2}, \quad (1)$$

式中, ω_s 和 ω_i 分别代表信号光和产生的闲频光的频率; n_s, n_i 和 n_p 分别代表信号光、闲频光和抽运光的折射率; d_{eff} 表示二阶有效非线性系数; c 和 ε_0 为真空中光速和介电常数; I_p 是抽运光强度. 闲频光的振幅可以表示为

$$A_i(\mathbf{r}) = \frac{-ig}{b} A_s(\mathbf{r}) \Gamma(bL) \exp\left(-\frac{i\Delta k L}{2}\right) \times \exp(-i\mathbf{k}_i \cdot \mathbf{r}) \quad (2)$$

其中,

$$\Gamma(bL) = \begin{cases} \sinh(bL); b = \frac{1}{2(g^2 - (\Delta k/2)^2)^{1/2}} & g > \Delta k/2, \\ \sin(bL); b = \frac{1}{2[(\Delta k/2)^2 - g^2]^{1/2}} & g < \Delta k/2, \end{cases}$$

A_i, A_s 分别表示闲频光和信号光的振幅; L 表示晶体的长度. 在相位失配量 $\Delta \mathbf{k} = \mathbf{k}_p - \mathbf{k}_s - \mathbf{k}_i = 0$ 时,信号光获得的增益 G 为^[13]

$$G = \frac{\omega_i}{\omega_s} \left[\sinh\left(\frac{gL}{2}\right) \right]^2. \quad (3)$$

以上讨论是基于抽运光的强度相对变化较小,即小信号近似理论的情形. 对于大信号情况,可利用三波混频的耦合波方程组来模拟三波的相互作用情况,假定传输过程无损耗,三个光电场满足下方程组^[13]:

$$\begin{cases} \frac{dA_s}{dz} = -i\kappa A_i^* A_p e^{-i\Delta k z}, \\ \frac{dA_i^*}{dz} = i\kappa A_s A_p^* e^{i\Delta k z}, \\ \frac{dA_p}{dz} = -i\kappa A_s A_i e^{i\Delta k z}, \end{cases} \quad (4)$$

式中, $\kappa = d_{\text{eff}} \left(\frac{\mu_0 \omega_s \omega_i \omega_p}{\varepsilon_0 n_s n_i n_p} \right)^{1/2}$, A_s, A_i 和 A_p 表示信号光、闲频光和抽运光的振幅, ω_p 为抽运光的频率.

利用三波混频光学相位共轭修复图像失真时,当入射信号波通过非均匀介质受到扰动产生畸变的波前 $\varphi(x, y, z)$,由于相位共轭波是在振幅、相位及偏振态三个方面互为时间反演的波,因此相位共轭波也是畸变波. 对于后向传播的相位共轭波,将产生 $-\varphi(x, y, z)$ 的畸变波前,这样使预置相位畸变的闲频光即相位共轭波通过非均匀介质之后,便可将第一次通过非均匀介质的波前畸变加以消除.

3 实验装置

光学相位共轭成像实验装置如图1所示,使用皮秒Nd:YAG激光器(EKSPLA-2250)发射的1064 nm激光作为信号光,其二倍频532 nm的激光作为抽运光. 1064 nm信号光为P偏振,经过衰减器ATT(由半波片和薄膜偏振片组成,通过旋转半波片来达到衰减信号光的目的)和中性密度衰减片NDF的衰减后照射到透明的鉴别率板上,信

号光能量为9.7 nJ, 然后经过偏振分束器PBS后, 照射畸变介质, 最后通过耦合镜M₂(45°HT@1064 nm, 45°HR@532 nm)后, 进入非线性晶体KTP. 脉宽为21 ps的532 nm的抽运光经过延迟镜组DL,

经反射镜M₁和耦合镜M₂反射后, 进入晶体, 与信号光发生相互作用, 抽运光光斑直径为6 mm. 光学延迟线DL的作用是用来实现抽运光和信号光的同步.

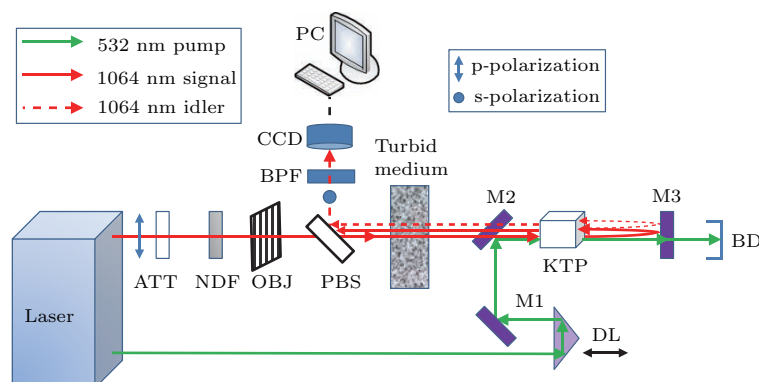


图1 (网刊彩色) 光参量放大相位共轭成像与增强实验装置 ATT, 衰减器; NDF, 中性密度衰减片; OBJ, 鉴别率板; PBS, 偏振分束器; Turbid medium, 畸变介质; BPF, 窄带滤波片; M, 反射镜; DL, 延迟线; BD, 光束收集器
Fig. 1. (color online) Experimental setup for optical phase conjugation and image enhancement based on optical parametric amplification. ATT, attenuator; NDF, neutral density filter; OBJ, object; PBS, polarized beam splitter; turbid medium; BPF, band pass filter; M, mirror; DL, optical delay line; BD, beam dump.

其中, KTP晶体的尺寸为6 mm(8 mm(L) × W) × 6 mm(H), 切割方式为 $\theta = 90^\circ$, $\varphi = 23.5^\circ$. 实验采用II类相位匹配($e + o \rightarrow e$), 抽运光和信号光在晶体中通过光参量放大过程, 产生1064 nm相位共轭闲频光. 产生的闲频光和信号光被双色镜M₃(0°HR@1064 nm, HT@532 nm)反射, 残余的532 nm抽运光透过M₃后被光束收集器BD收集. 产生的相位共轭闲频光为S偏振, 沿信号光的原路返回再次穿过畸变介质, 经偏振分束器PBS反射后与信号光分离, 再经过1064 nm的窄带滤波片BPF滤除其他波段的杂散光, 最后由电荷耦合器(CCD)进行探测. 实验中目标物体与CCD探头到晶体前端面的距离均为24 cm.

散射介质与目标物体如图2所示. 实验中使用规格为10 mm(L) × 10 mm(W) × 35 mm(H)的石英管盛放散射介质, 畸变介质选择不透光的牛奶乳浊液, 浓度为11.4%, 肉眼直接观察无法看到其后的坐标图样, 通过直接测量得到衰减系数为 6.5 cm^{-1} ^[15], 目标物体是尺寸为2.5 mm鉴别率板上的阿拉伯数字2和条纹, 示意图见图右上角.

4 实验结果与分析

图3为对透明鉴别率板不同区域的成像对比, 图3(a)和图3(b)是上述两个目标物在不打开抽运光的情况下即只有信号光通过散射介质后的图像. 从图中可以看出, 图像非常模糊, 难以辨识; 图3(c)和图3(d)为修复波前畸变后的相位共轭成像效果图, 很明显, 抽运光和带有波前畸变的信号光在晶体中经过光参量放大过程, 产生与信号光相位共轭的闲频光, 闲频光通过畸变介质, 实现对波前畸变的补偿, 信噪比大大提高.

利用三波耦合方程(4)计算了相位共轭闲频光的增益. 信号光、闲频光和抽运光的折射率分别为 $n_s(1064 \text{ nm}) = 1.747$, $n_i(1064 \text{ nm}) = 1.830$, $n_p(532 \text{ nm}) = 1.788$; 有效非线性系数 $d_{\text{eff}} = 3.58 \text{ pm/V}$. 增益曲线如图4所示, 图中黑色曲线代表在不考虑信号光退偏的前提下得到的理想增

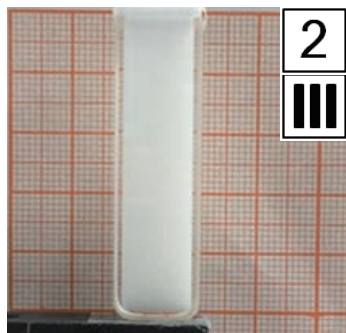


图2 (网刊彩色) 充有散射介质牛奶样品池(左边)与目标物体(右上角)示意图
Fig. 2. (color online) Milk in sample cell as turbid medium (left) and object (upper right inset).

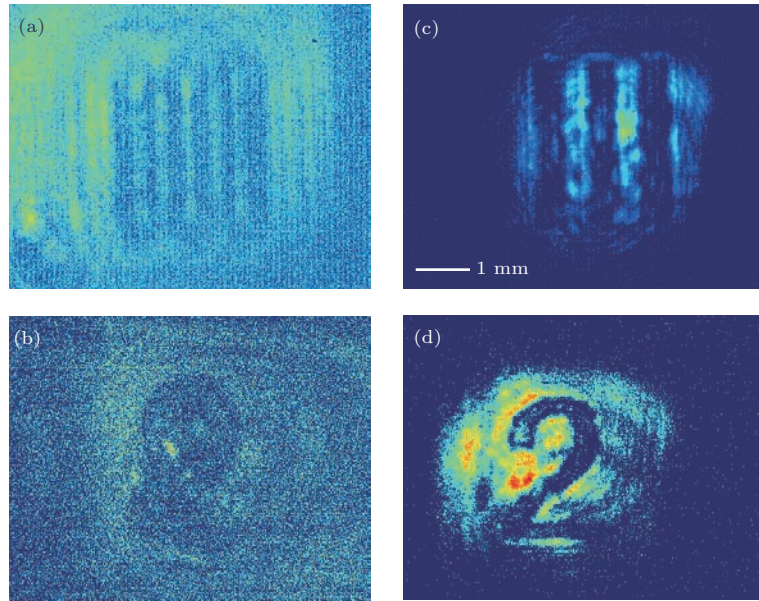


图3 (网刊彩色)通过散射介质后目标物体不同区域信号光直接成像与OPC成像效果对比 (a), (b) 信号光单独成像效果图; (c), (d) OPC 修复波前畸变效果图

Fig. 3. (color online) Signal image and OPC image from different areas of the object scattered by milk emulsion: (a), (b) Signal image scattered by milk emulsion without pump; (c), (d) restored images after OPC.

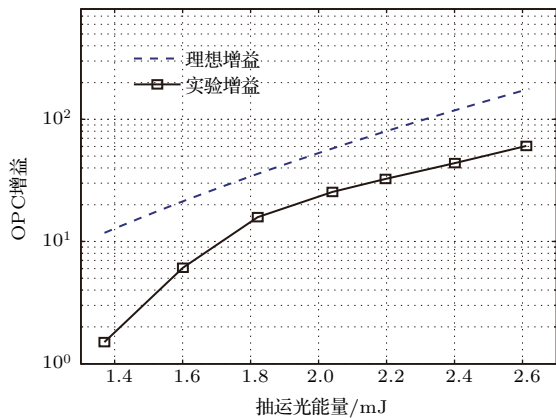


图4 图像增益与抽运光强度的关系

Fig. 4. Image intensity gain versus pump energy.

益, 蓝色曲线表示不同泵光强度下通过计算 OPC 图像的平均灰度得到的实际增益. 可以看出, 随着泵光的增加, 闲频光的增益也在不断增加, 然而计算得到的实际增益与理想增益始终存在偏差, 这是由于加入散射介质后, 入射信号光的直进特性改变, 发散角变大引入了相位失配, 同时散射也会带来信号光的退偏, 返回的并非理想的相位共轭光, 从而导致实际增益下降. 在泵光能量为 2.6 mJ 时, 得到的图像增益为 17.8 dB, 为目前利用三波混频光学相位共轭修复波前畸变获得的最大增益. 在进一步的实验中, 可以参考 Zou 等^[9]提出的无胶键合

周期性极化晶体的方案来获得对信号光更好的偏振适应性, 并对相位失配量进行补偿.

图 5 为不同抽运光能量下 OPC 成像效果和信号光直接成像效果的对比, 图 5 (a) 是信号光直接成像的效果图, 图 5 (b)—(d) 分别表示泵光能量为 1.8, 2.2, 2.6 mJ 时的 OPC 成像图. 从图中可以看出, 相较于信号光直接成像, 光学相位共轭成像能很好地修复散射介质带来的波前畸变, 图像质量也得到了很大的改善.

这里利用 PSNR 对两种成像方式得到的图像进行定量比较, PSNR 值越大, 图像质量越好. 定义如下^[16]:

$$PSNR = 10 \log_{10} \left[\frac{(2^n - 1)^2}{MSE} \right], \quad (5)$$

其中, n 为每像素的比特数, MSE 表示当前图像 X 和参考图像 Y 的均方误差, 表达式为

$$MSE = \frac{1}{H \times W} \sum_{i=1}^H \sum_{j=1}^W (X(i, j) - Y(i, j))^2, \quad (6)$$

H, W 分别为图像的高度和宽度.

根据 (6) 式得到图 5 (a)—(d) 的 PSNR 分别为 4.7, 12.2, 11.8 和 9.3. 可以看出抽运光能量逐渐增加的过程中, OPC 成像得到的 PSNR 相比于信号光成像有明显的提升. 当抽运光能量为 1.8 mJ 时,

经过光学相位共轭成像较直接成像的 PSNR 增加了 7.5, 提升了 1.6 倍. PSNR 在增加到 12.2 的最高点后开始降低, OPC 的图像质量经历了由好到坏的变化过程, 主要原因是泵光强度增加的同时参量荧光背景也开始显著加强, 当光参量增益带来的图像改善不足以抵消参量荧光背景带来的图像恶化时, PSNR 便开始降低.

在该三波混频的后向相位共轭实验装置中, 为了排除透镜等带来的相位畸变影响畸变波前的修复效果, 光路中未加入透镜系统, 这样对于相位共轭成像分辨率的讨论将主要由晶体与目标物体之间的距离决定. 分辨率的阈值距离^[12,17]表达式为

$$D_0 = \frac{a}{2n\Delta\Phi_s}, \quad (7)$$

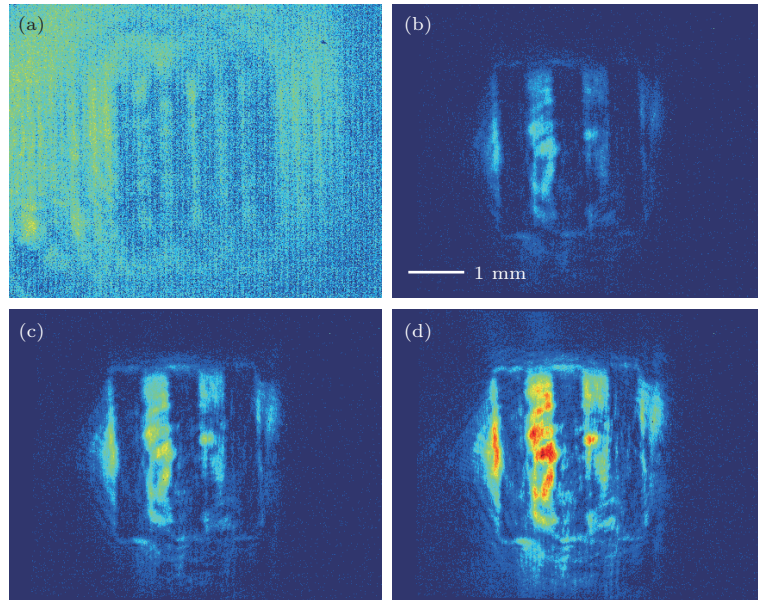


图5 (网刊彩色) 信号光成像与不同抽运光强度下 OPC 成像对比图 (a) 信号光直接成像; (b)—(d) 抽运光能量分别为 1.8, 2.2, 2.6 mJ 条件下 OPC 成像效果

Fig. 5. (color online) Signal image without OPC and OPC image under different pump power density: (a) Signal image; (b)—(d) OPC image under different pump energy at 1.8, 2.2, 2.6 mJ, respectively.

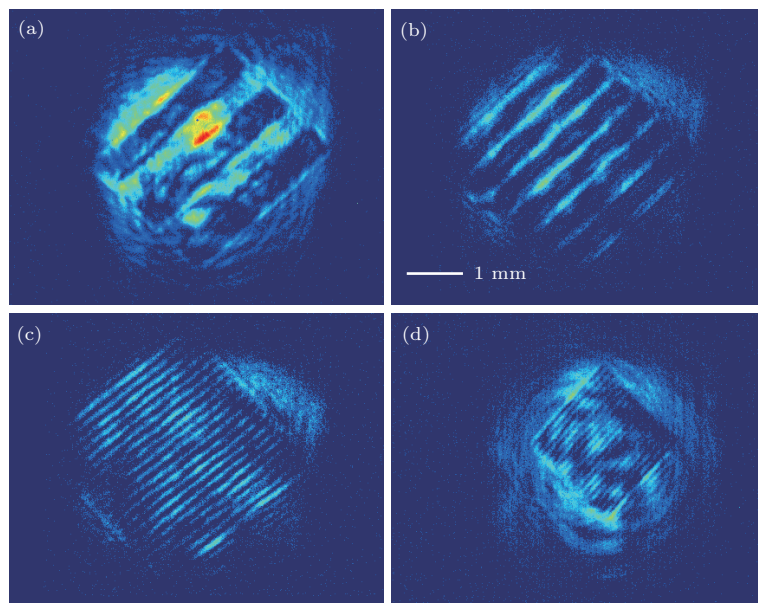


图6 (网刊彩色) 不同分辨率下光学相位共轭成像效果图 (a) 2 线/mm; (b) 4 线/mm; (c) 12 线/mm; (d) 16 线/mm

Fig. 6. (color online) OPC image with different resolutions: (a) 2 lines/mm; (b) 4 lines/mm; (c) 12 lines/mm; (d) 16 lines/mm.

其中, $\Delta\Phi_s$ 表示晶体的相位匹配角, a 表示晶体的通光口径, n 为晶体的折射率. 实验所能达到的分辨率由下式决定:

$$r = \begin{cases} \frac{a}{2\lambda_s D} & D \geq D_0, \\ \frac{n\Delta\Phi_s}{2\lambda_s} & D < D_0, \end{cases} \quad (8)$$

(8) 式中, D 表示晶体前端面与目标物体的距离, λ_s 为信号光的波长. 本实验中所使用的KTP晶体其阈值距离 $D_0 = 15$ cm, 实际距离 $D = 24$ cm $> D_0 = 15$ cm, 因此成像所能达到的分辨率由目标物体与晶体前端面的距离 D 决定, 理论分辨率为 $r = 11.7$ 线/mm. 图6为不同分辨率的鉴别率板 OPC 成像效果图, 可见实现了对分辨率为 12 线/mm 的目标物的光学相位共轭成像, 当分辨率增加到 16 线/mm 时, 图像已较难分辨, 这一结果与理论分辨率是相符合的.

显然, 在大于阈值距离的前提下减小距离 D 有助于获得更好的图像质量. 在晶体尺寸的选择上, 晶体越长, 接受角越小, 而从分辨率的表达式中能够看出, 通光口径越大, 分辨率则越高. 因此实验中可依据实际条件选择通光口径大而长度较小的非线性晶体来增加图像分辨率, 此外, 还可采用脉冲更短的飞秒激光, 获得更高的纵向分辨率和更高的光学增益^[18].

5 结 论

本文基于三波混频光学相位共轭原理, 利用光学参量放大过程产生的后向相位共轭光, 对由散射介质引起的图像畸变进行了修复, OPC 成像峰值信噪比由 4.7 增加到了 12.2, 分辨率达到 12 线/mm, 此外还获得了 17.8 dB 的图像增益, 为目前利用 OPA 进行相位共轭矫正图像畸变所得到的增益最大值. 三波混频相位共轭响应时间快, 对抽运光强度要求低, 通过对抽运光波长的调谐, 有望在 600—1300 nm 之间的近红外“光学窗”范围内实现对生物组织的成像^[19]; 进一步结合无胶键合

的周期性极化方案, 带来更优的偏振适应性, 有助于增加对生物组织成像时的成像深度, 实现对目标信息更好的获取.

参考文献

- [1] Zel'dovich Y B, Popovichev V I, Ragul'skii V V, Faizullov F S 1972 *JETP Lett.* **15** 109
- [2] Yariv A 1976 *J. Opt. Soc. Am.* **66** 301
- [3] Avizonis P V, Hopf F A, Bomberger W D, Jacobs S F, Tomita A, Womack K H 1977 *Appl. Phys. Lett.* **31** 435
- [4] Sokolov V I, Nugumanov A M, Smirnov R V 2001 *Opt. Commun.* **189** 377
- [5] He G S 2002 *Prog. Quant. Electron.* **26** 131
- [6] Hellwarth R W 1977 *J. Opt. Soc. Am.* **67** 1
- [7] Zou X Q, Hong P D, Ding Y J 2014 *Appl. Phys. Lett.* **105** 241105
- [8] Devaux F, Guiot E, Lantz E 1998 *Opt. Lett.* **23** 1597
- [9] Zou X Q, Zhao P, Hong P D, Lin X M, Ding Y J, Mu X D, Lee H C, Meissner S K, Meissner H 2013 *Opt. Lett.* **38** 3054
- [10] Hong P D, Zou X Q, Li D, Ding Y J, Liu Z J 2015 *Appl. Opt.* **54** 6172
- [11] Zhang T F, Yang J, Hou Y X, Wang W W, Zhao W, Zhang J Y, Cui D F, Peng Q J, Xu Z Y 2015 *Acta Phys. Sin.* **65** 014209 (in Chinese) [张腾飞, 杨晶, 侯岩雪, 王伟伟, 赵巍, 张景园, 崔大复, 彭钦军, 许祖彦 2015 物理学报 **65** 014209]
- [12] Devaux F, Le Tolguenec G, Lantz E 1998 *Opt. Commun.* **147** 309
- [13] Ye P X 2007 *Nonlinear Optical Physics* (1st Ed.) (Beijing: Peking University Press) pp99–102 (in Chinese) [叶佩弦 2007 非线性光学物理 (第1版) (北京: 北京大学出版社) 第99—102页]
- [14] Devaux F, Lantz E 2000 *Eur. Phys. J. D* **8** 117
- [15] Liu J, Bai J H, Ni K, Jing H M, He X D, Liu D H 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 260 (in Chinese) [刘娟, 白建辉, 倪凯, 景红梅, 何兴道, 刘大禾 2008 物理学报 **57** 260]
- [16] Zhao L, Liao X F, Xiang T, Xiao D 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 1507 (in Chinese) [赵亮, 廖晓峰, 向涛, 肖迪 2010 物理学报 **59** 1507]
- [17] Devaux F, Lantz E 1995 *J. Opt. Soc. Am. B* **12** 2245
- [18] Doule C, Lepine P, Georges P, Brun A 2000 *Opt. Lett.* **25** 353
- [19] Guillermin M, Devaux F, Froehly L, Furfaro L, Lantz E 2013 *J. Opt.* **15** 981

Image restoration and enhancement based on phase conjugation of optical parametric amplification*

Wang Cong¹⁾²⁾ Yang Jing^{1)†} Pan Xiu-Juan¹⁾ Cai Gao-Hang¹⁾ Zhao Wei¹⁾
Zhang Jing-Yuan³⁾ Cui Da-Fu¹⁾ Peng Qin-Jun¹⁾ Xu Zu-Yan¹⁾

1) (*Key Laboratory of Solid State Laser, Key Laboratory of Functional Crystal and Laser Technology, Technical Institute of Physics and Chemistry, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China*)

2) (*University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China*)

3) (*Department of Physics, Georgia Southern University, Statesboro, GA 30460, USA*)

(Received 5 November 2016; revised manuscript received 3 March 2017)

Abstract

It is well known that the weak optical image can be amplified based on the optical parametric amplification (OPA), and the distorted wave-front can be recovered by the optical phase conjugation (OPC) method. In this paper, weak infrared images, which are barely recognizable after the propagation through the milk emulsion, are restored and optically amplified based on phase conjugation of OPA.

The OPC property of OPA is demonstrated with a type-II phase matched nonlinear optical crystal KTiOPO_4 (KTP). The near-infrared image at 1064 nm is the input of OPA as the signal beam, and a 10 Hz, mJ-level, 21 ps 532 nm laser is used as the pump beam. When the spatial and temporal overlap are achieved, the attenuated optical image is amplified. Due to the difference in polarization, the idler beam of the OPA is selected and detected with the CCD and the blurred image is restored by the re-entry of the turbid media.

The resolution of restored image is 12 lines/mm, which has achieved a theoretical limit. Moreover, by combining the optical gain of the OPA process, over 17 dB image amplification is obtained, which is the highest for the OPC-based image restoration in turbid media to our knowledge. The significant improvement in image quality is also demonstrated by 160% increase of the peak signal-to-noise ratio. By taking advantage of tunability of the OPA, the operational wavelength of this technique can be extended to an optical therapeutic window, which is suitable for noninvasive image restoration, enhancement and detection.

Keywords: optical parametric amplification, optical phase conjugation, image enhancement, biological imaging

PACS: 42.65.Yj, 42.65.Hw, 87.63.lm, 87.85.Pq

DOI: [10.7498/aps.66.104205](https://doi.org/10.7498/aps.66.104205)

* Project supported by the Science Foundation of the Chinese Academy of Science (Grant Nos. CXJJ-16M112, CXJJ-15S089) and the Natural Science Foundation of Beijing, China (Grant No. 8154055).

† Corresponding author. E-mail: yangjing@mail.ipc.ac.cn