

# 连续太赫兹波同轴数字全息相衬成像

王大勇<sup>1,2</sup> 黄昊翀<sup>1,2</sup> 周 逊<sup>3,4\*</sup> 戎 路<sup>1,2</sup> 李贻宇<sup>3,4</sup> 林巧文<sup>1,2</sup> 王云新<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>北京工业大学应用数理学院, 北京 100124; <sup>2</sup>北京工业大学微纳信息光子技术研究所, 北京 100124

<sup>3</sup>中国工程物理研究院激光聚变研究中心, 四川成都 610041; <sup>4</sup>中国工程物理研究院太赫兹研究中心, 四川 绵阳 621900

**摘要** 太赫兹同轴数字全息成像是基于太赫兹波干涉记录的一种新型成像技术, 具有光源相干性要求低、光路结构简单、成像分辨率高、实时定量获取物光波复振幅信息等特点, 非常适用于太赫兹波段成像。搭建了一套连续太赫兹波同轴数字全息成像装置, 通过全息图预处理和相位恢复算法, 获取了样品的振幅和相衬图像, 有效抑制了共轭像, 并进一步探索了太赫兹同轴数字全息技术在生物医学检测上的可行性。

**关键词** 全息; 太赫兹成像; 生物医学成像; 图像再现技术

**中图分类号** O436 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201441.0809003

## Phase-Contrast Imaging by the Continuous-Wave Terahertz In-Line Digital Holography

Wang Dayong<sup>1,2</sup> Huang Haochong<sup>1,2</sup> Zhou Xun<sup>3,4</sup> Rong Lu<sup>1,2</sup> Li Zeyu<sup>3,4</sup>  
Lin Qiaowen<sup>1,2</sup> Wang Yunxin<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> College of Applied Science of Beijing University of Technology, Beijing 100124, China

<sup>2</sup> Institute of Information Photonics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China

<sup>3</sup> Reserach Center of Laser Fusion, Chinese Academy of Engineering Physics, Chengdu, Sichuan 610041, China

<sup>4</sup> Terahertz Research Center, Chinese Academy of Engineering Physics, Mianyang, Sichuan 621900, China

**Abstract** Terahertz (THz)-wave in-line digital holography imaging is a new imaging technique based on interferometry record of terahertz wave. It exhibits advantages for the THz imaging because it only needs low coherence light source a simple optical structure, and has high resolution imaging and access to quantitative real-time complex complitude of light wave. We built a continuous-wave THz in-line digital holographic setup. By preprocessing hologram and phase recovery algorithm, we obtain amplitude and phase contrast images of the sample and effectively inhibit the conjugate image. Further, the feasibility of THz in-line digital holography is explored in biomedical detection.

**Key words** holography; terahertz imaging; biomedical imaging; image reconstruction techniques

**OCIS codes** 090.1995; 110.6795; 170.3880; 100.3010

## 1 引 言

太赫兹(THz)技术所蕴含的理论研究价值和广泛的应用前景已经引起学术界的广泛关注和极大兴趣,在医学成像、安检反恐、无损探伤、化学药品分

析、食品质量控制等相关领域扮演了越来越重要的角色。数字全息成像术是一种三维相干成像方法,是传统的光全息术与数字技术相结合的产物,它采用图像探测器替代传统记录材料获取全息图,并通

**收稿日期**: 2014-02-13; **收到修改稿日期**: 2014-03-02

**基金项目**: 国家自然科学基金(61205010,61307010)、北京市自然科学基金(1122004)、高等学校博士学科点专项科研基金(20121103120003)、北京市教育委员会科技计划(KM201310005031)、中国博士后科学基金(2013M540828)、北京市博士后科研活动经费(2013ZZ-17)、中央支持地方专项配套项目、北京工业大学研究生科技基金(ykj-2013-9357)

**作者简介**: 王大勇(1968—),男,教授,博士生导师,主要从事光学信息处理和数字显微测量方面的研究。

E-mail: wdyong@bjut.edu.cn

\* **通信联系人**。E-mail: zcm\_zx\_zky@163.com

本文电子版彩色效果请详见中国光学期刊网 www.opticsjournal.net

过计算机实现衍射传播和再现成像<sup>[1-6]</sup>,可以给出定量的振幅和相位信息,具有非接触、全场、无机械扫描、快速实时成像的特点和巨大的数字技术灵活性,已被广泛应用于微机电器件的显微成像、生物医学检测、温度场测量等方面。

近年来,太赫兹数字全息成像研究逐渐受到重视和关注,它既保留了太赫兹波所独有的低能性、高穿透性、惧水性等成像特性,对样品进行无损无标记成像;同时能充分利用数字全息的优势,从所获取的太赫兹强度图像中提取出样品的定量振幅与相位信息,已成为太赫兹成像的前沿研究方向之一<sup>[7-8]</sup>。爱尔兰国立大学的 Mahon 等<sup>[9]</sup>采用采用中心频率为 0.1 THz 的 Gunn 型二极管振荡器搭建了离轴菲涅耳数字全息成像装置,采用肖特基二极管逐点扫描的方式,记录了纯幅值物体的全息图,分辨率达到 9 mm 左右。Heimbeck 等<sup>[10]</sup>采用频率调谐范围 0.66~0.76 THz 的可调谐太赫兹激光器来进行双波长离轴数字全息研究,获得了直径为 52 mm 的塑胶平凸透镜的再现相衬像。但是这种太赫兹发射源的平均功率只有 50 μW,很难穿透较厚的样品。国内首都师范大学的课题组进行了脉冲太赫兹波数字全息的研究,并利用角谱理论对太赫兹光波在空间的传播进行了数值仿真和实验研究<sup>[11]</sup>。上述方法采用逐点扫描反射成像,难以快速获取太赫兹全息图。哈尔滨工业大学的课题组采用 2.52 THz 连续太赫兹源和热释电面阵探测器分别进行了离轴和同轴数字全息成像研究,获取了一系列非透明和隐藏物体的幅值再现像,还对菲涅耳算法、卷积算法和角谱算法在太赫兹波段下的再现精度进行了仿真比较,但对成像机理研究还不够深入,且再现算法不够完善,尚未获得太赫兹波相衬图像<sup>[12-15]</sup>。总体来看,当前连续太赫兹波数字全息成像的研究刚刚开始兴起,在世界范围内都还处于基本原理验证和应用探索阶段,多数采用了点探测方式,并需要机械扫描装置,即使采用了面阵式探测,成像物体还仅限于一些简单结构的人造样品,尚未见到面向生物医学成像领域应用的报道。

相比于离轴数字全息系统,同轴数字全息系统因其光源相干性要求低、光路结构较简单、充分利用探测器空间带宽积等特点<sup>[16-17]</sup>,非常适合太赫兹成像。本文搭建了一套基于 2.52 THz 连续太赫兹源和热释电面阵式探测器的同轴数字全息成像装置,通过全息图预处理增强条纹对比度,采用相位恢复算法完成相位信息的重建,获取了带有刻蚀图案的

有机聚烯圆盘的定量振幅和相衬图像,获取了更加丰富的连续太赫兹波探测信息。在此基础上,选用昆明乳鼠脑组织切片作为样品,验证了该系统对生物样品成像检测的可行性。

## 2 同轴数字全息成像原理

同轴数字全息成像通常包括两个过程,即全息图的数字记录和再现成像。同轴数字全息系统中,光波照射物体得到的散射光与未散射光分别作为物光和参考光,两者共路传播,原理如图 1 所示。

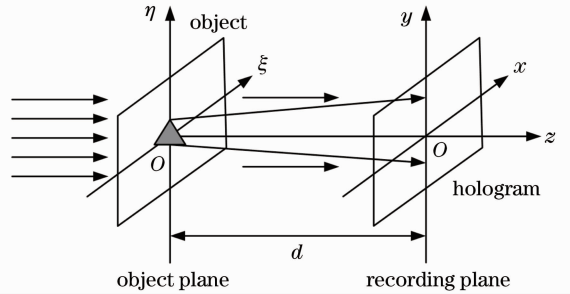


图 1 同轴数字全息记录原理示意图

Fig. 1 Schematic of recording process of in-line digital holography

假设在光路中样品放置在物面的光束范围内,则光束的复振幅可表示为

$$U_o(\xi, \eta) = 1 + b(\xi, \eta), \quad (1)$$

式中 $(\xi, \eta)$ 为物面坐标,等号右边的常数 1 表示物面透射光束中未散射的部分,被当作参考光, $b(\xi, \eta)$ 为经物体调制引起的散射光,被当作物光,两者传播到记录面上干涉。记录面上的复振幅分布可以表示为

$$U_d(x, y) = \exp(jkd) + \mathcal{F}^{-1}\{\mathcal{F}[b(x, y)]G_d(f_x, f_y)\}, \quad (2)$$

式中 $(x, y)$ 平面为记录面坐标, $k$ 为波矢, $d$ 为物面与记录的距离。等号右边的第一项和第二项分别为记录面上参考光 $R$ 和物光 $O$ 的复振幅分布, $\mathcal{F}$ 和 $\mathcal{F}^{-1}$ 分别为傅里叶变换和逆傅里叶变换, $G_d(f_x, f_y)$ 表示空间传递函数<sup>[18]</sup>,表达式为

$$G_d(f_x, f_y) = \exp[jkd \sqrt{1 - (\lambda f_x)^2 - (\lambda f_y)^2}], \quad (3)$$

式中 $f_x = x/(N_x \Delta x)$ 和 $f_y = y/(N_y \Delta y)$ 分别表示横坐标和纵坐标上的物光频率, $N_x$ 和 $N_y$ 、 $\Delta x$ 和 $\Delta y$ 分别表示记录面上的探测器在这两个方向上的像素个数和像素尺寸, $\lambda$ 为波长。因此,通过图像探测器采集到的全息图强度即为复振幅 $U_d(x, y)$ 的模的平方,可表示为

$$H(x, y) = |U_d(x, y)|^2 = |O + R|^2 = (|O|^2 + |R|^2 + OR^* + O^*R). \quad (4)$$

以上记录的数字全息图传输到计算机中,通过对该全息图的衍射传播进行数值计算,产生再现像。

本文采用相位恢复算法实现同轴数字全息再现,在物面和记录面上分别利用归一化幅值和正向吸收作为迭代约束条件,具体算法如下:

1) 计算记录面的幅值,即探测器记录面得到的全息图  $H(x,y)$  的平方根,乘以初始估计相位  $\delta_1(x,y)$  (可设为随机常数),得到记录面的复振幅分布  $U_h(x,y)$  为

$$U_h(x,y) = \sqrt{H(x,y)} \exp[j\delta_1(x,y)]. \quad (5)$$

2) 在计算机中采用角谱法传播将记录面的复振幅分布  $U_h(x,y)$  逆向回传,得到物面复振幅分布,随后设置物面上的约束条件来更新其复振幅值。

3) 用角谱法将更新后得到的物面复振幅正向传播,得到记录面的复振幅分布,用记录面约束条件更新其复振幅值,得到新的相位更新的记录面复振幅分布  $U'_h(x,y)$  为

$$U'_h(x,y) = \sqrt{H(x,y)} \arg[U'_h(x,y)]. \quad (6)$$

随后按上述过程开始新一轮的迭代,同轴数字全息物面波前重建的精度在迭代传播过程中得到了提升,最终得到去除共轭像的样品振幅和相位重建图像。角谱衍射迭代过程的复杂度主要取决于迭代次数,而迭代次数是由算法的收敛性和收敛速度决定的。对于本文中的大部分样品,通过 100 次以内的角谱传播迭代,即可重建出样品的复振幅信息,从重建图像准确情况和共轭像的抑制可知算法收敛性较好。结合约束条件部分和传播迭代部分的复杂度情况可知,该重建算法复杂度低,计算效率高且简单实用。

## 3 太赫兹同轴数字全息成像实验

### 3.1 实验系统

搭建的太赫兹同轴数字全息成像装置如图 2 所示,采用 CO<sub>2</sub> 抽运连续太赫兹源激光器(Edinburgh Instruments Ltd, F1RL100)作为光源,其中心波长为 118.83  $\mu\text{m}$ ,频率为 2.52 THz,实验中的输出功率约为 150 mW,太赫兹激光器输出波束的发散角约为 13  $\mu\text{rad}$ ,出射束斑直径约为 11 mm。采用镀金反射镜调整光源的出射方向,采用的两个通光口径为 50.8 mm,焦距分别为 76.2 mm 和 152.4 mm 的镀金离轴抛物面镜准直扩束,抛物面镜组间距为两者焦距之和,将波束扩束为原光斑直径的两倍。由于太赫兹波长较长,缺少有效的滤波和整形器件,抛物面

镜组还起到一定的光波整形作用。图像探测器采用面阵热释电探测器(Ophir-Spiricon Inc., Pyrocam III),热释电探测器的像素个数为 124 pixel  $\times$  124 pixel,像素间隔为 100  $\mu\text{m}$ ,实际像素尺寸为 85  $\mu\text{m} \times 85 \mu\text{m}$ 。探测器内置斩波器的频率为 48 Hz。

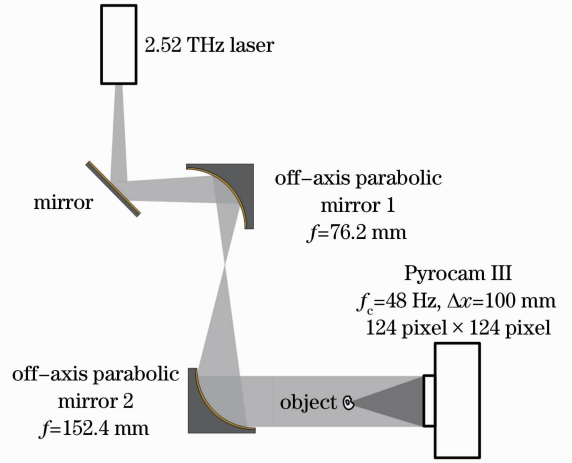


图 2 连续太赫兹同轴数字全息成像系统

Fig. 2 Experimental setup of the continuous THz in-line digital holography

全息图记录时,将样品置于探测器之前,其被测量面积需小于太赫兹波束光斑面积。太赫兹光波通过抛物面镜组扩束准直后照射到样品上,其中被样品调制的散射光部分为物光,未散射部分为参考光,两者在记录面相干叠加形成全息条纹并被探测器采集记录。由于太赫兹波长较长,热释电探测器靶面较小,太赫兹波衍射效应明显,缩短距离可增加高频信息的接受,利于提高成像质量;另外空气中的水蒸气成分对太赫兹波有着较强的吸收,因此尽量缩短成像记录距离以减少太赫兹波强度的衰减,获取信噪比和条纹对比度较高的全息图。

### 3.2 数据处理和结果分析

由于热释电探测器灵敏度较低,采集得到的太赫兹全息图条纹对比度很差,需要对全息图预处理,采用了多幅全息图累加和归一化过程。斩波器旋转引起的空气扰动使得接收的信号强度周期性变化,通过多幅全息图累加的方式可以消除信号周期性的影响。另外,由于太赫兹波段缺乏有效的滤波整形元器件支持,因此出射光斑并不均匀,光束质量较差,采用归一化的方法可以克服上述缺点<sup>[19]</sup>。

首先选取刻有“THz”字样的有机聚烯材料(TPX)圆盘作为观测样品。TPX 圆片的照片如图 3(a)所示,方框内为刻蚀的“THz”字样,字母刻蚀的宽度和深度分别约为 0.3 mm 和 0.4 mm,记录

距离约为 28 mm。图 3(b)为未经处理的单幅全息图,图 3(c)为累加和归一化预处理过程后的全息图,可以从图中对比看到,光斑的不均匀性影响得到

抑制,图像上的负像素坏点基本被消除,全息图的质量得以明显改善,干涉条纹清晰度和对比度相对单幅全息图有了大幅的提高。

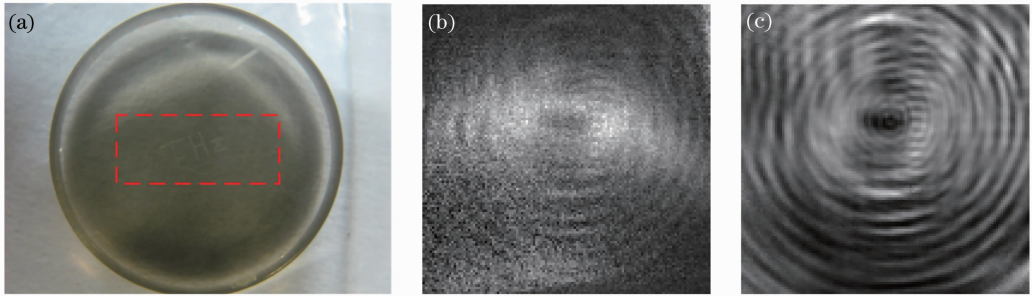


图 3 刻有“THz”字样的 TPX 材料圆片及其全息图。(a) 样品照片;(b) 单幅全息图;(c) 经累加和归一化预处理后的全息图  
Fig. 3 TPX slice with the pattern of “THz” and its holograms. (a) Photo of the sample; (b) single hologram; (c) hologram after accumulation and normalization

预处理后的数字全息图在计算机中按照前述的角谱传播和迭代算法完成再现成像。迭代次数取为 100 次,采用 2.0GHz 的 CPU,2G 内存,R2010 版 Matlab 的总计算时间为 1.9 s。再现得到了样品的振幅和相位分布如图 4 所示,图 4(a)为 TPX 圆片上“THz”字样的振幅再现图像,图 4(b)为“THz”字

样的相位再现图像,图 4(c)为“THz”字样相位图像的三维显示。从图 4 的成像结果中可以看到,振幅和相位再现图像均清晰可见,共轭像得到抑制,表明利用连续太赫兹波同轴数字全息技术得到了全场振幅和相位再现图像。

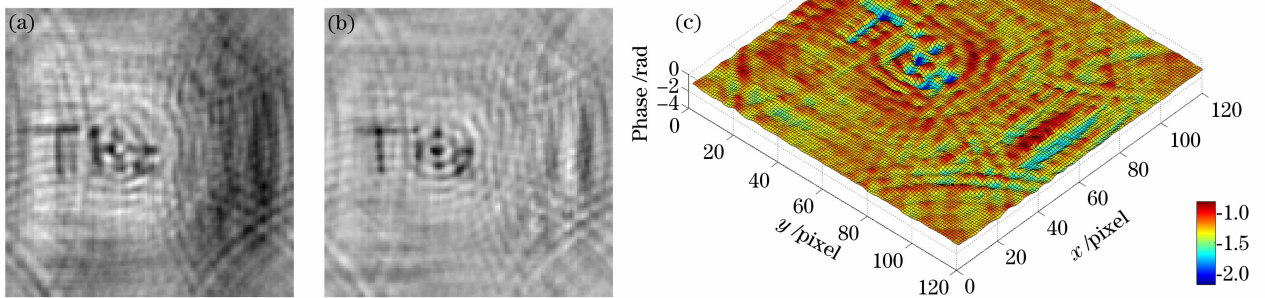


图 4 TPX 材料圆片上“THz”字样的全息再现成像结果。(a) 振幅;(b) 相位;(c) 相位图的三维图  
Fig. 4 Reconstructed holography images of the pattern “THz” in the TPX slice. (a) Amplitude; (b) phase; (c) three-dimensional image of the reconstructed phase image

随后,为了进一步探索和验证连续太赫兹波同轴数字全息成像方法在生物医学应用的可行性,选取了昆明乳鼠脑组织切片作为观测样品,如图 5(a)所示。在样品拍摄时,记录距离约为 24 mm,实验中采用倾斜载玻片的方法来消除载玻片上下表面反射产生等倾干涉的影响,倾斜度数为 15.2°。记录的全息图仍然通过计算机按照前述的迭代算法完成再现成像。迭代次数同样为 100 次,总计算时间为 1.9 s,得到样品切片的振幅和相位再现图像如图 5(b)~(d)所示。图 5(b)为昆明乳鼠脑组织切片的振幅再现像,图 5(c)为昆明乳鼠脑组织切片的相位再现像,其中

方框区域为鼠脑组织切片,图 5(d)为切片位置相位再现像的三维显示。

图 5 中样品的振幅观测结果反映了样品的水分含量信息,这是因为生物组织中富含水分,而水分对太赫兹波有着较强的吸收,通过观测组织水分变化,可以从中分析出生物病理变化等特征信息,而从样品相位观测结果中则可以获取昆明乳鼠脑组织切片的三维形貌,这些信息在医学检测上将会有很大的应用。上述成像结果表明连续太赫兹波同轴数字全息技术可以完成有机材料样品和生物医学切片的全息成像,得到样品的定量振幅和相位信息。需要指

出的是,在目前的成像结果中,样品装载物的边缘衍射效应会严重影响全息图的条纹对比度,进而影响再现像质量,需尽量保证样品装载物尺寸大于波束光斑的直径,而样品尺寸则需小于通光孔径。后续工作主要通过图像后处理滤波法抑制装载物边缘衍

射效应的影响。另外,同轴数字全息成像方法中残余的共轭像仍然对成像效果产生一定的影响。因此,未来需要进一步研究改进相关再现算法和预处理来进一步提高全息再现像的保真度。

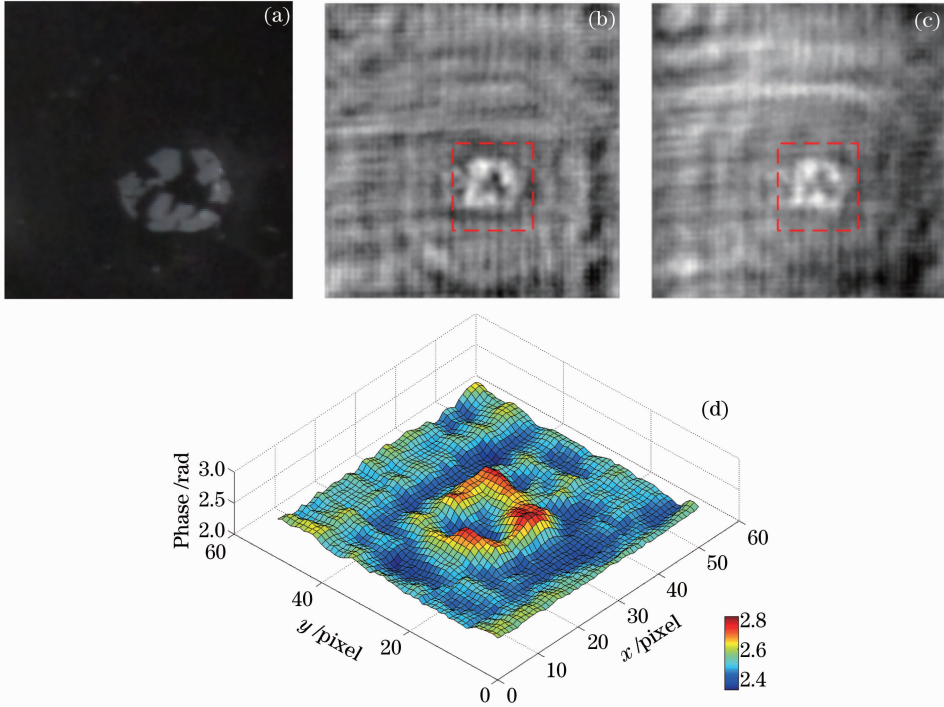


图5 昆明乳鼠脑组织切片样品的全息再现成像结果。(a) 样品照片;(b) 振幅再现图像;(c) 相位再现图像;(d) 相位图的三维图

Fig. 5 Reconstructed hologram images of Kunming sucking mouse's brain tissue slice. (a) Photo of the sample; (b) amplitude reconstructed image; (c) phase reconstructed image; (d) three-dimensional image of the reconstructed phase image

## 4 结 论

基于频率为 2.52 THz 的 CO<sub>2</sub> 抽运连续太赫兹源激光器和面阵式热释电探测器搭建了一套连续太赫兹波同轴数字全息成像装置,采集得到了有机聚烯材料样品(刻有“THz”字样 TPX 材料圆片)和生物医学切片(昆明乳鼠脑组织切片)的太赫兹数字全息图,通过预处理增强了全息图质量,应用迭代算法成功获取了样品在太赫兹波段的定量振幅和相位再现像,验证了太赫兹数字全息技术在有机聚烯材料和生物医学组织领域探测成像的可行性。实验结果为太赫兹同轴数字全息技术在生物医学观测领域的应用提供了基础,展现了该技术在有机材料测量和生物医学检测方面广阔的应用前景。需要指出的是,目前的实验结果仍然存在一些不足,更多的进一步研究工作十分必要,比如需要改进算法或者引入

相移数字全息等光路结构来提高成像质量;由于探测器像元尺寸较大,后续拟通过探测器微位移进一步提高连续太赫兹波同轴数字全息的成像分辨率。

## 参 考 文 献

- 1 D Gabor. A new microscopic principle [J]. Nature, 1948, 161(4098): 777-778.
- 2 J Goodman, R Lawrence. Digital image formation from electronically detected holograms [J]. Appl Phys Lett, 1967, 11(3): 77-79.
- 3 U Schnars, W Jüptner. Direct recording of holograms by a CCD target and numerical reconstruction [J]. Appl Opt, 1994, 33(2): 179-181.
- 4 E Leith, J Upatnieks. Wavefront reconstruction with diffused illumination and three-dimensional objects [J]. J Opt Soc Am, 1964, 54(11): 1295-1301.
- 5 Wang Yunxing, Wang Dayong, Yang Yishu, et al.. Application and analysis in the biomedicine field using digital holographic technology [J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(2): 0209002.  
王云新,王大勇,杨怡姝,等. 数字全息技术在生物医学成像和分析中的应用 [J]. 中国激光, 2014, 41(2): 0209002.

- 6 W Xu, M H Jericho, I A Meinertzhagen, *et al.*. Digital in-line holography for biological applications [J]. PNAS, 2001, 98(20): 11301–11305.
- 7 Li Qi, Ding Shenghui, Li Yunda, *et al.*. Advances in research of THz digital holography imaging [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2012, 49(5): 050006.  
李琦, 丁胜晖, 李运达, 等. 太赫兹数字全息成像的研究进展[J]. 激光与光电子学进展, 2012, 49(5): 050006.
- 8 Li Qi, Ding Shenghui, Li Yunda, *et al.*. Comparison between 2.52 THz off-axis digital holography and focal-plane imaging [J]. Chinese J Lasers, 2012, 39(9): 0909003.  
李琦, 丁胜晖, 李运达, 等. 2.52 THz 离轴数字全息成像和焦平面成像特性比较[J]. 中国激光, 2012, 39(9): 0909003.
- 9 R J Mahon, J A Murphy, W Lanigan. Digital holography at millimetre wavelengths[J]. Opt Commun, 2006, 260(2): 469–473.
- 10 M Heimbeck, M Kim, D Gregory, *et al.*. Terahertz digital holography using angular spectrum and dual wavelength reconstruction methods[J]. Opt Express, 2011, 19(10): 9192–9200.
- 11 Y Zhang, W Zhou, X Wang, *et al.*. Terahertz digital holography [J]. Strain, 2008, 44(5): 380–385.
- 12 K Xue, Q Li, Y Li, *et al.*. Continuous-wave terahertz in-line digital holography[J]. Opt Lett, 2012, 37(15): 3228–3230.
- 13 Q Li, S Ding, Y Li, *et al.*. Experimental research on resolution improvement in CW THz digital holography[J]. Appl Phys B, 2012, 107(1): 103–110.
- 14 Q Li, K Xue, Y Li, *et al.*. Experimental research on terahertz Gabor inline digital holography of concealed objects[J]. Appl Opt, 2012, 51(29): 7052–7058.
- 15 S Ding, Q Li, Y Li, *et al.*. Continuous-wave terahertz digital holography by use of a pyroelectric array camera[J]. Opt Lett, 2011, 36(11): 1993–1995.
- 16 J Garcia-Sucerquia, W Xu, S K Jericho, *et al.*. Digital in-line holographic microscopy[J]. Appl Opt, 2006, 45(5): 836–850.
- 17 G Pedrini, P Fröning, H Fessler, *et al.*. In-line digital holographic interferometry[J]. Appl Opt, 1998, 37(26): 6262–6269.
- 18 J W Goodman. Introduction to Fourier Optics[M]. 3rd edition. New York: Roberts and Company Publishers, 2005.
- 19 T Latychevskaia, H Fink. Simultaneous reconstruction of phase and amplitude contrast from a single holographic record[J]. Opt Express, 2009, 17(13): 10697–10705.

栏目编辑: 史 敏