

“西光所建所六十周年暨《光子学报》创刊五十周年”专辑

引用格式: WANG Dayong, NING Ran, JIN Xiaoyu, et al. High-resolution Terahertz Computed Tomography Using 3D Printed Diffractive Elements (Invited)[J]. Acta Photonica Sinica, 2022, 51(7):0751405

王大勇, 宁冉, 金晓宇, 等. 3D 打印衍射元件的高分辨太赫兹计算机辅助层析成像研究(特邀)[J]. 光子学报, 2022, 51(7): 0751405

3D 打印衍射元件的高分辨太赫兹计算机辅助层析成像研究(特邀)

王大勇^{1,2}, 宁冉¹, 金晓宇¹, 戎路^{1,2}, 赵洁^{1,2}, 王云新^{1,2}, 林述锋^{1,2}

(1 北京工业大学 理学部 物理与光电工程系, 北京 100124)

(2 北京市精密测控技术与仪器工程技术研究中心, 北京 100124)

摘 要:提出了一种由三维打印技术制作的用于 0.3 THz 波束调控的二元相位型衍射透镜, 可产生轴向焦深为 25 mm、腰斑直径为 1 mm 的太赫兹聚焦波束。将该聚焦波束应用于连续太赫兹波计算机辅助层析成像, 不仅将成像分辨率提高到 1.5 mm, 而且由于扩大了系统景深, 提高了成像保真度。这类利用三维打印技术制作的二元衍射元件可有效应用于低频太赫兹波段的光束调控, 为太赫兹成像系统的性能优化以及聚焦元件的设计制备提供一种有效途径。

关键词:信息光学; 太赫兹计算机辅助层析; 光束调控; 二元衍射透镜; 三维打印技术

中图分类号: O438.2

文献标识码: A

doi: 10.3788/gzxb20225107.0751405

0 引言

太赫兹波(Terahertz, THz)是指频率介于 0.1~10 THz 之间的电磁波, 对应的波长为 0.03~3 mm, 具有惧水性、非电离性和对非金属、非极性材料较强的穿透能力等特性, 在安检反恐、生物医学诊断、工业无损检测等领域有巨大的应用前景。太赫兹成像作为太赫兹技术最主要的应用之一, 是获取样品内部信息的有效手段^[1-9]。其中, 太赫兹计算机辅助层析(Terahertz Computed Tomography, THz CT)是一种以透射式为主, 可以获取样品内部几何结构、吸收系数或者折射率的二维截面或三维空间分布的太赫兹成像技术, 并已应用于工业无损检测、考古鉴定、文物保护、骨密度检测等领域^[10-12]。该技术通常采用聚焦波束透射扫描沿单一轴面旋转的样品, 获取其在不同投影角度下的正弦图, 通过基于傅里叶中心切片定理^[13]的滤波反投影等算法重建出样品的三维空间分布。

一方面, 近年来 THz CT 成像研究已取得了长足的进展。在提高数据采集效率方面, 日本名古屋大学构建了高动态范围的 THz CT 成像系统, 通过二维电光晶体采样实现全场探测, 快速获取强吸收样品的高分辨率三维吸收系数分布^[14]; 法国波尔多大学使用二维振镜与大尺寸离轴抛物面镜相结合的扫描方式, 对 15 mm×15 mm×34 mm 的塑料笔帽的投影数据采集时间少于 15 min^[15]。在提高成像保真度方面, 奥地利无损检测有限公司的科研人员通过光线追踪法分析和抑制了样品表面太赫兹波折反射对重建质量的负面影响, 对 3D 打印聚乙烯塑料样品厚度测量误差缩小到 150 μm 以内^[16]。华中科技大学利用 3D 打印的轴棱锥生成太赫兹贝塞尔波束, 应用于 THz CT 成像系统, 达到了扩展景深和提高成像质量的目的^[17-18]。天津大学使用光泵连续太赫兹激光器和一对高菜单点探测器构建 THz CT 成像系统, 用折射率匹配和背景抑制的方法实现了高密度聚乙烯圆柱体和立方体的高保真度层析成像^[19]。

另一方面, 传统的 THz CT 成像系统利用太赫兹透镜或者离轴抛物面镜聚焦波束, 形成的最小焦斑直径

基金项目: 国家自然科学基金(Nos. 62075001, 62175004), 北京市教委科技重点项目(No. KZ202010005008)

第一作者: 王大勇(1968—), 男, 教授, 博士, 主要研究方向为光电混合信息处理、光学全息、数字全息、太赫兹成像、微波光子技术等。

Email: wdyong@bjut.edu.cn

通讯作者: 戎路(1984—), 男, 副教授, 博士, 主要研究方向为光信息处理及太赫兹成像。Email: ronglu@bjut.edu.cn

收稿日期: 2022-05-09; 录用日期: 2022-06-06

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

约为 2λ ,且轴向焦深很短,会直接影响到成像分辨率。研究表明,经过特殊设计的太赫兹聚焦光学元件可以有效缩小焦斑尺寸,甚至突破衍射极限,并已成功应用于多种太赫兹成像系统。采用高阻硅和高密度聚乙烯组成复合透镜,在0.5 THz的频率下形成焦深 2λ 、直径 0.73λ 的焦斑^[20],并可将太赫兹系统成像分辨率提高到亚波长量级^[21-22]。由堆叠石墨烯构成的超表面透镜,可在3.5 THz和7 THz下实现焦平面的动态调控,对应的聚焦光斑直径约为 0.5λ ^[23]。通过太赫兹波表面等离子激元,可以将0.1 THz入射波的聚焦光斑直径控制在 $20\ \mu\text{m}$ ($\lambda/150$)以内^[24]。太赫兹贝塞尔波带片在0.6 THz频率下生成焦斑半高全宽为 0.9λ 的光场分布,并具有大于 50λ 的“无衍射”传播距离^[25]。相位型超振荡透镜可以将2.52 THz入射波会聚成焦距 20λ 、直径 1.2λ 的焦斑^[26],振幅型超振荡透镜可以将0.1 THz入射波会聚成焦距 25λ 、直径 0.5λ 的焦斑^[27]。然而,这些元件产生的聚焦光斑往往伴随较强的衍射旁瓣,对成像分辨率和成像质量带来负面影响,并且大多需要光刻、激光烧蚀等复杂特殊的工艺制作。随着3D打印技术的快速发展,特殊形状的太赫兹元件可以在较短时间内加工出来,制作的精度在微米量级。目前,3D打印材料多为树脂、热塑高分子材料等聚合物,这类材料在低频太赫兹波段的折射率在1.5左右,透过率在80%以上。由3D打印制作而成的太赫兹透镜^[28]、相位光栅^[29]、螺旋相位板^[30]、涡旋相位板^[31]等衍射元件相继被报道,并应用于低频太赫兹波的光场调控与成像。然而,尚未见到使用3D打印制作二元相位型衍射透镜、产生亚波长量级聚焦光斑的报道。

本文提出了一种环形结构的二元相位型衍射透镜,分别采用模拟退火算法设计和3D打印光敏树脂材料制备,在保证聚焦波束具有充分轴向焦深的同时,实现了横向亚波长聚焦。在此基础上,构建了0.3 THz CT成像系统,对不同内部结构的样品进行了数据采集和三维重建。

1 计算机辅助层析的数据采集与重建

连续太赫兹波计算机辅助层析成像的数据采集与重建和X射线计算机辅助层析相似,样品被放置于二维平移台和旋转平台组成的载物台上,进行透射式扫描成像。样品每旋转一个角度间隔 $d\theta$,进行一次线投影扫描,理论上共旋转 180° 完成样品一个二维截面的完整扫描,得到的数据在以横坐标为投影角度、纵坐标为投影位置的强度图上表示,称为正弦图^[13]。以Shepp-Logan模型为例,模型是由若干个吸收系数不同的椭球构成,其中外部椭球的吸收系数最低。图1(a)为模型的某个截面,当旋转角度步长为 1° 时,模拟得到的正弦图如图1(b)所示。随后,根据傅里叶中心切片定理,将得到的正弦图通过一定的算法处理,可以重建出样品该截面的吸收分布。最后,根据所得的样品各个位置处的二维截面,通过建立三维坐标系,按照已知的层间间隔高度沿样品移动的 y 轴方向堆叠组合,得到样品内部的三维空间分布。

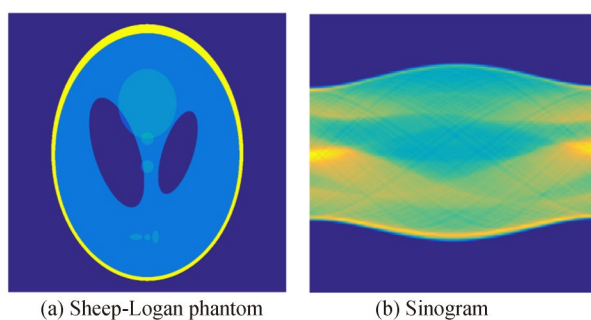


图1 Shepp-Logan头部模型以及投影正弦图
Fig.1 Shepp-Logan phantom and its sinogram

傅里叶中心切片定理表述为:二维截面图像 $f(x,y)$ 在角度 θ 获得的一维投影数据 $R_\theta(\rho)$ 的傅里叶变换,等于 $f(x,y)$ 的二维傅里叶变换在同一角度下过原点直线的值,其中 x,y 和 ρ 分别为对应坐标。该定理将投影数据 $R_\theta(\rho)$ 和重建图像 $f(x,y)$ 建立了联系,在此基础上提出了用于CT数据重建的滤波反投影算法^[13]。在CT系统中,波束透射物体的衰减规律满足朗伯-比尔定律(Lambert-Beer Law)^[32],即

$$R_\theta(\rho) = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (1)$$

式中, I_0 和 I 分别表示无样品和透射样品后的光强。在THz CT系统中,由于太赫兹波透射高折射率样品时会发生折射、衍射等光学现象,实验探测的投影数据 $R_\theta(\rho)$ 本身就是一个近似值,随着样品折射率的升高,重建结果与真实值之间的误差增大。

投影数据 $R_\theta(\rho)$ 的傅里叶变换为

$$F[R_\theta(\rho)] = \int_{-\infty}^{\infty} R_\theta(\rho) \exp(-2\pi i \omega t) dt \quad (2)$$

重建结果 $f(x, y)$ 的傅里叶变换可以表示为

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-2\pi i(ux + uy)] dx dy \quad (3)$$

根据傅里叶中心切片定理,式(2)和(3)在同一角度下的值相等,可得

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} R_\theta(\rho) \exp(-2\pi i \omega t) dt \right] \cdot |\omega| \exp[2\pi i \omega (x \cos \theta + y \sin \theta)] d\omega d\theta \quad (4)$$

式中, $|\omega|$ 表示滤波函数,用于减少背景噪声和伪影,提高重建结果的质量,常见的滤波函数有Ram-lak滤波器、Shepp-logan滤波器、Cosine滤波器、Hamming滤波器等。图2为分别不使用滤波器和使用其中两种滤波器对图1(a)的正弦图进行重建的结果,由图可知,使用滤波器可以明显改善CT重建质量。另外,通常情况下投影角度越密集,投影数据越多则重建质量越高,获得样品的内部细节信息更准确,对于Shepp-Logan这种较为复杂的模型,往往需要不少于90个投影数据才能保证高质量重建。对于结构简单的物体,综合考虑THz CT的理论分辨率和无损检测的实际需求,采取的旋转角度步长一般大于 6° ,即采集的投影数据集不超过36个,从而缩短数据采集总耗时。

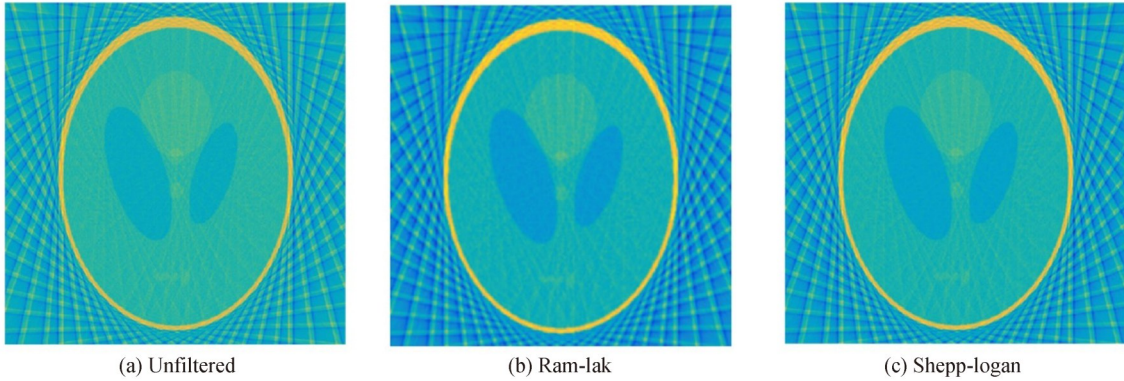


图2 使用不同滤波器的滤波反投影算法的重建结果
Fig. 2 Filtered back projection reconstruction results using different filters

2 太赫兹二元衍射透镜的设计

二元衍射透镜(Binary Diffractive Lens, BDL)是由一系列同心环带构成,相邻环带之间的高度差产生半个波长的相位差。通过标量衍射计算证明,这类衍射元件可以调制成像系统的点扩散函数,使聚焦光斑直径接近艾里斑尺寸,从而具有亚波长量级的聚焦能力^[25-26]。不同结构的BDL可以对入射平面波产生不同的光场调控效果,如图3(a)中的BDL可生成具有斐波那契效应的多焦光场,而通过调节环带的半径则可以生成图3(b)所示的具有一定轴向景深的聚焦光场。

采用类似图3(b)的BDL设计思路,与常规二元衍射透镜和普通聚焦透镜的区别在于在优化过程中不仅要考虑使聚焦光场具有较大的轴向焦深,并且需要将焦斑直径限制在一个波长以内。设入射波为平面波,二元衍射透镜上的相位调节为 $0-\pi$,相位延迟 π 可以通过同心圆环相邻区域的台阶高度差 Δh 表示,由入射波束的波长 λ 、透镜材料的折射率 n 决定。这种类型的光学元件实质是一种二元相位调制掩模,其透过率函数分为两个区域。设 $T(r)$ 为衍射元件的复振幅透过函数,在具有台阶高度的圆环部分($r_{2m} < r < r_{2m+1}$, $m \in$

$\{0, 1, 2, \dots, 20\}$ 对应的相位调制 $T(r) = \exp(i\pi)$, 其余部分透过率为 1。由瑞利-索末菲衍射积分公式^[33]可得, 透过二元相位板后的衍射光场强度分布 $I(r', z)$ 为

$$I(r', z) = \left| \frac{k}{iz} \int_0^{\rho} T(r) r \exp\left(ik\sqrt{r'^2 + r^2 + z^2}\right) J_0\left(\frac{kr'r}{\sqrt{r'^2 + r^2 + z^2}}\right) dr \right|^2 \quad (5)$$

式中, $k=2\pi/\lambda$ 为波数, z 为衍射传播的距离, J_0 为零阶贝塞尔函数。

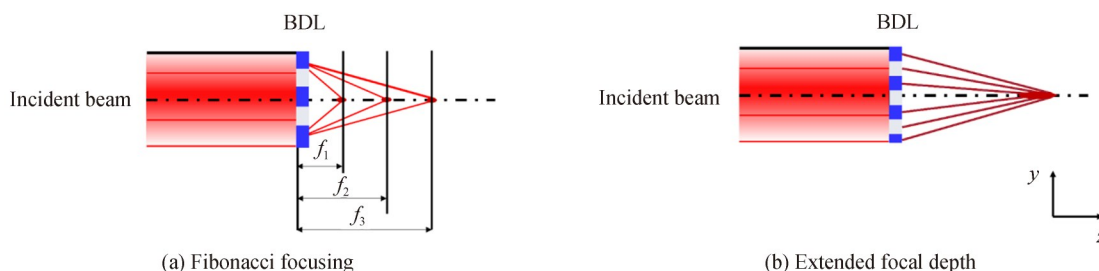


图3 太赫兹二元衍射透镜对扫描波束的调制作用
Fig. 3 Modulation effect of THz BDL on illumination beam

BDL设计的主要工作为确定各环带的半径, 通过迭代循环满足预设的优化评价函数, 构造所需的光场分布, 同时获得满足要求的元件结构。通过这种方法, 设置不同的评价函数, 不仅可以构造亚波长直径的聚焦光斑, 还可得控制对应的焦深^[27,34]。

选择模拟退火算法优化求解 BDL 环带半径, 这是一种基于 Monte-Carlo 迭代^[35]求解策略的启发式随机搜索过程, 需要设定一个初始解和一个初始温度, 伴随温度参数不断下降, 可得到全局最优解。根据衍射光学元件的设计原理^[36], 首先, 设入射的平面波频率和直径分别为 0.3 THz 和 25 mm, 即二元衍射透镜有效区域直径为 25 mm; 随后, 假定 BDL 由 20 圈环带组成, 最小线宽 t 为 500 μm , 即 0.5λ ; 此外, 设 BDL 的焦距为 50 mm, 预设获取聚焦光场的焦斑直径为 0.8λ 。通常情况下, 由 BDL 生成的聚焦光场会存在衍射旁瓣的干扰, 在本文的优化中, 还需设定的条件为聚焦光场的旁瓣比小于 20%, 满足这两个条件的 BDL 结构分布有很多, 对这些半径构成的数组进行二次筛选, 设定条件为聚焦光场的轴向焦深最长的结构设计, 则可导出满足以上所有条件的 BDL 结构分布。具体过程为:

1) 确定衍射元件的基本结构参数, 包括波长、最小线宽、台阶高度、有效面积等, 设定优化参数: 各环带半径 $\{r_m\} m \in \{0, 1, 2, \dots, 20\}$, 并赋予半径 $\{r_m\}$ 初始值, 即初始解; 初始温度 $T_0 = 100\ 000$, 温度下降 $T(n) = \alpha T(n)$, $\alpha = 0.85$, n 为迭代次数。

2) 利用式(5)计算聚焦光场强度 $I(r', z)$ 。

3) 设置评价函数: 旁瓣峰值占比低于 20%, 焦斑半高全宽为 0.8λ , 保存满足在此范围内所有满足条件的半径 $\{r_m\}$ 数据集, 按照导出的顺序依次排列。

4) 设置新的迭代循环单元, 初始值为 3) 中求出的半径 $\{r_m\}$ 中第一组值, 并计算此时的轴向光场强度分布。设置 0~100 mm 的衍射传播距离, 利用式(5)计算各个位置的聚焦光场强度 $E(r')$, 之后在坐标系中排列, 这一步的迭代过程耗时较长。

5) 设置新的评价函数: 聚焦光场的轴向焦深延长比最大。

6) 判定是否满足评价函数所设值, 如果不满足, 则改变结构参数 $\{r_m\}$, 如果满足, 则跳出循环记录当前结构参数, 经过这两个循环单元可得出在设定范围内满足条件的唯一解。

在最小线宽 t 为 500 μm 的情况下, 得到二元衍射透镜的半径 $\{r_m\}$ 分布如图 4 所示, 其中蓝色同心圆环的相位调制为 π , 其余部分为 0。迭代总次数为 177 158 次, 采用 Intel(R) Core(TM) i7-10750H CPU @ 2.60 GHz, RAM 16 G 的配置和 Matlab2016a 的软件环境, 总耗时约 76 h。

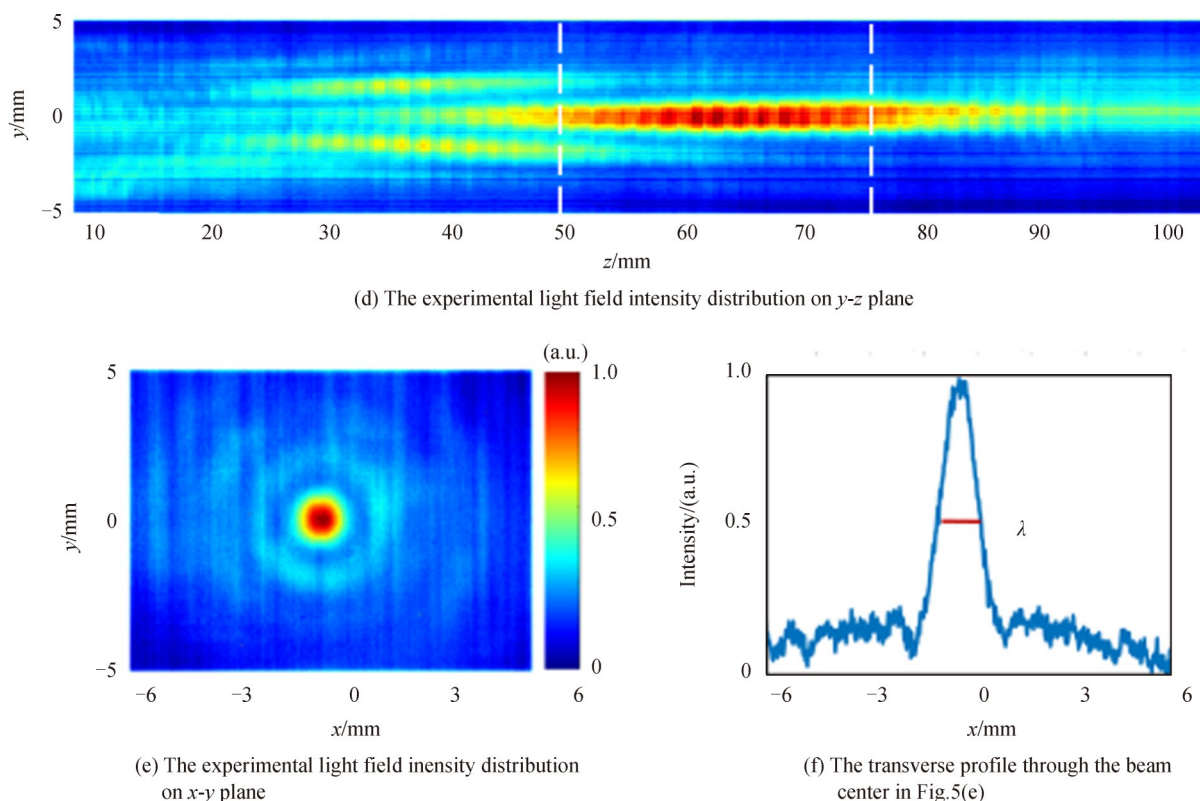


图5 太赫兹二元衍射透镜聚焦光场的模拟与实验结果对比

Fig. 5 Comparison between simulated and experimental results of focused light field of terahertz binary diffractive lens

尺寸,取横向的中央强度剖面,如图5(c)所示焦斑的半高全宽约为 0.8λ ,旁瓣比低于15%。实验中,采用像素尺寸为 $35\ \mu\text{m}\times 35\ \mu\text{m}$,像素个数为 384×288 面阵式的微辐射热测计(MICROXCAM-384I-THZ, INO)采集光强分布。探测器沿 z 轴移动,轴向每间隔1 mm采集光强,单帧曝光时间为50 ms,合成的 $y-z$ 平面实际光强分布如图5(d)所示,轴向光场从 $z=50\ \text{mm}$ 处开始聚焦,之后是一段焦斑直径基本不变的“无衍射”距离,轴向长度约为 25λ ,在图5(d)中用白色虚线标注所示。图5(e)为 $z=60\ \text{mm}$ 处 $x-y$ 平面上光强分布的实验结果,图5(f)为对应的横向中央强度剖面,实验测量结果中聚焦光斑的半高全宽为 λ ,旁瓣比约18%。

通过图5对比可知,实验和模拟结果中的聚焦光场强度分布总体较为吻合,其中焦斑半高全宽的预设值为 0.8λ ,实测为 λ ,误差约为20%,焦深误差不超过5%。受探测器灵敏度的影响,实验结果中的高阶旁瓣已基本被噪声淹没。实测的聚焦光场分布基本上达到了设计要求,理论仿真和实际值存在差异的主要原因是由于实际实验中入射波束尺寸往往小于二元衍射透镜有效区域范围,导致部分环带没有被充分利用。需要指出,在THz CT重建中,聚焦光斑的半高全宽和焦深是影响THz CT重建结果质量的两个重要因素,越小的焦斑尺寸和越长的焦深可提供更高的重建质量。通过优化设计的二元衍射透镜可对波长1 mm (0.3 THz)的太赫兹波束进行亚波长量级的聚焦调控,并保证波束的轴向焦深范围达到 25λ 。

4 太赫兹计算机辅助层析实验结果与分析

THz CT成像实验装置如图6所示,太赫兹源为雪崩二极管源(IMMPATT, Terasence),产生波长为1 mm的连续太赫兹波(0.3 THz),最大输出功率为26 mW。出射太赫兹波首先经过透过率为10%的衰减片,之后经过直径为50.8 mm、焦距为50 mm的高结晶透明塑料(4-methylpentene-1, TPX)常规透镜 L_1 后准直为直径约20 mm的太赫兹平面波,之后经过如前所述的二元衍射透镜调制后,形成具有长焦深的聚焦波束照射在样品上,样品安装在双轴电动位移台和旋转台的组合平台(MC600, PRMTZ8_M, Thorlabs)上进行机械移动。透射光场通过由一对直径为50.8 mm、焦距为65 mm的常规TPX透镜(L_3 和 L_4)构成的透镜组,高莱单像素探测器(GC-1D, Tydex)位于透镜组的后焦面。电动位移台的扫描步长为0.5 mm,截面扫描

区域为 $45\text{ mm} \times 45\text{ mm}$, 旋转角度步长为 5° , 整体扫描角度范围为 $0^\circ \sim 180^\circ$, 在 38 Hz 的斩波频率下进行数据采集记录。为保证样品放置在聚焦光场的焦深范围内, 样品和二元衍射透镜之间的距离为 50 mm , 即样品置于图 5(d) 中白色虚线区间范围之内。

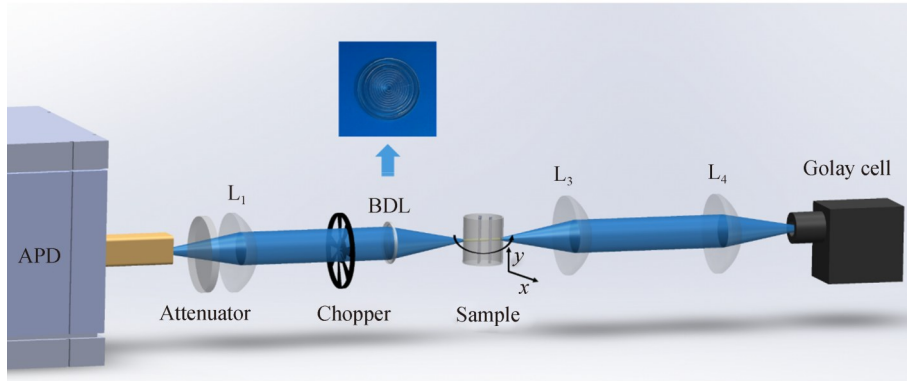


图 6 连续大赫兹波计算机辅助层析成像系统实验装置示意图
Fig.6 The schematic setup of continuous wave THz CT

THz CT 成像作为一种重要的无损检测方法, 其测量精度是重要的评价指标之一。为了测试本方法对成像质量的影响, 设计了由 4 个内径为 20 mm , 壁厚分别为 $T_1=2.8\text{ mm}$ 、 $T_2=2.3\text{ mm}$ 、 $T_3=1.7\text{ mm}$ 、 $T_4=1.2\text{ mm}$ 的空心圆管组成的 3D 打印样品, 其三维建模结构示意图如图 7(a) 所示, 位于底部的 T_1 部分对应的

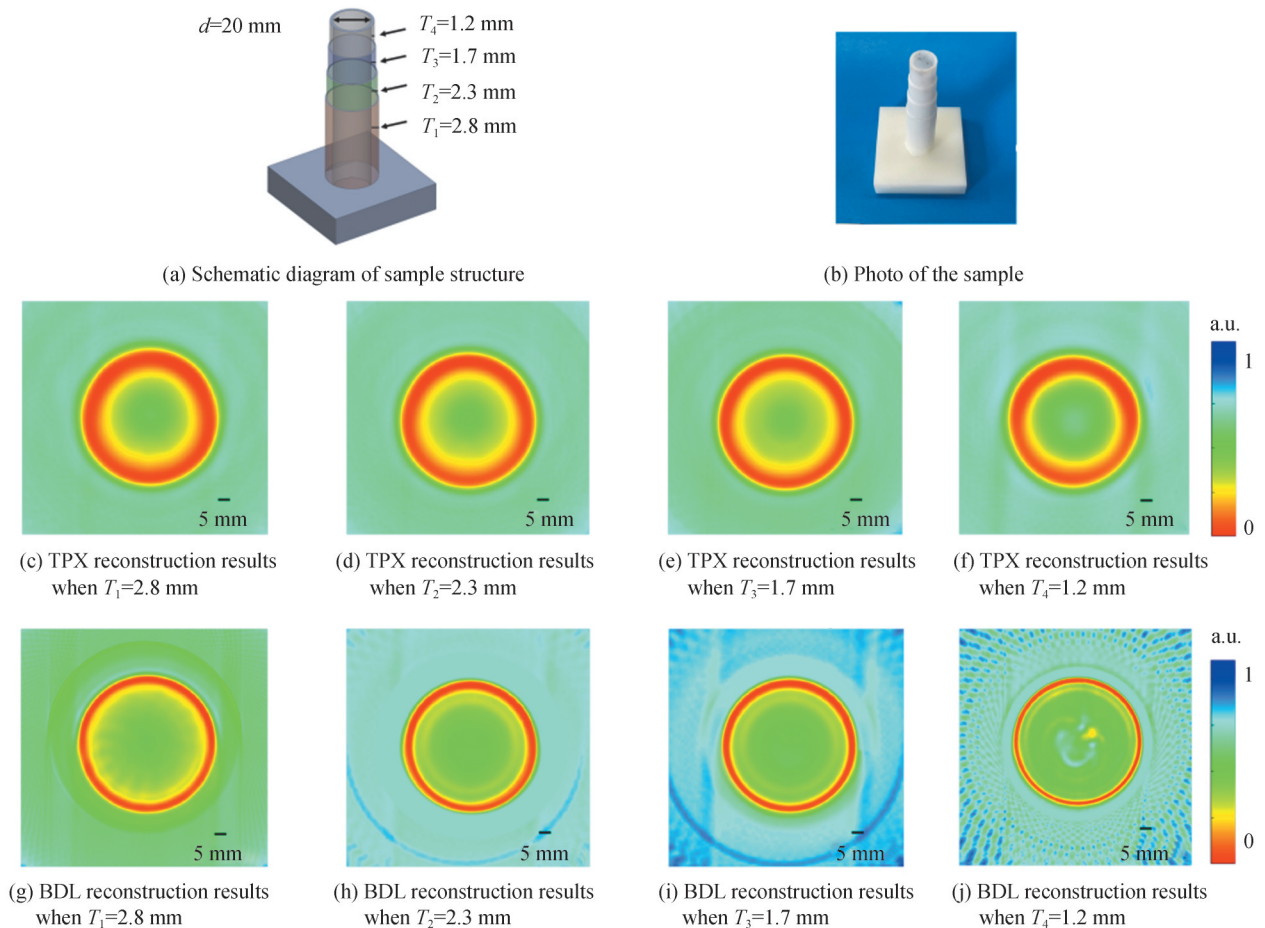


图 7 树脂圆管样品在不同聚焦方式下获得的二维截面重建结果
Fig.7 Reconstructed 2D sectional images of a resin pipe using different convergence elements

高度为 30 mm, T_2 、 T_3 和 T_4 三段对应的高度均为 10 mm。采用在 0.3 THz 波段折射率和透过率分别为 1.65 和 88% 的白色树脂材料制作该样品^[37-38], 实物如图 7(b) 所示。为了对二元衍射透镜的性能有直观定量的测试, 在相同位置更换放置一个直径为 50.8 mm, 焦距为 50 mm 的 TPX 常规透镜取代 BDL 构成的 THz CT 成像系统作为对比, 对应的聚焦焦斑半高全宽约为 2 mm。采用两种系统分别对样品从顶端向下在距离 5 mm、15 mm、25 mm 和 35 mm 位置的四个截面进行投影数据采集, 每段高度充分大于聚焦光斑直径, 避免台阶处衍射的影响。

图 7(c)~7(f) 为采用 TPX 透镜聚焦下所得到数据的重建二维截面分布, 从视觉来看, 随着样品实际壁厚的减小, 重建结果中的壁厚并没有明显变化, 尤其在 T_4 位置, 重建壁厚和实际壁厚相差较大, 这是由于 TPX 透镜聚焦的光斑直径较大且聚焦深度较小所导致。图 7(g)~7(j) 为二元衍射透镜聚焦下系统的重建结果, 对应样品相同高度的截面位置, 可得随着样品壁厚的减小重建壁厚也依次减小, 虽然中间背景中含有一定噪声, 但重建样品区域清晰且壁厚更加符合实际的尺寸。

为了进一步对比分析两组重建结果, 经过图 7(c)~7(f) 和 7(g)~7(j) 中圆管中心做水平方向上的强度归一化中心剖面, 结果如图 8 所示, 其中蓝色虚线代表 TPX 透镜系统的重建结果, 红色实线代表二元衍射透镜成像系统的重建结果, 利用强度剖面计算两种聚焦光学元件下重建样品的壁厚和内径与实际壁厚和内径之间的差值, 具体数值如表 1 中所示, 其中负值表示实验测量值比实际值小, 正值表示实验测量值比实际值大。需要指出, 利用二元衍射透镜重建的误差绝对值更小, 但大多为负值。一方面, 可能是由于实际太赫兹入射波束质量偏离理想情况, 由此对衍射光学元件的影响与对常规透镜的存在不同; 另一方面, 所用太赫兹波的波长与壁厚为同一数量级, 由此引入了较大的随机误差。此外, 从表 1 可以观察到, 利用常规透镜重建的内径误差为负, 原因是常规透镜产生的聚焦光场轴向焦深极其有限, 轴向不同距离的光斑直径对重建结果产生了负面影响。

综合图 8 和表 1 分析, 常规透镜聚焦下的 THz CT 重建结果与实际样品尺寸之间的差值较大, 尤其是在

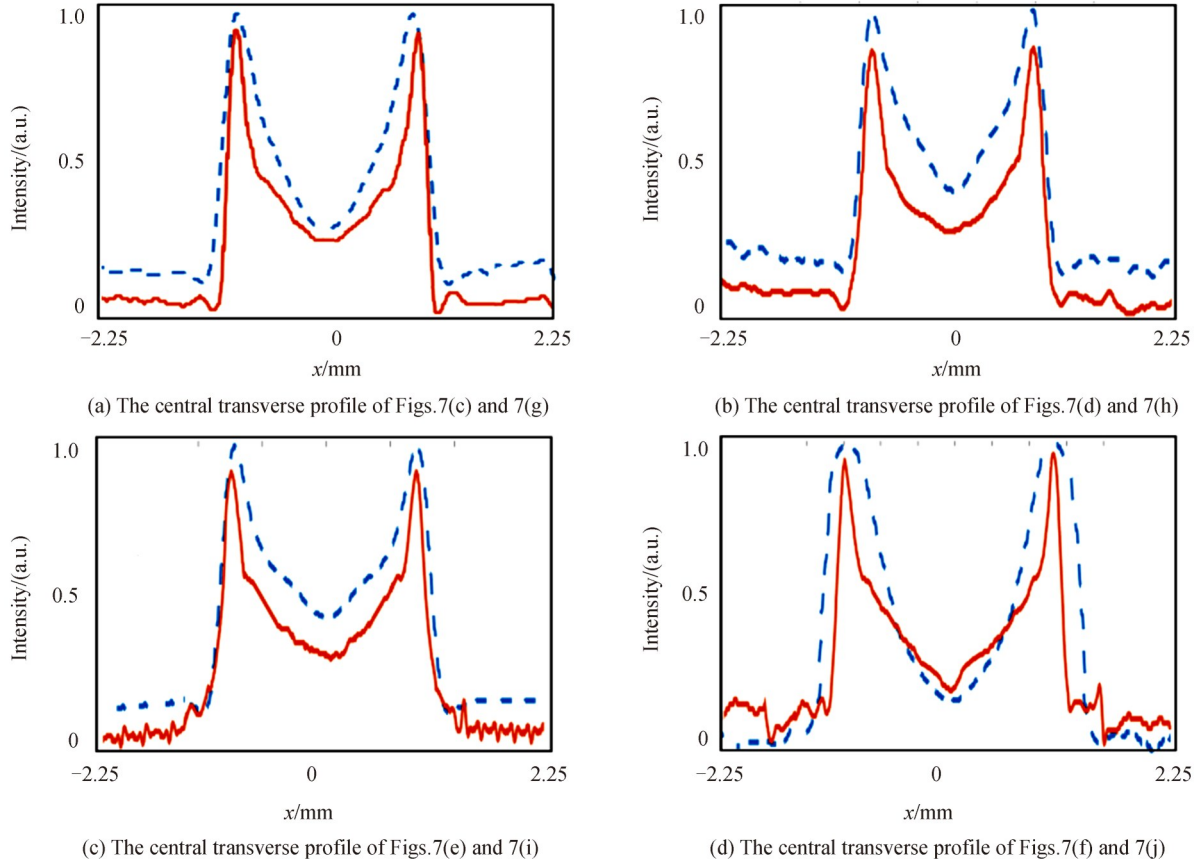


图 8 树脂圆管样品重建结果强度剖面对比

Fig. 8 The comparison of transverse profiles of the reconstructed sectional images of the resin pipe

表1 TPX常规透镜和DBL透镜聚焦下的THz CT重建的壁厚和内径与实际尺寸的差值比例
Table 1 Difference ratio of thickness and inner diameter reconstructed by THz CT to actual size under TPX lens and BDL lens

Thickness/inner diameter	T_1	T_2	T_3	T_4
TPX	18.21%/-10.21%	15.37%/-11.32%	14.68%/-12.88%	38.68%/-19.25%
BDL	-4.95%/6.88%	-3.45%/6.45%	3.89%/5.39%	-4.06%/5.18%

壁厚为1.2 mm(1.2 λ)的 T_4 区域。总体来看,通过优化设计制作的二元衍射透镜聚焦下的重建结果比实际样品尺寸略小,平均壁厚差值在4%左右,具有更高的保真度,并且随着样品壁厚的减小可以获得的测量精度远高于常规透镜聚焦的系统,对样品厚度的测量更精确。

为了验证所设计的二元衍射透镜对较大尺寸且具有内部结构样品的有效性,第二个样品是由一个内径为30 mm、厚度为2 mm的空心圆柱体内放置三根直径分别为1 mm、1.5 mm和2 mm的实心圆柱组成,其3D建模示意图如图9(a)所示,红色线框内为三维扫描区域。该样品采用与样品1相同的材料和工艺制作而成,其实物图如图9(a)中蓝底照片所示。

图9(b)为常规TPX透镜聚焦获得的二维截面图,对应扫描区域中第20层,图中右下角内部直径2 mm的圆柱可以被检测到,实测尺寸和真实尺寸的差值约9.24%,直径为1 mm以及直径为1.5 mm的圆柱难以被检测,重建截面图中的大圆柱体壁厚和实际尺寸存在11.78%的差值。图9(c)为扫描区域对应的三维重建结果,可观察到直径为2 mm的内置圆柱,另外两枚较细的圆柱位置仅仅存在一个阴影,没有参考价值。图9(d)为二元衍射透镜聚焦系统的重建二维截面分布,和图9(b)中为同一位置,可以观察到内置三枚不同直径的圆柱,它们的直径和实际尺寸的平均差值在5%左右,大圆柱体壁厚的重建值和实际尺寸的差值为5.75%。图9(e)为对应的三维重建结果也优于图9(c)所展示的效果。总体来看,相比于常规透镜聚焦,采用二元衍射透镜聚焦构成的THz CT系统重建质量和分辨率更高,这是由于二元衍射透镜能够产生亚波长量级的聚焦光斑,同时还能获得更深的聚焦深度。进一步验证了本文所设计的二元衍射透镜在三维THz CT系统中的有效性。

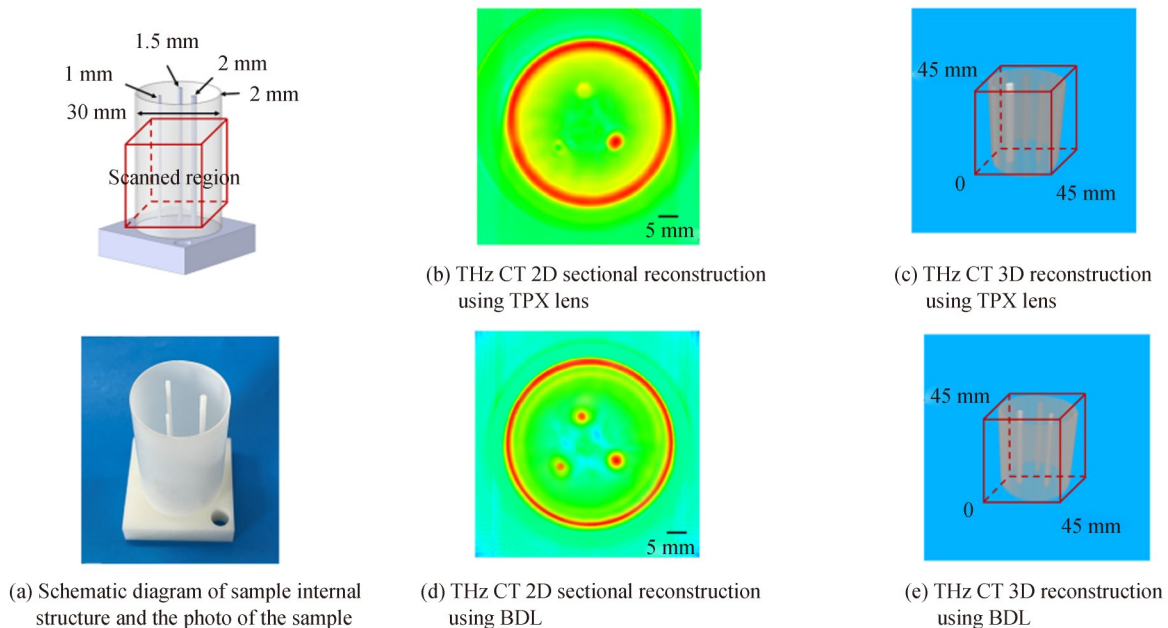


图9 基于THz CT得到的立体样品的二维截面及三维层析重建结果

Fig.9 2D sectional and 3D tomographic reconstruction results of volume sample based on the proposed THz CT

5 结论

日益拓展的应用对连续太赫兹波计算机辅助层析成像系统的保真度和分辨率提出了更高的要求,由此需要发展直径更小、聚焦焦深距离更长的太赫兹扫描波束,本文设计了一种太赫兹波段的二元相位型衍射透镜,并采用工艺简单的3D打印技术制作该衍射元件,其加工精度约为 0.1λ ,可以满足低频太赫兹波聚焦光场的精度要求。利用20个环带结构对入射的太赫兹波束进行 $0-\pi$ 型二元相位调制,通过该衍射元件在0.3 THz的频率下对聚焦波束实现了亚波长聚焦,焦斑的理论半高全宽为 λ ,同时轴向焦深约为 25λ 。对样品开展三维成像实验重建结果表明,利用二元相位型衍射透镜可以有效提高THz CT成像质量,并且还有进一步提升的空间,例如,通过增加环形衍射元件位相调制的阶数,可以改进元件的衍射效率,更充分地利用太赫兹波能量,有望带来分辨率的进一步提升;可以利用二维振镜的快速扫描系代替样品的机械平移,一方面缩短扫描步长,另一方面大幅度提高数据采集速率。

提出的优化设计算法也适用于1 THz以上的高频太赫兹衍射光学元件的设计。器件制备方面,与其它由光刻、烧蚀制作的高精度光学聚焦元件相比,由3D打印制作的元件材料在低频太赫兹波透过率更高,更适用于该波段的照明光场调控。基于3D打印制作的衍射元件在太赫兹波段有广阔的应用前景,为低频波段的太赫兹波波束调控、波束整形等技术提供了一条可行性的思路,可推动发展太赫兹波三维无损检测设备的集成化、实用化。

参考文献

- [1] FUKUNAGA K. THz technology applied to cultural heritage in practice[M]. Springer Japan, 2016.
- [2] CHEN L, LIAO D, GUO X, et al. Terahertz time-domain spectroscopy and micro-cavity components for probing samples: a review[J]. *Frontiers of Information Technology & Electronic Engineering*, 2019, 20(5): 591-607.
- [3] LIM Y L, BERTLING K, TAIMRE T, et al. Coherent imaging using laser feedback interferometry with pulsed-mode terahertz quantum cascade laser[J]. *Optics Express*, 2019, 27(7): 10211-10233.
- [4] WAN M, YUAN H, HEALY J J, et al. Terahertz confocal imaging: polarization and sectioning characteristics[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2020, 134(8):106182.
- [5] ZHANG Y, ZHAO J, WANG D, et al. Lensless Fourier-transform terahertz digital holography for real-time full-field phase imaging[J]. *Photonics Research*, 2022, 10(2): 323-331.
- [6] WANG D, ZHANG Y, RONG L, et al. Continuous-wave terahertz self-referencing digital holography based on Fresnel's mirrors[J]. *Optics Letter*, 2020, 45(4): 913-916.
- [7] RONG L, TANG C, ZHAO Y, et al. Continuous-wave terahertz reflective ptychography by oblique illumination[J]. *Optics Letter*, 2020, 45(16): 4412-4415.
- [8] WANG D, LI B, RONG L, et al. Multi-layer full-field phase imaging using continuous-wave terahertz ptychography[J]. *Optics Letter*, 2020, 45(6): 1391-1394.
- [9] RONG L, TAN F, WANG D, et al. High-resolution terahertz ptychography using divergent illumination and extrapolation algorithm[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2021, 147(3): 106729.
- [10] BRAHM A, KUNZ M, RIEHEMANN S, et al. Volumetric spectral analysis of materials using terahertz-tomography techniques[J]. *Applied Physics B*, 2010, 100(1): 151-158.
- [11] JEWARIYA M, ABRAHAM E, KITAGUCHI T, et al. Fast three-dimensional terahertz computed tomography using real-time line projection of intense terahertz pulse[J]. *Optics Express*, 2016, 21(2): 2423-2433.
- [12] NGUYEN K L, JOHN M L, GLADDEN L F. Three-dimensional imaging with a terahertz quantum cascade laser[J]. *Optics Express*, 2006, 14(6): 2123-2129.
- [13] KALENDER W A. Computed tomography[M]. Wiley, 2011.
- [14] SAROJ R T, SUGIYAMA Y, MURATE K, et al. Terahertz wave three-dimensional computed tomography based on injection-seeded terahertz wave parametric emitter and detector[J]. *Optics Express*, 2016, 24(6): 6433-6440.
- [15] PERRAUD J B, CHOPARD A, GUILLET J P. A versatile illumination system for real-time terahertz imaging[J]. *Sensors*, 2020, 20(14): 3993.
- [16] FOSODEDER P, FRANK S V, RANKL C. Highly accurate THz-CT including refraction effects[J]. *Optics Express*, 2022, 30(3): 3684-3699.
- [17] NIU L, WU Q, WANG K, et al. THz computed tomography system with zero-order Bessel beam [C]. 2017 International Conference on Optical Instruments and Technology: IRMMW-THz Technologies and Applications, International Society for Optics and Photonics, 2018, 10623: 1062303.
- [18] XIANG F, LIU D, XIAO L, et al. Generation of a meter-scale THz diffraction-free beam based on multiple cascaded lens-axicon doublets: detailed analysis and experimental demonstration [J]. *Optics Express*, 2020, 28(24): 36873-36883.

- [19] CHEN L, WANG Y, XU D, et al. Terahertz computed tomography of high-refractive-index objects based on refractive index matching [J]. *IEEE Photonics Journal*, 2018, 10(6): 1-13.
- [20] CHERNOMYRDIN N V, SCHADKO A O, LEBEDEV S P, et al. Solid immersion terahertz imaging with sub-wavelength resolution [J]. *Applied Physics Letter*, 2017, 110: 221109.
- [21] ZHELNOV V, ZAYTSEV K, KUCHERYAVENKO A, et al. Object-dependent spatial resolution of the reflection-mode terahertz solid immersion microscopy[J]. *Optics Express*, 2021, 29(3): 3553-3566.
- [22] KUCHERYAVENKO A, CHERNOMYRDIN N, GAVDUSH A, et al. Terahertz dielectric spectroscopy and solid immersion microscopy of ex vivo glioma model 1018: brain tissue heterogeneity[J]. *Biomedical Optics Express*, 2021, 12(8): 5272-5289.
- [23] YIN Z, ZHENG Q, WANG K, et al. Tunable dual-band terahertz metalens based on stacked graphene metasurfaces[J]. *Optics Communications*, 2018, 429: 41-45.
- [24] WANG Xiaolei, ZHAO Jiehui, LI Miao, et al. Tight focus and field enhancement of terahertz waves using a probe based on spoof surface plasmons[J]. *Acta Physica Sinica*, 2020, 69(5): 054201.
王晓雷, 赵洁惠, 李淼, 等. 基于人工表面等离激元探针实现太赫兹波的紧聚焦和场增强[J]. *物理学报*, 2020, 69(5): 054201.
- [25] MINKEVIČIUS L, JOKUBAUSKIS D, KAŠALYNAS I, et al. Bessel terahertz imaging with enhanced contrast realized by silicon multi-phase diffractive optics[J]. *Optics Express*, 2019, 27(25): 36358-36367.
- [26] RUAN D, LI Z, DU L, et al. Realizing a terahertz far-field sub-diffraction optical needle with sub-wavelength concentric ring structure array[J]. *Applied Optics*, 2018, 57(27): 7905-7909.
- [27] IBA A, DOMIER C W, IKEDA M, et al. Subdiffraction focusing with a long focal length using a terahertz-wave super-oscillatory lens[J]. *Optics Letter*, 2021, 46(19): 4912-4915.
- [28] ZHANG Z, WEI X, LIU C, et al. Rapid fabrication of terahertz lens via three-dimensional printing technology [J]. *Chinese Optics Letters*, 2015, 13(2): 022201.
- [29] SEIFERT J, HERNADZ G, KOCH M, et al. Terahertz beam steering using active diffraction grating fabricated by 3D printing[J]. *Optics Express*, 2020, 28(15): 21737-21744.
- [30] ROHRBACH D, KANG B J, FEURER T, et al. 3D-printed THz wave- and phase plates[J]. *Optics Express*, 2021, 29(17): 27160-27170.
- [31] LIU C, LIU J, NIU L, et al. Terahertz circular Airy vortex beams[J]. *Scientific Reports*, 2017, 7(1): 3891.
- [32] KOCSIS L, HERMAN P, EKE A. The modified beer-lambert law revisited[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2006, 51(5): N91-N98.
- [33] GOODMAN W. *Introduction to Fourier optics*[M]. 3rd Ed. Roberts and Company Publishers, 2005.
- [34] FEI H, YU J, TAN Y, et al. Tailoring femtosecond 1.5- μm Bessel beams for manufacturing high-aspect-ratio through-silicon vias open[J]. *Scientific Reports*, 2017, 7(1): 40785.
- [35] BANGERT P. *Optimization: simulated annealing*[M]. Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [36] WAN X, SHEN B, MENON R. Diffractive lens design for optimized focusing[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2014, 31(12): B27-B33.
- [37] BUSCH S F, WEIDENBACH M, FEY M, et al. Optical properties of 3D printable plastics in the THz regime and their application for 3D printed THz optics[J]. *Journal of Infrared Millimeter and Terahertz Waves*, 2014, 35(12): 993-997.
- [38] LI Shuai, ZHAO Guozhong, GUO Jiaoyan. Terahertz spectral measurement and analysis for four three-dimensional printing materials[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2019, 46(6): 0614025.
李帅, 赵国忠, 郭皎艳. 4种三维打印材料的大赫兹光谱特性检测与分析 [J]. *中国激光*, 2019, 46(6): 0614025.

High-resolution Terahertz Computed Tomography Using 3D Printed Diffractive Elements (Invited)

WANG Dayong^{1,2}, NING Ran¹, JIN Xiaoyu¹, RONG Lu^{1,2}, ZHAO Jie^{1,2}, WANG Yunxin^{1,2},
LIN Shufeng^{1,2}

(1 *Department of Physics and Optoelectronics Engineering, Faculty of Science, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China*)

(2 *Beijing Engineering Research Center of Precision Measurement Technology and Instruments, Beijing 100124, China*)

Abstract: Terahertz waves, located between the millimeter waves and infrared radiation in the electromagnetic spectrum, have unique penetration and imaging properties for diverse application scenarios. Terahertz computed tomography, derived from its ancestor in the X-ray domain, is known as a major transmissive three-dimensional terahertz imaging method to obtain the inner geometrical structure of the sample as well as its three-dimensional distribution of either absorption coefficient or refractive index. In this study, a three-dimensional printing binary diffraction lens is proposed to generate a convergent terahertz beam with a focal depth of 25 mm and a waist diameter of 1 mm, which enhances the resolution and reconstruction fidelity of a 0.3 terahertz computed tomographic system. For this terahertz binary diffractive lens, its focal depth is modulated by sets of concentric rings with standard step height and different integer multiples of step width. The phase delays caused by steps of binary heights are 0 and π , respectively. A simulated annealing algorithm is applied to find the premium structure of this annular phase modulator, in which the full width at half maximum of the focal spot as well as the maximum available depth-of-focus are selected as the constraints. This diffractive lens is constituted by 20 sets of concentric rings with minimum width of 0.5 mm, with a total effective diameter of 25 mm. It is fabricated by a three-dimensional printer with a precision of 0.1 mm using a photosensitive resin material. Its refractive index and transmissive ratio are 1.66 and 82%, respectively. The step height is therefore set to 0.81 mm, corresponding to an optical path difference of half wavelength. In terms of depth-of-focus, both theoretical value and experimental value are approximately 25 mm, the latter of which is measured by an array microbolometer. The theoretical full width at half maximum of the focus spot is 1 mm while experimental one is approximately 0.8 mm. The disparity comes from incomplete coverage of the incident beam on the effective region of the lens. For comparison, the minimum diameter of the focal spot achieves about 2 mm with a very limited depth-of-focus by using a regular polymethylpentene lens to converge the terahertz beam. A terahertz computed tomographic setup is built based on a continuous-wave avalanche diode source and a golay cell detector. Two different samples are fabricated by three-dimensional printing as well using white resin. Either sample can be mounted on a combination of a manually controlled rotation stage and an electric controlled translation stage, in which the annular and lateral interval are 5° and 0.5 mm, respectively. It is assumed that the terahertz beam propagates in a straight line through the sample, and the sinogram is recorded over a rotation of the sample from 0° to 180°. According to Fourier slice theorem, two-dimensional cross-sectional image can be obtained from the sinogram using the filtered back projection algorithm. Three-dimensional reconstruction can be obtained by stacking the cross-sections at different heights. The experimental results validate that a resin pipe with a wall thickness of 1.2 mm can be reconstructed with an average error of 4% by using the proposed binary diffractive lens, meanwhile solid resin cylinders with diameters of 1 mm, 1.5 mm and 2 mm can be clearly recognized inside a chamber made of the same opaque material. Quantitative comparison is conducted using a more conventional terahertz computed tomographic geometry with the regular lens. The experimental results validate that both resolution and fidelity of the reconstructed images, i.e., two-dimensional sectional images and three-dimensional reconstruction, can be significantly improved by using this convergence method. Considering the flexibility and relatively low cost of three-dimensional printing, the proposed method would promote terahertz computed tomography into real applications of non-destructive testing.

Key words: Information optics; Terahertz computed tomography; Beam shaping; Binary diffractive lens; Three-dimensional printing

OCIS Codes: 110.6795; 110.6955; 050.1965; 050.6875