

基于焦平面阵列的连续太赫兹波生物组织成像技术研究

王与焯^{1,2}, 蒋博周^{1,2}, 徐德刚^{1,2*}, 王国强^{1,2}, 王一凡^{1,2}, 姚建铨^{1,2}

¹天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;

²天津大学光电信息技术教育部重点实验室, 天津 300072

摘要 太赫兹焦平面成像是一种实用成像技术,具有快速成像、结构简单的特点,适用于生物组织的太赫兹波段成像。为此,搭建了一套反射式连续太赫兹波焦平面成像系统,对新鲜猪肉组织、大鼠脑组织和人脑胶质瘤组织进行成像。实验发现,通过添加成像窗口可以减少目标不平整表面的散射;同时,采用平场校正可以消除非均匀光照带来的影响。结果表明,反射式连续太赫兹波焦平面成像系统可用于对生物组织的实时成像,为生物组织的无标记快速成像提供了有效的技术手段。

关键词 成像系统; 太赫兹成像; 焦平面阵列; 反射式; 实时; 新鲜组织

中图分类号 O436

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202141.0711001

Continuous Terahertz Wave Biological Tissue Imaging Technology Based on Focal Plane Array

Wang Yuye^{1,2}, Jiang Bozhou^{1,2}, Xu Degang^{1,2*}, Wang Guoqiang^{1,2},
Wang Yifan^{1,2}, Yao Jianquan^{1,2}

¹School of Precision Instruments and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

²Key Laboratory of Optoelectronics Information Technology (Ministry of Education),
Tianjin University, Tianjin 300072, China

Abstract Terahertz focal plane imaging is a practical imaging technology with characteristics of rapid imaging and simple structure, which exhibits advantages for terahertz imaging of biological tissue. In this paper, a reflective continuous-wave terahertz focal plane imaging system is built to image fresh pork tissue, rat brain tissue, and human glioma tissue. It is found that the scattering of targets' uneven surface can be reduced by adding imaging window. Meanwhile, non-uniform illumination can be eliminated by flat field correction. The results show that reflective continuous-wave terahertz focal plane imaging system can be used for the real-time imaging of biological tissue, which provides an effective technical method for the rapid label-free imaging of biological tissue.

Key words imaging systems; terahertz imaging; focal plane arrays; reflection; real-time; fresh tissue

OCIS codes 110.6795; 040.1240; 120.5700; 170.6935

1 引言

太赫兹 (THz) 波一般指频率在 0.1~10 THz 的电磁波,具有十分独特的性质:对大部分非金属和

非极性物质具有很强的穿透性;包含许多生物大分子的特征光谱^[1-3];太赫兹波的光子能量很低,不会因为光致电离而破坏被测物质,比 X 射线更适用于“活体检测”。太赫兹成像技术自出现以来^[4],在安

收稿日期: 2020-10-09; 修回日期: 2020-10-23; 录用日期: 2020-11-17

基金项目: 国家重点基础研究发展计划(2015CB755403)、国家自然科学基金(61775160,62011540006,61771332,U1837202)

* E-mail: xudegang@tju.edu.cn

全检查^[5-6]、文物保护^[7]、药物质量检测^[8]、医学诊断^[9-10]等方面有着广泛的研究和应用。

太赫兹成像技术根据探测方式的不同可分为扫描成像和阵列成像,二者均有各自的优势和缺点。扫描成像系统的空间分辨率更高,然而其成像速度取决于机械位移系统的扫描速度与探测器的采集速度^[11],成像单幅太赫兹图像耗费的时间较长,无法满足活体组织的快速检测的要求。太赫兹焦平面阵列成像技术采用高灵敏度和多像素的太赫兹阵列探测器,大大提高了系统的成像速度,同时对成像光束的均匀性有更高的要求。太赫兹阵列成像是太赫兹技术的主要研究方向之一,它既包含了太赫兹波特有的低能性、高穿透性等优势,可以对样品进行低损伤、无标记成像,又充分利用了阵列探测器快速成像的优势。2005年,美国麻省理工学院 Lee 等^[12]采用太赫兹气体激光器和微测辐射热计阵列探测器,实现了 2.52 THz 连续太赫兹波对刀片的透射式阵列成像,成像分辨率为 1.5 mm。2008年,深圳大学 Yang 等^[13]采用热释电探测器,实现了 1.89 THz 太赫兹波对人民币水印、螺母等目标的透射式阵列成像,但仍需要通过光路优化和图像处理提升成像质量。同年,哈尔滨工业大学李琦等^[14]构建了太赫兹面阵成像系统,对 20 元人民币水印进行了 2.52 THz 激光成像实验,探索了面阵成像机制和图像增强方法。2012年,日本 NEC 公司^[15]采用太赫兹量子级联激光器(QCL)和微测辐射热计阵列探测器,搭建了太赫兹显微镜成像系统,实现了药片的太赫兹实时成像,图像的采集帧率为 30 Hz。2014年,法国 Simoens 等^[16]研制了由 QCL 和太赫兹阵列探测器组成的实时成像系统,获得了刻有字母“Leti”金属板的太赫兹反射图像,成像分辨率为 2 mm。2015年,NEC 公司搭建了太赫兹焦平面成像系统^[17],利用一维机械扫描平台扩大了其成像范围,完成了太赫兹波对刀片、金属刀具等物体的透射式和反射式阵列成像,成像分辨率为 3 mm。2015年,Rong 等^[18]采用太赫兹气体激光器和热释电探测器,搭建了太赫兹同轴数字全息成像系统,获得了新鲜人体肝癌组织的太赫兹全息成像结果。2017年,首都师范大学 Guo 等^[19]利用太赫兹脉冲源和 CCD 相机搭建了太赫兹数字全息成像系统,对牛肉、羊肉和猪肉三种生物组织的自然干燥过程进行了透射式成像,并采用图像重建算法消除太赫兹波的衍射影响,提高了太赫兹图像的清晰度。但该研究采用输出功率较低的太赫兹脉冲源和数字

全息成像方式,不利于获取高信噪比图像。上述太赫兹实时成像研究大多针对非生物样本成像,而在新鲜生物组织的太赫兹实时成像方面均采用透射式成像。考虑到水对太赫兹波的强吸收,透射式成像对新鲜生物样本的厚度有着严格的要求,通常为几十微米量级,在实际应用中需要对样本进行切片,存在着对样本损伤大、制备耗时的缺点。

本文采用 CO₂ 抽运连续太赫兹激光器和太赫兹阵列探测器,搭建了反射式太赫兹焦平面成像系统。通过对金属物体成像,利用“刀口法”分析此成像系统的成像性能,获得了金属片和金属硬币的太赫兹图像,以及 1.094 mm 的成像分辨率。通过对新鲜猪肉组织、大鼠脑组织和人脑胶质瘤组织成像,实现了新鲜生物组织的太赫兹实时成像,可以分辨不同结构组织。

2 样品制备与实验方法

2.1 样品制备

选取 8 周龄雄性 Sprague-Dawley 大鼠,体重为 220~230 g,购自北京维通利华实验动物技术有限公司/中国医学科学院放射医学研究所(天津),本研究中使用的所有动物均符合中国动物福利法规,经中国医学科学院放射医学研究所实验动物护理和使用伦理委员会批准。选取的人脑胶质瘤组织来自陆军军医大学,实验所用人体组织均征得患者同意及报陆军军医大学伦理委员会伦理审查通过。

大鼠正常饲养 1~2 d,麻醉后提取完整脑组织,并立即保存在低温(-4 °C)环境中。对于猪肉组织、大鼠脑组织和脑胶质瘤组织的样品制备,利用冰冻切片机(CM1950, Leica, 德国)将组织切出平整表面,方便块状组织在样品台上固定。通过对脑胶质瘤组织进行切片苏木精-伊红(H&E)染色,观察脑胶质瘤组织的形态变化,评定脑胶质瘤组织的受损程度。利用冰冻切片机切出厚度为 20 μm 的组织切片,通过 1%质量分数的醇溶性伊红染液和 0.6%质量分数的苏木精染液染色,脱水并用中性树胶封盖。苏木精染液将组织的嗜碱性结构如细胞核染成蓝紫色;伊红染液将组织的嗜酸性结构如细胞质染成粉红色。通过 H&E 染色图可判断正常组织区域和脑胶质瘤区域,细胞或组织着色情况与组织或细胞的病理变化有关,细胞或组织发生脑胶质瘤病变则宏观上呈现色度更深的红色。

2.2 实验装置

搭建的反射式连续太赫兹波焦平面成像系统如

图 1 所示,采用 CO₂ 抽运连续太赫兹激光器 (FIRL100, Edinburgh Instruments Ltd., 英国) 作为成像光源,输出频率为 2.52 THz,对应的中心波长约为 119 μm。该太赫兹源具有输出功率高的优点,可以解决新鲜生物组织水分对太赫兹波吸收过强的问题。实验中将输出功率调至 50 mW,太赫兹激光器输出波束的发散角约为 10 mrad,出光口处光斑直径约为 6 mm。采用镀金反射镜调整光源的出射方向,引导成像光源照射成像目标。考虑到成像目标的尺寸较小,以及镀金反射镜对太赫兹波的低损耗传输的性质,将太赫兹相机配套镜头替换为单个镀金离轴抛物面镜作为成像聚焦镜,离轴抛物

面镜的通光口径为 50.8 mm,焦距为 50.8 mm,离轴角为 30°。样品位于抛物面镜斜下方 30° 距离 166.78 mm 处,探测器放置于抛物面镜正下方 73.05 mm 处。携带目标信息的太赫兹波被抛物面镜收集和聚焦,并由探测器采集。探测器为非制冷微测辐射热计阵列探测器 (MICROXCAM-384I, INO Ltd., 加拿大),其图像采集速率 1~50 Hz 可调,探测器阵列像素大小为 384 pixel×288 pixel,像元尺寸为 35 μm。最后,太赫兹相机采集过程由外接计算机内程序控制并能输出实时采集的图像和视频。该反射式成像系统具有对生物组织样本损伤小、样品制备简单的优势。

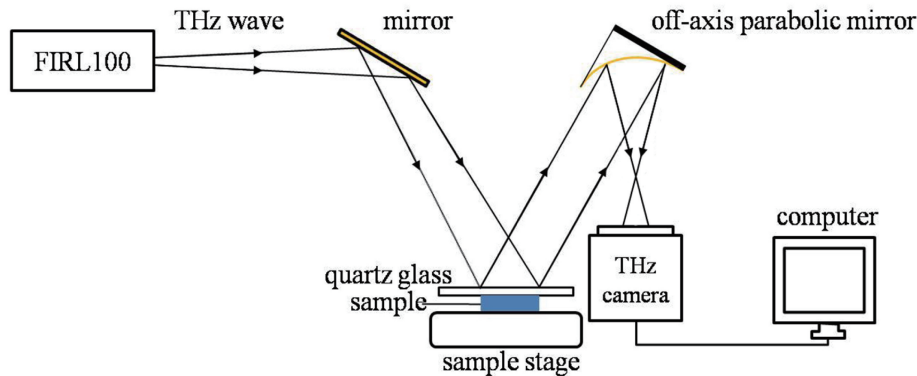


图 1 反射式太赫兹焦平面成像装置示意图

Fig. 1 Experimental setup for reflective terahertz focal plane imaging

2.3 成像测试与图像数据处理

本文将金属物和生物组织两类物体作为成像目标,首先通过对金属片和硬币的成像来对成像系统性能进行评价,其次对生物组织进行成像以分辨不同结构组织。在对金属物的太赫兹焦平面成像中,由于金属材料对太赫兹波的强反射特性,太赫兹波直接照射金属目标时,金属物反射的太赫兹波信号足以由太赫兹阵列探测单元探测获取。本文通过检测金属物,利用“刀口法”分析太赫兹焦平面成像的空间分辨率,该方法还是一种基于数字傅里叶变换的光学传递函数测量方法^[20]。“刀口法”利用成像系统对具有类似阶跃函数的反射率分布的刀口成像。根据刀口成像结果的强度分布曲线,通过计算辐射强度从最高振幅的 90% 降至 10% 处的成像目标的空间距离来衡量系统的成像分辨率。

在生物组织的太赫兹焦平面成像中,由于太赫兹波对组织中水分的分布和细胞的水合状态很敏感,太赫兹成像对不同生物组织的反射率存在差异,因此,生物组织的太赫兹焦平面成像可以反映生物组织结构的不同。本文采用不同灰度值反映物体对

太赫兹波反射率的大小。成像面临许多技术难点:粗糙组织表面的漫反射、成像光束的非均匀性。为了实现生物组织在太赫兹波段的快速成像,本文采用石英成像窗口来减少漫反射,同时样品的最佳空间位置定位于物方焦面处。由于缺少太赫兹波段的空域光调制器,成像面临光束非均匀性以及光学成像系统像差的问题。首先,通过平场校正的方法解决光束非均匀性问题,即在进行成像检测前,采集无样品时的成像光斑图像作为背景。其次,对光照下的生物组织进行成像得到目标图像。然后,用目标图像减去背景,去掉光束非均匀性带来的图像灰度值增益,得到的处理结果为生物组织的太赫兹图像。最后,太赫兹图像均进行伪彩色图像处理,将黑白的灰度图像转换为彩色图像,目的是提高图像内容的可辨识度。

3 成像结果与分析

3.1 金属物成像

在生物组织成像测试之前,通过对金属物成像检验太赫兹焦平面成像系统的成像性能。首先,采

集无样品时石英窗口反射的太赫兹波,该窗口的低反射率可以避免能量超出探测器损伤阈值,获得了成像光斑大小约为 $13.4\text{ mm}\times 14.5\text{ mm}$,如图 2(a)所示。然而,太赫兹波经石英窗口反射后衰减严重,实际成像光斑应大于 $13.4\text{ mm}\times 14.5\text{ mm}$ 。进一步,以金属片边缘为测试目标,基于“刀口法”分析成像系统的空间分辨率。实验中选取宽度为 10.1 mm 的长方形不锈钢金属片作为成像目标,可见光图如图 2(b)所示。受成像系统的视场限制,只能对图 2(b)中虚线框内的金属片进行太赫兹成像,金属片太赫兹图像如图 2(c)所示,阵列探测器

记录的金属片的宽度为 4.2 mm ,垂轴放大率约为 0.416 。受辐射光源非均匀性的影响,可以观测到太赫兹图像中金属片上出现了一块“亮斑”。采用“刀口法”检测太赫兹成像系统的分辨率,对金属片边缘的图像进行采样,如图 2(c)中虚线所示。图 2(d)为采样所得横向剖面的灰度曲线,获得的成像分辨率约为 1.094 mm 。造成分辨率下降的原因为单个反射镜组成的成像系统景深较窄,且辐射源均匀性较差。通过进一步优化抛物面镜的焦距和口径,提高辐射源的均匀性,可以提高成像分辨率。

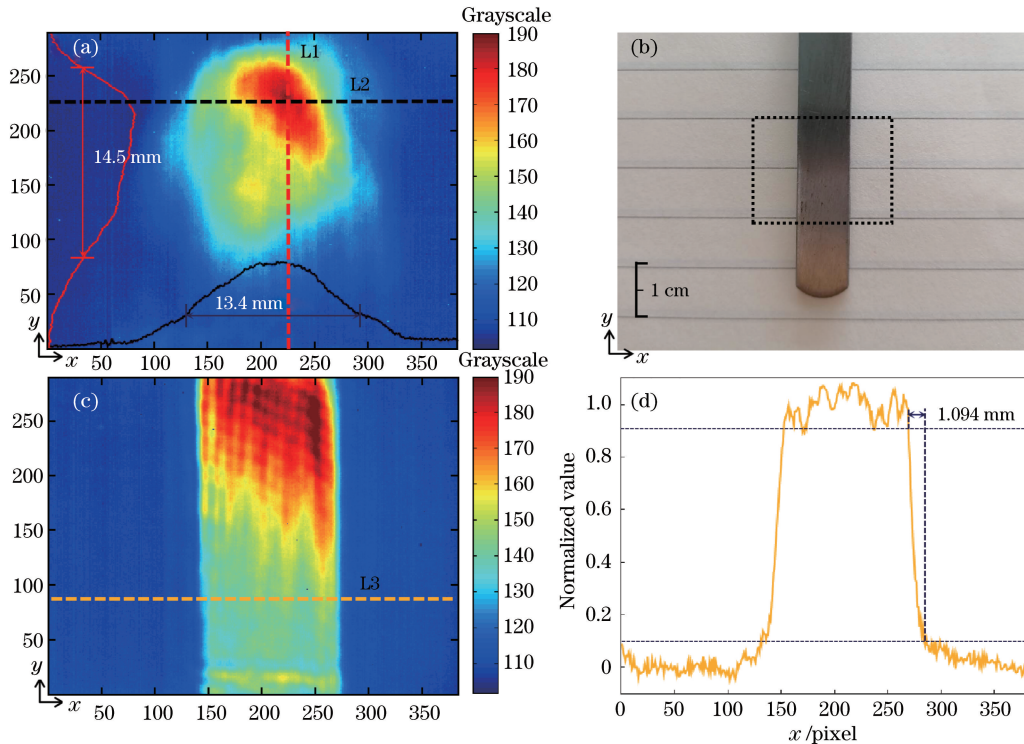


图 2 太赫兹焦平面成像系统的空间分辨率性能预测。(a)成像光斑;(b)金属片可见光图;
(c)金属片太赫兹图像;(d)横向剖面的灰度曲线,如(c)中的虚线所示

Fig. 2 Prediction of spatial resolution performance of terahertz focal plane imaging system. (a) Imaging spot; (b) metal sheet visible light image; (c) metal sheet terahertz image; (d) grayscale curve of vertical profiles, as indicated by the dotted line in Fig. (c)

选取轮廓复杂的金属硬币作为成像目标,分析以金属硬币为测试目标的图像对比度性能,并检验灰度变换对消除非均匀光束影响的效果。图像对比度定义为 $C_w = (I - I_b) / (I + I_b)$,其中 I 为图像中目标的灰度值, I_b 为图像背景灰度值,其反映了一幅图像的被测物体与其背景的灰度差异。图 3(a)为金属硬币数字“1”面的可见光图片,硬币直径为 25 mm ,图中虚线框圈出数字“1”的轮廓。图 3(b)为金属硬币数字面的太赫兹图像,图中可重现数字“1”的大致轮廓,然而无法分辨数字“1”周围的文字、

符号等目标细节。由于成像光斑面积不足以覆盖整个硬币面,图中部分太赫兹反射信号相对较弱,对原图像进行灰度变换处理,处理结果如图 3(c)所示。通过计算图像灰度差变化可知,图像对比度提升了约 $0.4\sim 0.7$ 倍,如图 3(d)中纵向、横向剖面的灰度曲线所示。

3.2 生物组织成像

选取同时包含脂肪和肌肉的猪肉组织作为成像目标,猪肉组织的可见光图如图 4(a)、(c)所示,其中肌肉组织切面呈暗红色,脂肪组织切面呈白色。

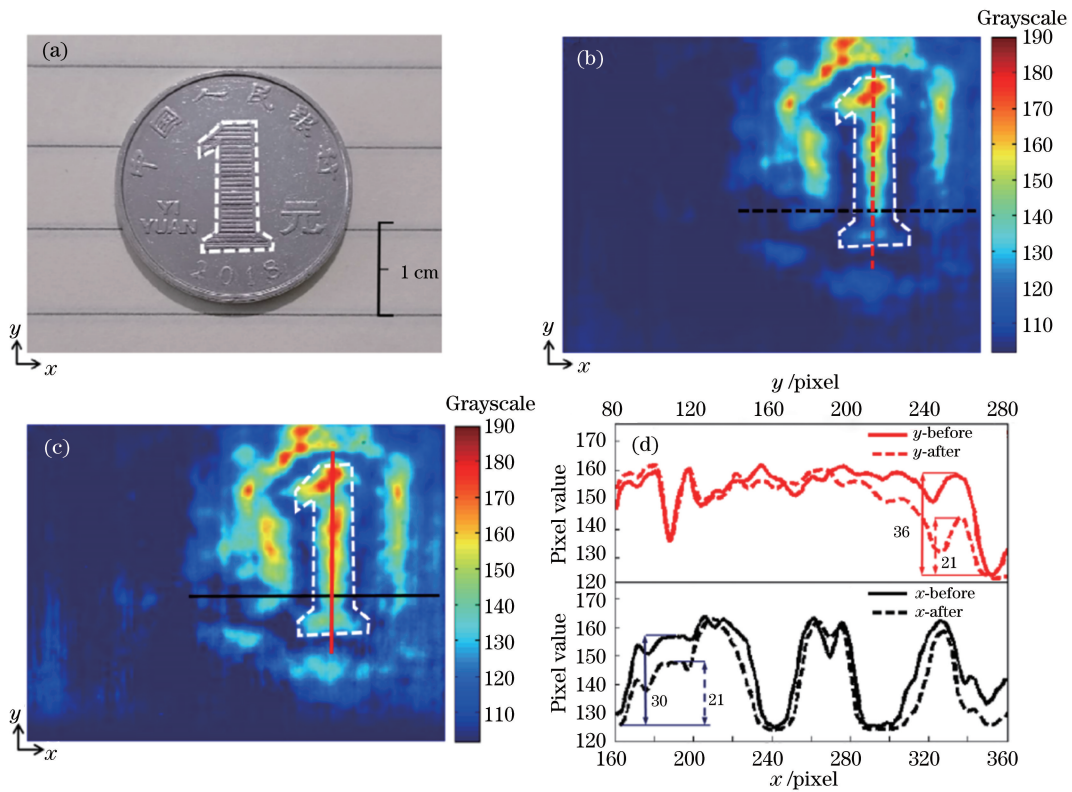


图 3 太赫兹焦平面成像系统的图像对比度性能预测。(a)硬币可见光图;(b)图像处理前硬币太赫兹图像;
(c)图像处理后的太赫兹图像;(d)纵向、横向剖面的灰度曲线,分别如(b)(c)中的实线、虚线所示

Fig. 3 Prediction of image contrast performance of terahertz focal plane imaging system. (a) Coin visible light image;
(b) coin terahertz image before image processing; (c) terahertz image after image processing; (d) grayscale curves
of vertical and horizontal profiles, as shown by solid and dotted lines in Fig. (b) and (c), respectively

猪肉组织的太赫兹图像如图 4(b)、(d)所示。对比猪肉组织的可见光图和太赫兹图像,从太赫兹图像

中可以区分不同组织结构各自的区域,且肌肉组织的图像灰度值大于脂肪组织。当进行生物组织的焦

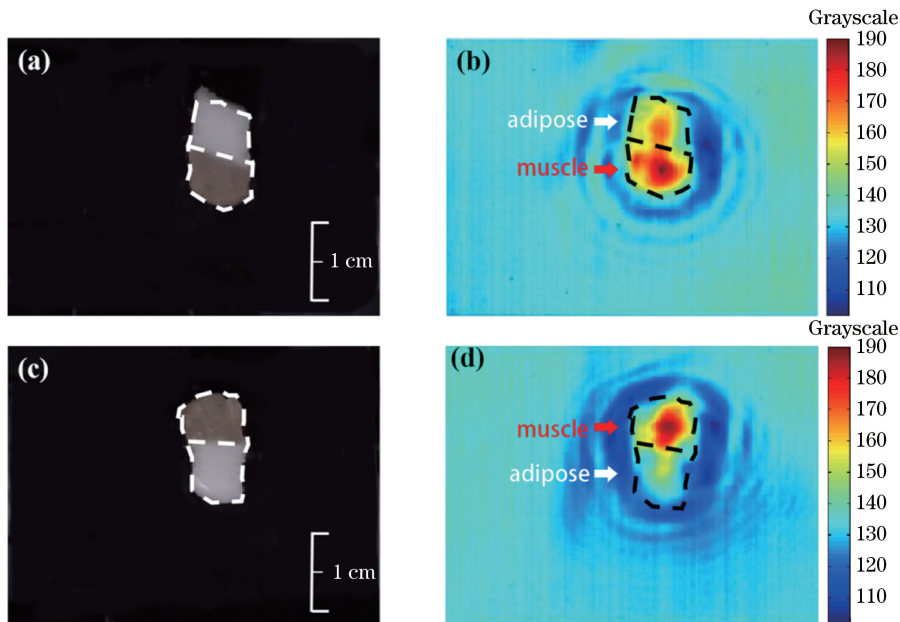


图 4 新鲜猪肉组织的太赫兹成像结果。(a)(c)可见光图;(b)(d)太赫兹图像

Fig. 4 Terahertz imaging results of fresh pork tissue. (a)(c) Visible light images; (b)(d) terahertz images

平面成像时,使用的石英窗口的折射率为 1.805,而肌肉组织的折射率($n_{\text{muscle}} \approx 1.90$)略大于脂肪组织($n_{\text{adipose}} \approx 1.78$)^[21],根据菲涅耳方程可得:肌肉组织区域反射的太赫兹波强度应大于脂肪组织,这与实验结果相符合。图 5(a)为正常大鼠脑组织的可见光图,图 5(b)为脑组织的太赫兹图像,太赫兹图像中脑组织的轮廓与可见光图中轮廓相符合。需要注意的是,图 4(b)、(d)和图 5(b)中组织周围均出现多层环状条纹,这是因为光斑尺寸大于成像物体,此成

像系统满足夫琅禾费衍射条件,太赫兹光束在样品边界处发生衍射现象,系统中抛物面镜起到了透镜聚焦的作用,将远场的夫琅禾费衍射图样会聚于像平面上,太赫兹阵列探测器记录了样品边界的夫琅禾费衍射条纹。此外,猪肉组织的太赫兹图像中脂肪组织和肌肉组织的分界不明显,以及大鼠脑组织的太赫兹图像呈现中心区域更高的灰度值分布,这些现象表明处理后的太赫兹图像仍存在光束非均匀性的影响。

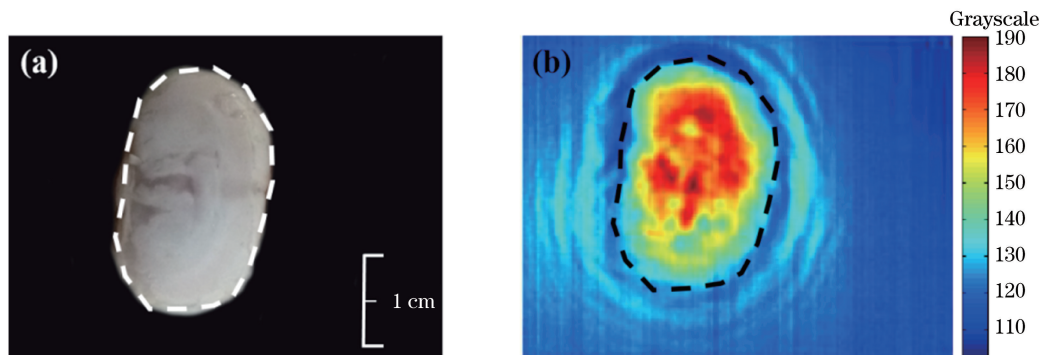


图 5 新鲜大鼠脑组织的太赫兹成像结果。(a)可见光图;(b)太赫兹图像

Fig. 5 Terahertz imaging results of fresh rat brain tissue. (a) Visible light image; (b) terahertz image

选取人脑胶质瘤组织作为成像目标,组织中含有正常脑组织和脑胶质瘤组织。图 6(a)为人脑胶质瘤组织的可见光图,图 6(b)为人脑胶质瘤组织切片的 H&E 染色图,图 6(c)为人脑胶质瘤组织的太赫兹图像,三幅图像中均用虚线框圈出脑胶质瘤区域。其中,图 6(b)所示的 H&E 染色图中虚线框圈出的暗红色区域为脑胶质瘤,可以与 H&E 染色较浅的正常组织区分开来。从图 6(c)所示的人脑胶质瘤组织的太赫兹成像图可以看出,胶质瘤病理组织区域的太赫兹图像灰度值明显小于正常组织区域,意味着脑胶质瘤组织区域反射的太赫兹波强度略小于正常组织。这是由于成像系统采用了石英玻

璃作为反射窗口,特定波长的太赫兹波在特定厚度的反射窗口处发生了相消干涉^[22]。事实上,不使用石英反射窗口时肿瘤区域比正常组织具有更高的反射率^[23]。对比图 6(b)与图 6(c)可知,太赫兹图像中的脑胶质瘤轮廓与 H&E 染色图中脑胶质瘤轮廓有差异。造成此现象的原因仍然是成像光束的非均匀性,导致图像中心区域信号强度偏高,扭曲了胶质瘤区域与正常组织区域间的界限。在生物组织的成像结果中,样品周围的衍射条纹和非均匀成像光束严重影响了图像的辨识度。针对这两类现象,前者可通过添加针孔光阑进行低通空间滤波^[24],滤除掉目标边缘衍射的高频成分,后者可通过添加太赫兹

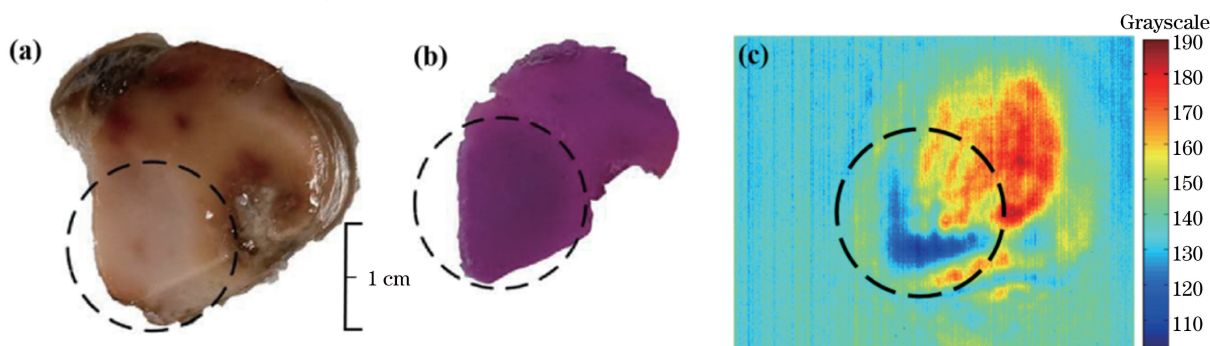


图 6 新鲜人脑胶质瘤组织的太赫兹成像结果。(a)可见光图;(b) H&E 染色图;(c)太赫兹图像

Fig. 6 Terahertz imaging results of fresh human glioma tissue. (a) Visible light image; (b) H&E staining image; (c) terahertz image

空间光调制器来改善成像光束质量。

4 结 论

本文利用自行搭建的连续太赫兹波焦平面成像系统,对新鲜猪肉组织、大鼠脑组织和人脑胶质瘤组织进行了成像研究。为了分析太赫兹焦平面成像系统的成像性能,对金属物进行成像,并获得了太赫兹图像的分辨率为 1.094 mm,通过灰度变换算法提升了图像的对比度,约 0.4~0.7 倍。同时,获得了猪肉组织、大鼠脑组织和人脑胶质瘤组织的太赫兹图像,通过添加成像窗口和平场校正还原了生物组织的太赫兹图像。太赫兹焦平面成像可以实现生物组织中不同组织结构的分辨,为生物组织的快速、无标记成像提供了新的方法。

参 考 文 献

- [1] Markelz A G, Roitberg A, Heilweil E J. Pulsed terahertz spectroscopy of DNA, bovine serum albumin and collagen between 0.1 and 2.0 THz[J]. *Chemical Physics Letters*, 2000, 320(1/2): 42-48.
- [2] Jepsen P U, Cooke D G, Koch M. Terahertz spectroscopy and imaging—modern techniques and applications[J]. *Laser & Photonics Reviews*, 2011, 5(1): 124-166.
- [3] Kawabe S, Seki M, Tabata H. Evaluation of hydration in a water-soluble polymer by terahertz spectroscopy[J]. *Applied Physics Letters*, 2016, 108(8): 081103.
- [4] Hu B B, Nuss M C. Imaging with terahertz waves [J]. *Optics Letters*, 1995, 20(16): 1716-1718.
- [5] Davies A G, Burnett A D, Fan W H, et al. Terahertz spectroscopy of explosives and drugs [J]. *Materials Today*, 2008, 11(3): 18-26.
- [6] Hoshina H, Sasaki Y, Hayashi A, et al. Noninvasive mail inspection system with terahertz radiation[J]. *Applied Spectroscopy*, 2009, 63(1): 81-86.
- [7] Fukunaga K, Hosako I. Innovative non-invasive analysis techniques for cultural heritage using terahertz technology[J]. *Comptes Rendus Physique*, 2010, 11(7/8): 519-526.
- [8] Wang Y Y, Wang L P, Li T, et al. Terahertz characteristic absorption spectrometric analysis of homocysteine[J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(10): 1030003.
王莹莹, 汪丽平, 李恬, 等. 同型半胱氨酸的太赫兹特征吸收光谱分析[J]. *光学学报*, 2019, 39(10): 1030003.
- [9] Sun Q, He Y, Liu K, et al. Recent advances in terahertz technology for biomedical applications [J]. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 2017, 7(3): 345-355.
- [10] Fu Z L, Li R Z, Li H Y, et al. Progress in biomedical imaging based on terahertz quantum cascade lasers [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207014.
符张龙, 李锐志, 李弘义, 等. 基于太赫兹量子级联激光器的生物医学成像研究进展 [J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207014.
- [11] Wang Y Y, Chen L Y, Xu D G, et al. Three-dimensional reconstruction of rat brain trauma based on terahertz imaging [J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(3): 0317002.
王与焯, 陈霖宇, 徐德刚, 等. 基于太赫兹波成像的鼠脑创伤三维重构 [J]. *光学学报*, 2019, 39(3): 0317002.
- [12] Lee A W, Hu Q. Real-time, continuous-wave terahertz imaging by use of amicrobolometer focal-plane array [J]. *Optics Letters*, 2005, 30(19): 2563-2565.
- [13] Yang J, Ruan S C, Zhang M. Real-time, continuous-wave terahertz imaging by a pyroelectric camera [J]. *Chinese Optics Letters*, 2008, 6(1): 29-31.
- [14] Li Q, Yao R, Shan J X, et al. A preliminary study on THz imaging and image enhancement based on thermal imager [J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, 28(s2): 275-277.
李琦, 姚睿, 单纪鑫, 等. 基于热像仪的太赫兹成像及图像增强初步研究 [J]. *光学学报*, 2008, 28(s2): 275-277.
- [15] Oda N, Ishi T, Morimoto T, et al. Real-time transmission-type terahertz microscope with palm size terahertz camera and compact quantum cascade laser [J]. *Proceedings of SPIE*, 2012, 8496: 84960Q.
- [16] Simoens F, Meilhan J. Terahertz real-time imaging uncooled array based on antenna- and cavity-coupled bolometers [J]. *Philosophical Transactions. Series A, Mathematical, Physical, and Engineering Sciences*, 2014, 372(2012): 20130111.
- [17] Oda N, Kurashina S, Miyoshi M, et al. Microbolometer terahertz focal plane array and camera with improved sensitivity in the sub-terahertz region [J]. *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves*, 2015, 36(10): 947-960.
- [18] Rong L, Latychevskaja T, Chen C, et al. Terahertz in-line digital holography of human hepatocellular carcinoma tissue [J]. *Scientific Reports*, 2015, 5: 8445.
- [19] Guo L, Wang X, Han P, et al. Observation of

- dehydration dynamics in biological tissues with terahertz digital holography[J]. *Applied Optics*, 2017, 56(13): F173-F178.
- [20] Zhang X L, Du G H, Deng B, et al. High precision measurement of modulation transfer function for X-ray CCD with knife-edge method[J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, 30(6): 1680-1687.
- 张晓琳, 杜国浩, 邓彪, 等. 刀口法高精度测量 X 射线 CCD 调制传递函数研究[J]. *光学学报*, 2010, 30(6): 1680-1687.
- [21] Qi L, Zhao M C, Zhao J, et al. Characteristic difference of porcine tissues by terahertz attenuated total reflectance spectroscopy[J]. *Food & Machinery*, 2018, 34(2): 11-14, 61.
- 齐亮, 赵茂程, 赵婕, 等. 不同猪肉组织在太赫兹衰减全反射光谱中的特性差异[J]. *食品与机械*, 2018, 34(2): 11-14, 61.
- [22] Wu L M, Xu D G, Wang Y Y, et al. Study of *in vivo* brain glioma in a mouse model using continuous-wave terahertz reflection imaging [J]. *Biomedical Optics Express*, 2019, 10(8): 3953-3962.
- [23] Oh S J, Kim S H, Ji Y B, et al. Study of freshly excised brain tissues using terahertz imaging [J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(8): 2837-2842.
- [24] Cao Q. A study of spatial filtering and image processing in measuring system with laser beam irradiation [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2005: 15-18.
- 操琼. 激光照射测量中空间滤波与图像处理方法的研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2005: 15-18.