

共光路连续太赫兹反射和衰减全反射成像

武丽敏 徐德刚 王与烨 葛梅兰 李海滨 王泽龙 姚建铨

Common path continuous terahertz reflection and attenuated total reflection imaging

Wu Li-Min Xu De-Gang Wang Yu-Ye Ge Mei-Lan Li Hai-Bin Wang Ze-Long Yao Jian-Quan

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 70, 118701 (2021) DOI: 10.7498/aps.70.20210182

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210182>

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

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于光照-反射成像模型和形态学操作的多谱段图像增强算法

Multispectral image enhancement based on illuminance-reflection imaging model and morphology operation

物理学报. 2018, 67(21): 210701 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20181288>

小波变换在太赫兹三维成像探测内部缺陷中的应用

Wavelet transform in the application of three-dimensional terahertz imaging for internal defect detection

物理学报. 2017, 66(8): 088701 <https://doi.org/10.7498/aps.66.088701>

连续太赫兹波双物距叠层定量相衬成像

Continuous-wave terahertz quantitative dual-plane ptychography

物理学报. 2020, 69(2): 028701 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20191310>

应用太赫兹焦平面成像方法研究氧化镁晶体在太赫兹波段的双折射特性

Birefringence characteristics of magnesium oxide crystal in terahertz frequency region by using terahertz focal plane imaging

物理学报. 2020, 69(20): 208702 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200766>

利用波矢滤波超表面实现超衍射成像

Super diffraction imaging with wave vector selective metasurface

物理学报. 2017, 66(14): 147804 <https://doi.org/10.7498/aps.66.147804>

上海光源硬X射线相干衍射成像实验方法初探

Preliminary exploration of hard X-ray coherent diffraction imaging method at SSRF

物理学报. 2020, 69(3): 034102 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20191586>

共光路连续太赫兹反射和衰减全反射成像*

武丽敏¹⁾²⁾ 徐德刚¹⁾²⁾ 王与焯^{1)2)†} 葛梅兰¹⁾²⁾李海滨¹⁾²⁾ 王泽龙¹⁾²⁾ 姚建铨¹⁾²⁾

1) (天津大学精密仪器与光电子工程学院, 激光与光电子研究所, 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)

(2021 年 1 月 25 日收到; 2021 年 2 月 24 日收到修改稿)

太赫兹成像技术是医学成像的候选技术之一, 尤其是连续太赫兹反射和衰减全反射成像有望实现术中快速成像, 是目前研究的热点课题. 本文理论研究了成像角度对反射信号和衰减全反射穿透深度的影响, 获得了适用于反射和衰减全反射成像的太赫兹波成像角度. 在此基础上设计了全反射棱镜, 通过反射窗口和全反射棱镜快速切换的方式, 实现了共光路连续太赫兹反射和衰减全反射双模式成像. 以蒸馏水和猪肉为样品, 实验研究了连续太赫兹反射和衰减全反射成像. 结果表明, 与反射成像相比, 连续太赫兹衰减全反射成像具有成像分辨率高、图像对比度高和信号稳定性高的优点, 且可以准确获得样品反射率. 太赫兹衰减全反射成像技术更有助于实现样品的高灵敏度成像.

关键词: 连续太赫兹成像, 反射成像, 衰减全反射成像**PACS:** 87.50.U-, 42.25.Gy**DOI:** 10.7498/aps.70.20210182

1 引言

基于太赫兹波 (THz wave) 的安全性、穿透性和指纹谱等特性, 太赫兹波成像技术已广泛应用于安全检查、环境监测、医疗诊断和无损探伤等方面^[1]. 根据源的不同, 太赫兹成像可分为两种: 脉冲太赫兹成像和连续太赫兹成像. 脉冲太赫兹成像可同时获得样品成像和光谱信息. 1995 年, Hu 等^[2]通过在太赫兹时域光谱仪中增添二维扫描移动平台, 首次实现脉冲太赫兹成像. 基于时域光谱的脉冲太赫兹成像也是目前应用最广泛的太赫兹脉冲成像, 其是通过检测样品的相位和振幅, 并经过适当的处理和分析获得样品的太赫兹图像^[3,4]. 然而, 因采用延迟装置使得成像时间较长. 后来, 科研人员采用基于参量振荡和差频方法获得的频率连续可调谐太赫兹辐射源, 实现了脉冲太赫兹成像^[5,6].

此类脉冲太赫兹成像通过检测样品强度信号进行成像, 成像速度较快. 然而, 其太赫兹辐射源的输出功率通常较低, 限制了此类脉冲成像的广泛应用. 连续太赫兹成像是通过频率固定的辐射源, 获得样品强度信号进行成像^[7]. 常见用于连续太赫兹成像的辐射源包括反向波振荡器、耿氏振荡器、肖特基二极管、太赫兹量子级联激光器和太赫兹光泵气体激光器. 反向波振荡器、耿氏振荡器和肖特基二极管的输出频率均较低, 这使得成像分辨率较低^[8]. 太赫兹量子级联激光器和太赫兹光泵气体激光器输出频率和功率均较高, 有望实现高分辨率和高信噪比成像. 因此, 与脉冲成像相比, 连续太赫兹成像有望实现快速高质量成像.

根据样品与太赫兹波相互作用方式的不同, 太赫兹成像模式有三种: 透射成像、反射成像和衰减全反射成像. 透射成像是发展最早的成像模式, 通过太赫兹波与样品相互作用后的透射信号成像. 对

* 国家自然科学基金 (批准号: 61775160, 61771332, 62011540006, U1837202) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: yuyewang@tju.edu.cn

于在检测波长具有高吸收特性的样品,透射成像需要对样品进行处理(如:生物组织需要进行切片处理),这使得样品制作复杂,也限制了透射成像的应用范围.与透射成像相比,反射成像和衰减全反射成像不需要复杂的样品制作过程.反射成像是发展较早和应用最广泛的成像模式^[9,10].反射成像是通过太赫兹波与样品相互作用后的反射信号进行成像,获得的样品信号通常较弱.因此,反射成像需要输出功率较高的太赫兹辐射源^[11,12].基于样品不同深度位置的折射率和吸收系数不同,反射成像还可实现样品一定深度的太赫兹成像^[13,14].对于获取样品反射率,反射成像需要检测对太赫兹波有高反射特性的样品(如金镜)获得参考信号^[15],这使得实验步骤复杂.反射成像受样品表面不均匀性引起的漫反射现象影响严重,使得反射信号较弱^[16].另外,连续太赫兹反射成像受反射窗口厚度引起的干涉现象影响严重,导致获得样品的准确反射率较困难.衰减全反射成像是基于倏逝波与样品的相互作用而成像,其可通过检测有无样品的信号比值获得样品反射率^[11].衰减全反射成像通常采用具有高折射率材料的全反射棱镜进行成像,故其有望实现高分辨率成像^[17].衰减全反射成像的穿透深度较低,仅适用于样品表面检测.因穿透深度低,衰减全反射成像对太赫兹波的衰减较小,故对辐射源的输出功率要求较低^[18].由以上分析可知,反射和衰减全反射成像模式具有不同的优缺点.为了结合这两种成像模式的优点,研究共光路反射和衰减全反射成像是必要的.

连续太赫兹反射成像(TR)发展较早.2003年,张希成等^[19]为了检测哥伦比亚号航天飞机失事的原因,搭建了第一套小型化、便携式连续太赫兹反射成像系统,并证明了太赫兹成像技术在无损检测方面的优势.此后,连续太赫兹反射成像得到了广泛关注并进行深入研究.为了实现连续太赫兹反射快速成像, Lee 等^[20]采用太赫兹气体激光器和焦平面阵列探测器,实现了连续太赫兹实时反射成像.然而,此系统成像分辨率较低,无法实现样品边界的有效识别.进一步, Watts 等^[21]将压缩感知成像与近场成像相结合,实现分辨率达 $9\ \mu\text{m}$ 的高速太赫兹反射成像.尽管近场成像可实现高分辨率,然而压缩感知的成像能力因受算法限制,将其应用于所有样品较困难.与之相比,基于点扫描的连续太赫兹反射成像更易于样品的高精确度检测.

为了实现连续太赫兹反射高对比度成像, Doradla 等^[22]研究了连续太赫兹反射偏振成像,实验证明采用正交偏振有助于提高太赫兹反射成像的图像对比度.然而,此方法会造成极大的能量损失,导致成像信噪比较低.为了提高连续太赫兹反射成像分辨率, Chernomyrdin 等^[23]基于固体浸没透镜技术,将连续太赫兹反射成像的空间分辨率提高到了 0.15λ — 0.3λ 之间.与连续太赫兹反射成像相比,连续太赫兹衰减全反射成像(ATR)发展较晚.2016年,本课题组开发了基于垂直点扫描的连续太赫兹衰减全反射成像系统^[11].为了避免二次反射对衰减全反射成像的影响,我们又研究了基于水平点扫描的连续太赫兹衰减全反射成像系统^[24].目前,关于反射成像和衰减全反射成像的研究均为相互独立,相互独立的成像系统具有系统复杂、操作繁琐和不易于样品快速检测的局限性.为了更好地比较样品在反射和衰减全反射模式下的成像效果,研究共光路连续太赫兹反射和衰减全反射双模式成像系统更有助于实际应用.

本文理论研究了对成像角度对反射和衰减全反射成像的影响,获得适用于连续太赫兹反射和衰减全反射成像的太赫兹波成像角度.通过反射窗口和全反射棱镜快速切换的方式,搭建了基于太赫兹光泵气体激光器为辐射源的共光路连续太赫兹双模式成像系统.以蒸馏水和猪肉组织为样品,实验分析了双模式成像的成像分辨率、获得反射信号稳定性、图像对比度和获得样品反射率的准确性.结果表明,衰减全反射模式更有助于实现样品的高灵敏度成像.

2 理论分析

反射成像中,为了降低漫反射对成像结果的影响,通常将表面均匀的反射窗口(reflection window)置于样品表面进行实验.图1为太赫兹波在反射窗口中传输光路的简化示意图.其中,红色实线表示太赫兹波传输路径; n_1 , n_2 和 n_3 分别为空气、成像窗口和样品的折射率; θ_1 和 θ_2 分别为太赫兹波在反射窗口前表面的入射角和折射角; θ_3 和 d 分别为太赫兹波在反射窗口后表面的入射角和反射窗口的厚度.反射窗口材料需要对太赫兹波有高透特性,通常采用石英(quartz, $n = 2.12$ @ $2.52\ \text{THz}$)材料.

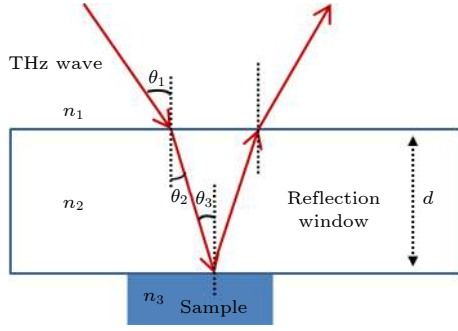


图 1 太赫兹波在成像窗口中传输示意图 (此处以反射为例)

Fig. 1. Schematic diagram of terahertz wave propagation in the imaging window (take reflection as an example).

为了使得更多的太赫兹波能量进入反射窗口, 反射窗口前表面需要对太赫兹波有高透射特性. 为了获得高反射信号, 反射窗口后表面需对太赫兹波有高反射特性. 太赫兹波在反射窗口界面的反射系数、透射系数, 可由菲涅耳公式获得, 其公式为^[25]:

$$\begin{aligned} r_P &= \frac{n_2 \cos \theta_1 - n_1 \cos \theta_2}{n_2 \cos \theta_1 + n_1 \cos \theta_2}, \\ r_S &= \frac{n_1 \cos \theta_1 - n_2 \cos \theta_2}{n_1 \cos \theta_1 + n_2 \cos \theta_2}, \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} t_P &= \frac{2n_1 \cos \theta_1}{n_2 \cos \theta_1 + n_1 \cos \theta_2}, \\ t_S &= \frac{2n_1 \cos \theta_1}{n_1 \cos \theta_1 + n_2 \cos \theta_2}, \end{aligned} \quad (2)$$

其中, r_P , r_S , t_P 和 t_S 分别为 P 和 S 偏振在界面处的反射系数和透射系数. P 偏振下连续太赫兹反射成像的样品反射率 R_P 的公式可表示为^[26]

$$R_P = \frac{r_{12P}^2 + r_{23P}^2 + 2r_{12P}r_{23P} \cos \delta}{1 + r_{12P}^2 r_{23P}^2 + 2r_{12P}r_{23P} \cos \delta}, \quad (3)$$

其中, r_{12P} 和 r_{23P} 分别为 P 偏振波在反射窗口前表面和后表面的反射系数, $\delta = (4\pi n_2 d \cos \theta_2)/\lambda$ 为相移. 此处以石英和空气 ($n = 1$) 的界面为例, 理论计算了太赫兹波的反射和透射系数. 图 2(a) 为不同偏振下太赫兹波在反射窗口界面的反射系数和透射系数与入射角度的关系. 其中, θ_B 为太赫兹波在界面的布鲁斯特角 ($\tan \theta_B = n_2/n_1$). 由图 2 可知, P 偏振下太赫兹波的反射系数低于 S 偏振, 其可实现更多的太赫兹波入射到反射窗口中. 也就是说, 与 S 偏振相比, P 偏振有助于抑制镜面反射, 故本文采用 P 偏振进行双模式成像性能研究. 另外, 当 $20^\circ < \theta_1 < \theta_B$ 时, P 偏振在反射窗口前表面满足低反射特性要求; 此时太赫兹波在反射窗口

后表面的入射角为 $13.5^\circ < \theta_3 < 25.2^\circ$, 太赫兹波在反射窗口后表面满足高反射特性要求. P 偏振波经反射窗口前表面透射、后表面反射和前表面透射后的反射系数 r 公式可简化为

$$\begin{aligned} r &= t_{12P} \cdot r_{23P} \cdot t_{21P} \\ &= \frac{2n_1 \cos \theta_1}{n_2 \cos \theta_1 + n_1 \cos \theta_2} \frac{n_3 \cos \theta_2 - n_2 \cos \theta_3}{n_3 \cos \theta_2 + n_2 \cos \theta_3} \\ &\quad \times \frac{2n_1 \cos \theta_1}{n_2 \cos \theta_1 + n_1 \cos \theta_2}, \end{aligned} \quad (4)$$

其中, t_{12P} 和 t_{21P} 分别为 P 偏振波由空气入射到反射窗口中和由反射窗口入射到空气中时在反射窗口前表面的透射系数. 图 2(b) 为反射系数 r 与入射角 θ_1 的关系. 可知, 反射系数与入射角成反比, 选择较小的入射角度有利于获得较高且稳定

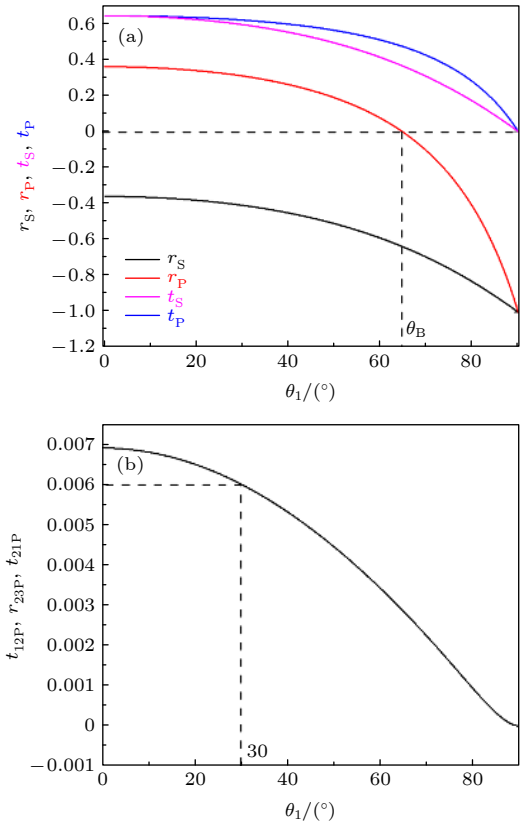


图 2 (a) S 和 P 偏振波在界面处的反射系数和透射系数与入射角 θ_1 的关系; (b) 太赫兹波经反射窗口前表面透射、后表面反射和前表面透射后的反射系数 r 与入射角 θ_1 的关系

Fig. 2. (a) The relation between the reflection coefficient and transmission coefficient of S and P polarized waves at the interface and the incident angle θ_1 ; (b) the relation between the reflection coefficient r and incident angle θ_1 of terahertz wave after the front surface transmission, back surface reflection and front surface transmission through reflection window.

的反射信号. 考虑实验中采用聚焦装置对太赫兹光斑进行聚焦, 为了满足大面积成像和避免聚焦装置对成像光路的遮挡, 反射成像系统选用入射角 θ_1 为 30° .

衰减全反射成像中, 太赫兹波在成像窗口与样品界面的入射角 θ_3 需大于临界角 θ_C , 实验中通常采用高于样品折射率的材料作为全反射成像窗口, 如高阻硅材料 (silicon, $n = 3.42$ @ 2.52 THz). 衰减全反射模式是基于倏逝波的衰减而成像, 倏逝波的振幅随穿透深度的增加急剧衰减. 穿透深度 x_0 公式如下 [17]:

$$x_0 = \lambda / \left(2\pi \sqrt{n_2^2 \sin^2 \theta_3 - n_3^2} \right), \quad (5)$$

其中, n_2 和 n_3 分别为全反射棱镜材料和待测样品的折射率, λ 为入射波的波长. 图 3 为基于高阻硅全反射成像窗口, 理论获得样品折射率值位于 1.40—2.05 时, 倏逝波穿透深度 x_0 与太赫兹在成像面入射角 θ_3 的关系.

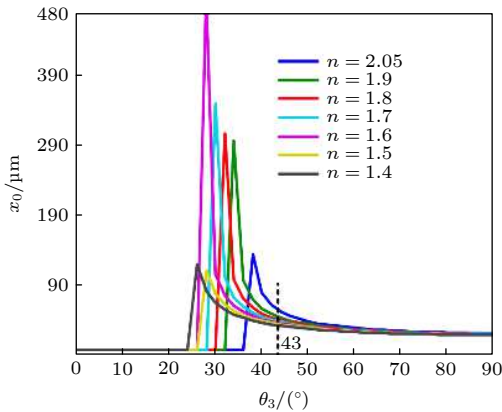


图 3 采用高阻硅全反射棱镜时, 倏逝波在不同样品中的穿透深度与入射角的关系

Fig. 3. The relationship between the penetration depth and the incident angle of evanescent wave in different samples, when using the high resistance silicon total reflection prism.

由图 3 可知, 当 $\theta_3 \geq 43^\circ$ 时穿透深度值变化较小. 因此, 基于此角度进行了全反射成像窗口设计. 通常生物组织的折射率小于水的折射率 ($n = 2.05$), 水为待测样品时的临界角为 34.8° . 为了实现共光路反射和衰减全反射成像研究, 考虑到适用于反射成像的入射角 θ_1 , 设计了底角为 49° 的等腰三角形形状的全反射棱镜. 此时太赫兹波在成像面的入射角大于临界角 ($43.5^\circ > 34.8^\circ$), 适用于生物组织的衰减全反射成像研究. 进一步, P 偏振下连续太赫兹衰减全反射成像的样品反射率 R_p 的公式可

表示为 [27]:

$$R_p = \left| \frac{n_3 \cos \theta_3 - n_2 \cos \theta_4}{n_3 \cos \theta_3 + n_2 \cos \theta_4} \right|^2, \quad (6)$$

其中, θ_4 为太赫兹波在全反射棱镜成像面的折射角.

3 研究方法

3.1 实验装置

图 4 为基于点扫描的共光路连续太赫兹衰减全反射和反射成像系统示意图, 通过将全反射棱镜替换为反射窗口即可实现双模式成像. 此研究中, 采用 CO_2 激光泵浦的连续 THz 波气体激光器 (FIRL100, Edinburgh Instruments Ltd, UK) 作为 THz 源, 其具有输出功率高、连续波运转、可调谐、光束质量好及稳定性好的特点. 在频率为 2.52 THz 时, 输出功率最高可达 150 mW. 因此, 我们将 2.52 THz 作为工作频率. 采用可在室温工作且稳定性好的高莱探测器 (GC-1P, Tydex Ltd.) 接收太赫兹波. 考虑到高莱探测器的慢响应特性, 采用频率为 50 Hz 的斩波器对连续太赫兹波进行调制. 为了降低激光器的功率波动对成像结果的影响, 采用太赫兹波线栅偏振器 (Microtech Instruments, Inc.) 将太赫兹波分成两束: 参考光和信号光. 信号光通过平面镜和离轴抛物面镜的准直和聚焦后, 以 30° 角斜入射至成像窗口表面, 太赫兹波焦点位于成像窗口下表面, 即待测样品与成像窗口的界面. 反射成像采用材料为石英的矩形成像窗口, 其厚度为 0.5 mm. 对于全反射成像, 采用等腰三角形形状的全反射棱镜作为成像窗口. 其材料为高阻硅, 大小为 $34.8 \text{ mm} \times 34.8 \text{ mm} \times 20.0 \text{ mm}$ 且底角为 49° . 携带样品信息的太赫兹波分别经过两个离轴抛物面镜的准直和聚焦后, 最终被太赫兹波探测器接收. 离轴抛物面镜 1 和 2 的焦距为 2 in (1 in = 25.4 mm), F 值为 1. 离轴抛物面镜 3 的焦距为 4 in, F 值为 2. 离轴抛物面镜 1 和 2 的离轴角度为 30° , 离轴抛物面镜 3 的离轴角度为 90° . 待测样品被置于载物台上, 待测样品上表面与成像窗口下表面紧密接触, 载物台、样品和成像窗口均被固定于 x - y 线性扫描移动平台 (SIGMA KOKI CO., LTD.) 上进行逐点扫描成像, 扫描速率约为 10 pixel/s. 实验中, 扫描步长设置为 200 μm , 温度控制在 23°C .

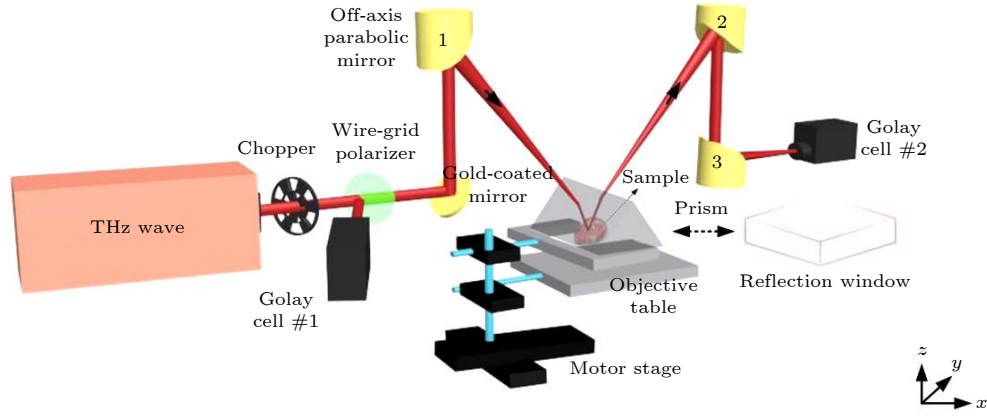


图 4 共光路连续太赫兹反射和衰减全反射成像系统示意图

Fig. 4. Schematic diagram of common path continuous terahertz reflection and attenuation total reflection imaging system.

3.2 数据分析

为了降低激光器的功率波动对成像结果的影响, 采用样品信号与参考信号的比值作为样品二维成像的像素值. 考虑到成像窗口的不均匀性, 通过有无样品太赫兹成像图中对应的像素比值 (即相对反射率) 获得样品太赫兹图像. 将有无样品的太赫兹波成像图分别定义为 F_{sample} 和 $F_{\text{substrate}}$, 样品的相对反射率为 $F_{\text{sample}}/F_{\text{substrate}}$. 便于比较, 反射和衰减全反射模式中样品的相对反射率分别表示为 R_r 和 R_a . 为了比较不同模式的图像对比度, 采用文献 [22] 中的图像对比度公式:

$$C = (R_{\text{rsM}} - R_{\text{tsm}})/R_{\text{rsM}}, \quad (7)$$

其中, R_{rsM} 和 R_{tsm} 分别为样品太赫兹图像区域的最大值和最小值.

4 结果讨论

首先, 研究了不同折射率成像窗口对反射成像分辨率的影响. 此处, 通过检测对太赫兹波有高吸收特性的琼脂来估算成像系统分辨率. 一块长方形的琼脂被置于成像窗口的底部中央, 以 $40 \mu\text{m}$ 的步长沿 x 轴方向扫描琼脂边界. 基于水平面内 x 轴方向最高峰 90% 和最低峰 10% 之间的距离获得系统成像分辨率, 如图 5 所示. 由图可知, 采用高阻硅和石英材料为反射窗口时的成像分辨率分别为 $480 \mu\text{m}$ 和 $500 \mu\text{m}$. 采用高折射材料的反射窗口可获得较高的成像分辨率, 这源于远场成像系统的分辨率可由瑞利判据 ($r = 0.61\lambda/(n \sin \theta)$) 来衡量, 瑞利判据与介质的折射率 n 成正比. 另外, 根据瑞利判据, 采用石英反射窗口的理论成像分辨率值应

为采用高阻硅反射窗口时的约 1.6 倍. 然而, 采用高阻硅成像窗口时的实际成像分辨率仅比采用石英反射窗口时提高 $20 \mu\text{m}$. 这是因为成像系统的分辨率与太赫兹光的空间角 θ 成正比, 当采用高折射率的成像窗口时因色散原因将导致太赫兹波的空间角减小, 太赫兹波空间角的减少抵消了高折射率材料产生的高增益, 故成像分辨率提高较少 [17]. 根据瑞利判据, 成像分辨率还与入射光波长成正比, 选择较小波长的入射光可提高成像分辨率. 然而, 因本文采用的太赫兹激光器在频率为 2.52 THz 时输出高且稳定的太赫兹波, 故采用 2.52 THz 作为本研究的工作频率. 此系统采用离轴抛物面镜作为 THz 波聚焦装置, THz 波通过离轴抛物面镜聚焦过程可看作是 Gaussian 光束经透镜的聚焦过程. 根据 $w(z) = w_0/\sqrt{1 + [\pi w_0/(\lambda f)]^2}$ 可得, 当离轴抛物

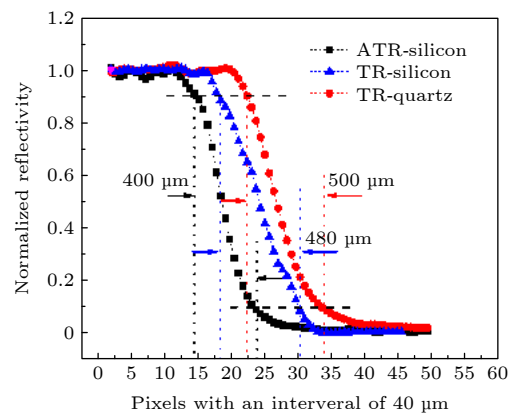


图 5 采用石英和高阻硅材料为成像窗口时, 连续太赫兹反射和衰减全反射成像系统的分辨率

Fig. 5. The resolution of continuous terahertz reflection and attenuated total reflection imaging systems, when the quartz and the high resistance silicon materials are used as imaging windows.

面镜的空间角一定情况下, 聚焦光斑尺寸 $w(z)$ 与离轴抛物面镜聚焦长度 f 成正比, 选择较小焦距的离轴抛物面镜可提高成像分辨率. 另外, 此系统采用水平点扫描成像, 其成像面与太赫兹波入射面有一定的夹角, 系统成像分辨率与太赫兹波入射角的余弦值成反比关系, 故采用较小的太赫兹波入射角有助于提高成像分辨率. 然而, 综合考虑离轴抛物面镜有一定的大小和此成像系统需实现大面积成像, 本系统采用焦距为 50.8 mm 及离轴角度为 30° 的离轴抛物面镜.

为了对不同成像模式进行对比, 基于高阻硅材料的全反射棱镜获得衰减全反射成像系统分辨率, 如图 5 所示. 由图可知, 衰减全反射成像的分辨率为 $400\ \mu\text{m}$. 与反射成像相比, 衰减全反射模式的成像分辨率较大. 这源于在成像光路和聚焦装置一定的情况下, 太赫兹波在全反射成像中的入射角小于反射成像中的入射角, 使得太赫兹波在全反射成像中的空间角较大. 故选用较高折射率的成像窗口或采用较大的太赫兹波空间角, 均可获得较高的成像分辨率.

进一步, 分析了不同成像模式对待测样品反射率的影响. 根据 (3) 式和 (6) 式, 样品的反射率主要与成像窗口折射率、入射角度和偏振有关. 为了避免成像窗口折射率对反射率的影响, 反射和衰减全反射成像窗口均采用高阻硅材料. 反射窗口的厚度均为 $0.5\ \text{mm}$, 此厚度在检测波长下满足干涉相减. 图 6 为实验获得连续太赫兹反射和衰减全反射成像模式下, 蒸馏水的相对反射率与入射角 θ_3 的关系, 同时计算了蒸馏水在此双模式下的理论反射率与入射角 θ_3 的关系. 由图可知, 衰减全反射模式下的实验相对反射率 R_a 与理论反射率 R_p 一致, 如图中蓝三角和绿色线所示. 这是因为衰减全反射是基于样品对太赫兹波的衰减而成像, 当无样品时仅存在全反射棱镜介质的散射和吸收损耗, 对样品来说此过程入射的太赫兹波无衰减; 有无样品信号的比值去除了全反射棱镜衰减对样品检测结果的影响. 然而反射模式下, 实验相对反射率 R_r 比理论反射率 R_p 大, 如图中红三角和黑线所示. 考虑到反射系统中通常采用金镜获得参考信号, 本实验将金镜置于样品成像处进行成像获得参考信号, 并采用样品信号与参考信号相除的方式获得样品反射率, 如图中紫色三角所示. 实验获得的反射率仍然高于理论反射率, 这是因为连续太赫兹反射成像

中获得的样品信号是太赫兹波在反射窗口前表面和后表面反射信号矢量叠加后的强度信号, 反射窗口厚度引起的干涉现象使得准确获得样品反射率较困难. 通过将反射和衰减全反射模式合并在一个系统中, 可弥补反射成像无法准确获得样品反射率的缺点.

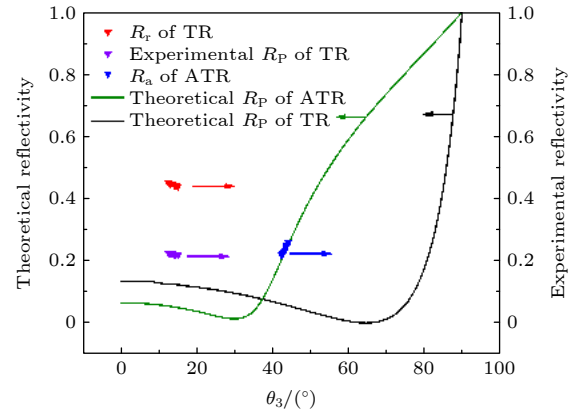


图 6 反射和衰减全反射模式下, 基于理论和实验获得蒸馏水的反射率和相对反射率

Fig. 6. The reflectivity and relative reflectivity of distilled water obtained theoretically and experimentally under the reflection and attenuation total reflection modes.

图 7 为连续太赫兹反射和衰减全反射模式下水滴的太赫兹成像. 其中, 反射成像采用石英和高阻硅材料的反射窗口且其厚度均为 $0.5\ \text{mm}$, 衰减全反射模式采用材料为高阻硅的全反射棱镜. 图 7(a)–(c) 为水滴的可见光图 (visual image), 图 7(a)–(c) 中的水滴面积分别为 $4\ \text{mm} \times 4\ \text{mm}$, $6\ \text{mm} \times 6\ \text{mm}$ 和 $7\ \text{mm} \times 7\ \text{mm}$. 图 7(d)–(f) 分别为与图 7(a)–(c) 相对应的太赫兹波成像图. 右边的颜色条表示相对反射率, 相对反射率越低表示样品对太赫兹波的吸收越大. 图 7(d)–(f) 中成像区域对应的像素值分别为 $40 \times 40 = 1600$, $40 \times 40 = 1600$ 和 $60 \times 60 = 3600$, 检测时间分别约为 2.6, 2.6, 6.0 min. 双模式成像过程中, 需要进行反射窗口和全反射棱镜的快速切换及样品重新放置, 此操作过程大约 1 min. 总之, 通过此共光路连续太赫兹双模式成像系统获得图 7(e) 和图 7(f) 共需要约 10 min. 太赫兹波高吸收区域为水滴区域, 不同成像模式均可实现水滴与成像窗口的明显区分. 图 7(g)–(i) 分别为图 7(d)–(f) 中白色虚线处对应的相对反射率值. 采用石英和高阻硅材料为反射窗口时, 水滴区域的相对反射率分别为 $47\% \pm 3\%$

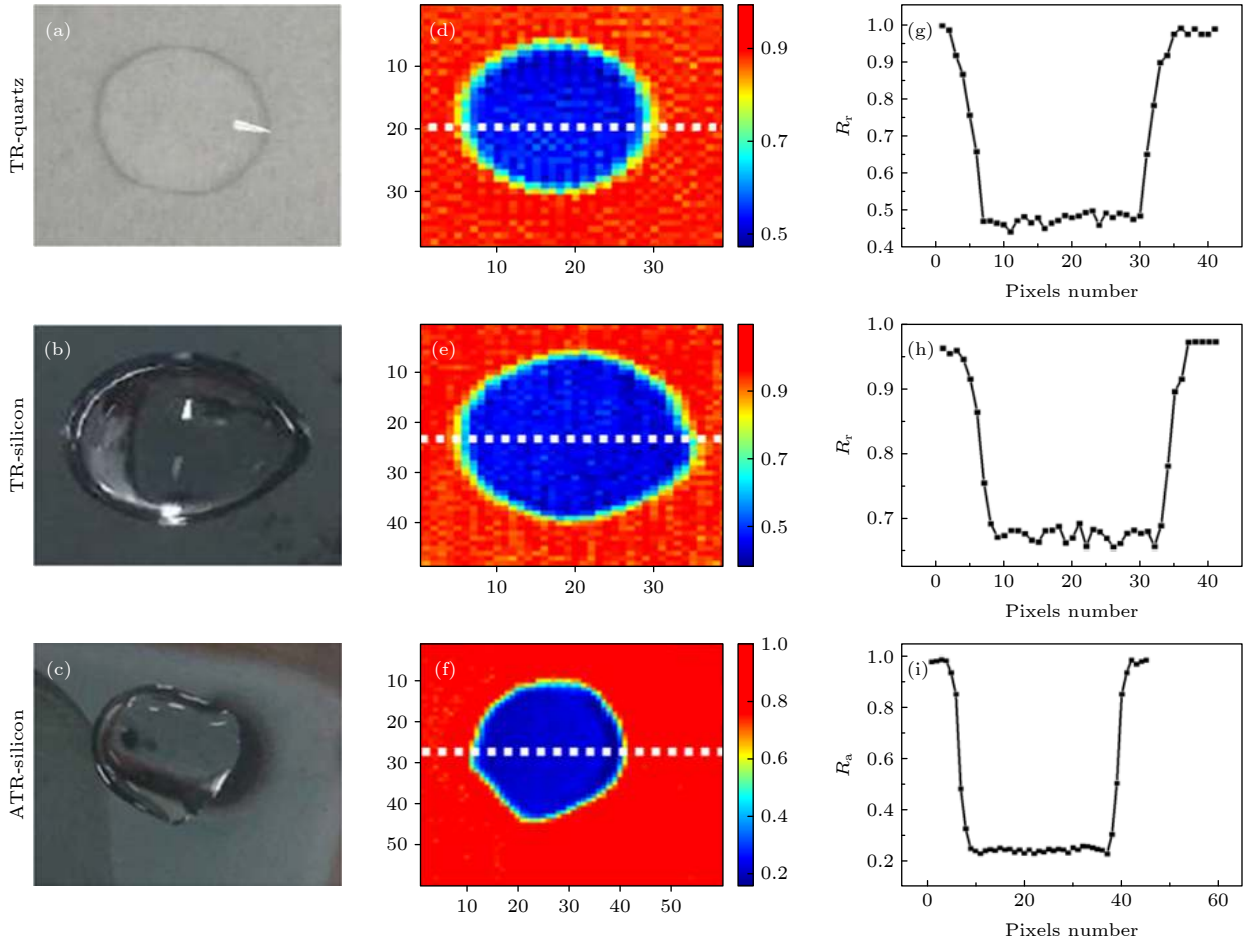


图 7 水滴在不同成像模式下的 (a)–(c) 可见光图和 (d)–(f) 太赫兹成像图, (g)–(i) 分别为图 7(d)–(f) 中白色虚线处对应的相对反射率图

Fig. 7. (a)–(c) Visible image and (d)–(f) terahertz image of water droplets in different imaging modes, (g)–(i) the relative reflectivity map corresponding to the white dotted line in Fig. 7(d)–(f), respectively.

和 $65\% \pm 5\%$. 根据 (3) 式, 采用石英反射窗口时水滴的理论反射率高于采用高阻硅反射窗口时的理论反射率, 这与实验结果一致. 另外采用高阻硅反射窗口时水滴相对反射率值的动态范围较大, 这源于太赫兹波在石英反射窗口前表面的反射率 (9%) 小于采用高阻硅反射窗口的反射率 (23%), 石英反射窗口能较好的避免镜面反射. 衰减全反射模式下, 水滴区域的相对反射率为 $24\% \pm 1\%$. 与反射模式相比, 衰减全反射具有较好的信号稳定性. 这可能源于反射模式受干涉现象和表面漫反射影响严重.

进一步, 基于共光路连续太赫兹双模式成像系统进行生物组织成像研究. 图 8(a) 为猪肉组织置于石英反射窗口后表面的实物图. 由图可知, 猪肉组织的部分区域并未与反射窗口紧密贴合. 图 8(b) 和图 8(c) 为分别采用高阻硅和石英材料为反射窗

口时, 猪肉组织的连续太赫兹反射成像. 由图可知, 不同材料反射窗口均可实现肌肉和脂肪组织区域的明显区分, 然而石英反射窗口下的太赫兹反射成像能够更多的反映样品细节信息. 结果表明, 尽管高阻硅反射窗口可获得较高的成像分辨率, 然而石英反射窗口更有助于抑制镜面反射来获得样品信息. 为了对比连续太赫兹反射和衰减全反射成像模式在生物组织成像时的效果, 采用内部具有较小脂肪区域 (图 8(d) 中①处虚线间的距离约为 1 mm) 的猪肉组织进行成像, 如图 8(d) 所示. 因高阻硅对可见光的透过率较低, 故仅给出待测猪肉组织的实物图. 图 8(e) 和图 8(f) 为分别采用石英反射窗口和高阻硅全反射棱镜, 获得的猪肉组织太赫兹成像图. 与反射成像相比, 太赫兹衰减全反射成像能更好的显示组织中的细微结构信息. 这证明了连续太赫兹衰减全反射成像具有较高的成像分辨率和检

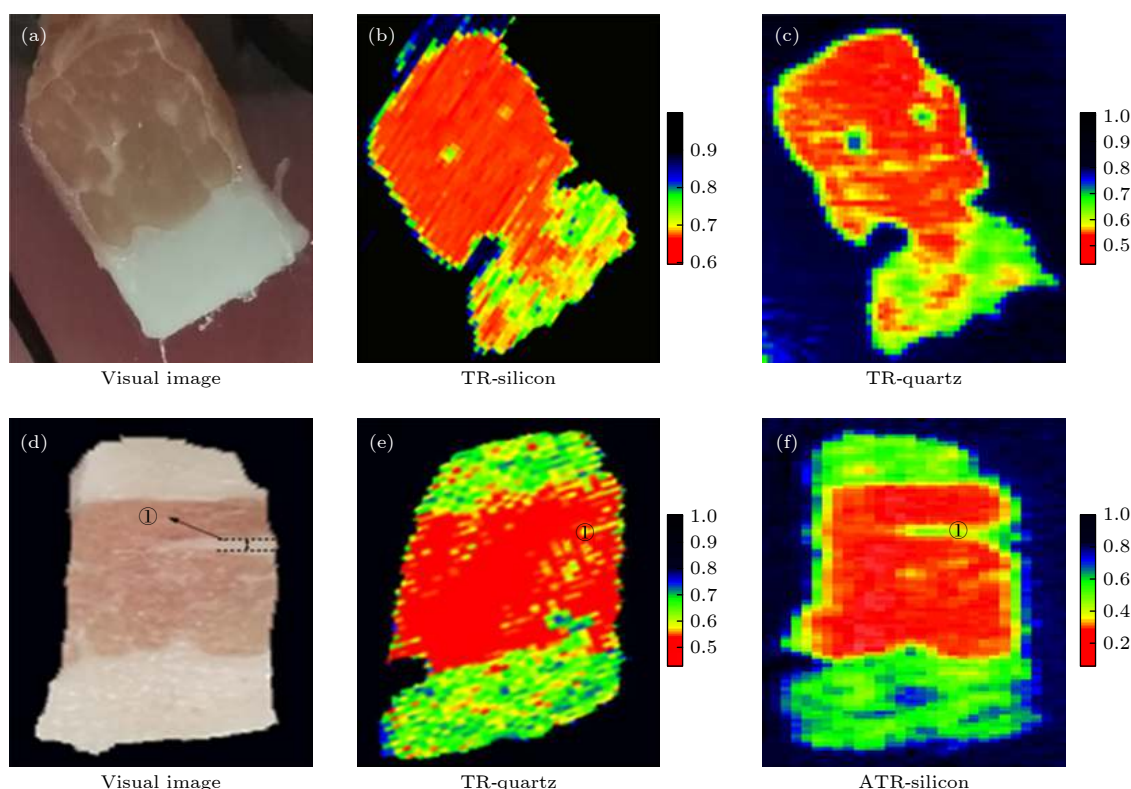


图 8 (a) 猪肉组织与反射窗口紧密接触可见光图; (b), (c) 采用高阻硅和石英材料为反射窗口时的太赫兹成像图; (d) 未覆盖成像窗口时猪肉组织可见光图; (e), (f) 反射和衰减全反射模式下猪肉组织的太赫兹成像图

Fig. 8. (a) Visible image of pork tissue in close contact with the reflection window; (b), (c) the terahertz images of pork tissue in reflective and attenuated total reflection modes using high resistance silicon and quartz materials as reflection windows, (d) visible image of pork tissue when the imaging window is not covered; (e), (f) the terahertz images of pork tissue in reflective and attenuated total reflection modes respectively.

测灵敏度. 根据 (7) 式, 图 8(b),(c),(e),(f) 的图像对比度分别为 0.07, 0.17, 0.17, 0.64. 这证明了反射成像模式采用石英反射窗口有助于增强图像对比度, 衰减全反射成像模式的图像对比度高于反射成像模式. 在衰减全反射成像中, 因成像面不同位置对应的太赫兹波在全反射棱镜中的传输路径不同, 导致衰减全反射成像具有分辨率退化的缺点^[28]; 而反射成像中成像面不同位置的成像分辨率相同, 可实现样品大面积成像. 因此, 对于大尺寸样本可首先采用反射成像进行样品初步鉴定, 然后采用衰减全反射成像进行细节准确分析.

5 结 论

本文研究了共光路连续太赫兹反射和衰减全反射成像. 理论分析了成像角度对反射信号和倏逝波穿透深度的影响, 获得适用于反射和衰减全反射的太赫兹波成像角度. 当入射角度 θ_1 为 30° 时, 反射成像模式在获得较高反射信号的同时可实现大

面积成像; 当太赫兹在全反射棱镜成像面的入射角大于 43° 时, 可避免不同样品引起的穿透深度不同问题. 在此基础上设计了底角为 49° 的全反射棱镜, 通过反射窗口和全反射棱镜快速切换的方式实现了连续太赫兹双模式成像. 反射和衰减全反射模式下的成像分辨率分别为 $400\ \mu\text{m}$ 和 $500\ \mu\text{m}$. 通过对水滴和猪肉组织成像, 实验证明了衰减全反射模式下相对反射率值的波动仅为 1% 且成像对比度达 0.64, 其具有较高的成像检测灵敏度. 本研究为了解连续太赫兹反射和衰减全反射成像模式间的成像差异提供了实验基础, 为太赫兹成像的应用奠定了技术基础.

参考文献

- [1] Son J H 2009 *J. Appl. Phys.* **105** 10
- [2] Hu B B, Nuss M C 1995 *Opt. Lett.* **20** 16
- [3] Bowman T, Shenawee M, Campbell L K 2016 *Biomed. Opt. Express* **7** 9
- [4] Ji Y B, Park C H, Kim H, Kim S H, Lee G M, Noh S K, Jeon T I, Son J H, Huh Y M, Haam S, Oh S J, Lee S K, Suh J S 2015 *Biomed. Opt. Express* **6** 4

- [5] Ishikawa Y, Minamide H, Ikari T, Miura Y, Ito H 2005 *Proceedings of the International Quantum Electronics Conference* San Jose, USA, July 11–11, 2005, p1236
- [6] Nishizawa J, Sasaki T, Suto K, Yamada T, Tanabe T, Tanno T, Sawai T, Miura Y 2005 *Opt. Commun.* **244** 1
- [7] Yang K, Zhao G, Liang C S, Wu L Z 2009 *J. Lasers* **25** 29 (in Chinese) [杨昆, 赵国忠, 梁承森, 武利忠 2009 *中国激光* **25** 29]
- [8] Wahaia F, Kasalynas I, Venckevicius R, Seliuta D, Granja P L 2016 *J. mol. Struct.* **5** 1107
- [9] Hartwick T S, Hodges D T, Barker D H, Foote F B 1976 *Appl. Optics* **15** 8
- [10] Park J Y, Choi H J, Cho K S, Kim K R, Son J H 2011 *J. Appl. Phys.* **109** 6
- [11] Liu H, Wang Y, Xu D, Wu L, Yan C, Yan D, Tang L, He Y, Feng H, Yao J 2017 *J. Phys. D Appl. Phys.* **50** 37
- [12] Gerasimov V V, Knyazev B A and Cherkassky V S 2010 *Opt. Spectrosc.* **108** 6
- [13] Bowman T, Walter A, EI-Shenawee M 2016 *Proceedings Volume 9700, Design and Quality for Biomedical Technologies IX* San Francisco, California, United States, February 13–14, 2016 p97000J-1–5
- [14] Wallace V P, Fitzgerald A J, Shankar S, Flanagan N, Arnone D D 2015 *Brit J. of Dermatol.* **151** 2
- [15] Sim Y C, Park J Y, Ahn K M, Park C, Son J H 2013 *Biomed. Opt. Express* **4** 8
- [16] Wang Y, Chen L, Chen T, Jia S, Ren Y, Li C, Chao Z, Liu H, Wu L 2018 *J. Phys. D Appl. Phys.* **51** 32
- [17] Chan K L A and Kazarian S G 2003 *Appl. Spectrosc.* **57** 4
- [18] Wojdyla A, Gallot G 2013 *Opt. Lett.* **38** 2
- [19] Catherine Z 2003 *Nature* **14** 721
- [20] Lee A W, Hu Q 2005 *Opt. Lett.* **30** 19
- [21] Watts C M, Shrekenhamer D, Montoya J, Lipworth G, Hunt J, Sleasman T, Krishna S, Smith D R, Padilla W J 2014 *Nat. Photonics* **8** 8
- [22] Doradla P, Alavi K, Joseph C S, Giles R 2013 *J. Biomed. Opt.* **18** 9
- [23] Chernomyrdin N V, Kucheryavenko A S, Kolontaeva G S, G M Katyba, I N Dolganova, P A Karalkin, D S Ponomarev, V N Kurlov, I V Reshetov, Skorobogatiy M 2018 *Appl. Phys. Lett.* **113** 11
- [24] Wu L, Xu D, Wang Y, Zhang Y, Wang H, Liao B, Gong S, Chen T, Wu N, Feng H, Yao J 2020 *Neurophotonics* **7** 2
- [25] Johnk C T 1988 *Engineering Electromagnetic Fields and Waves* (2nd Ed.) (Hoboken, NJ, USA: Wiley) pp247–251
- [26] Wang Y, Wang Y, Xu D, Wu L, Wang G, Jiang B, Yu T, Chang C, Chen T, Yao J 2020 *Opt. Express* **28** 15
- [27] Shikata J, Handal H, Nawaharal A, Minamide H, Ito H 2007 *Conference on Lasers and Electro Optics Pacific Rim*, Seoul, South Korea, August 26–31, 2007 p1406
- [28] Liu H, Wang Y, Xu D, Jiang Z, Wu L, Yan C, Tang L, He Y, Yan D, Ding X, Feng H, Yao J 2018 *Opt. Express* **26** 16

Common path continuous terahertz reflection and attenuated total reflection imaging^{*}

Wu Li-Min¹⁾²⁾ Xu De-Gang¹⁾²⁾ Wang Yu-Ye^{1)2)†} Ge Mei-Lan¹⁾²⁾
Li Hai-Bin¹⁾²⁾ Wang Ze-Long¹⁾²⁾ Yao Jian-Quan¹⁾²⁾

¹⁾ (*Institute of Laser and Optoelectronics, School of Precision Instruments and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China*)

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

(Received 25 January 2021; revised manuscript received 24 February 2021)

Abstract

Terahertz imaging technology is one of the candidate technologies for medical imaging. In particular, continuous terahertz reflection and attenuated total reflection imaging are expected to achieve rapid intraoperative imaging, which is hot research topic at present. In order to realize the rapid multi-dimensional and high-quality terahertz imaging detection of sample, it is necessary to study the common optical path continuous terahertz reflection/attenuated total reflection dual-mode imaging system based on point scanning. By using the Fresnel formula and the penetration depth formula of evanescent wave, the influence of imaging angle on the reflected signal and the penetration depth of attenuated total reflection are studied theoretically in this paper. The imaging angle of terahertz wave suitable for both reflection and attenuation total reflection imaging is obtained. Based on this, an isoscele total reflection prism with a base angle of 49° is designed. The dual-mode imaging of common optical path continuous terahertz reflection and attenuated total reflection is realized by quickly switching between reflection window and total reflection prism. The reflection and attenuation total reflection imaging modes have imaging resolutions of $400\ \mu\text{m}$ and $500\ \mu\text{m}$, respectively. Continuous terahertz reflection and attenuated total reflection imaging are experimentally studied by using distilled water and pork as samples. The results show that the relative reflectance of the sample obtained in the attenuated total reflection imaging mode fluctuates within a range of 1%, and the image contrast is 9 times that of the reflection imaging mode. Moreover, attenuated total reflection imaging can effectively identify the sample with the length less than 1 mm. Thus, compared with reflection imaging, continuous terahertz attenuated total reflection imaging has the advantages of high image resolution, high image contrast and high signal stability, and can accurately obtain the reflectivity of sample. The terahertz attenuated total reflection imaging technology is more helpful in achieving high sensitivity imaging of samples. By combining reflection and attenuated total reflection imaging modes, the advantages of different imaging modes can be compensated for and the performance of the imaging system can be further improved. This common path continuous terahertz reflection and attenuated total reflection dual mode imaging system is expected to achieve a high sensitivity detection of sample.

Keywords: continuous terahertz imaging, reflection imaging, attenuated total reflection imaging

PACS: 87.50.U–, 42.25.Gy

DOI: 10.7498/aps.70.20210182

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61775160, 61771332, 62011540006, U1837202).

[†] Corresponding author. E-mail: yuyewang@tju.edu.cn