连续波 THz-CT 的折射问题研究

郭风雷¹,张明月²,肖 征²,李向军¹,刘建军¹

(1. 中国计量学院 信息工程学院 太赫兹技术与应用研究所,浙江 杭州 310018;2. 南京军区杭州疗养院海勤疗养区,浙江 杭州 310002)

摘 要:设计了基于返波振荡器的连续波太赫兹 CT 成像实验装置,实现了用连续太赫兹波对三维 物体的 CT 断层成像。虽然可以得到较好的重建图像,但由于折射率大于 1.5 的材料对太赫兹射线折 射较强而影响成像质量。首先通过对聚四氟乙烯模型进行扫描获得投影数据,并利用滤波反投影算法 对投影数据进行重建得到断层图像,然后分析了高折射对投影探测及图像重建的影响。最后对人体牙 齿样本进行投影扫描和断层重建,获得的断面图像可以反映牙齿内部结构,但由于牙齿高折射率的影 响,成像精度和分辨率有待进一步提高。而且牙釉质的厚度会严重影响太赫兹波在牙齿中的透射深 度。研究结果可以为提高连续波太赫兹 CT 成像质量提供参考,促进其在医学成像特别是牙齿等骨骼 成像中的应用。

关键词:计算机断层成像; 太赫兹; 连续波; 高折射率 中图分类号:R312 文献标志码:A 文章编号:1007-2276(2015)03-0969-05

Refraction problems in continuous wave THz-CT

Guo Fenglei¹, Zhang Mingyue², Xiao Zheng², Li Xiangjun¹, Liu Jianjun¹

College of Information Engineering, Center for THz Research, China Jiliang University, Hangzhou 310018, China;
Naval Convalescent District, Hangzhou Sanatorium of Nanjing Military Command, Hangzhou 310002, China)

Abstract: Terahertz CT setup was designed and constructed by backward wave Oscillator which has been used to perform computed tomography of 3D objects. However, the imaging quality is affected by strong refraction from materials with the refractive index greater than 1.5 in objects. At first, the cross section image of a teflon modal was reconstructed from the projection dataset by the filtered backprojection algorithm , then high refraction effects were analyzed. Finally, a human tooth sample was scanned and the cross section images were reconstructed to reveal its internal structures. However, the accuracy and resolution of the images were still limited owing to the high refraction effects. And the terahertz transmission depth in teeth was seriously affected by the thickness of enamel. The results in paper are helpful to improve the imaging quality of THz–CT and promote its applications especially in biomedical imaging of human bones like human tooth.

Key words: computer tomography; terahertz; continuous wave; high vefraction

收稿日期:2014-07-05; 修订日期:2014-08-15

基金项目:南京军区医药卫生科研项目(12MA115);国家质检总局科技计划(2013QK030);浙江省公益技术应用研究(2013C31088) 作者简介:郭风雷(1973-),男,讲师,硕士,主要从事太赫兹光谱及成像方面的研究。Email:tidegfl@cjlu.edu.cn 通讯作者:肖征(1978-),女,工程师,硕士,主要从事计算机应用方面的研究。Email:candy_xz@126.com

0 引 言

太赫兹(THz)是频率介于微波和红外线之间的 电磁波(0.1~10 THz),已被用于光谱分析和成像。THz 具有光子能量低、穿透性强、相干、瞬态、宽带等一系 列独特性质,适合用于无损检测,例如对药物、爆炸 物、人体的检测^[1]。自从第一个 THz 成像实验开始^[2], 目前的成像技术,有些已能够对复杂结构的物体进 行成像。例如,利用 THz 脉冲的飞行时间成像技术, 可以获得多层物体的结构。这种方法的深度分辨率 可以达到 1 μm^[3]。还可以利用计算机辅助断层成像 技术(CT),检测结构更复杂的物体。

在 CT 领域, X-CT 是普遍应用的技术。X 射线 从不同角度透射过物体后被接收器接收。由于物体 各部分对射线的吸收不同,接收器获得的射线强度 实际上反映了物体各部分对射线的吸收情况(即射 线穿过物体的投影值),然后利用重建算法获得断面 图像。基于 Radon 反变换的滤波反投影(FBP)算法是 最常用的一种算法。但是,X-CT 很难用于对 X 射线 吸收率很低的软质材料成像,例如塑料、纸张、绘画 等物质。而 THz-CT 由于自身的特性可以用于这些 物质的三维成像。Ferguson 等人论证了获得断面图 像的方法、该方法假设衍射效应和菲涅尔损耗可以 忽略,通过测量从不同角度透射过物体的 THz 脉冲 的幅值和相位实现图像重建^[4]。目前用于 THz 断层 成像的材料多由聚四氟乙烯(PTFE, Teflon)等低折射 率的物质构成。如果被测材料折射率超过1.5,就会 对 THz 射线产生比较强烈的折射,导致透射信号有 很大偏离。

THz-CT 另一个需要考虑的因素是 THz 源的功率,要使射线透过样本并能被检测,功率必须足够大。随着技术发展,目前的 THz 源可以构成更紧凑更低成本的 THz-CT。基于飞秒超快激光技术的太赫兹时域光谱技术(THz-TDS),可以同时测量 THz 波电场的幅度和相位,直接得到材料 THz 波段的折射率与吸收系数、反应物质内部结构与微观运动状态的复介电谱^[5]。同 THz-TDS 系统相比,基于返波振荡器(BWO)的连续波(CW)THz 源及肖特基二级管等探测器件组成的系统具有信噪比高,简单可靠、体积小和成本低等优势^[6],同时扫描时间也更短^[7]。

文中利用连续波 THz-CT 扫描样本,分析实验过程 中遇到的 THz 射线折射损耗等问题,并用滤波反投 影算法重建图像。

1 实验装置

断层扫描装置如图 1 所示。THz 射线源是基于 返波振荡器(BWO)的连续波(CW)THz 源,输出 0.3mW 、240 GHz 的波束。该波束由准直透镜校准后,被斩 波器调制成 20 Hz,然后用 PTFE 透镜聚焦到置于三 轴电动平台的样本上(分别包括 x,y、θ,3 个方向的运 动),透过样本的 THz 波束由热释电传感器探测,然 后输入锁相放大器。在样本中间位置,测得波束直径 约为 2 mm,说明空间分辨率被限制在毫米级。



图 1 THz-CT 实验平台 Fig.1 Experimental setup of THz-CT

实验采用平行束扫描检测模式,射线在 x 方向 按等距步进量及等单位检测时间,相对平行移动 N 次,逐步形成由 N 束射线构成的平行射线束,相应地 也逐步遍及并穿过所测断层,取得 N 个检测数据。按 设定角步进量,被测物体以某一固定回转轴线为中 心,在检测断层平面内相对转动一个步进量角度 θ 后,再恢复到起始位置,重复同步等距平移的过程,完 成第二个方位上对断层的检测,又获得 N 个检测数 据,按此重复进行。为免去数据冗余,这个操作在 0°~ 180°范围内重复 N_θ次即可得到一组投影。每组投影表 征透射 THz 波的强度,是旋转角度的函数。利用投影 数据可以通过各种重建算法重建样本断面图像。

这套装置信噪比高,简单可靠、体积小、成本低, 获取扫描数据的时间也大大缩短。

2 结果和讨论

在研究实际样本的成像结果之前,首先使 THz 波穿过折射率为 1.43¹⁸的样本 PTFE 平板以确定THz

波透过样本的传输特性。使 THz 波以垂直于平板表面的方向入射,可以检测到透射率比较高,介于 90%和 95%之间。这种情况符合菲涅尔损耗(入射波和出射波在两个表面分别有 4%左右的损耗)。如果入射角发生变化,如呈 45°角入射时,检测到的透射 THz 波则有较大衰减。这种衰减的主要原因不是菲涅尔损耗,而是因为折射使 THz 波偏离了原方向,因此探测器不能准确检测到透射的 THz 波。此结果说明在 THz-CT 中,主要问题是高折射率样本对 THz 波的折射使之发生偏离。根据被检测样本的形状,THz 波入射角可能介于 0°~180°之间,折射使之发生的偏离会严重影响对透射波的定量检测。

为了进一步研究折射问题,采用相同材料制作 的直径为 10 mm 圆柱体进行测试。其横截面见图 2, 首先用 THz 波对样本在 x 方向上以 0.2 mm 为等距 步进量进行扫描,然后转动一个步进量角度 θ=5°(0°≤ θ≤175°)后重复平行移动扫描。图 3 是其中一次





Fig.2 Cross section of the cylinder







x 方向扫描得到的投影(空心点表示实测值,实心点 表示理论值)。THz 波在极坐标中沿着直线(θ, R)传播, 在此方向上的投影用 Radon 变换描述: $g_{\theta}(R) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x\cos\theta + y\sin\theta - R) dxdy \quad (1)$ 式中: $R_{\theta}(\rho)$ 为 θ 方向上的投影; δ 为单位脉冲函数; f(x, y)为样本的空间函数。

THz 射线透射过样本的时候,理论上强度会在 两个界面分别有 4%菲涅尔损耗,在穿过样本的时候 也会被吸收,在圆柱体内传播距离越大被吸收的就 越多。图 3 对理论值和实测值(以 0~5 mm 处为例)进 行比较,可以发现,在样本边缘 3~5 mm 处,THz 射 线的透射率比理论值低很多,经过入射和出射界面 两次折射,射线会偏离原来的传播方向。因为在边缘 附近射线入射角较大,偏离也就更严重。在 4 mm 附 近,透射深度比边缘迅速增加,吸收损耗和折射偏离 共同作用导致实测值和理论值偏离最大。在 2 mm 附 近因为比较靠近中心,入射角小,折射引起的射线偏 离也比较小,所以测量值接近理论值。靠近中心的地 方,THz 波束通过圆柱中心附近时就像通过一个柱 状透镜,致使被探测射线的焦点偏离探测器所处的 位置,所以探测到的强度比理论值低。

得到投影值后,可以利用滤波反投影算法进行 图像重建,理论依据是:f(x,y)在某一方向上的投影 $g_{\theta}(R)$ 的一维傅里叶变换 $G_{\theta}(\rho)$ 是 f(x,y)的二维傅里 叶变换 $F(\rho, \theta)$ 在 (ρ, θ) 平面上沿同一方向且过原点 的直线上的值。得到 $F(\rho, \theta)$ 的全部值后,将其做一 次傅里叶反变换,就得到原始空间函数 f(x,y),即

 $f(x,y) = \int_{0}^{\pi} \mathrm{d}\theta \int_{-\infty}^{\infty} g_{\theta}'(R) \delta(x\cos\theta + y\sin\theta - R) \mathrm{d}R \qquad (2)$

式中: $g_{\theta}'(R) = \int_{-\infty}^{\infty} F_{\theta}(\rho) |\rho| e^{2\pi i \rho R} d\rho$ 表示对 $g_{\theta}(R)$ 的傅里 叶变换函数进行滤波,其中 $|\rho|$ 为滤波函数,合理设计 滤波函数可以有效提高重建图像质量。

图 4(a)圆柱体投影正弦图,图(b)反投影重建图像, 图(c)滤波反投影重建图像从重建结果来看,样本边缘 比较模糊,这是因为从波束边缘接触样本到整个波





图 4 圆柱体重建图像 Fig.4 Reconstructed images of the cylinder

束被样本遮挡的过程有 2 mm 的距离,这个过程中波 束到达探测器的强度是递减的,所以造成边缘模糊。 断面内部图像也因为之前分析过的折射误差而呈现 密度不均匀的情况。

下面对结构更复杂的样本进行扫描,在原有圆 柱体上开一个U形槽,图5(a)、(b)为反投影重建图 像,图(c)为滤波反投影重建图像。从重建结果看出, 凹槽靠近圆柱中心的部分基本符合实际情况,但其开





图 5 带 U 形槽的圆柱体横截面及其重建图像 Fig.5 Cross section of the cylinder with a U-shaped groove and its reconstructed images

口处接近封闭。这是因为波束从开口处一侧的圆柱 边缘入射,并经过凹槽缺口从圆柱另一侧边缘射出 时,经过了4个界面,菲涅尔损耗加倍,而且经过界 面的4次折射使波束偏离原方向,探测器探测到的 波强度减弱很多。反映到重建图像上就是越靠近开 口处凹槽越小,开口处甚至闭合。

最后探讨 THz-CT 在医学检测领域上的潜力。 选取了人的牙齿进行成像,牙釉质折射率为1.63¹⁹, 这么高的折射率对 THz 的折射比较强烈。图6 是牙齿 照片和牙齿不同部位的反投影和滤波反投影重建图 像,其中,图(a)牙齿照片,图(b)牙冠反投影重建图 像,图(c)牙冠滤波反投影重建图像,图(d)牙颈反投 影重建图像,图(e)牙颈滤波反投影重建图像。牙冠 部分牙釉质对 THz 的吸收和折射比较强,内部结构 的成像不是很清晰。而中部牙骨质和牙本质折射率 分别为1.58 和1.54¹⁹¹,比牙釉质略低,厚度也小,成 像分辨率虽然不是太高,但可以基本反映内部结构, 能观察到内部除去牙髓的空腔。





图 6 牙齿照片及其重建图像 Fig.6 Digital photograph of the tooth and its reconstructed images

3 结 论

采用基于 BWO 的连续波 THz-CT 实验平台对 具有高折射率和复杂结构的样本进行扫描和图像重 建,高折射率材料对 THz 波的折射损耗较大,使 THz 射线偏离原方向,接收器不能准确探测,所以利 用传统重建算法获得的图像不能准确反映其内部结 构。人的牙齿也具有高折射率和较复杂的内部结构, 其重建图像只能基本反映内部结构,而且由于折射 特别是 THz 波长的限制,对细微结构的分辨率不 足,且透射深度也因为功率的限制和样本的吸收而 比较有限。今后的工作将研究以下方面:改进光路, 尽量降低折射的影响;提高 THz 波频率,以达到增 加分辨率的目的;改进重建算法,对图像进行校正。 研究重点是提高分辨率和对比度,减少衍射和折射 的影响,以适应对高折射率和复杂结构物体成像的 需求。

参考文献:

- Kawase K, Ogawa Y, Watanabe Y, et al. Non-destructive terahertz imaging of illicit drugs using spectral fingerprints
 [J]. *Opt Express*, 2003, 11(20): 2549–2554.
- Hu B B, Nuss M C. Imaging with terahertz waves[J]. Optics Letters, 1995, 20(16): 1716–1718.
- [3] Takayanagi J, Jinno H, Ichino S, et al. High resolution timeof-flight terahertz tomography using a femtosecond fiber laser
 [J]. *Optics Express*, 2009, 17(9): 7533-7539.
- [4] Ferguson B, Wang S, Gray D, et al. T –ray computed tomography[J]. Optics Letters, 2002, 27(15): 1312–1314.
- [5] Kindt J T, Schmuttenmaer C A. Far-Infrared dielectric properties

of polar l iquids probed by femtosecond terahertz pulse spectroscopy[J]. *Phys Chem*, 1996, 100(24): 10373–10379.

- [6] Karpowicz N, Zhong H, Xu J, et al. Comparison between pulsed terahertz time-domain imaging and continuous wave terahertz imaging [J]. Semicond Sci Technol, 2005, 20(7): S293-299.
- [7] Sunaguchi N, Sasaki Y, Maikusa N, et al. Depth-resolving THz imaging with tomosynthesis [J]. *Optics Express*, 2009, 17(12): 9558–9570.
- [8] Pearce J, Mittleman D M. Using terahertz pulses to study light scattering [J]. *Physica B: Condensed Matter*, 2003, 38 (1): 92–96.
- [9] Meng Zhuo, Yao Hui, Liang Yan, et al. Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2009, 14(3): 034010.