



Optical
Coherence
Tomography

谱域光学相干层析成像(OCT) 技术及应用

秦玉伟 著



科学出版社

谱域光学相干层析成像 (OCT) 技术及应用

秦玉伟 著

科学出版社

北 京

内 容 简 介

本书主要介绍了谱域光学相干层析成像(OCT)技术的基本原理和主要应用。在研究谱域 OCT 系统原理的基础上,对谱域 OCT 系统的结构设计和性能指标进行了分析;对谱域 OCT 系统的信号处理方法进行了深入研究,并对 OCT 系统二维层析图像的重构方法进行了研究;搭建了高分辨率的谱域 OCT 系统实验平台,并对多种微器件进行测量实验。

本书可供精密仪器、测控技术与仪器、光电信息技术、仪器科学与技术等专业的研究人员和相关院校的师生学习参考,同时也可作为相关科技人员和精密测试工作者的技术参考书。

图书在版编目(CIP)数据

谱域光学相干层析成像(OCT)技术及应用 / 秦玉伟著. —北京: 科学出版社, 2018.8

ISBN 978-7-03-058145-7

I. ①谱… II. ①秦… III. ①层析成像-研究 IV. ① O435.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2018)第 134767 号

责任编辑: 李祥根 陈将浪 / 责任校对: 王万红
责任印制: 吕春珉 / 封面设计: 东方人华平面设计部

科 学 出 版 社 出 版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码: 100717

<http://www.sciencep.com>

北京虎彩文化传播有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2018 年 8 月第 一 版 开本: B5 (720×1000)

2018 年 8 月第一次印刷 印张: 13

字数: 270 000

定价: 78.00 元

(如有印装质量问题, 我社负责调换〈虎彩〉)

销售部电话 010-62136230 编辑部电话 010-62135927-2014

版权所有, 侵权必究

举报电话: 010-64030229; 010-64034315; 13501151303

前 言

随着现代科学技术和工业技术的迅速发展，传统的光学检测技术已难以满足高精度和高速度的检测要求。新型的无损快速光电检测技术具有非接触性、高灵敏度和光学图像的二维计量性等优点，因此得到了广泛应用。

本书主要介绍一种新型无损快速光电检测技术——谱域光学相干层析成像技术及其在工业微器件检测中的应用。OCT 技术是一种非侵入、非接触、无损伤的光学成像技术，能够对生物组织和其他非均匀光学散射介质内部的微观结构进行高分辨率的横断面层析成像。OCT 技术利用低相干干涉原理，通过检测物体不同深度的后向散射光信号，获取物体内部微观结构图像，其分辨率达微米级，探测深度可达数毫米。

谱域 OCT 技术利用了频谱干涉技术，通过对光谱仪采集的干涉光谱进行傅里叶逆变换获取样品微观结构信息，因而不需要对样品进行轴向机械扫描。在谱域 OCT 系统中，样品可探测深度范围内的所有后向散射光，同时参与干涉光谱成像，这种深度信息的并行探测特性解决了 OCT 系统成像速度提高与信号采集时间减少之间的矛盾，显著提高了 OCT 系统的成像速度、灵敏度和信噪比，同时增强了 OCT 系统的稳定性。

本书的主要研究内容如下。

- 1) 介绍了低相干干涉 (LCI) 原理，深入研究了散射近似理论，在傅里叶衍射定理和一阶玻恩近似的基础上，分析了利用后向散射光场复振幅的傅里叶逆变换获取物体散射势的方法；介绍了傅里叶域 OCT 技术的两种实现方法，并对谱域 OCT

技术的物体散射势获取方法和频谱干涉测量原理进行了深入研究,对谱域 OCT 技术的干涉信号成分进行了分析。

2) 介绍了自由空间结构的谱域 OCT 系统,并对其测量精度进行了分析;介绍了光纤结构的谱域 OCT 系统,对系统各组成部分的参数进行了分析;分析了谱域 OCT 系统的几个主要性能指标。

3) 分析了干涉光谱在波数空间的非均匀采样对谱域 OCT 系统轴向分辨率和测量精度的影响,提出了均匀波数空间的干涉光谱采样方法,建立了干涉光谱线性校正的数学模型;通过采用干涉光谱由波长空间到波数空间的映射及三次样条插值的线性校正方法,实现了均匀波长空间到均匀波数空间的干涉光谱采样,并进行了实验研究,改善了图像质量,提高了系统的轴向分辨率和测量精度。

4) 研究了谱域 OCT 系统的干涉光谱信号组成及图像噪声来源,提出了基于光开关技术的干涉光谱解耦方法;通过在样品臂增加偏置光程,并采用光开关对干涉仪光路进行独立通断控制的方法,消除了图像原理噪声、模式噪声和暗噪声,提高了 OCT 图像的信噪比和对比度,改善了图像质量。

5) 分析了光源光谱密度的非高斯分布对 OCT 系统轴向分辨率和图像质量的影响,提出了一种干涉光谱高斯整形方法;将理想高斯光源和实际光源光谱密度的比值作为实际干涉光谱的校正系数,提高了系统的轴向分辨率和图像质量,细化了样品的微观结构信息。

6) 介绍了 OCT 图像的重构方法,根据散射势数值范围与灰度值范围的比值,求出样品散射势的每一个采样值所对应的连续灰度值,并将其量化成整数灰度值,实现 OCT 图像的重构;搭建了光纤结构的高分辨率谱域 OCT 实验平台,并利用该实验平台对单层薄膜、多层薄膜、润滑油膜及硅 V 形槽结构进行了

前 言

实验测量，得到了高精度的测量结果，为该技术的实用化打下了基础。

由于作者水平有限，加之时间仓促，书中不足之处在所难免，恳请广大读者批评指正。

作 者

2018 年 1 月

目 录

第 1 章 绪论	1
1.1 OCT 技术概述	2
1.1.1 常用医学成像技术的对比	2
1.1.2 OCT 技术的特点	5
1.2 OCT 技术的分类	7
1.2.1 按成像原理分类	7
1.2.2 按功能分类	11
1.2.3 按光束传播方式和光路结构分类	16
1.3 OCT 技术的发展和国内外研究现状	17
1.3.1 国外研究现状	18
1.3.2 国内研究现状	20
1.3.3 OCT 技术的研究进展	21
1.3.4 OCT 系统的研究方向	26
1.4 OCT 技术的应用	27
1.4.1 生物医疗领域的应用	27
1.4.2 工业无损检测方面的应用	39
1.4.3 信息获取方面的应用	48
1.4.4 真伪鉴别中的应用	49
1.4.5 物证检测的应用	54
1.4.6 其他应用	54
1.5 本书各章主要内容	54
第 2 章 谱域 OCT 技术的理论基础	56
2.1 低相干干涉理论	57

2.2	散射近似理论	61
2.2.1	傅里叶衍射定理	61
2.2.2	散射积分方程	62
2.2.3	一阶玻恩近似	64
2.2.4	散射场数据的获取	65
2.2.5	多次散射对 OCT 系统的影响	67
2.3	傅里叶域 OCT 技术的实现方法	68
2.3.1	扫频源 OCT 系统	69
2.3.2	谱域 OCT 系统	69
2.4	谱域 OCT 技术的散射势获取方法	70
2.4.1	复杂结构物体散射势的获取	71
2.4.2	频谱干涉测量原理	72
2.4.3	谱域 OCT 系统的信号分析	77
2.5	本章小结	79
第 3 章	谱域 OCT 系统的结构设计和性能指标	80
3.1	自由空间结构的谱域 OCT 系统	80
3.1.1	自由空间结构的谱域 OCT 系统结构	80
3.1.2	谱域 OCT 系统的测量精度分析	81
3.2	光纤结构的谱域 OCT 系统	88
3.2.1	宽带光源	89
3.2.2	光纤光谱仪	100
3.2.3	共焦显微镜	106
3.2.4	迈克耳孙干涉仪	109
3.2.5	光路调整及样品扫描装置	112
3.3	谱域 OCT 系统的性能指标	114
3.3.1	轴向分辨率与横向分辨率	114
3.3.2	成像深度	117
3.3.3	信噪比	118

3.3.4 动态范围	119
3.3.5 灵敏度	121
3.4 本章小结	123
第 4 章 谱域 OCT 系统的信号处理方法	124
4.1 均匀波数空间的干涉光谱采样及线性校正	124
4.2 谱域 OCT 系统的噪声消除方法	129
4.2.1 谱域 OCT 系统的噪声分析	129
4.2.2 镜像噪声的消除方法	130
4.2.3 直流噪声、自相关噪声和模式噪声的消除方法	133
4.2.4 基于干涉光谱解耦的噪声消除方法	136
4.3 干涉光谱的高斯整形	145
4.4 二维层析图像的重构	148
4.5 本章小结	150
第 5 章 谱域 OCT 技术的实验研究	151
5.1 谱域 OCT 技术实验系统	151
5.2 谱域 OCT 系统的性能测试	155
5.2.1 光源性能测试	155
5.2.2 轴向分辨率测量	156
5.3 频谱干涉实验	157
5.4 谱域 OCT 系统的薄膜厚度测量和缺陷检测实验	162
5.4.1 常用的薄膜厚度测量方法	162
5.4.2 单层薄膜的厚度测量	164
5.4.3 多层薄膜的厚度测量及缺陷检测	170
5.5 谱域 OCT 系统的润滑油膜厚度测量实验	175
5.5.1 盖玻片表面油膜的厚度测量	177
5.5.2 轴承表面油膜的厚度测量	182
5.6 硅 V 形槽的测量	186

5.7 本章小结	188
第 6 章 结论与展望	190
6.1 结论	190
6.2 展望	190
参考文献	192

第 1 章 绪 论

OCT 技术是一种非侵入、非接触和无损伤的光学成像技术，能够对生物组织和其他非均匀光学散射介质内部的微观结构进行高分辨率的横断面层析成像^[1,2]。OCT 技术主要应用于生物医学领域，近年来随着科学技术的发展，其应用已经拓宽至其他光学散射介质成像和无损检测等领域。

人们对 OCT 技术的研究开始于 20 世纪 90 年代初，在 1990 年举办的生命科学中的光学国际会议（Proceedings of the International Conference on Optics Within Life Sciences）上，奥地利维也纳大学的 Fercher 等根据白光干涉深度扫描原理，首次利用双光束低相干干涉技术对活体人眼眼底沿水平子午线轮廓进行成像，获得了视网膜色素上皮（retinal pigment epithelium, RPE）细胞的二维层析图像。OCT 技术的出现，引起了广大科研工作者和医学工作者的广泛关注。1991 年，Fujimoto 和合作者首次报道了利用迈克耳孙干涉仪的 OCT 系统，并首次获得了人眼的视网膜层析图像。最初，基于低相干干涉仪 OCT 技术对样品执行时域的深度扫描。1997 年，Chinn 等利用波长可调谐的干涉仪合成了样品的 OCT 图像；1998 年，Hausler 和 Lindner 等利用频谱干涉仪生成了样品的 OCT 图像。

作为一种新型的生物医学成像技术，OCT 技术的发展进一步丰富了光学手段在辅助医疗和病理诊断方面的应用，成为临床医学的研究热点。目前，OCT 技术被广泛应用于生物医学检验及其他非均匀散射材料的无损检测等方面^[3,4]。谱域 OCT 技术属于新一代的 OCT 技术，其灵敏度、信噪比（signal-noise ratio, SNR）和成像速度均优于传统的时域 OCT（time-domain

optical coherence tomography, TD-OCT), 成为一种极具发展潜力的成像技术^[5-7]。

1.1 OCT 技术概述

随着现代医学的发展, 医疗技术水平不断提高, 临床医学工作者已普遍使用医学成像仪器对人体或病理进行检查, 作为疾病诊断的辅助手段。根据检查组织、部位或器官的不同, 医生通常会选择不同原理的医学成像仪器观察人体的组织或器官影像, 进而了解人体生理机能状况或者病理变化, 以达到诊断的目的。

OCT 技术是继 CT (computer tomography, 计算机断层扫描)、US (ultrasound, 超声波成像) 和 NMRI (nuclear magnetic resonance imaging, 核磁共振成像) 等成像技术之后的又一大技术突破。OCT 技术不仅实现了在眼科、牙科和内科等临床医学上的应用, 还实现了在微器件等非生物组织无损检测方面的应用, 是一种发展迅速、具有广泛应用前景的新型层析成像技术。

1.1.1 常用医学成像技术的对比

1895 年, 德国物理学家伦琴在从事阴极射线本性的研究过程中, 意外发现了 X 射线 (又称伦琴射线), 因此成为第一位诺贝尔物理学奖得主。伦琴利用 X 射线对其夫人的手掌进行了成像, 拍下了世界上第一张 X 光片——戴戒指的手掌照片, 从而开创了医学影像技术的先河, 促进了医疗技术的进步。X 射线的发现对医学成像诊断产生了重大影响, 此后被广泛应用于机场安检和防爆领域, 以及焊缝焊接质量检查、电子元件封装和电池内部缺陷检测等无损检测领域。

随着电子和计算机技术的发展, 基于不同成像原理的多种医学成像技术相继出现, 推动了医学辅助诊断技术的飞速发展。

传统的医学成像技术主要包括 CT、US 和 NMRI 等。这些医学成像技术成像原理不同，其分辨率、穿透深度和适应的成像对象各不相同^[8]。目前，这些传统医学成像技术已经发展成熟，并广泛应用于医学辅助临床诊断的不同领域。

CT 技术是一种利用数字几何处理后重建的三维放射线医学影像技术^[9]。CT 技术利用单一轴面的 X 射线旋转照射人体某部位，对该部位一定厚度的层面进行扫描。X 射线探测器接收透过该层面的 X 射线后，经光电转换转变为电信号，再经模拟/数字（analog to digital, A/D）转换器将模拟信号转变成数字信号，输入计算机进行处理，从而计算出每一个像素的 X 射线衰减系数或吸收系数；然后通过重建图像，显示出人体各部位的断层结构，为医生诊断提供帮助。因为不同人体组织对 X 射线的吸收能力不同，所以断层图像能够清晰地显示人体组织的细微差别。通常，CT 技术对人体结构中密度较大的部分（如骨骼）成像有效，但对肠胃、泌尿、肝胆及血管等软组织来说，X 射线穿透后无显著变化，因此需要借助显影剂成像。CT 技术的成像深度可达几十厘米，但分辨率仅有几百微米，并且 X 射线成像过程中会对人体组织产生电离辐射，威胁人体健康。

US 技术利用超声波扫描人体，以获取人体内器官的图像。超声波可以穿透许多不透光的人体器官，通过对反射信号的接收、处理，获取人体内器官的声学特性信息，将这些信息转变为人眼可见的图像，从而获得器官的图像^[10]。US 技术具有非侵入和无辐射性危险等优点，并能够提供实时影像，常用来判断脏器的位置、大小、形态，确定病灶的性质和范围，提供腺体组织的解剖图，以及鉴别胎儿的发育情况，广泛应用于医院的心血管科、消化科、泌尿科和妇产科。US 技术的分辨率可以达到几十微米，探测深度可达几毫米，但成像时需要超声波探头与被检测物体有物理接触，应用范围受到限制。

NMRI 也指自旋成像（spin imaging）或 MRI，MRI 是一种

生物磁自旋成像技术, 利用 NMRI 原理中原子核自旋运动的特点, 在外加磁场内, 经射频脉冲激发后产生信号, 根据所释放的能量在物质内部不同结构中的衰减程度不同, 然后用探测器检测后输入计算机进行处理, 就能在屏幕上显示物体内部结构的图像。MRI 是一种新型的无损影像检查技术, 其检查过程不会对人体健康造成影响, 分辨率可以达到亚毫米级, 能够探测特殊组织的化学物质, 但成像仪器价格昂贵、成像时间较长, 并且不适合应用于安装心脏起搏器、体内有金属异物存留或金属假体和患有幽闭恐惧症等特殊人群。

与上述几种传统的成像技术相比, 光学成像技术具有非接触、无损伤、价格低和使用安全等优点, 在医学和生物学领域应用甚广。因为生物组织具有特殊的光学特性, 所以光学成像技术一般采用能够穿透生物组织的近红外光, 利用光电探测器探测生物组织的反射、散射、透射和荧光等信号, 并将其转换成电信号后, 通过计算机重构出生物组织图像, 故光学技术的整个成像过程是非侵入的、无损伤的。

层析成像技术能够产生三维物体的切片图像, 其中的光学层析成像技术与 X 射线和核磁共振技术有本质区别, 光学层析成像技术能够提供非侵入性的诊断图像, 因而在生物医学领域有着特别重要的地位。光学层析成像技术主要分为光学衍射层析成像 (optical diffraction tomography, ODT) 技术、扩散光学层析成像 (diffuse optical tomography, DOT) 技术两种^[11]。DOT 技术使用的是以散射形式传播的光子, 经空间调制或者时间调制的光发射到组织或样品中发生多次散射; 而 ODT 技术使用单次散射光, 通过傅里叶衍射投影理论获取物体的层析图像。OCT 技术建立在 ODT 技术的基础之上, 其使用弹道和近弹道光子进行一系列横向位置相邻的深度扫描, 该深度扫描类似于 US 技术的轴向扫描 (A-Scans), 从而获得样品内部反射区域的二维层析图像。

由于 OCT 技术与其他成像技术的成像原理不同, 因此其分辨率和成像深度也不相同, 几种常见成像技术的分辨率和成像深度对比^[12]如图 1-1 所示, 其中 CM 为共焦显微镜 (confocal microscope)。

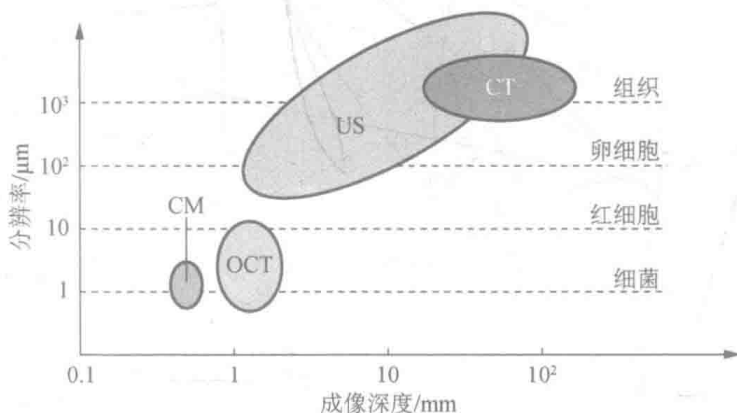


图 1-1 几种常见成像技术的分辨率和成像深度对比

标准的医用 US 技术可以实现深层结构成像, 但分辨率有限, 尽管可以通过提高超声波的频率来提高其分辨率, 但随着频率的逐渐提高, 超声波衰减也会逐渐增加, 成像深度降低; CM 技术具有亚微米级的分辨率, 但是光学散射限制了其成像深度, 在大部分组织内成像深度只有几百微米。

OCT 技术通常使用宽带的近红外光源进行成像, 光源的低相干特性决定了只有样品臂和参考臂之间的光程差在相干长度之内时才能发生干涉, 因此 OCT 技术能够获得高分辨率的横断面层析图像^[11]。同时, OCT 技术还具有非侵入、无接触和无损伤的优点, 其成像速度和探测灵敏度非常高, 能够提供实时的成像, 并且成像深度可以达到数毫米^[1,13], 因而引起了医疗工作者的广泛关注。

1.1.2 OCT 技术的特点

OCT 技术根据低相干干涉的基本原理, 并利用宽带光源的低相干特性, 对组织内部的微观结构进行高分辨率的二维层析

成像^[1]，时域 OCT 系统如图 1-2 所示。

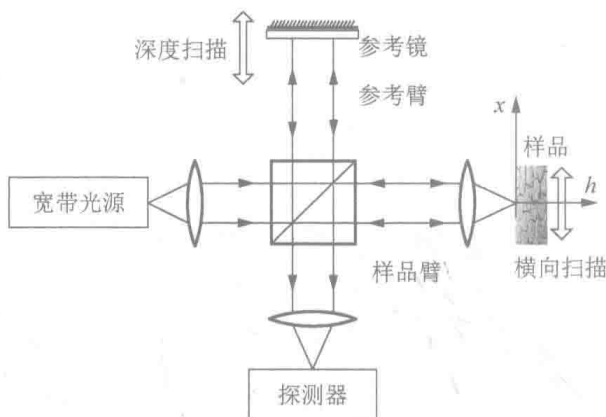


图 1-2 时域 OCT 系统

OCT 系统的核心部件是光纤迈克耳孙干涉仪、宽带光源和探测器。宽带光源发出的低相干光经过光纤迈克耳孙干涉仪的分束镜后分成样品光和参考光两部分，分别进入样品臂和参考臂。样品的后向散射光中含有样品的内部微观结构信息，与参考镜返回的参考光经分束镜重新会合后发生干涉，因此干涉仪输出的干涉信号中就含有样品的微观结构信息。干涉信号经光电探测器接收后转换成电信号，输入计算机进行处理，并重构物体内部结构图像，从而获取样品的一维深度图像，由一系列横向位置临近的一维深度图像合成样品的二维横断面层析图像和三维表面形貌图像，如图 1-3 所示^[12]。

与经典的干涉仪相比，因为 OCT 系统的低相干干涉测量的是绝对距离，所以当参考光束和样品光束的光程差长度与相干门相一致时，低相干干涉，产生干涉条纹。相干门的长度，即往返相干长度的大小表示为

$$L_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\bar{\lambda}^2}{\Delta \lambda} \quad (1-1)$$

式中： λ ——低相干光源的中心波长；

$\Delta \lambda$ ——光源功率谱的半峰值全宽 (full width at half maximum, FWHM)，即光谱宽度。

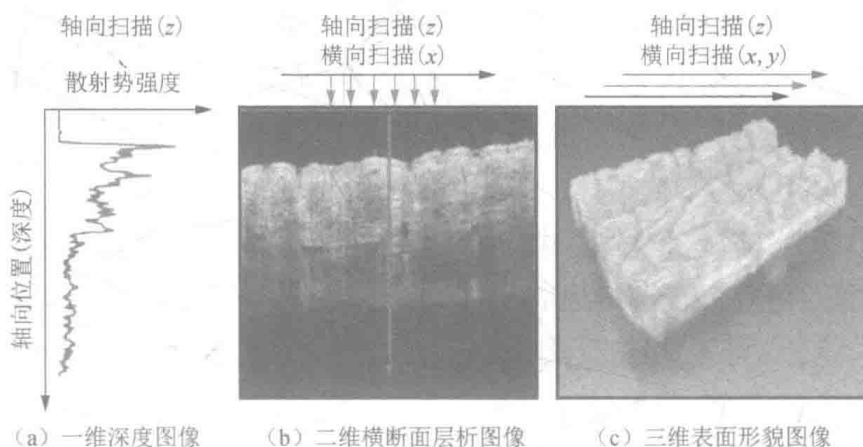


图 1-3 OCT 图像

与其他光学成像技术相比, OCT 技术具有许多显著的优势。一方面, OCT 技术的轴向分辨率与横向分辨率无关, 即其轴向分辨率不再受制于横向分辨率, 因此不需要高数值孔径 (numerical aperture, NA) 的光束就可以获得物体高轴向分辨率的层析图像, 但 OCT 技术也可以使用高数值孔径的光束获得高横向分辨率的层析图像, 这种技术称为光学相干显微 (optical coherence microscopy, OCM) 技术。另一方面, OCT 技术可以在组织内部获得微米级的轴向分辨率; 同时干涉技术能够提供高动态范围和高灵敏度 (大于 100dB), 因此即使在弱散射结构内甚至弱散射环境下进行成像也是可行的, 使“原位光学切片”成为可能。更重要的是, 低相干干涉和 OCT 技术是一种能够产生活体内数据的非侵入性成像技术。

1.2 OCT 技术的分类

1.2.1 按成像原理分类

根据成像原理的不同, OCT 技术可以分为时域 OCT 技术和傅里叶域 OCT (Fourier-domain optical coherence tomography,