

光学相干层析成像技术的应用

胡晓云 刘 琳 陆治国
(西北大学物理系, 西安, 710069)

摘要: 介绍了光学相干层析成像技术在不同领域的应用, 预言了未来的发展趋势。

关键词: 光学相干层析成像(OCT) 低相干度干涉(LCI) 生物组织 干涉仪

Application of optical coherence tomography

Hu Xiaoyun, Liu Lin, Lu Zhiguo
(Department of Physics, Northwest University, Xi'an, 710069)

Abstract: In this paper the application of optical coherence tomography in different fields was introduced and the possible future developments are presented.

Key words: optical coherence tomography(OCT) low coherence interferometry(LCI) tissues interferometer

引 言

现在所有的光学相干层析成像(OCT)系统都是几何光学扫描系统, 利用低相干度干涉(LCI)获得厚度信息。LCI或白光干涉应用于工业计量中已有多年了。现在所有的OCT技

若已测出光学常数 n 和 k , 将 $N = n + ik$ 代入(11)式, (12)式, 即可算出 ρ 和 Δ 值, 它应与实验得出的结果一致。从测量本身来说, 不一定要 $\theta_i = 45^\circ$, 特别是对于某些高反射率金属, 例如银(10.6 μm 时, $n = 9.5$, $k = 73$)^[3], 它在 $\theta_i = 45^\circ$ 时, 由(11)式, (12)式算出 $\rho \approx 1.0026$, $\Delta \approx -178.9^\circ$, 与 M 入射面成 45° 角入射(即 $\alpha = 45^\circ$)的平面偏振光经银面反射后几乎仍近似为平面偏振光($\alpha \approx 135^\circ$), 实验很难测出 b^2/a^2 的准确值, 导致实验误差很大。若增大入射角 θ_i , 让 θ_i 接近于主入射角 θ_0 (主入射角定义见文献[2]), 使 $\Delta \rightarrow -\pi/2$, 可减小椭圆的偏心率, 有利于准确测出 b^2/a^2 值。

三、结 论

采用作者所述的偏振器装置旋转一周时可绘出待测面反射光的光强分布图, 由此图可确定表征椭圆位置的 α 值和最大光强值 a^2 及最小光强值 b^2 , 然后可算出两分量的反射系数比 ρ 和相差 Δ , 最后由(6)式, (7)式即可得出待测面的光学常数。

参 考 文 献

- 1 莫特 N F, 琼斯 H. 金属与合金性质的理论. 北京: 科学出版社, 1958: 116
- 2 玻恩 M, 沃尔夫 E. 光学原理(下册). 北京: 科学出版社, 1981: 825~ 827
- 3 阎毓禾, 钟敏霖. 高功率激光加工及其应用. 天津: 天津科学技术出版社, 1994: 174

作者简介: 张新昌, 男, 1940年1月出生。教授。从事光电子学教学与研究工作。

术都利用 LCI 来测量厚度。虽然衍射层析成像技术或多或少是一种比较自然的技术,但是现在很少被采用,因为它需要记录和测量的数据太多,而 LCI 技术仅需要测量长度(一维情况)即可^[1]。波的二维 LCI 信息通常在对数坐标中转换成灰度或假色像。像在超声波诊断中那样,单一扇形扫描、单一的线性扫描和复合扫描都是可能的。

OCT 技术像 LCI 技术一样,不仅应用于工业计量中,而且也应用于医学成像中,这些应用包含着广泛的领域:材料的光学特性、流体速度特性、散射介质中的显微技术、飞秒透射照明成像以及表面轮廓的测量等。然而,到目前为止,OCT 最重要的应用是在眼科中的层析成像。例如:在斑状疾病成像、前房的高分辨率成像、视网膜成像、神经纤维束厚度的定量测量等方面,OCT 被证明是一个有力的工具。

一、低相干度干涉(LCI)的应用

干涉仪输出信号 $S(d)$ ^[1] 依赖于物体的几个参数:光学厚度、折射率空间分布、散射系数、双折射、吸收因子,以及干涉仪的透过率。因此,除了散射势的间断点位置等几何参数外,LCI 还反映了生物组织的光学性质,这样就可以鉴别组织的基础结构。

1. 生物组织光学性质的测量 用 LCI 测量不透明介质的厚度和其它参数。Clivaz 等人首先利用 LCI 测量多极散射组织的漫射参数,用 $\lambda = 1300\text{nm}$ 的发光二极管(LED)为光源,分析了死牛的上肠系膜动脉壁的结构^[2]。从 LCI 信息中,就可以计算出内膜表面的折射率,前壁厚度及总透射系数。后来,同一小组的研究者们又报道了以 Ar 激光泵浦的钛-蓝宝石激光($\lambda = 780\text{nm}$)为光源的高分辨率 LCI 测量法,测量了刚死的猪的眼睛切片的几何厚度,精度为 $\pm 2.3\mu\text{m}$ ^[3]。

利用 LCI 测量生物组织的光学性质。Schmidt 等人利用 $\lambda = 1300\text{nm}$ 的反射仪,测出了人体三处体内环境下真皮和不同动物组织切片的厚度、反向散射系数、损耗因子^[4]等因素。测试中将光源和试样用单模光纤直接相连,应用同族层介质的曲线拟合法,以反向散射近似为基础,并考虑到散射前后光波的损失。例如:指尖的表皮最厚,其次是前臂,最薄的是嘴唇。指尖和前臂的总损耗因子大约为 4.5mm^{-1} ,变化很小,而在嘴唇处却有显著的更小的光学厚度。

在不同的领域中,光纤的品质鉴定都有一定的重要意义。Wang 等人将 $\lambda = 850\text{nm}$ 的发光二极管(SLD)的光纤干涉仪应用于人类头皮发质的鉴定。垂直于发轴方向的横向扫描表明头发分为三层,最外边的角质层、皮层及髓质,由于皮层是毛发的最厚部分,可以认为光是一次通过这一层的。这样,纵向 LCI 扫描可以推测皮层里的折射率,不考虑毛发的颜色,皮层的折射率在 1.56~1.59 之间。利用 LCI 还可以获得双折射信息。

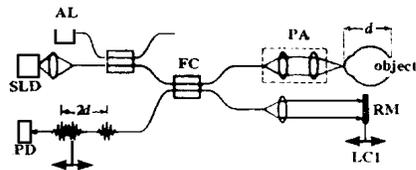


图1 光纤高速 Doppler 反射仪在眼科中的应用

2. LCI 在眼科中的应用 1991 年, Borton 小组最早将传统的相干反射仪技术应用于眼科^[5], 使用了改进后的 Michelson 体内光学干涉仪。光源是 $\lambda = 818\text{nm}$ 的半导体激光器, 两端都涂有消反膜, 可以看成是发光二极管, 反射镜 RM 放在一个由计算机控制的架子上, 压电换能器使反射镜 RM 振动与干涉信号的同步检测实现差频。用这种装置能得到 $10\mu\text{m}$ 的分辨率。Borton 小组的其它论文报道了以发光二极管作为光源的高速 Doppler 干涉仪, 如图 1 所示(AL 为瞄准激光, SLD 为发光二极管, FC 为光纤耦合器, PA 为探针臂, PD 为光电探测器, RM 为反射镜, LCI 为反射镜替换), 其

功率谱的半极大值处全宽(FWHM)为 17.4nm, 分辨率约为 $17\mu\text{m}$ 。

眼睛是一个光学装置, 它的光学性能与眼的轴长、房厚、角膜和晶状体的光学能力, 以及它在小范围内维持平衡的参数有关。目前生物统计学在眼科的一个重要应用是测量白内障患者眼的轴长(AEL)、角膜厚度等参数, 并且这种测量与白内障程度无关^[6]。用标准超声波技术测量, 最好的极限精度是 0.1mm, 用双光束 LCI 装置测量, 其精度为 $20\mu\text{m}$, 测量 18 只眼的角膜厚度, 中心测量精度为 $\pm 1.6\mu\text{m}$, 大角度测量时为 $\pm 3.5\mu\text{m}$ ^[7], 显然, 用 LCI 装置测量, 其精度与传统光学测厚计或超声波测厚相比要高得多。前房厚度和晶状体厚度的测量精度为 $\pm 10\mu\text{m}$ 。视网膜厚度的测量精度为 $\pm 5\mu\text{m}$ 。

二、光学相干层析成像(OCT)的应用

OCT 用 LCI 产生生物组织或其它物体的内部结构的二维成像, 多极 LCI 扫描在一系列横向相邻位置上表现为类似于超声波 B 模式成像, 已经使用了低相干度反射仪和双光束 LCI。

1. OCT 的计量学应用 Tearney 等人应用 OCT 技术来测定人体组织在试管中和体内时的折射率^[8]。在第一种方法中, 从 OCT 像中得到的组织的光学厚度就可以计算出折射率。在第二种方法中, 通过聚焦跟踪试样在轴向运动进行非侵入的折射率测量。一般在试管和体内测量人的皮肤、肌肉、脂肪组织等部位的折射率, 其标准误差在 0.01 量级。Wang 等人应用光学 Doppler 层析成像和调节反射仪来测定试管里的流体速度曲线^[9]。由 Doppler 位移干涉仪信号的功率谱得到了流体速度。在这些实验中, 相对速度的不确定度为 7%。

2. OCT 成像 OCT 被进一步用来改进已有的成像过程。例如: 在共焦显微技术中, OCT 用来增强光学截面, 通过固定低相干度干涉仪的参考臂长和横向扫描, 可得到置于散射场中的物体的高对比度的横向部分像。OCT 也被用于提高飞秒透射照明技术。OCT 还可以应用于检查冠状动脉壁, 正常的动脉壁能够与粥样动脉硬化斑区分开来。

3. OCT 在眼科中的应用 在生物统计学以及前房不正常症状的辨别中, OCT 有一定的诊断潜力。利用 $\lambda = 830\text{nm}$, 空气中相干长度 $l_c = 14\mu\text{m}$ 的反射仪技术可以清楚地看到角膜、巩膜、虹膜、晶状体前膜的结构^[10]。从前房厚度、角膜的曲率半径、角膜折射能力、角膜厚度及外层厚度可以得到生物统计学数据。

许多视网膜疾病伴随着视网膜厚度的变化。目前的诊断设备如共焦扫描激光检眼镜等的厚度分辨率最好也只有 $300\mu\text{m}$ ^[11], 而高分辨率 OCT 是一种相当可靠的新诊断技术, Puliafito 等人在最近的一项研究中利用 $\lambda = 830\text{nm}$ 的发光二极管检查了 51 只眼睛, 获得了视网膜 $10\mu\text{m}$ 的厚度分辨率, $13\mu\text{m}$ 的横向分辨率^[12]。进一步的研究还表明 OCT 有潜力应用到严重的视网膜分离、斑孔及斑肿的定量研究中。

在青光眼估测中, 视网膜厚度和它的膜层的定量测量是特别重要的。Hee 等人采用具有 $\lambda = 843\text{nm}$, 且在眼睛中的半极大值处全宽相干长度为 $10\mu\text{m}$ 的发光二极管的光纤反射仪^[13], 将 OCT 应用于正常人视网膜的高分辨率成像中。

三、展 望

1. 动态相干聚焦(DCF)高分辨率 OCT 现在的 OCT 的一个问题在于横向分辨率依赖于光束在物体中的聚焦位置, 为了获得在整个物体里相同的 $x-y$ 分辨率, 测量光束的焦点必须随参考镜作同步运动。图 2(SLD 为发光二极管, RM 为反射镜, SM 为球面扫描镜, DCF 为动态

相干聚焦, PH 为光阑, BS1, BS2 为光束分束器, FL 为聚焦透镜, BF 为基板聚焦, CL 为瞄准透镜, PD 为光电探测器) 就是眼科中所用的动态相干聚焦干涉仪装置示意图。图中, 当参考光的光程与测量光束的光程(以 DCF 为终点) 相匹配时, 就可获得整个扫描厚度的最佳横向分辨率^[6]。

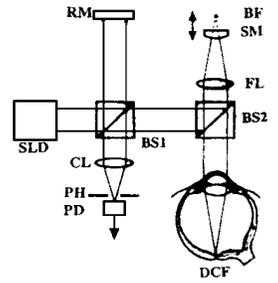


图2 动态相干聚焦(DCF)干涉仪

2. 光谱干涉仪(SI)的光谱 OCT 图 3(BB 为宽带光源, RM 为反射镜, DG 为光谱仪, BS 为光束分束器, OB 为物体, PA 为光电二极管组) 是宽带光源光谱干涉仪, 通常 SI 技术采用宽带光源, 发出的光具有大范围的波数, 用光谱仪可以显示不同波长光的强度。

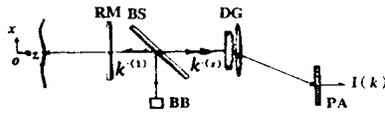


图3 宽带光源光谱干涉仪

近红外光谱学使得非侵入监测大脑的供氧成为可能, 可见光脉冲氧化测定术已被用来根据视网膜上的光谱分辨率反射测量动脉的氧平衡^[11]。

3. 波长可调干涉仪(WTI)的光谱 OCT 在 WTI 技术中, 光波长在波数 k 范围内可调, 用光子接收器检测物体发出的光谱强度 $I(k)$, 从 $I(k)$ 可以得到散射场, 经过傅里叶逆变换就可得到沿着照明光束的散射势分布, 利用波长调谐范围 70nm~ 800nm 的外腔可调激光器, 这一技术就显得更可靠了。

4. 光学多普勒层析成像(ODT) 现在, Doppler 技术已经运用到 LCI 中来测量空间定点的流体速度, 测量在透明玻璃状物和不透明骨胶管中流体流速的空间分布轮廓, 其位置分辨率约为 5 μ m, 速度的不确定度 7%。

四、结 论

OCT 是一项高分辨率的新成像技术, 到目前为止, 横向和纵向分辨率为微米量级。OCT 是眼科非侵入诊断中的非常有潜力的工具, 未来的发展趋势包括像皮肤科等新应用领域, 以及多普勒移动, 双折射、组织的光谱学等信息。

参 考 文 献

- 1 胡晓云, 刘琳, 陆治国. 激光杂志, 1998; 19(4): 5~ 7
- 2 Clivaz X, Marquis Weible F, Salathe R P. Opt Lett, 1992; 17: 4~ 6
- 3 Clivaz X, Marquis Weible F, Salathe R P. SPIE, 1993; 2083: 338~ 346
- 4 Schmitt J M, Knüttel A, Bonner R F. Appl Opt, 1993; 32: 6032~ 6042
- 5 Huang D, Wang J, Lin C P *et al.* Lasers Surg Med, 1991; 11: 419~ 425
- 6 Fercher A F. Biomedical Optics, 1996; 1(2): 166~ 170
- 7 Hitzenberger C K. Appl Opt, 1992; 31: 6637~ 6642
- 8 Tearney G J, Brezinski M E, Southern J F *et al.* Opt Lett, 1995; 20: 2258~ 2260
- 9 Wang X J, Mliner T E, Nelson J S. Opt Lett, 1995; 20: 1337~ 1339
- 10 Izatt J A, Hee M R, Swanson E A *et al.* Arch Ophthalmol, 1994; 112: 1584~ 1589
- 11 Rohrschneider K, Burk R O W, Kruse F E *et al.* Ophthalmol, 1994; 101: 1044~ 1049
- 12 Puliafito C A, Hee M R, Lin C P *et al.* Ophthalmology, 1995; 102: 217~ 229
- 13 Hee M R, Izatt J A, Swanson E A *et al.* Arch Ophthalmol, 1995; 113: 325~ 332

作者简介: 胡晓云, 女, 1959年3月出生。讲师。主要从事激光技术和溶胶-凝胶光学方面的研究。