光学相干层析及其在实验力学中的应用

董博, 潘兵*

北京航空航天大学固体力学研究所, 北京 100191

* 联系人, E-mail: panb@buaa.edu.cn

2020-02-11 收稿, 2020-03-08 修回, 2020-03-09 接受, 2020-03-11 网络版发表

国家自然科学基金(11925202, 11802008, 11872009, 61727810, 61705047)资助

摘要 光学相干层析(optical coherence tomography, OCT)是一种基于低相干干涉原理的层析成像方法, 具有非侵入和快速成像等优点, 可用于透明和半透明生物组织和材料内部微米级分辨率和毫米级深度的层析成像. 与数字图像相关方法或位相测量等技术相结合之后, OCT还可作为一种弹性成像方法, 用于载荷作用下物体内部位移与应变的全场测量, 且灵敏度可分别达到纳米级和微应变级. 目前, OCT弹性成像已广泛应用于眼角膜、皮肤、肿瘤、高聚物、复合材料等多种生物组织与非生物材料的测试, 为定量评价组织与材料内部微观力学特性的分布提供有效的实验手段. 本文在介绍OCT成像原理、位移与应变场重构方法的基础上, 总结了OCT在实验力学中的典型应用, 并探讨了该方法目前存在的问题与挑战.

关键词 光学相干层析, 实验力学, 弹性成像, 位移场测量, 应变场测量

光学相干层析(optical coherence tomography, OCT)是一种基于低相干干涉原理的层析成像方法, 具有非侵入和快速成像等优点, 可用于透明和半透明物体内部的二维截面和三维体积成像. 图1(a)比较了不同类型层析成像技术的深度分辨率和量程, 可见OCT的深度分辨率和量程分别为微米级与毫米级, 可用于眼角膜、皮肤、肿瘤、高聚物、复合材料等多种生物组织与非生物材料内部微观结构的层析成像. 该方法自1991年由麻省理工学院的Huang等人^[1]提出以来, 受到了生物医学和材料科学等领域的广泛关注. 图1(b)统计了过去20年Web of Science中以optical coherence tomography为主题的学术论文发表数量, 可见OCT技术及其应用研究一直是学术研究领域的热点方向.

早期OCT方法利用宽带光源的低相干特性对被测试样内部进行层析成像, 它采用机械扫描的方式对试样深度方向进行逐点测量, 所以也被称为时域OCT

(time-domain OCT, TD-OCT). 但受限于扫描方式本身的局限性, 这种第一代OCT的成像速度和成像信噪比普遍较差, 无法很好地服务于实际测量任务当中. 1995年, Fercher等人^[2]开发了第二代OCT方法, 即傅里叶域OCT(Fourier-domain OCT, FD-OCT). 这种新方法以并行探测的方式代替了传统的逐点扫描, 使成像速度和信噪比都有大幅改善, 这造就了OCT快速发展的新阶段^[3]. 近年来, OCT还与多种技术相结合形成一系列新的功能型成像方法(表1). 例如可用于液体流速测量的多普勒OCT(Doppler OCT)、可用于双折射特性测量的偏振敏感OCT(polarization-sensitive OCT, PS-OCT)、可用于固体变形测量的OCT弹性成像(OCT elastography), 以及可用于光谱特性测量的光谱OCT(spectroscopic OCT). 其中, OCT弹性成像能在测量被测物体内部形貌的同时, 重构其在力学载荷下的位移与应变场, 从而实现试样内部弹性信息的可视化, 是用于材料

引用格式: 董博, 潘兵. 光学相干层析及其在实验力学中的应用. 科学通报, 2020, 65: 2094–2105

Dong B, Pan B. Optical coherence tomography and its applications in experimental mechanics: A review (in Chinese). Chin Sci Bull, 2020, 65: 2094–2105, doi: [10.1360/TB-2020-0121](https://doi.org/10.1360/TB-2020-0121)

图1 (网络版彩色)光学相干层析及其发展。(a) 不同类型成像方法的深度分辨率和量程;(b) 在Web of Science中以“optical coherence tomography”为主题检索到的年发文章量

Figure 1 (Color online) Optical coherence tomography and its development. (a) Depth resolution and depth range of different imaging methods; (b) number of publications in Web of Science using the topic of “optical coherence tomography”

表1 几种典型的功能型OCT方法

Table 1 Some typical functional OCT methods

名称	提出时间(年)	功能及应用
偏振敏感OCT	1992	测量物体内部双折射特性, 用于表征累积延迟、光轴方向和偏振均匀度等 ^[4,5]
多普勒OCT	1997	测量物体内部液体流速场, 用于表征血液流速等 ^[6,7]
OCT弹性成像	1998	测量物体内部位移和应变场, 用于表征生物组织和材料的力学特性等 ^[8,9]
光谱OCT	1998	测量物体内部光谱吸收特性, 用于表征血氧饱和度和分子成像等 ^[10,11]

内部力学表征的新型实验技术手段^[12]。

OCT弹性成像的发展最早可追溯到1998年, Schmitt^[8]在利用OCT获取物体内部二维截面形貌信息的基础上, 进一步利用图像相关性分析(也称数字图像相关, digital image correlation, DIC^[13])得到了该截面的全场位移与应变。但由于当时OCT系统测量结果的信噪比和分辨率较低, 因此基于该技术的弹性成像效果一般。此外, 该方法只能实现亚像素(微米或亚微米)级的位移场重构, 因此其应变测量灵敏度也仅为毫应变级。上述原因导致早期OCT弹性成像方法的实用性不高, 并未受到力学领域相关学者的广泛关注。2006年, 研究人员在结合第二代先进OCT方法和相衬技术的基础上, 提出另一种具有高灵敏度的OCT弹性成像方法^[14~16]。该方法利用干涉信号位相灵敏的特性, 使位移测量灵敏度提高了3个数量级, 达到了纳米甚至亚纳米

水平, 因此使其应变测量灵敏度提高至微应变级以上。得益于测量灵敏度的大幅提高, OCT弹性成像在最近几年得到快速发展, 目前已被成功应用于多种生物组织和非生物材料的力学表征与测试中^[17~25]。

本文旨在介绍OCT成像原理、位移与应变场重构方法的基础上, 总结OCT在实验力学中的典型应用, 并探讨该方法目前存在的问题与挑战。

1 光学相干层析(OCT)成像原理

根据成像原理的不同, OCT可分为第一代TD-OCT和第二代FD-OCT。相比前者, FD-OCT在成像速度和成像质量上都有大幅改善, 是目前最常用的一种OCT方法。根据实现方式的不同, FD-OCT包含了基于光谱空间调制的谱域OCT(spectral-domain OCT, SD-OCT)和基于光谱时间调制的扫频OCT(swept-source OCT, SS-OCT)。

1.1 时域光学相干层析(TD-OCT)

TD-OCT是最早被开发的一种OCT方法, 它利用宽带光源的低相干特性实现物体内部的层析成像, 其系统结构如图2(a)所示。宽带光源在分光棱镜的作用下首先照射在被测试样和参考平面上, 试样各表面反射光与参考面反射光相互叠加形成干涉后由探测器接收。由于宽带光源的相干长度 $\Delta l_c = \lambda_c^2 / \Delta \lambda$ 很短(λ_c 和 $\Delta \lambda$ 分别为光源的中心波长和带宽), 一般为微米级, 因此只有当参考臂与样品臂光程差很小(小于 Δl_c)时才能形成有效的干涉信号。所以, 该方法需要通过连续调节参考面R所

图2 (网络版彩色)TD-OCT成像原理. (a) 测量系统; (b) 干涉信号; (c) B扫描结果
Figure 2 (Color online) Imaging principle of TD-OCT. (a) Optical setup; (b) interference signal; (c) B-scan result

在位置 Δz 以实现对被测试样深度方向(轴向)的扫描. 这种对试样上一点沿其深度方向的一次扫描也被称作一次A扫描. 图2(b)所示为一次A扫描过程中点探测器所获得的干涉信号, 其中被测试样3个表面与参考面干涉信号峰值对应的 Δz 反映了被测试样3个表面所在的深度. 从图2(b)右侧所示的局部放大图中可以看出, 这种测量方法的深度分辨率即为光源的相干长度 Δl_c . 考虑到目前常用宽带光源的中心波长 λ_c 一般是840或1310 nm, 带宽 $\Delta\lambda$ 一般是50 nm, 因此OCT的深度分辨率一般在10 μm 量级. 再结合切向扫描机制, 还可进一步利用OCT实现被测试样二维截面及三维体积的层析成像, 这两种测量也分别被称为B扫描和C扫描. 图2(c)为利用OCT测量到的一幅B扫描图像, 其中沿深度方向依次对应的是一块厚度为150 μm 的透明盖玻片和一块厚度为720 μm 的半透明硅胶. 图示结果反映了OCT系统具有微米级的深度分辨率, 同时也表明它能够有效实现从透明到半透明物体内部的层析成像.

尽管TD-OCT已能初步实现材料内部微米级分辨率的层析成像, 但存在两个重要问题: (1) 测量速度慢. 在一次A扫描过程中, TD-OCT需要采用机械扫描的方式通过连续改变 Δz (即改变干涉系统两臂的光程差)实现试样深度信息的检测, 其速度取决于系统对 Δz 的扫描速度. 所以, 早期TD-OCT的A扫描速度一般仅为几十到几百Hz. (2) 信噪比较低. 从TD-OCT的成像原理可知, 只有当参考面反射光与被测试样反射光的光程非常接近时, 才能形成有效的干涉信号. 因此, 在一个

A扫描周期内, TD-OCT系统只积分了极少量被测试样的反射信号. 这导致TD-OCT对试样内部反射信号测量的灵敏度较低, 也进而导致了测量结果的信噪比较低, 具体理论分析可参考文献[3]. 以上两方面局限性导致早期TD-OCT的成像效率较低且成像质量一般, 因此无法满足大多数实际应用的需要.

1.2 傅里叶域光学相干层析(FD-OCT)

为解决传统TD-OCT中存在的上述问题, 相关学者在后续研究中又分别提出SD-OCT和SS-OCT, 如图3所示. SD-OCT的成像原理如图3(a)所示, 宽带光源在分光棱镜的作用下分别照射在被测试样和参考面上, 两者的反射光相互叠加形成干涉后被光栅和线阵探测器组成的光谱仪接收. 与TD-OCT不同的是, 这种SD-OCT在一次曝光过程中获得的光强信号为一个干涉光谱序列. 在消除了干涉信号直流分量和自相干分量后(具体方法可参考文献[26]), 该光强信号可表示为^[17]

$$I(k) = 2 \sum_{j=1}^M \sqrt{I_R I_j} \cos(\phi_{j0} + 2kz_j), \quad (1)$$

其中 I_R 和 I_j 分别为参考面和被测试样的反射光强, k 为波数(它与波长 λ 之间的关系为 $k=2\pi/\lambda$), M 为被测样件内部参与干涉的表面个数, R 表示参考面, ϕ_{j0} 为初始位相, z_j 为试样内部第 j 表面反射光与参考面反射光的光程差. 由式(1)可以看出, 试样内部每存在一个表面就会导致干涉信号中存在一个频率, 且该频率 $f_k=z_j/\pi$ 与光程差 z_j

图3 (网络版彩色)FD-OCT成像原理。(a) SD-OCT的光学系统；(b) SS-OCT的光学系统；(c) 干涉信号及其频谱

Figure 3 (Color online) Imaging principle of FD-OCT. (a) Optical setup of SD-OCT; (b) optical setup of SS-OCT; (c) interference signal and its amplitude-frequency

成正比(即与该表面所在的深度成正比), 而幅值则与光强 I_j 成正比(即与该表面的反射率成正比)。因此, 通过傅里叶变换提取干涉信号中幅频特性的方式可以实现试样深度信息的获取。图3(c)所示为参考面与一个三表面被测试样形成的干涉信号, 也即 RS_1 、 RS_2 和 RS_3 干涉信号的叠加。对其进行傅里叶变换后, 信号幅频特性中3个峰值所在的频率依次对应试样3个表面所在的深度, 其幅值反映了各表面的反射率。由于SD-OCT只需利用探测器的一次曝光即可实现对被测试样的一次A扫描, 所以其成像速度比传统TD-OCT提高了3~4个量级, 可达到几百甚至几千kHz。此外, 因为SD-OCT在一次曝光(A扫描)过程中包含了对试样内部干涉信号的完整积分, 其信噪比也明显优于TD-OCT^[3]。

除了能利用宽带光源空间调制的方法获得式(1)所述的干涉信号外, 通过窄带光源时间调制的方式也能实现相同功能, 这种技术就被称为SS-OCT。SS-OCT的成像原理如图3(b)所示, 其光源在分光棱镜的作用下分别照射在被测试样和参考平面上, 两者的反射光相互叠加形成干涉后被探测器接收。通过连续调节光源的输出波长并采集干涉信号的光强序列, 能得到与SD-OCT相同的干涉信号, 进而实现对试样的一次A扫描。

尽管这种方法需要调节光源的波长, 在测量速度上略逊于SD-OCT, 但其也能达到几十至几百kHz, 仍明显高于传统的TD-OCT。

考虑到SD-OCT和SS-OCT都需要通过对干涉信号进行傅里叶变换的方式获得其频谱信息, 进而重构试样的内部形貌, 所以它们被统称为FD-OCT。此外, 得益于明显改进的测量速度和成像信噪比, 这两种方法具有比TD-OCT更强的性能, 因此被称为第二代OCT。值得一提的是, SS-OCT采用窄带光源时间调制的方式获得干涉光谱, 因此其光谱分辨率优于SD-OCT, 也因此具有更高的测量灵敏度和信噪比, 是目前使用最多的一种OCT成像方法。而SD-OCT采用宽带光源空间调制的方式获得干涉光谱, 其测量过程中能够同时获得不同波长的光强信号, 因此具有更高的位相稳定性, 也因此更适合于基于位相测量的各种功能型OCT。

2 OCT在实验力学中的应用

在实验力学研究中, 位移与应变场的测量是其最基本的任务之一。它一方面可以反映材料/结构在不同载荷下的变形情况, 另一方面可结合载荷大小估算试样的弹性模量, 进而实现弹性成像。自20世纪80年代以

来,以云纹干涉、电子散斑干涉以及DIC为代表的非接触式全场光学测量技术获得迅猛发展^[25-30],改变了传统接触式逐点位移和应变测量技术,在科研和工程领域均获得无数成功的应用.然而,这些光测力学方法一般只能实现物体表面位移与应变场的测量,无法有效地表征其内部力学特性的分布.为了通过实验手段更全面地了解物体内部的力学特性,近年来相继诞生了一系列可用于物体内部测量的光测力学新方法,如数字体图像相关方法(digital volume correlation, DVC)、光弹层析成像(photoelastic tomography, PT)、位相对照核磁共振成像(phase-contrast magnetic resonance imaging, PCMRI)和OCT弹性成像等^[31-33].其中, OCT弹性成像可用于透明和半透明物体内部的全场变形测量,且具有纳米级的位移测量灵敏度和微应变级的应变测量灵敏度,目前已成功应用于多种生物组织与非生物材料的表征与测试当中.

2.1 基于相关方法的OCT弹性成像

DIC是在实验力学领域被广泛使用的一种基于图像的全场变形测量技术^[13].它能够通过比较被测试样变形前后的两帧数字图像,计算其中感兴趣区域(region of interest, ROI)内每个像素点的位移矢量,进而获得应变分布.该技术与OCT相结合可作为一种弹性成像方法,用于重构被测试样加载前后的截面(B扫描)变形信息.如图4所示,首先利用OCT系统获得被测试样变形前后的截面形貌图像,然后以变形前的图像作为参考图,并在其中选取一个ROI.将该区域划分为均匀分布的虚拟网格后,通过计算其中每个网格节点的位移可获得该区域沿 x 和 z 方向的位移场,也即面内位移场 $u(x, z)$ 和离面位移场 $w(x, z)$.以示意图中点 $P(x_0, y_0)$ 为例,将其作为中心选取一个大小为 $(2M+1) \times (2M+1)$ 像素的参考子区后,通过相关函数(如零均值归一化最小平方距离相关函数^[34]),在变形后的图像中搜索相关系数最大的子区,也即目标子区.点 $P(x_0, y_0)$ 到目标子区中心点 $P'(x'_0, y'_0)$ 的矢量即为该点的位移矢量.在子区搜索过程中,还可利用非线性优化算法(如反向组合高斯牛顿算法^[35]),使位移场重构获得亚像素的精度.在得到位移场分布之后,可进一步利用位移与应变之间的关系计算被测截面的应变场 $\varepsilon_{xx}(x, z)$ 、 $\varepsilon_{xz}(x, z)$ 和 $\varepsilon_{zz}(x, z)$.具体的DIC计算细节可参考文献^[30].

如表2所述,这种基于相关方法的OCT弹性成像最早由Schmitt^[8]于1998年首先提出.他们通过测量凝胶

和皮肤组织在压缩载荷下的位移与应变场,验证了方法的可行性.随后, Rogowska等人^[36]和Chan等人^[37]先后利用该方法对动脉血管进行研究,探讨了计算参数对测量结果的影响,并提出相应的改进方案.2013年, Sun等人^[38]在结合先进DIC算法的基础上对该方法进行改进,使位移与应变的测量灵敏度分别达到亚微米和毫应变量级.同年, Fu等人^[39]在结合OCT与DIC三维形式(也即DVC)的基础上,实现了物体内部三维体位移与应变场的测量.近年来, Midgett等人^[40]和Santamaria等人^[41]先后利用这种三维体变形测量方法对视神经头、动脉血管进行实验研究,为生物医学诊断提供了可靠的实验依据.除了生物组织方面的实验与测量之外,该方法也被成功应用于复合材料和牙科树脂等非生物材料力学特性的表征与测试当中,对材料的生产和应用起到积极的指导作用^[42,43].从表2还能看出,除了早期采用TD-OCT进行成像之外,这种基于相关方法的OCT弹性成像大多采用SS-OCT系统.其主要原因是SS-OCT在进行层析成像时,其信噪比稍高,因此成像质量更好,更加适用于基于相关方法的OCT弹性成像.

该方法的优点是能同时重构被测试样截面的面内位移场 $u(x, z)$ 和离面位移场 $w(x, z)$,并进一步计算其应变场 $\varepsilon_{xx}(x, z)$ 、 $\varepsilon_{xz}(x, z)$ 和 $\varepsilon_{zz}(x, z)$.尤其是结合了DVC技术之后,它还能进一步重构物体内部三维体位移场,即 $u(x, y, z)$ 、 $v(x, y, z)$ 、 $w(x, y, z)$,以及三维体应变场,即 $\varepsilon_{xx}(x, y, z)$ 、 $\varepsilon_{yy}(x, y, z)$ 、 $\varepsilon_{zz}(x, y, z)$ 、 $\varepsilon_{xy}(x, y, z)$ 、 $\varepsilon_{xz}(x, y, z)$ 、 $\varepsilon_{yz}(x, y, z)$.该方法存在的问题主要是位移与应变的测量灵敏度较低.尽管目前DIC的位移重构已达到0.02个像素,也即 $\sim 0.1 \mu\text{m}$ ^[13],可考虑到目前OCT系统的透视测量深度仅1~2 mm,因此该方法对应变的测量仍只能达到 10^{-4} 量级.此外,即使FD-OCT的提出使OCT在成像信噪比方面得到提高,但相比表面成像方法仍然较低,这还会导致该方法在实际应用中出现分辨率和测量精度不同程度的下降^[19].综上所述,该方法可用于离面和面内方向力学特性的同时测量,但其测量灵敏度较低,目前仍不适用于物体内部微小变形的测量和表征.

2.2 基于位相测量的OCT弹性成像

除了能结合DIC/DVC方法实现试样内部截面/三维体变形的测量之外, OCT还可利用干涉信号位相灵敏的特性实现相同的功能.如图5所示,该方法首先利用OCT系统采集被测试样变形前后的干涉光谱,然后通过傅里叶变换提取其位相信息.以试样内第 j 表面和

图4 (网络版彩色)基于相关方法的OCT弹性成像方法原理图

Figure 4 (Color online) Principle of correlation algorithm based OCT elastography

参考面 R 的反射光形成的干涉信号为例, 试样变形前后的位相差可表示为^[17]

$$\Delta\phi_j = 2k_c w_j = \frac{4\pi}{\lambda_c} w_j, \quad (2)$$

其中 k_c 为光源的中心波数, w_j 为第 j 表面的离面位移. 所

以, 对变形前后的位相进行差分计算, 可得到反映截面变形信息的包络位相差分布. 在此基础上, 对位相差进行解包络后再乘以比例系数 $4\pi/\lambda_c$, 可进一步实现离面位移场 $w(x, z)$ 的重构. 最后, 根据位移与应变之间的关系, 通过微分计算可获得应变场 $\varepsilon_{zz}(x, z)$. 此外, 在不需

表2 实验力学中的典型应用: 基于相关方法的OCT弹性成像

Table 2 OCT elastography in applications of experimental mechanics: Correlation algorithm based OCT elastography

OCT系统	被测对象	测量结果及重要结论	参考文献
TD-OCT	凝胶、皮肤组织	实现了基于OCT的弹性成像, 验证了方法可用于生物组织和非生物材料内部位移与应变场的测量	Schmitt ^[8]
TD-OCT	动脉血管	测量了动脉血管的位移与应变场, 探讨了计算过程中子区大小对测量结果的影响	Rogowska等人 ^[36]
TD-OCT	动脉血管	测量了粥样硬化动脉血管的位移与应变场; 改进算法, 提高了方法的稳定性	Chan等人 ^[37]
SS-OCT	鸡胸组织、脑动脉瘤	结合先进DIC算法使位移与应变场的测量灵敏度分别提升至亚微米级和微应变级	Sun等人 ^[38]
SS-OCT	硅胶	将OCT与DIC技术的三维形式(也即DVC)相结合, 实现了物体内部三维体位移与应变场的测量	Fu等人 ^[39]
TD-OCT	玻璃纤维复合材料	将OCT弹性成像应用于复合材料的测试与表征当中, 为其力学特性的实验研究提供了新的测量手段	Liu等人 ^[42]
SS-OCT	眼角膜	测量了眼角膜在不同眼压下的三维体位移场与应变场, 测量结果与有限元仿真进行了对比验证	Fu等人 ^[20]
SD-OCT	牙科树脂	将OCT弹性成像应用于牙齿修复方面, 实现了牙科树脂聚合收缩过程位移与应变场的测量	Tomlins等人 ^[43]
SD-OCT	视神经头	测量了视神经头在不同眼压下的三维体位移与应变场, 研究了手术等因素对青光眼患者眼压的影响	Midgett等人 ^[40]
SS-OCT	动脉血管	测量了动脉血管三维体位移与应变场, 研究了化学弹性效应对软组织力学特性的影响	Santamaria等人 ^[41]

要获得位移场 $w(x, z)$ 的情况下, 也可以通过相应的算法从包络位相差分布中直接重构应变场 $\epsilon_{xx}(x, z)$ ^[44].

如表3所述, 这种基于位相的OCT弹性成像方法由Wang等人^[14]于2006年首先提出, 他们通过对生物组织仿体的测量验证了方法的可行性. 后来, Liang和Boppart^[18]及Ford等人^[45]先后利用该方法对皮肤组织和眼角膜进行力学特性的表征与测试, 并将方法用于相关疾病的早期诊断当中. 2011年, Kennedy等人^[46]利用这种基于位相的OCT弹性成像方法实现了三维体位移与应变场的在体测量, 观察了不同状态下角质层的弹性信息. 此后, 该方法还被先后应用于动脉血管、软骨、乳房等多种生物组织的表征与测试, 为医学领域的治疗和诊断提供实验依据^[47~52]. 除了生物组织外, 该方法近年来也被拓展应用于一些非生物材料的测试与研究当中, 如高聚物内部热变形的表征及复合材料内部微缺陷的高灵敏度检测等^[22,53]. 从表3还能看出, 这种基于位相测量的OCT弹性成像一般采用SD-OCT系统. 主要原因是SD-OCT在进行测量时, 能够在一次曝光过程中同时采集所有波长的信息, 其位相更稳定, 因此更加适用于基于位相测量的OCT弹性成像.

该方法的优点是测量灵敏度高, 能实现纳米级位移场测量和微应变级应变场测量. 从方法的测量原理可知, 干涉信号位相差每变化 2π 就表示试样内部产生了中心波长一半的离面位移(约500 nm), 因此该方法对

位移的测量精度一般能达到5 nm^[17], 即其应变测量精度约为 5×10^{-6} , 为微应变量级. 但需要注意的是, 这种方法是通过对于干涉光谱位相测量的方式来计算被测试样截面的位移与应变场, 因此它只适用于FD-OCT. 而且, 因为常用OCT系统的光学结构一般为共光路结构, 所以其采集到干涉信号的位相只对离面方向的位移敏感, 以至于这种方法无法用于面内位移的测量. 综上所述, 这种基于位相检测的OCT弹性成像方法不适用于离面和面内方向位移与应变的同时测量, 但其测量灵敏度高, 可有效用于物体内部微小变形量的表征与测试, 是目前最常用和具有重要应用前景的OCT弹性成像方法.

3 问题与展望

尽管OCT弹性成像在过去的10余年里已得到了快速的发展, 并越来越多地应用于生物组织和非生物材料的力学表征与测试当中, 但受限OCT系统和位移重构方法等因素, 其在实际使用中仍存在一些问题和局限, 需要在进一步研究中予以克服.

(1) 被测对象的局限性. 要通过OCT弹性成像获得被测试样内部的位移与应变场, 需要试样内部具有弱散射特性. 因此, 目前的OCT弹性成像往往只适用于生物组织、陶瓷、硅胶等半透明物体. 对于透明物体, 还需要通过添加纳米颗粒(如二氧化钛颗粒等)的方式

图5 (网络版彩色)基于位相测量的OCT弹性成像方法原理图

Figure 5 (Color online) Principle of phase detection OCT elastography

首先使被测对象成为半透明状, 再对其内部进行位移与应变场的测量. 而对于不透明物体, 目前OCT弹性成像方法则会由于其系统光源穿透能力不足而无法测量. 但值得注意的是, 相关学者近年来开发了一些基于其他光源/波源的OCT系统, 如太赫兹波OCT^[54], 并实现了不透明物体的层析成像. 因此, OCT弹性成像有望在未来的研究中进一步拓展应用于木材、塑料、碳纤维复合材料等更多非生物材料力学特性的

表征当中.

(2) 成像速度的局限性. 尽管FD-OCT的提出使OCT在成像速度上得到大幅提升, 但其对物体内部的三维体测量而言仍然较慢(最快也仅能达到约5帧/s的测量速度), 只能实现静态测量. 考虑到材料/结构的受力变形一般是连续变化的动态过程, 要测量其内部力学特性的演化还需要OCT技术在成像速度上得到进一步的提高. 目前关于OCT测量速度方面的研究一直是

表 3 实验力学中的典型应用: 基于位相测量的OCT弹性成像

Table 3 OCT elastography in applications of experimental mechanics: Phase detection OCT elastography

OCT系统	被测对象	测量结果及重要结论	文献
SD-OCT	组织模型	首次提出了基于位相的OCT弹性成像, 实现了物体内部应变和应变速率的高灵敏度测量	Wang等人 ^[14]
SD-OCT	皮肤组织	结合振动加载的方式, 动态测量了人体不同位置皮肤组织的力学特性	Liang和Boppert ^[18]
SD-OCT	眼角膜	将OCT弹性成像应用于眼角膜弹性和黏弹性阻力等力学特性的表征, 实现眼角膜扩张疾病的早期诊断	Ford等人 ^[45]
SD-OCT	皮肤组织	首次实现了三维体位移与应变场的在体测量, 观察了不同状态下角质层的弹性信息	Kennedy等人 ^[46]
SD-OCT	冠状动脉	结合声辐射压力的加载方式, 实验测量了冠状动脉的力学特性	Qi等人 ^[47]
SD-OCT	肺组织、肌肉组织	结合磁力加载的方式, 实验测量了肺组织和肌肉组织的力学特性	Crecea等人 ^[48]
SS-OCT	软骨组织	将OCT弹性成像应用于软骨组织力学特性的表征, 实验研究了不同温度下软骨组织力学特性的区别	Liu等人 ^[49]
SS-OCT	皮肤组织	将OCT弹性成像应用于皮肤组织的测试与诊断, 为系统性硬化症的皮肤组织提供了有效的评价手段	Du等人 ^[50]
SD-OCT	乳房组织	将OCT弹性成像应用于乳房组织的测试与诊断, 通过力学特性的非均匀性实现乳腺癌的评价	Chin等人 ^[51]
SD-OCT	眼角膜	通过对眼角膜应变场的实时测量位移与应变场的测量, 为眼角膜激光修复过程提供可视化的指导	Zaitsev等人 ^[52]
SD-OCT	高聚物	结合温度加载, 通过对位移场与应变场的测量, 实现材料热膨胀系数和折射率温度系数等表征	Dong等人 ^[22]
SD-OCT	高聚物、复合材料	通过对高聚物/复合材料内部位移场与应变场的测量, 实现了材料内部微米级以下微小缺陷的准确辨识	Dong等人 ^[53]

领域内的热点, 最近不断有新方法被提出, 如采用并行探测的线场谱域OCT和全场扫频OCT等^[55,56]。因此, 可以期望OCT弹性成像在未来的研究中能实现物体内部三维体变形的动态测量, 以更好地服务于力学研究与测试等相关领域。

(3) 位移重构的局限性. FD-OCT和相衬技术的结合虽然使OCT弹性成像方法在位移与应变的测量灵敏度得到大幅提高, 但同时也使其失去了面内方向位移

场测量的能力. 为使这种基于位相的OCT弹性成像方法能同时具备离面和面内位移场测量功能, 近年来相关学者提出基于非同轴OCT系统的变形测量方法^[57,58]。虽然这些方法实现了试样内部离面和面内位移场的同时测量, 但其面内方向的位移量灵敏度较低(通常比离面方向低一个数量级以上)。因此, 如何在保证测量灵敏度的前提下实现离面和面内位移与应变场的同时测量也是当前OCT弹性成像需要解决的问题之一。

参考文献

1 Huang D, Swanson E A, Lin C P, et al. Optical coherence tomography. *Science*, 1991, 254: 1178–1181

2 Fercher A F, Hitzengerger C K, Kamp G, et al. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry. *Opt Commun*, 1995, 117: 43–48

3 de Boer J F, Leitgeb R, Wojtkowski M. Twenty-five years of optical coherence tomography: The paradigm shift in sensitivity and speed provided by Fourier domain OCT. *Biomed Opt Express*, 2017, 8: 3248–3280

4 HEE M R. Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging. *J Opt Soc Am B*, 1992, 9: 903–908

5 de Boer J F, Hitzengerger C K, Yasuno Y. Polarization sensitive optical coherence tomography—A review. *Biomed Opt Express*, 2017, 8: 1838

6 Chen Z, Milner T E, Srinivas S, et al. Noninvasive imaging of *in vivo* blood flow velocity using optical Doppler tomography. *Opt Lett*, 1997, 22: 1119–1121

7 Izatt J A, Kulkarni M D, Yazdanfar S, et al. *In vivo* bidirectional color Doppler flow imaging of picoliter blood volumes using optical coherence tomography. *Opt Lett*, 1997, 22: 1439

8 Schmitt J M. OCT elastography: Imaging microscopic deformation and strain of tissue. *Opt Express*, 1998, 3: 199–211

9 Kennedy B F, Kennedy K M, Sampson D D. A review of optical coherence elastography: Fundamentals, techniques and prospects. *IEEE J Sel Top*

- [Quantum Electron](#), 2014, 20: 272–288
- 10 Schmitt J M, Xiang S H, Yung K M. Differential absorption imaging with optical coherence tomography. [J Opt Soc Am A](#), 1998, 15: 2288–2296
 - 11 Robles F E, Wilson C, Grant G, et al. Molecular imaging true-colour spectroscopic optical coherence tomography. [Nat Photonics](#), 2011, 5: 744–747
 - 12 Kennedy B F, Wijesinghe P, Sampson D D. The emergence of optical elastography in biomedicine. [Nat Photonics](#), 2017, 11: 215–221
 - 13 Pan B. Digital image correlation for surface deformation measurement: Historical developments, recent advances and future goals. [Meas Sci Technol](#), 2018, 29: 082001
 - 14 Wang R K, Ma Z, Kirkpatrick S J. Tissue Doppler optical coherence elastography for real time strain rate and strain mapping of soft tissue. [Appl Phys Lett](#), 2006, 89: 144103
 - 15 Wang R K, Kirkpatrick S, Hinds M. Phase-sensitive optical coherence elastography for mapping tissue microstrains in real time. [Appl Phys Lett](#), 2007, 90: 164105
 - 16 Park Y K, Depeursinge C, Popescu G. Quantitative phase imaging in biomedicine. [Nat Photonics](#), 2018, 12: 578–589
 - 17 De la Torre-Ibarra M H, Ruiz P D, Huntley J M. Double-shot depth-resolved displacement field measurement using phase-contrast spectral optical coherence tomography. [Opt Express](#), 2006, 14: 9643
 - 18 Liang X, Boppart S A. Biomechanical properties of *in vivo* human skin from dynamic optical coherence elastography. [IEEE Trans Biomed Eng](#), 2010, 57: 953–959
 - 19 Sun C, Standish B, Yang V X D. Optical coherence elastography: Current status and future applications. [J Biomed Opt](#), 2011, 16: 043001
 - 20 Fu J, Haghighi-Abayneh M, Pierron F, et al. Depth-resolved full-field measurement of corneal deformation by optical coherence tomography and digital volume correlation. [Exp Mech](#), 2016, 56: 1203–1217
 - 21 Leartprapun N, Iyer R R, Untracht G R, et al. Photonic force optical coherence elastography for three-dimensional mechanical microscopy. [Nat Commun](#), 2017, 9: 2079
 - 22 Dong B, Xie S, He Z, et al. Simultaneous measurement of temperature-dependent refractive index and depth-resolved thermal deformation fields inside polymers. [Polym Test](#), 2018, 65: 297–300
 - 23 Zvietcovich F, Pongchalee P, Meemon P, et al. Reverberant 3D optical coherence elastography maps the elasticity of individual corneal layers. [Nat Commun](#), 2019, 10: 4895
 - 24 Ma Z H, Dou S D, Ma Y S, et al. Measurement of wall strain in embryonic chick heart by spectral domain optical coherence tomography (in Chinese). [Acta Phys Sin](#), 2016, 65: 235202 [马振鹤, 窦世丹, 马毓姝, 等. 基于光学相干层析成像的早期鸡胚心脏径向应变测量. [物理学报](#), 2016, 65: 235202]
 - 25 Dong B, Xu J X, Bai Y L, et al. Rapid and high-precision measurement of out-of-plane displacement inside glass fiber/polymer composite (in Chinese). [Acta Mater Compos Sin](#), 2014, 31: 331–337 [董博, 徐金雄, 白玉磊, 等. 快速和高精度透视测量玻璃纤维/树脂复合材料构件内部的离面位移. [复合材料学报](#), 2014, 31: 331–337]
 - 26 Bo E, Liu X, Chen S, et al. Spectral-domain optical coherence tomography with dual-balanced detection for auto-correlation artifacts reduction. [Opt Express](#), 2015, 23: 28050
 - 27 Post D, Han B. Moiré interferometry. In: Post D, Han B, Ifju P, eds. *High Sensitivity Moiré: Experimental Analysis for Mechanics and Materials*. Berlin: Springer, 2008. 627–654
 - 28 Rastogi P K. *Photomechanics (Topics in Applied Physics)*. Berlin: Springer, 2000
 - 29 Sutton M A, Orteu J J, Schreier H. *Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements: Basic Concepts, Theory and Applications*. Berlin: Springer, 2009
 - 30 Pan B, Qian K, Xie H, et al. Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: A review. [Meas Sci Technol](#), 2009, 20: 062001
 - 31 Aben H, Errapart A, Ainola L, et al. Photoelastic tomography for residual stress measurement in glass. [Opt Eng](#), 2005, 44: 093601
 - 32 Steele D D, Chenevert T L, Skovoroda A R, et al. Three-dimensional static displacement, stimulated echo NMR elasticity imaging. [Phys Med Biol](#), 2000, 45: 1633–1648
 - 33 Pan B, Wang B. Research progress in digital volume correlation method (in Chinese). [Chin Sci Bull](#), 2017, 62: 1671–1681 [潘兵, 王博. 数字体图像相关方法研究进展. [科学通报](#), 2017, 62: 1671–1681]
 - 34 Pan B. An Evaluation of convergence criteria for digital image correlation using inverse compositional Gauss-Newton algorithm. [Strain](#), 2014, 50: 48–56
 - 35 Pan B, Li K, Tong W. Fast, robust and accurate digital image correlation calculation without redundant computations. [Exp Mech](#), 2013, 53: 1277–1289
 - 36 Rogowska J, Patel N A, Fujimoto J G, et al. Optical coherence tomographic elastography technique for measuring deformation and strain of atherosclerotic tissues. [Heart](#), 2004, 90: 556–562
 - 37 Chan R C, Chau A H, Karl W C, et al. OCT-based arterial elastography: Robust estimation exploiting tissue biomechanics. [Opt Express](#), 2004, 12:

4558–4572

- 38 Sun C, Standish B, Vuong B, et al. Digital image correlation-based optical coherence elastography. *J Biomed Opt*, 2013, 18: 121515
- 39 Fu J, Pierron F, Ruiz P D. Elastic stiffness characterization using three-dimensional full-field deformation obtained with optical coherence tomography and digital volume correlation. *J Biomed Opt*, 2013, 18: 121512
- 40 Midgett D E, Quigley H A, Nguyen T D. *In vivo* characterization of the deformation of the human optic nerve head using optical coherence tomography and digital volume correlation. *Acta Biomater*, 2019, 96: 385–399
- 41 Santamaria V A A, García M F, Molimard J, et al. Characterization of chemoelastic effects in arteries using digital volume correlation and optical coherence tomography. *Acta Biomater*, 2020, 102: 127–137
- 42 Liu P, Groves R M, Benedictus R. Optical coherence elastography for measuring the deformation within glass fiber composite. *Appl Opt*, 2014, 53: 5070
- 43 Tomlins P H, Rahman M W, Donnan R S. Dynamic measurement of local displacements within curing resin-based dental composite using optical coherence elastography. *J Biomed Opt*, 2016, 21: 046001
- 44 Matveyev A L, Matveev L A, Sovetsky A A, et al. Vector method for strain estimation in phase-sensitive optical coherence elastography. *Laser Phys Lett*, 2018, 15: 065603
- 45 Ford M R, Dupps W J, Rollins A M, et al. Method for optical coherence elastography of the cornea. *J Biomed Opt*, 2011, 16: 016005
- 46 Kennedy B F, Liang X, Adie S G, et al. *In vivo* three-dimensional optical coherence elastography. *Opt Express*, 2011, 19: 6623–6634
- 47 Qi W, Chen R, Chou L, et al. Phase-resolved acoustic radiation force optical coherence elastography. *J Biomed Opt*, 2012, 17: 110505
- 48 Creeca V, Ahmad A, Boppart S A. Magnetomotive optical coherence elastography for microrheology of biological tissues. *J Biomed Opt*, 2013, 18: 121504
- 49 Liu C H, Skryabina M N, Li J, et al. Measurement of the temperature dependence of Young's modulus of cartilage by phase-sensitive optical coherence elastography. *Quantum Electron*, 2014, 44: 751–756
- 50 Du Y, Liu C H, Lei L, et al. Rapid, noninvasive quantitation of skin disease in systemic sclerosis using optical coherence elastography. *J Biomed Opt*, 2016, 21: 046002
- 51 Chin L, Latham B, Saunders C M, et al. Simplifying the assessment of human breast cancer by mapping a micro-scale heterogeneity index in optical coherence elastography. *J Biophotonics*, 2017, 10: 690–700
- 52 Zaitsev V Y, Matveyev A L, Matveev L A, et al. Optical coherence elastography for strain dynamics measurements in laser correction of cornea shape. *J Biophotonics*, 2017, 10: 1450–1463
- 53 Dong B, Pan B, Zhang Y, et al. Microdefect identification in polymers by mapping depth-resolved phase-difference distributions using optical coherence tomography. *Polym Test*, 2018, 68: 233–237
- 54 Nagatsuma T, Nishii H, Ikeo T. Terahertz imaging based on optical coherence tomography. *Photonics Res*, 2014, 2: B64
- 55 Drexler W, Liu M, Kumar A, et al. Optical coherence tomography today: Speed, contrast, and multimodality. *J Biomed Opt*, 2014, 19: 071412
- 56 Siddiqui M, Nam A S, Tozburun S, et al. High-speed optical coherence tomography by circular interferometric ranging. *Nat Photonics*, 2018, 12: 111–116
- 57 De la Torre Ibarra M H, Ruiz P D, Huntley J M. Simultaneous measurement of in-plane and out-of-plane displacement fields in scattering media using phase-contrast spectral optical coherence tomography. *Opt Lett*, 2009, 34: 806–808
- 58 Dong B, Zhang Y, Ye S, et al. Dual-channel phase-contrast spectral optical coherence tomography for simultaneously measuring axial and normal to B-scan off-axial displacements. *Opt Lasers Eng*, 2017, 96: 35–38

Summary for “光学相干层析及其在实验力学中的应用”

Optical coherence tomography and its applications in experimental mechanics: A review

Bo Dong & Bing Pan*

Institute of Solid Mechanics, Beihang University, Beijing 100191, China

* Corresponding author, E-mail: panb@buaa.edu.cn

Optical coherence tomography (OCT) is a low-coherence interferometry based optical technique capable of imaging internal structures of transparent/semitransparent objects with micrometer resolution and millimeter range. It features distinct advantages of non-invasive and fast-imaging, and has been widely applied in biology, medicine, and material science. After combining with digital image/volume correlation (DIC/DVC) or phase-contrast, OCT can also be used as an elastography method, known as OCT elastography, for measuring full-field displacements and strains inside objects. Recently, OCT elastography has already been developed as an effective tool for investigating mechanical behaviors of inside bio-tissues and materials, such as cornea, skin, tumor, polymer, and polymer composite. In this work, we introduce the basic principles of OCT elastography, summarize the typical experimental mechanics applications of OCT elastography, and finally discuss the remaining problems and limitations of the technique.

OCT was originally developed by D. Huang et al. in 1991. The early OCT technique detects depth information of a specimen by means of mechanical scanning, and therefore it is also called time-domain OCT (TD-OCT). Owing to the limitation of mechanical scanning manner, the imaging speed and signal-to-noise (SNR) of this first-generation OCT is relatively low, which makes it unable to meet the requirements of most measurement situations. In 1995, A. F. Fercher et al. developed another type of OCT, called Fourier-domain OCT (FD-OCT). This second-generation OCT uses parallel detection instead of mechanical scanning to improve the imaging speed and SNR, and greatly accelerated the extension of OCT application. Recently, OCT has also been combined with some other techniques and forms a lot of functional OCT methods, including Doppler OCT, polarization-sensitive OCT, OCT elastography, and spectroscopic OCT. Among them, OCT elastography can realize displacement and strain fields measurement inside objects, which is a promising technique in the field of experimental mechanics.

The development of OCT elastography can be traced back to 1998, J. M. Schmitt et al. measured the in-plane and out-of-plane displacement fields inside specimens by using the combination of OCT and DIC. However, owing to the low resolution and poor SNR of the early OCT systems, the imaging quality of the method is unsatisfactory. In addition, the displacement sensitivity of the method is at sub-pixel level (micrometer or sub-micrometer level), which is insufficient for most measurement scenarios. For these reasons, DIC-based OCT elastography hasn't been widely accepted by the researchers. In 2006, R. K. Wang et al. proposed an alternative method that combines OCT and phase-contrast for achieving OCT elastography. The method uses phase sensitive characteristic of OCT for measuring displacements, and makes the displacement sensitivity reach to nanometer level or even higher. Benefiting from the significant improved displacement sensitivity, OCT elastography has received increasing attention in the last decade.

Though OCT elastography developed rapidly in recent years, there still remain some problems: (1) Current OCT elastography is only available of measuring transparent and semitransparent objects. For measuring non-transparent objects, it is helpless. Therefore, in the future work, improving penetrating capability is required for OCT elastography. (2) Despite the fact that the development of FD-OCT greatly improved the imaging speed of OCT elastography, it is still insufficient for measuring full-field deformations of inside objects dynamically. Therefore, improving the imaging speed of OCT elastography is also on demand. (3) The employment of phase-contrast can significantly improve the displacement measurement sensitivity of OCT elastography, but it also makes the method lose its in-plane displacement measurement capability. Therefore, developing a novel OCT elastography enabling both in-plane and out-of-plane displacement measurements with high sensitivity is required in the further research.

optical coherence tomography, experimental mechanics, elastography, displacement field measurement, strain field measurement

doi: [10.1360/TB-2020-0121](https://doi.org/10.1360/TB-2020-0121)