

基于微米 SDOCT 的玻璃亚表面缺陷散射系数测量

王昌明, 高万荣*

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

摘要 用搭建的微米谱域光学相干层析(SDOCT)系统对玻璃亚表面缺陷进行了深度分辨率、非接触、非破坏性测量,并用建立的单次散射模型对得到的断层图像进行计算,得到玻璃亚表面缺陷的散射系数。实验结果表明,利用散射系数可以有效区分玻璃亚表面不同深度的损伤结构。玻璃亚表面散射系数的深度分辨率测量有利于对玻璃亚表面缺陷光学特性的分析,对于精密光学元件的加工和检测具有重要意义。

关键词 成像系统; 散射系数; 玻璃亚表面缺陷; 单次散射模型; 损伤结构

中图分类号 O439

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202141.0729001

Measurement of Scattering Coefficient of Glass Subsurface Defects Based on Micron SDOCT

Wang Changming, Gao Wanrong*

School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology,
Nanjing, Jiangsu 210094, China

Abstract A micron spectral domain optical coherence tomography (SDOCT) system built by us is used to conduct depth resolution, noncontact, and nondestructive measurement of glass subsurface defects. In addition, a single scattering model is used to calculate the obtained tomographic images, and obtain the glass scattering coefficient of glass subsurface defects. The experimental results revealed that the use of scattering coefficient is effective in distinguishing damage structures at different depths on the glass subsurface. The depth resolution measurement of the glass subsurface scattering coefficient is beneficial to the analysis of the optical characteristics of glass subsurface defects, and is essential for the processing and testing of precision optical components.

Key words imaging systems; scattering coefficient; glass subsurface defects; single scattering model; damage structure

OCIS codes 110.4500; 290.5820; 160.2750

1 引言

光学元件在切削、粗磨、精磨和抛光等加工过程中容易受到损伤,在其表面或亚表面形成缺陷,极大影响了光学元件的成像质量及稳定耐用性。Preston^[1]提出亚表面缺陷(SSD)的概念后,SSD的探测及分析研究逐渐得到了人们的关注。

为了得到 SSD 在光学元件或其他脆性材料中的分布,早期多采用磨削等破坏性^[2-4]方法对材料进

行检测。Hed 等^[5-7]针对脆性材料中存在的 SSD 进行了大量的破坏性检测实验,得到 SSD 的种类包括横向裂纹、径向裂纹及轴向裂纹。其中,横向裂纹主要分布在深度小于 10 μm 的范围内,而轴向和径向裂纹的最大深度可达到 100 μm 。虽然该实验对材料的破坏性不可逆,但得到的经验分布模型为高精度光学元件的加工提供了重要的参考价值。破坏性检测方法流程复杂、检测成本高,因此,一些非破坏性方法,如电子显微检测法^[8]、准布鲁斯特角检测

收稿日期: 2020-10-26; 修回日期: 2020-11-15; 录用日期: 2020-11-24

基金项目: 中央高校基本科研业务费专项(30920010003)

* E-mail: wgao@njjust.edu.cn

法^[9]、共聚焦荧光显微成像法^[10]、数字全息显微观察法^[11]以及光学相干层析(OCT)成像法^[12]逐渐用于 SSD 检测。OCT 具有分辨率高(可达到几 μm)、成像深度深(mm 量级)、三维成像速度快以及非接触检测等特点,可实现 SSD 的无损检测。本研究小组利用微米谱域 OCT(μm -SDOCT)系统对玻璃的 SSD 进行无损伤检测,得到其层析结构图。该系统的横向、纵向分辨率均可达到 2.2 μm ,能对玻璃的 SSD 进行有效的检测和成像^[13]。

作为介质重要的光学特性参数,散射系数常被用于量化介质的光学散射特性,其值的计算对于科学研究或产品应用有极大的帮助。SDOCT 的信号沿深度方向解析时,其强度与介质散射特性有重要关系,使通过 SDOCT 系统测量介质的散射系数成为可能^[14]。早期 OCT 对介质散射系数的研究多被用于生物组织的光学性质中,如临床医疗中青光眼^[15]、人体皮肤病^[16]和脑中风^[17]的诊断。此外,通过分析墨迹层的散射系数,吴彤等^[18]利用扫描光学层析成像系统对墨迹实现了鉴别与区分。

利用 OCT 信号计算介质散射系数的模型包括单次散射模型^[19]和多次散射模型^[20]。在计算过程中,单次散射模型仅考虑单次散射现象,而多次散射模型还会考虑介质中多次散射现象对结果的影响。由于发生在介质中的大部分散射过程以单次散射为主,多次散射对结果的影响较小,因此单次散射模型的应用更广泛。目前,国内外对利用 SDOCT 测量玻璃 SSD 散射系数的报道较少。本文先利用搭建的 μm -SDOCT 系统获得玻璃 SSD 的光学断层图像,然后利用光的单次散射模型计算玻璃 SSD 的散射系数。

2 基本原理

对于 SDOCT 系统,入射光传播到介质深度 z 处后通过后向散射传播到介质表面,从样品表面出射的光与参考镜反射回来的光叠加后,由光学系统探测。因此,光在样品中的传播距离是散射点深度的两倍。由 Lambert-Beer 定律可知,当一束光在均匀介质中传播时,其强度变化随深度呈指数衰减^[21],可表示为

$$L(z) = L_0 \exp(-\mu z), \quad (1)$$

式中, $L(z)$ 为光束通过的介质深度为 z 时对应的辐射度, L_0 为光束入射时的辐射度, μ 为衰减系数。光在介质传播过程中的衰减特性可由介质的吸收系数和散射系数表示为^[14]

$$\mu = \mu_a + \mu_s, \quad (2)$$

式中, μ_a 为吸收系数, μ_s 为散射系数。相比透明玻璃对入射光的散射,测量系统的工作波段对入射光的吸收很小,可以忽略。文献[22]在计算人体皮肤散射系数时采用了相同的处理方式,即

$$\mu \approx \mu_s. \quad (3)$$

考虑到 SDOCT 系统中,光束在样品中的传播距离是深度的两倍,可将探测到的信号强度 $I(z)$ 表示为^[23]

$$I(z) \propto \exp(-2\mu_s z), \quad (4)$$

式中, \propto 为成正比符号。对(4)式两边取对数后求导,得到散射系数

$$\mu_s = -\frac{1}{2} \frac{d \ln[I(z)]}{dz}. \quad (5)$$

由于 OCT 成像数据散射系数的计算多为指数拟合求斜率的方法,对均匀介质(散射系数变化不大)的计算准确率较高。考虑到玻璃 SSD 的离散特性,实验采用基于成像深度解析散射系数的方法,有效避免了因散射系数变化导致的计算偏差较大情况^[21];且该方法不依赖 OCT 信号的拟合,对于散射系数快速变化的介质也能进行有效计算。

通过(5)式计算得到的散射系数基于连续采样空间,考虑实验用线阵 CCD 探测 SDOCT 信号,需要将连续采样空间的衰减系数求解模型调整为离散采样空间的衰减系数求解模型。将单像素处的采样信息作为采样间隔 Δ 中的平均信号强度,根据 SDOCT 的 A-scan 数据,对沿深度方向第 i 个像素的散射系数 $\mu_s(i)$ 进行离散求解^[21],可表示为

$$\mu_s(i) = \frac{1}{2\Delta} \ln \left[1 + \frac{I(i)}{\sum_{j=i+1}^N I(j)} \right], \quad (6)$$

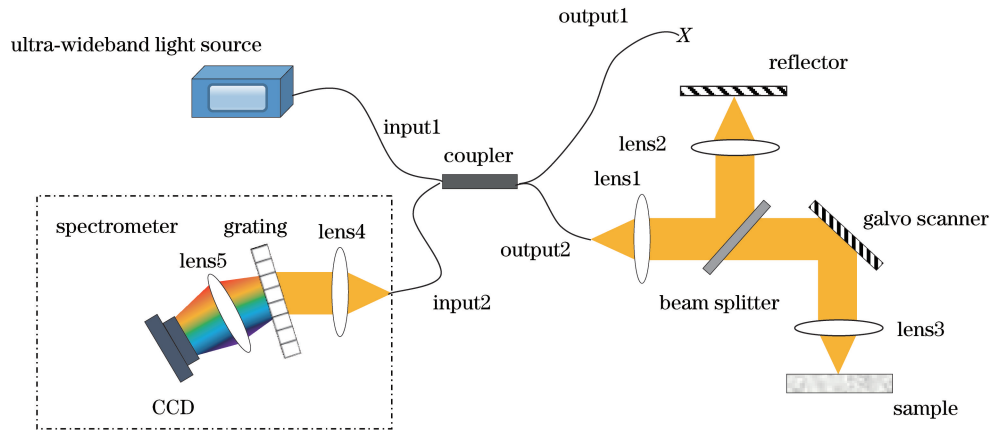
式中, N 为每个 A-scan 的像素数目, Δ 为采样间隔,可表示每个像素的实际距离, $I(i)$ 为 A-scan 中第 i 个像素的信号强度。

3 实验原理

3.1 实验系统

图 1 为 μm -SDOCT 系统的原理图,其光路采用迈克耳孙干涉仪结构,主要包括光源、干涉光路和信号探测三部分。光源采用荷兰 NKT Photonics 公司的超连续谱激光器;干涉光路采用参考臂与探测臂共光路的结构,极大地减小了传播过程中超宽带光色散对分辨率的影响;信号探测部分主要为传统 SDOCT 系统的光谱仪,包括光栅、透镜和线阵 CCD 相机。

光源发出的超宽带光经 90:10 的 2×2 光纤耦合器后,90%的光经 lens1 准直。准直光经 50:50

图 1 μm -SDOCT 系统的原理Fig. 1 Schematic diagram of the μm -SDOCT system

的分束镜后,一半的反射光经 lens2 会聚在参考镜面,被反射回的光作为参考光;一半的透射光经二维振镜转折后由 lens3 会聚在样品表面,用样品内部的背向散射光作为样品光。参考光与样品光形成的干涉光束经 lens4 准直后入射到衍射光栅上,将宽带光束按波长分光。最后由 lens5 将不同波长的光束聚焦到由 4096 个尺寸为 $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ 的像素组成的线阵 CCD(AViVA EM4 Mono) 不同位置,得到沿深度方向按波长均匀分布的干涉光谱信号,以此作为一个 A-scan 信号。

对于 OCT 系统,重构的结构图像深度 z 与光谱信号的波数 k 为一对傅里叶变换对。为了得到沿深度方向均匀解析的结构图像,需将原本按波长均匀分布的光谱信号进行均匀重采样,得到按波数均匀分布的光谱信号,并对重采样后的光谱信号进行快速傅里叶变换。通过对连续多个 A-scan 信号进行相同处理,得到一幅二维结构图,即 B-scan 图。

用多普勒频移标定方法对光谱进行标定,得到本系统的光谱范围为 $601.14 \sim 952.07\ \text{nm}$ ^[24],由于使用了超宽带光源,系统的实际轴向分辨率可达到 $2.2\ \mu\text{m}$ 。极高的轴向分辨率能有效探测和成像玻璃亚表面的微小缺陷,为散射系数的计算提供必要的保障。

3.2 模型验证

为了验证所提方法对本系统的适用性,将质量分数为 20% 的脂肪乳注射液(Intralipid solution)按照质量分数为 0.5%、1%、2%、5%、10% 进行稀释,用本系统检测稀释得到的脂肪乳溶液,并通过离散化散射系数求解模型得到不同脂肪乳溶液的散射系数 μ_s 。

首先用 μm -SDOCT 系统对质量分数为 10% 的

脂肪乳溶液进行成像,结果如图 2(a) 所示,图 2(c) 为其中一个 A-scan 沿深度的强度变化图。可以发现,对于均匀介质的溶液,其信号强度沿深度递减。利用(6)式对该溶液的二维强度图像进行计算,得到不同像素位置的散射系数,归一化处理后的结果如图 2(b) 所示。与强度变化图相比可以发现,散射系数归一化图中的强度具有均一性,几乎不随深度的变化而变化。此外,在强度图中肉眼分辨不出的深度位置,归一化散射系数图中的灰度值与较浅位置具有一致性。将多个 A-scan 的散射系数进行平均得到沿深度方向的散射系数变化图,如图 2(d) 所示,其中,最开始的高散射系数位置是由 OCT 系统成像过程中的等光程点和表面的强反射导致。可以发现,在第 5 个像素到大约第 80 个像素位置时,散射系数的波动比较稳定。从第 90 个像素深度位置开始,散射系数有明显下降,原因是深度的增加导致系统灵敏度下降。因此,用第 5 个像素到第 80 个像素位置的平均值估计该溶液的散射系数,得到的值约为 $15.4\ \text{mm}^{-1}$ 。

用相同的方法处理质量分数分别为 0.5%、1%、2% 和 5% 的脂肪乳溶液,得到对应散射系数沿深度的变化曲线,如图 3 所示。将散射系数稳定的部分进行均值处理作为该溶液的散射系数,结果如表 1 所示。计算结果与参考值的对比结果如图 4 所示。

从表 1 可以发现,不同脂肪乳溶液的散射系数 μ_s 范围为 $3.0 \sim 15.4\ \text{mm}^{-1}$,而参考文献[22]利用单次散射模型计算的参考范围为 $2.2 \sim 16.3\ \text{mm}^{-1}$ 。两种方法的散射计算值接近,图 4 中两条折线的变化趋势也大致相同。这表明本系统可使用离散化散射系数求解模型计算待成像介质的散射系数。利用

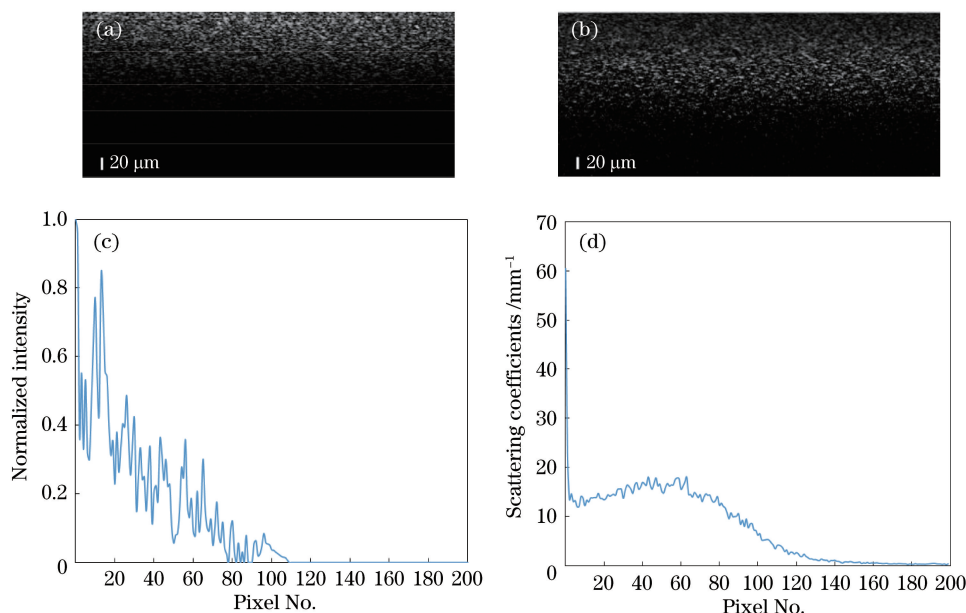


图 2 质量分数为 10% 的脂肪乳溶液的散射系数。(a) μm -SDOCT 图像;(b) 归一化的散射系数图像;
(c) 一个 A-scan 的强度图;(d) 沿深度方向的散射系数

Fig. 2 Scattering coefficient of the intralipid solution with mass fraction of 10%. (a) μm -SDOCT image; (b) image of the normalized scattering coefficient; (c) intensity image of an A-scan; (d) scattering coefficient along the depth direction

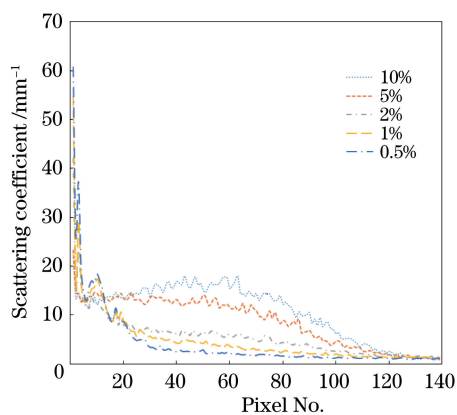


图 3 不同溶液散射系数沿深度的变化曲线

Fig. 3 Variation curves of the scattering coefficient of different solutions along the depth

表 1 不同溶液的散射系数计算结果

Table 1 Calculation results of the scattering coefficients of different solutions

Mass fraction /%	Scattering coefficient /mm ⁻¹	Reference /mm ⁻¹
0.5	3.0	2.2-3.4
1	4.4	3.2-3.8
2	7.1	4.8-7.1
5	12.5	9.2-12.4
10	15.4	13.6-16.3

得到的不同散射系数可以快速、准确区分不同质量分数溶液的介质特性,这种量化的分析方式对待

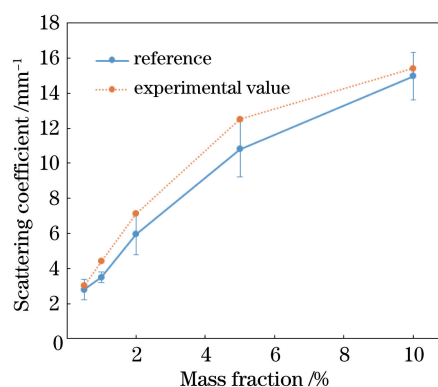


图 4 脂肪乳溶液散射系数与参考值的对比结果

Fig. 4 Comparison of the scattering coefficient of intralipid solution with reference value

测介质的特性分析具有重要意义。

4 实验结果与分析

亚表面缺陷作为影响光学元件性能的重要因素,对其进行定量分析是检测过程中的重要环节。先使用 μm -SDOCT 系统对玻璃 SSD 进行断层成像,再利用离散化散射系数求解模型对采集到的强度信号沿深度进行求解,得到玻璃亚表面下不同深度损伤的散射系数。

μm -SDOCT 系统对玻璃 SSD 的成像结果如图 5 所示,综合实验检测的多幅断层成像结果,将玻璃的 SSD 简单分为两层,第一层集中在表面下 1~

2 μm , 主要包含横向裂纹和杂质。第二层中的裂纹具有较为复杂的形态结构, 由不同大小和形状的伤害组成, 直径在 20 μm 以内的较大损伤通常由表面向下延伸, 而直径在几 μm 的微小损伤通常隐藏在表面以下, 最深可达 100 μm 。此外, 玻璃 SSD 中还存在由弹性形变导致的第三层损伤结构, 由于 SDOCT 系统无法探测到这种弹性形变, 且机械加工中的损伤主要以前两层为主, 因此, 实验不对其进行讨论。

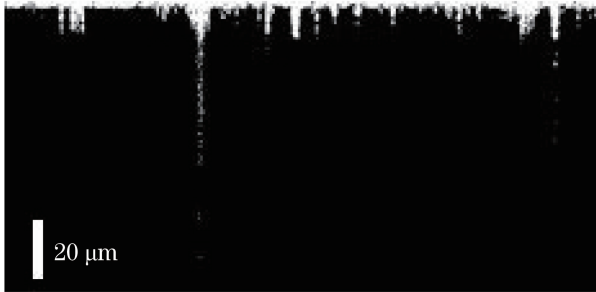


图 5 玻璃 SSD 的断层成像结果

Fig. 5 Tomography results of the glass SSD

玻璃 SSD 通常包含横向、轴向和径向裂纹, 其大小形态不统一, 结构相对复杂, 因此不能直接用均匀介质的处理方式处理数据。按照前面的分层, 分别处理第一层和第二层的数据, 对超过 10000 个 A-scan 的不同层数据进行均值处理, 得到最终沿深度方向的散射系数变化图, 如图 6 所示, 实验中忽略了由等光程位置和表面强反射因素导致的高值异常点。可以发现, 玻璃表面下 1~2 μm 第一层损伤结构的散射系数波动范围为 56~68 mm^{-1} , 平均值为 63.3 mm^{-1} ; 第二层中直径在 20 μm 以内的较大损

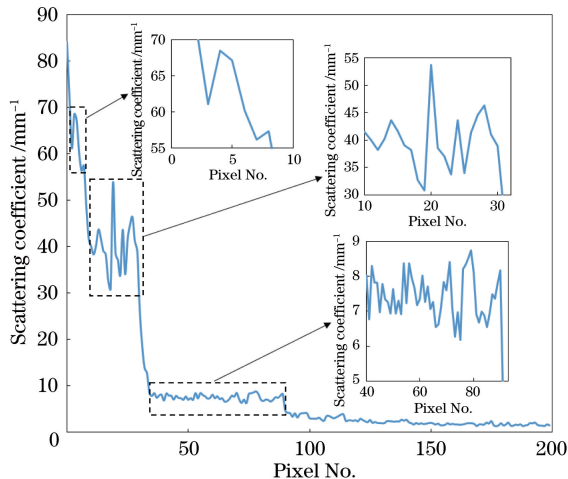


图 6 玻璃 SSD 散射系数沿深度方向的变化曲线

Fig. 6 Variation curve of the glass SSD scattering coefficient along the depth direction

伤深度通常能达到 25 μm , 其散射系数的波动范围为 32~54 mm^{-1} , 平均值为 39.9 mm^{-1} ; 第二层中直径仅为几 μm 的微小损伤, 深度一般不超过 100 μm , 其散射系数波动较小, 通常在 5~10 mm^{-1} 之间, 平均值为 7.5 mm^{-1} 。沿深度继续往下的部分由于受到系统本身成像噪点的影响, 散射系数不完全为 0, 实验时可忽略其对玻璃 SSD 散射系数计算的影响。

综上所述, 通过定量分析玻璃亚表面不同损伤结构的散射系数, 可对玻璃亚表面不同深度的损伤结构进行有效区分。此外, 玻璃 SSD 中的横向裂纹分布较浅, 径向和轴向裂纹分布较深, 通过对散射系数的定量分析可以有效表征玻璃材料中的损伤结构特性, 这对于光学元件生产、加工中的亚表面缺陷指标控制及后续检测维护等都具有重要意义。

5 结 论

用 μm -SDOCT 系统对玻璃亚表面进行成像, 系统的轴向分辨率能达到 2.2 μm , 能有效成像玻璃亚表面的横向、轴向和径向裂纹以及直径为几 μm 的微小损伤, 为玻璃 SSD 散射系数的计算提供了有力的数据支持。为了能有效计算玻璃 SSD 的散射系数, 提出了一种基于单次散射模型沿深度解析的散射系数计算方法, 建立了离散化散射系数求解模型, 对玻璃 SSD 的散射系数进行计算。通过对不同质量分数脂肪乳溶液散射系数的计算, 验证了该计算模型在 μm -SDOCT 系统中应用的可行性。利用不同损伤散射系数的特点, 对玻璃 SSD 的不同损伤结构进行有效定量区分, 为光学元件的生产、加工和检测提供了一种有效的量化评价体系, 有助于在光学元件加工过程中针对特定损伤进行检测、消除等工作, 对提高光学元件的表面质量具有重要意义。

参 考 文 献

- [1] Preston F W. The structure of abraded glass surfaces [J]. Transactions of the Optical Society, 2002, 23(3): 141.
- [2] Randi J A, Lambropoulos J C, Jacobs S D. Subsurface damage in some single crystalline optical materials [J]. Applied Optics, 2005, 44(12): 2241-2249.
- [3] Ball M J, Murphy N A, Shore P. Electrolytically assisted ductile-mode diamond grinding of BK₇ and SF10 optical glasses [J]. Proceedings of SPIE, 1992, 1573: 30-38.
- [4] Zhou Y, Funkenbusch P D, Quesnel D J, et al. Effect of etching and imaging mode on the measurement of subsurface damage in microground optical glasses [J].

- Journal of the American Ceramic Society, 1994, 77 (12): 3277-3280.
- [5] Hed P P, Edwards D F. Optical glass fabrication technology. 2: relationship between surface roughness and subsurface damage[J]. Applied optics, 1987, 26 (21): 4677-4680.
- [6] Lambropoulos J C, Li Y, Funkenbusch P D, et al. Noncontact estimate of grinding-induced subsurface damage[J]. Proceedings of SPIE, 1999, 3782: 41-50.
- [7] Lambropoulos J C, Jacobs S D, Gillman B E, et al. Deterministic microgrinding, lapping, and polishing of glass-ceramics[J]. Journal of the American Ceramic Society, 2005, 88(5): 1127-1132.
- [8] Shibata T, Ono A, Kurihara K, et al. Cross-section transmission electron microscope observations of diamond-turned single-crystal Si surfaces[J]. Applied Physics Letters, 1994, 65(20): 2553-2555.
- [9] Wang J, Maier R L. Quasi-Brewster angle technique for evaluating the quality of optical surfaces[J]. Proceedings of SPIE, 2004, 5375: 1286-1294.
- [10] Zhang J P, Sun H Y, Wang S L, et al. Three-dimensional reconstruction technology of subsurface defects in fused silica optical components[J]. Acta Optica Sinica, 2020, 40(2): 0216001.
张健浦, 孙焕宇, 王狮凌, 等. 熔融石英光学元件亚表面缺陷三维重构技术[J]. 光学学报, 2020, 40 (2): 0216001.
- [11] Wu X P, Gao W R, He Y. Estimation of parameters for evaluating subsurface microcracks in glass with in-line digital holographic microscopy[J]. Applied Optics, 2016, 55(3): A32-A42.
- [12] Stifter D. Beyond biomedicine: a review of alternative applications and developments for optical coherence tomography[J]. Applied Physics B, 2007, 88(3): 337-357.
- [13] Wu X P, Gao W R, Zhang Y X, et al. New method for non-destructive quantitative measurement of subsurface damage within glasses[J]. Chinese Journal of Lasers, 2017, 44(6): 0603001.
伍秀玘, 高万荣, 张运旭, 等. 非破坏性玻璃亚表面缺陷定量检测新方法[J]. 中国激光, 2017, 44(6): 0603001.
- [14] Schmitt J M, Knüttel A, Bonner R F. Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry[J]. Applied Optics, 1993, 32(30): 6032-6042.
- [15] Thepass G, Lemij H G, Vermeer K A. Attenuation coefficients from SD-OCT data: structural information beyond morphology on RNFL integrity in glaucoma[J]. Journal of Glaucoma, 2017, 26(11): 1001-1009.
- [16] Gao W, Lee P, Zhang X. Characterization of vitiligo by in vivo scattering coefficient of human skin[J]. Journal of Innovative Optical Health Sciences, 2011, 4(1): 67-72.
- [17] Yang S S, Yao L, Liu K Y, et al. Advances in functional optical coherence tomography and neuroimaging of stroke[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(2): 0207015.
杨珊珊, 姚霖, 刘开元, 等. 光学相干层析功能成像及脑中风研究进展[J]. 中国激光, 2020, 47(2): 0207015.
- [18] Wu T, Wu C, Pan R B, et al. Research on the identification of the ink mark based on the swept source optical coherence tomography[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(11): 1104007.
吴彤, 吴超, 潘瑞斌, 等. 基于扫频光学相干层析的墨迹鉴别方法研究[J]. 中国激光, 2020, 47(2): 1104007.
- [19] van der Meer F J, Faber D J, Sassoone D M B, et al. Localized measurement of optical attenuation coefficients of atherosclerotic plaque constituents by quantitative optical coherence tomography[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2005, 24 (10): 1369-1376.
- [20] Levitz D, Thrane L, Frosz M H, et al. Determination of optical scattering properties of highly-scattering media in optical coherence tomography images[J]. Optics Express, 2004, 12 (2): 249-259.
- [21] Vermeer K A, Mo J, Weda J J A, et al. Depth-resolved model-based reconstruction of attenuation coefficients in optical coherence tomography[J]. Biomedical Optics Express, 2014, 5(1): 322-337.
- [22] Lee P, Gao W R, Zhang X L. Performance of single-scattering model versus multiple-scattering model in the determination of optical properties of biological tissue with optical coherence tomography[J]. Applied Optics, 2010, 49(18): 3538-3544.
- [23] Schmitt J M, Knüttel A, Yadlowsky M, et al. Optical-coherence tomography of a dense tissue: statistics of attenuation and backscattering[J]. Physics in Medicine and Biology, 1994, 39 (10): 1705-1720.
- [24] Cao W J, Gao W R, Wu X P. Spectral calibration method for spectral domain coherence tomography with ultra-wideband light source[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2019, 56(10): 101103.
曹文娟, 高万荣, 伍秀玘. 超宽带光源频谱域相干层析术的光谱标定方法[J]. 激光与光电子学进展, 2019, 56(10): 101103.