线照明并行谱域光学相干层析成像系统 与缺陷检测应用研究*

赵晨 陈志彦 丁志华 李鹏 沈毅 倪秧

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 光电信息工程学系, 杭州 310027)

(2014年3月11日收到; 2014年6月4日收到修改稿)

针对玻璃缺陷在线无损检测的迫切需求,本文报道了一种基于线照明并行谱域光学相干层析成像系统的大视场检测系统. 该系统采用快速面阵 CMOS 相机,单次拍摄即可获取完整的横截面 (B-scan) 图像. 基于线照明面阵探测器的并行谱域光学相干层析成像系统,可以同时获取沿线照明方向各位置处的深度分辨信息,避免了横向扫描机构的应用. 研制系统的轴向分辨率为 17.9 μ m,并行方向上的横向分辨率 55.7 μ m,扫描方向上的横向分辨率为 24.8 μ m,轴向扫描速率为 128 000 A-scan/s,横向视场为 32 mm,空气中成像深度大于6 mm,成像灵敏度达到 62 dB 以上. 利用研制的线照明并行谱域光学相干层析成像系统,开展了不同类型玻璃表面及其内部缺陷的检测应用研究.

关键词: 光学相干层析成像, 线照明, 并行探测, 在线检测

PACS: 42.15.Eq, 42.25.Hz, 42.25.Kb, 42.30.Wb **DOI:** 10.7498/aps.63.194201

1 引 言

工业领域中,在线检测技术囊括了多种手段,然而能在微米级分辨率下实现深度分辨的无损非接触式高速检测技术并不多,光学相干层析成像 (optical coherence tomography, OCT) 正是能满足上述要求的成像技术之一[1]. OCT 是一种无损非接触式光学成像方法,可以用来实时获取被测样品的高分辨率三维图像,在深度方向上可以实现微米量级的分辨率[2-4]. 在生物医学领域中,OCT已经广泛应用到诸如眼科学、内窥镜检查、皮肤医学、心脏学等领域,尤其在眼科学上取得了巨大成功. 在功能成像领域,多普勒OCT、光谱学OCT、神经生理学测量等也得到了很好的发展[5-8]. 然而相对于生物医学上的广泛应用,OCT在工业领域的应用相对较少,近年来已经有一些小组将OCT应用于

尺寸测量,薄膜厚度测量,陶瓷、高分子材料检测, 光学元件检测等^[9,10].

常规的谱域OCT系统一次拍摄仅能获取单点位置处各深度信息,为了获取样品整个横截面的结构信息,需要安装机械扫描机构实现不同横向点的扫描探测,增加了系统不稳定性,也不利于在线检测.而且,常规的谱域OCT成像速度由线阵探测器速度决定,而线阵探测器速度受限于曝光时间、读出时间等,继续提高的空间不大.因此,学者们提出了并行谱域OCT技术,采用线照明与面阵探测器实现不同位置处信息的同时获取.鉴于并行谱域OCT的多点探测特性,其在成像速度上具有很大潜力.1999年,并行谱域OCT系统被首次验证[1]用于获取亚表面结构的二维图像,但由于CCD性能的限制,并没有实现理想的信噪比与成像速度.2005年,两个小组几乎同时独立报道了用于活体前

^{*} 国家自然科学基金 (批准号: 61335003, 61275196, 61327007) 和中央高校基本科研业务费专项资金 (批准号: 2014QNA5017) 资助的课题.

[†]通讯作者. E-mail: zh_ding@zju.edu.cn ‡通讯作者. E-mail: Peng_Li@zju.edu.cn

^{© 2014} 中国物理学会 Chinese Physical Society

眼成像 [12] 和金属表面三维形貌测量 [13] 的并行谱域 OCT 系统. 之后,并行谱域 OCT 被成功应用于皮肤调查 [14] 和人眼视网膜成像 [15]. 利用集成多根光纤的光纤束 (fiber bundle) 的并行方法也被用于并行谱域 OCT 系统中,但是存在耦合效率较低并且并行通道数较少的不足 [16]. 2010年,并行谱域 OCT 被用于焊锡珠的高度检测 [17],由于采用了光谱很宽的超连续谱光源,获得了亚微米级的轴向分辨率. 此外,并行谱域 OCT 系统在相位成像上也具有显著的优势 [18,19].

玻璃的生产过程中必然伴随各种缺陷的产生,例如气泡,杂质,结石等,缺陷的多少直接决定了产品的等级.这些缺陷一般尺寸较小,分布于表面或者内部的不同深度.针对这些缺陷的在线检测,不仅要求检测方法的无损、非接触与高分辨率,对检测速度与系统稳定性也提出了要求.为此,我们发展了一种针对玻璃缺陷检测的线照明并行谱域OCT系统,相对于已有报道的并行谱域OCT系统,我们研制的系统具有更大的视场和较高的成像速度,尤其适合在线检测的应用.基于研制的并行谱域OCT系统,我们验证了系统对不同类型玻璃缺陷实施高速在线检测的可行性.

2 方 法

2.1 原 理

类似于超声探测,OCT通过测量后向散射光的强度和时间延迟获取样品内部的结构信息.由于无法直接测量不同深度返回后向散射光的不同延迟,OCT利用低相干干涉的方法,实现了微米级的深度分辨.作为早期时域OCT系统的改进,傅里叶域OCT具有明显的信噪比和速度优势^[4].谱域OCT便是傅里叶域OCT的一种典型实施形式,它通过干涉光谱信号的分析,构建样品不同深度处的结构信息^[20-22].

线照明并行谱域OCT系统中, 面阵探测器获得的干涉光谱信号强度为

$$I(k,x) = S(k)|a_{R} e^{i2kr} + \int_{0}^{\infty} a(x,z) e^{i2kz} dz|^{2}, \qquad (1)$$

其中, k 为波数, x 为样品被测位置的横坐标, S(k) 表示光源功率谱密度, r 为参考光的光程, z 为样品

光的光程, a(x,z) 为样品对应位置处的后向散射系数, a_R 是参考臂的反射系数. 为方便计算, 将参考臂光程作为参考面, 即 r=0, 并假设 $a_R=1$, 则 (1)式可以简化为

$$I(k,x) = S(k)|1 + \int_0^\infty a(x,z) e^{i2kz} dz|^2$$

$$= S(k)(1 + 2\text{real}(A(x,k))$$

$$+ A(x,k)A^*(x,k)), \qquad (2)$$

其中 $A(x,k) = \int_0^\infty a(x,z) e^{i2kz} dz$, real(A(x,k)) 代表A(x,k) 的实数部分, $A^*(x,k)$ 为A(x,k) 的共轭.可以看出样品结构信息a(x,z) 与干涉光谱A(x,k) 是一个傅里叶变换对.对 (2) 式在k 方向进行逆傅里叶变换,可以得到

$$FT^{-1}[I(k,x)]$$

$$=\Gamma(z) \otimes (\delta(x,z) + a(x,z) + a(x,-z) + AC(a(x,z))),$$
(3)

其中, $\Gamma(z)$ 是光源功率谱密度的逆傅里叶变换, 根据维纳辛钦定理, $\Gamma(z)$ 是光源自相干函数的包络. $\delta(x,z)$ 为直流项, a(x,z) 即为我们需要提取的样品结构信息, a(x,-z) 为a(x,z) 的镜像, AC(a(x,z)) 是a(x,z)关于z 的自相关项. 可以看出, 基于单幅干涉光谱信息在k方向的逆傅里叶变换即可得到样品的二维截面图像.

2.2 实验系统

线照明并行谱域OCT系统结构如图1所示. 从宽带光源(中心波长840 nm, 光谱3 dB带宽45 nm, 功率11 mW, Inphenix Inc.) 发出的低相干光,被光纤准直镜准直为直径约13 mm的光束,经过柱面透镜CL₁后到达非偏振敏感型分束器(分光比50:50, Edmund Optics). 分束器将入射光分为强度相等的两部分,一部分进入探测臂,经过聚焦透镜L₁后到达样品. 另一部分进入参考臂的光束,经过中性密度滤光片NDF后,被柱面透镜CL₂(与CL₁对称)重新还原成准直光,最后被透镜L₂聚焦在位置固定的平面反射镜上. 中性密度滤光片NDF用来平衡探测臂和参考臂之间的光功率. 整体移动透镜L₂和平面镜可以调节参考臂光学延迟量的大小,进而改变探测臂和参考臂的光程差.

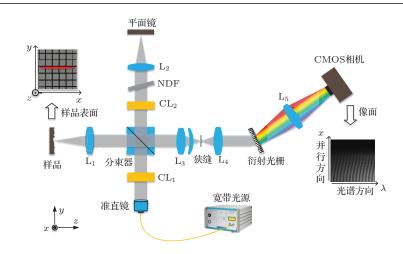


图 1 (网刊彩色) 线照明并行谱域 OCT 系统结构图

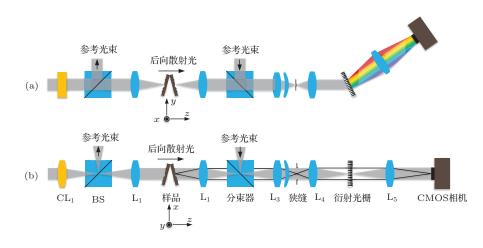


图 2 (网刊彩色) 系统水平和垂直方向的光路 (a) 水平方向; (b) 垂直方向

探测臂中样品的后向散射光与参考臂平面镜的反射光在分束器处重新汇合并发生干涉,在经过正负透镜组 L_3 ,狭缝 (缝宽 100 μ m) 和透镜 L_4 后进入光谱仪.狭缝位于样品的共轭面,用作空间滤波器.光谱仪由衍射光栅 (1200 lines/mm, Wasatch Photonics Inc.),透镜 L_5 和面阵 CMOS 相机 (1312×1024 @ 108 frames/s,像素尺寸8 μ m×8 μ m, Photonfocus) 组成.进入光谱仪的干涉光束被光栅在水平方向上分光,其一级衍射光由透镜 L_5 聚焦在相机上.从图 1 中的像面可以看出,水平方向对应相机的行方向,探测干涉光谱信号;垂直方向对应相机的列方向,探测样品沿线照明方向的不同位置点处的信号.

图 2 (a) 和 (b) 分别为系统的水平方向和垂直方向的光路, 光纤准直镜的出射光经过柱面透镜 CL₁ 后, 在水平方向 (图 2 (a)) 保持准直, 在竖直方向 (图 2 (b)) 上聚焦, 经过探测臂的聚焦透镜 L₁ 后在样品上形成线照明, 如图 1 中的样品表面所示.

图 2 (a) 表示的水平方向的光路与常规的谱域 OCT 系统相同; 而在图 2 (b) 显示的垂直方向的光路中, 样品和相机的位置是共轭的. 根据几何光学成像的性质, 并考虑到衍射光栅在水平方向的色散作用, 样品上被照明的不同横向点 (图 2 (b) 的垂直方向) 会成像于相机的不同行. 也就是说, 样品上被照明的不同横向点可以看作是一系列相互独立的并行探测通道, 与参考光束发生干涉后, 每个探测通道的干涉信号的光谱会独立成像于相机的某一行. 根据探测到的干涉光谱信号可以提取出对应横向点在样品深度方向上的结构信息.

整个光学系统通过ZEMAX光学设计软件建模并仿真,通过挑选现有的商业光学元件,以达到优化的光学性能. 图1所示的系统中,除了柱面透镜以外所有透镜均使用对色差和球差优化过的双胶合透镜. 柱面透镜CL₁仅用于样品的线照明,不会影响成像质量;入射光束垂直于柱面透镜CL₁,因此线照明模块没有慧差,主要是球差影响照明线

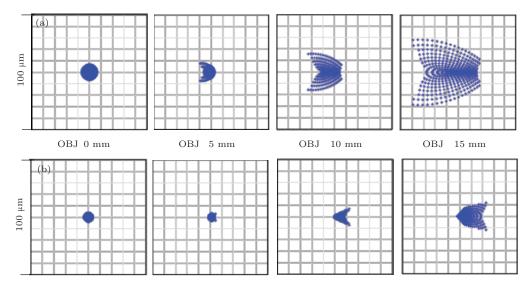


图 3 (网刊彩色) ZEMAX 仿真得到的点列图 (a) L_3 为单正透镜情况下的点列图; (b) L_3 为正负透镜组情况下的点列图

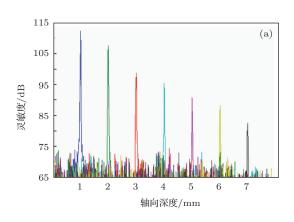
宽的大小. 针对大视场的特殊要求, 聚焦透镜 L_3 采用正负透镜组, 可以减少像面弯曲, 提高视场边缘处的成像质量. 图 3 是 ZEMAX 仿真得到的光学系统点列图, 自左向右对应 0 mm 到 15 mm 范围内不同的视场位置. 图 3 (a) 为 L_3 是单正透镜情况下的点列图, 图 3 (b) 是 L_3 增加了一块负透镜成为正负透镜组情况下的点列图. 图 3 (b) 可以看出, 增加了负透镜后像面上的弥散斑显著减小, 整个视场范围内尤其是边缘处的成像质量得以提高.

3 系统指标

3.1 灵敏度

灵敏度表征了系统探测微弱信号的能力,这里将灵敏度定义为样品是理想反射面时系统的信噪比大小.实验中,在探测臂中插入一块衰减为90%的中性密度滤光片,将平面反射镜作为样品,移动反射镜到不同深度位置,测定系统在不同轴向深度处的灵敏度大小,如图4(a)所示.可以看出系统的灵敏度是随深度不断下降的,这是由于系统有限的光谱分辨率决定的.图4(a)中,系统在1mm轴向深度处的信噪比约为42dB,考虑到探测光束两次(往返)经过衰减为10dB的中性密度滤光片,则系统灵敏度为62dB或更高;同样可得,轴向深度6mm处的灵敏度为40dB以上.图4(b)为轴向深度1mm处灵敏度在不同横向视场位置的变化情况,可以看出视场中心位置的灵敏度最高,而视场两边的灵敏度会有一定的下降,这主要是线照明光强度

的不均匀性和像面存在一定的渐晕所导致的.



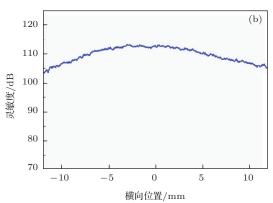


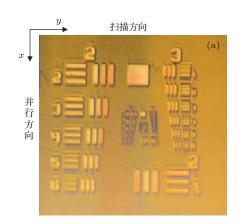
图 4 (网刊彩色) 系统灵敏度 (a) 灵敏度随轴向深度变化; (b) 不同横向视场位置的灵敏度

3.2 分辨率

在谱域OCT系统中, 横向分辨率和轴向分辨率是相互独立的. 横向分辨率在水平方向(图2(a))和扫描方向(图2(b))是不完全一致的. 常规的谱域OCT系统的横向分辨率, 由样品上被照明的光

斑尺寸决定 [23]. 与之类似, 并行谱域 OCT 系统在 扫描方向上的分辨率, 由被测样品照明光斑的线宽 大小决定; 水平方向的分辨率由探测臂和光谱仪所 组成的成像系统的分辨率决定, 如图 2 (b) 黑色实线所表示. 相机像素大小为8 μm×8 μm, 成像系统 放大率为5, 则理论上水平方向的分辨率为40 μm.

图 5 (a) 为系统测得的鉴别率板 (USAF 1951, Thorlabs) 的图像,可以看出在水平方向(X方向)可以分辨每毫米 8.98 线对,分辨率为 55.7 μm;在扫描方向(Y方向)可以分辨每毫米 20.16 线对,分辨率为 24.8 μm. 此外,由于像差和光源的高空间相干性造成的不同并行通道之间的串扰,也会导致 X 方向的横向分辨率出现一定的下降 [24,25],而 Y 方向的分辨率则不受串扰影响.



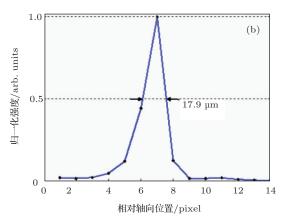


图 5 (网刊彩色) 实验测定的系统分辨率 (a) USAF 1951 鉴别率板; (b) 轴向点扩散函数

轴向分辨率主要由光源的相干长度决定,如果相干函数为高斯型,则轴向分辨率由下式决定:

$$\Delta z = \frac{l_{\rm c}}{2} = \frac{2\ln 2}{\pi n} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda_{\rm FWHM}},\tag{4}$$

其中, Δz 为系统轴向分辨率, $\Delta \lambda_{\text{FWHM}}$ 为光源频谱的半高全宽, l_c 为光源的相干长度, λ_0 为中心波

长, n为被测样品的折射率. 计算得出空气中理论轴向分辨率为15.6 μm. 实验中, 将平面反射镜放在零光程位置附近, 测量平面反射镜的轴向点扩散函数, 定义其轮廓的半高全宽为系统的轴向分辨率. 图 5 (b) 显示实际轴向分辨率约为17.9 μm, 与理论计算结果基本一致.

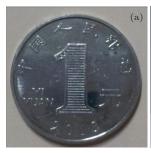




图 6 (网刊彩色) (a) 相机拍摄的硬币照片; (b) 系统测得的硬币三维图像的垂直俯视图

4 结 果

在计算机上利用数据采集卡(PCIe-1430, National Instruments)和MATLAB图像采集工具箱(Image Acquisition Toolbox)读取CMOS相机记录的二维干涉光谱,并在MATLAB中进行数据处理.对得到的二维干涉光谱经过去除固定噪声,插值,傅里叶变换等步骤,得到被测样品的二维横截面图像.步进电机驱动样品平移,将不同位置的横截面图像拼接,可以得到被测样品的三维图像.

在反射模式下,即探测光垂直样品表面入射,使用相机像素800×1180,其中光谱方向采样点数为1180,横向空间采样点数为800(对应视场32 mm).相机曝光时间为50 μs,帧速为161 frames/s,对应轴向扫描速率为128 000 A-scan/s.在这种条件下我们对一元硬币的轮廓进行了成像,如图6所示.其中图6(a)是使用普通相机拍摄的硬币照片,图6(b)为本系统测得的硬币表面轮廓图,它是由800幅二维横截面图像拼接而成的三维垂直俯视图.

图 7 (a) 为系统测得的平板玻璃表面缺陷的三维图像, 图 7 (b) 为图 7 (a) 中虚线框内的缺陷平行于 XOZ 面的截面切片图. 其测量方式与图 6 相同, 相机曝光时间为 50 μs. 图中可以看出平板玻璃上表面的微小缺陷, 我们推测这可能是浮法玻璃生产过程中, 锡槽溅出的锡液掉落到玻璃表面造成的.玻璃下表面的环状图案是马克笔在下表面所画的

环状标记. 图 7(c) 为玻璃内部气泡缺陷的三维图像,图 7(d) 为图 7(c) 中虚线位置平行于 XOZ 平面的截面切片图,图中可以看出气泡的上边界和下边界. 图 7(e) 为玻璃结石缺陷的三维图像,图 7(f) 为图 7(e) 中虚线处缺陷在 XOZ 平面的截面切片图.

在图7(c)和(e)等玻璃内部缺陷的检测中,被测玻璃内部缺陷的后向散射光相对于玻璃表面的反射光较弱.在探测光垂直表面入射的情况下,玻璃样品表面较强的反射光容易造成探测器饱和.为了减少表面反射光的影响,实验中让探测光倾斜于玻璃表面入射,使得被测玻璃表面的反射光偏出探

测臂,只剩反应被测样品缺陷的后向散射光到达探测器.因为玻璃表面的反射光几乎无法被探测到,所以在探测光倾斜角度更大的图 7(e)中,已经看不到玻璃的完整的上下表面.在图 7(c)和(e)中,被测玻璃内部缺陷的后向散射光较弱,因此相机曝光时间增加到 20 ms. 曝光时间的限制使得相机帧速仅有 50 frames/s,从而会影响系统的成像速度,通过提高光源功率可以减少曝光时间进而提高相机帧速.在这种散射模式下,虽然玻璃表面反射光几乎探测不到,但是由于瑕疵的散射光较强,玻璃表面的缺陷仍然可以探测.

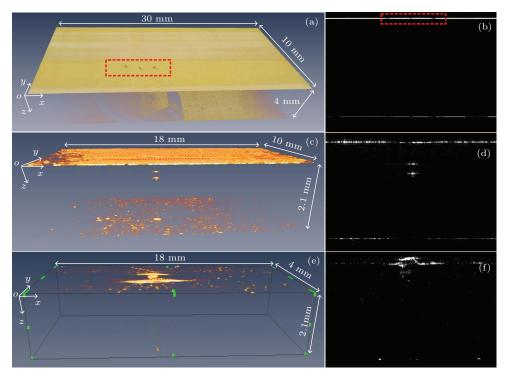


图 7 (网刊彩色) 玻璃缺陷图像 (a) 平板玻璃及其表面缺陷的三维图像; (c) 内部气泡缺陷的三维图像; (e) 结石缺陷的三维图像; (b), (d), (f) 分别为图 (a), (c), (e) 中缺陷位置的截面切片图

5 结 论

本文报道了一种线照明并行谱域OCT系统,通过实验验证,视场中心轴向1 mm深度处的系统灵敏度为62 dB以上;视场大小为32 mm,在空气中可以实现6 mm以上的成像深度;横向分辨率在并行方向上为55.7 μm,扫描方向上为24.8 μm,轴向分辨率为17.9 μm,轴向扫描速度为128 000 A-scan/s.最后通过实验验证了系统可以对不同类型的平板玻璃缺陷,如表面缺陷、气泡、结石等,进行无损非接触式快速高分辨率检测.系统不仅具有传统谱域OCT系统的优势,还省去了横向机械扫

描部件,提高了可靠性,更加适用于在线检测.由于图像处理时间的限制,目前系统无法实时显示图像并自动识别缺陷,这也是我们下一步的研究方向之一.基于GPU(graphics processing unit)的并行计算可以用来提高图像处理速度,使得真正的实时在线检测成为可能.同时可以预见,随着面阵CMOS相机性能的不断提高,并行谱域OCT系统在成像速度上将具有很大的潜力.

参考文献

 $[1] \begin{tabular}{ll} Huang D, Swanson E A, Lin C P, Schuman J S, Stinson W G, Chang W, Hee M R, Flotte T, Gregory K, \\ \end{tabular}$

- Puliafito C A, Fujimoto J G 1991 Science 254 1178
- [2] Wojtkowski M, Bajraszewski T, Targowski P, Kowalczyk A 2003 Opt. Lett. 28 1745
- [3] Wojtkowski M, Srinivasan V, Ko T, Fujimoto J, Kowalczyk A, Duker J 2004 Opt. Express 12 2404
- [4] De Boer J F, Cense B, Park B H, Pierce M C, Tearney G J, Bouma B E 2003 Opt. Lett. 28 2067
- [5] Wojtkowski M 2010 Appl. Opt. 49 30
- [6] Bao W, Ding Z H, Wang C, Mei S T 2013 Acta Phys. Sin. 62 114202 (in Chinese) [鲍文, 丁志华, 王川, 梅胜涛 2013 物理学报 62 114202]
- [7] Yang Z Y, Ding Z H, Wang L, Shen Y 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 164204 (in Chinese) [颜扬治, 丁志华, 王玲, 沈毅 2013 物理学报 **62** 164204]
- [8] Jia Y Q, Liang Y M, Zhu X N 2007 Acta Phys. Sin. 56 3861
- [9] Stifter D 2007 Appl. Phys. B 88 337
- [10] Nemeth A, Hannesschläger G, Leiss-Holzinger E, Wiesauer K, Leitner M2013
- [11] Zuluaga A F, Richards-Kortum R 1999 Opt. Lett. 24 519
- [12] Grajciar B, Pircher M, Fercher A, Leitgeb R 2005 Opt. Express 13 1131
- [13] Endo T, Yasuno Y, Makita S, Itoh M, Yatagai T 2005 Opt. Express 13 695

- [14] [14 Yasuno Y, Endo T, Makita S, Aoki G, Itoh M, Yatagai T 2006 J. Biomed. Opt. 11 014014
- [15] Nakamura Y, Makita S, Yamanari M, Itoh M, Yatagai T, Yasuno Y 2007 Opt. Express 15 7103
- [16] Luo Y, Arauz L J, Castillo J E, Barton J K, Kostuk R K 2007 Appl. Opt. 46 8291
- [17] Kumar M, Islam M N, Terry F L, Aleksoff C C, Davidson D 2010 Opt. Express 18 22471
- [18] Yaqoob Z, Choi W, Oh S, Lue N, Park Y, Fang-Yen C, Feld M S 2009 Opt. Express 17 10681
- [19] Grajciar B, Lehareinger Y, Fercher A F, Leitgeb R A 2010 Opt. Express 18 21841
- [20] Drexler W, Fujimoto J G 2008 Optical coherence tomography: technology and applications (Berlin: Springer) pp47–72
- [21] Zhang K, Kang J U 2010 Opt. Express 18 11772
- [22] Yao Z X, Zhong J W, Mao B N, Pan B L 2008 Chin. Phys. B 17 578
- [23] Wang C, Tang Z, Fang C, Yu Y J, Mao Y X, Qi B 2011 Chin. Phys. B 20 114218
- [24] Dhalla A H, Migacz J V, Izatt J A 2010 Opt. Lett. 35 2305
- [25] Graf R N, Brown W J, Wax A 2008 Opt. Lett. 33 1285

Line-field parallel spectral domain optical coherence tomography and its application in defect inspection*

Zhao Chen Chen Zhi-Yan Ding Zhi-Hua[†] Li Peng[‡] Shen Yi Ni Yang

(State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China) (Received 11 March 2014; revised manuscript received 4 June 2014)

Abstract

For the needs of online nondestructive testing method in glass industry, we have presented a large-range line-field parallel spectral domain optical coherence tomography system. Based on fast area scan CMOS camera, the whole cross-sectional image can be acquired by a single shot. Depth-resolved image at different lateral positions can be acquired simultaneously, without the lateral scanning mechanism. The axial resolution is 17.9 μ m, the lateral resolutions in parallel direction and scanning direction are 55.7 μ m and 24.8 μ m, respectively. The system measurement range is 32 mm in lateral direction and 6 mm in axial direction. At 1 mm axial position, the system sensitivity can reach 62 dB at a rate of 128 000 A-scan/s. By using the present system, application in glass defect inspection has been investigated.

Keywords: optical coherence tomography, line-field, parallel detection, online testing

PACS: 42.15.Eq, 42.25.Hz, 42.25.Kb, 42.30.Wb **DOI:** 10.7498/aps.63.194201

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61335003, 61275196, 61327007), and the Fundamental Research Funds for the Central Universities of Ministry of Education of China (Grant No. 2014QNA5017).

[†] Corresponding author. E-mail: zh_ding@zju.edu.cn

[‡] Corresponding author. E-mail: Peng_Li@zju.edu.cn