

用于光学相干层析成像设备点扩散函数测量的模体制作与使用方法研究

胡志雄 郝冰涛 刘文丽 洪宝玉

中国计量科学研究院医学与生物计量研究所, 北京 100029

摘要 点扩散函数一般用于成像光学系统的分辨率评价,而掺杂微球的模体经常被用于获取光学相干层析成像(OCT)系统的点扩散函数。采用一种简单快速的基于表面硅烷化处理的加工工艺,制作出掺杂直径为 $1\ \mu\text{m}$ 聚苯乙烯微球的聚二甲基硅氧烷(PDMS)点扩散函数模体,该工艺无需任何打磨与抛光即可得到光洁度优良的模体表面。使用一台谱域OCT系统对该模体进行检测,通过处理OCT图像得到点扩散函数并计算得到OCT系统的轴向与横向分辨率,分别为 $6.8\ \mu\text{m}$ 和 $14.3\ \mu\text{m}$,与理论预测值十分接近,证明了点扩散函数模体评价方法的有效性。

关键词 医用光学;模体;点扩散函数;光学相干层析;分辨率

中图分类号 TN247; O439

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201535.0417001

Research on Point Spread Function Phantom Fabrication and Application for Evaluating Resolution Performance of OCT Systems

Hu Zhixiong Hao Bingtao Liu Wenli Hong Baoyu

Division of Medical and Biological Measurement, National Institute of Metrology, Beijing 100029, China

Abstract Microsphere embedded phantoms are widely used to characterize point spread functions (PSF), which are generally employed to evaluate resolution performance of optical imaging systems such as optical coherence tomography (OCT). A convenient method based on surface silanization of silicon wafer is employed to prepare point spread function phantoms by mixing $1\ \mu\text{m}$ in diameter polystyrene microspheres with transparent polymer - polydimethylsiloxane (PDMS). Compared to conventional methods employing moulding and polishing, the rapid prototyping process based on PDMS provides a faster, less expensive alternative. Detailed fabrication procedures as well as specific designs are described, and the produced PSF phantoms are utilized for performance assessment of a spectral domain OCT system. By analyzing the point spread functions, $6.8\ \mu\text{m}$ axial resolution and $14.3\ \mu\text{m}$ lateral resolution are obtained and in good agreement with the theoretically predicted values. For comparison, images of the standard-size microspheres are provided by measuring the PSF phantoms with optical microscope.

Key words medical optics; phantoms; point spread function; optical coherence tomography; resolution

OCIS codes 170.3890; 110.4500; 120.3940; 170.4500

1 引 言

光学相干层析(OCT)成像是20世纪90年代初期研究提出的一种新型无创三维成像诊断技术^[1]。与传统的核磁共振、X射线和超声等医学成像技术相比,OCT具有更高的分辨率,可达微米量级,而且由于近红外光学成像光源功率小,辐射风险很低;与一般光学共聚焦显微镜相比,OCT具有更大的穿透深度,借助光纤技术很容易就能实现小型化与便携式,可以对活体组织进行实时检测。OCT技术已经在眼科领域获得了广泛的临床诊断应用^[2-3],不仅如此,结合光纤与内窥镜技术,OCT应用已经扩展到皮肤、牙齿、心血管、食道、脑成

收稿日期: 2014-08-12; 收到修改稿日期: 2014-11-20

基金项目: 国家科技支撑计划(2011BAI02B02)

作者简介: 胡志雄(1983—),男,博士,助理研究员,主要从事医用光学设备计量方面的研究。

E-mail: huzhixiong@nim.ac.cn

像等多个领域^[4-19]。

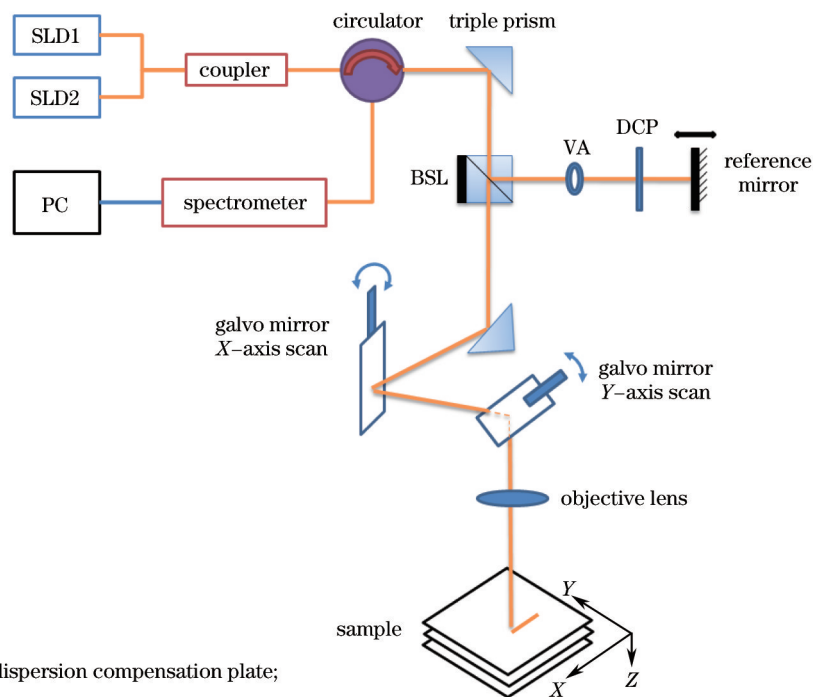
与 OCT 的广泛应用形成鲜明对比的是,目前在国际上还没有出台任何 OCT 技术标准。在国际标准化组织 ISO/TC172/SC7 眼科光学和仪器技术委员会 2010 年年会上,德国代表团提出起草 OCT 国际标准的申请,目前该标准依然在准备阶段。截止目前,OCT 设备的现状依然是所有技术参数基本由厂家自行提供,尤其在中国,没有第三方机构具备能力对厂家给出的参数进行验证或检定。以 OCT 的成像分辨率为例,分辨率是评价成像性能的一个重要指标。像显微镜这样传统的二维光学成像系统通常采用分辨率测试板(比如 USAF 1951 分辨率板)对分辨率进行测试。这种分辨率板通常以石英玻璃作为基片,表面图案采用蒸镀或沉积一层纳米级厚度的金属镍或者铬从而形成测试用二维图案。而 OCT 设备的成像分辨率不仅包括传统的 X 轴、Y 轴横向分辨率,还需要评价其在探测深度方向上的分辨率,即轴向分辨率。由于 OCT 技术最大的优势在于能提供深度方向的断层图像,因此评价其轴向分辨率显得尤为重要。根据调研,大部分 OCT 厂家标称其 OCT 设备成像分辨率的测试方法是采用传统光学分辨率板测试得到 OCT 设备的横向分辨率,将平面反射镜作为样品测量,分析得到干涉条纹从而计算并评价 OCT 设备的轴向分辨率。横向分辨率的测试方法尚可接受,但使用平面反射镜测量轴向分辨率的方法需要获取 OCT 设备成像过程中的干涉信号等中间数据。在操作临床用的商业 OCT 设备时,医生或第三方检测机构往往只能接触到 OCT 成像操作软件界面这一层级,硬件系统一般不允许拆开,软件后台的数据往往也难以获取,因此采用平面反射镜这种测量方法很不方便。除此之外,一台 OCT 设备的成像分辨率既取决于原始硬件系统的配置,也会受到后期软件集成与算法优化的影响。因此,需要研究一种简单直接的测量方法和标准器具,通过一次性测量能得到整个 OCT 系统综合的轴向与横向分辨率参数,采用点扩散函数(PSF)模体就是其中一种可行的办法。

点扩散函数是用于描述光学成像系统对点源解析能力的函数。任何光学成像系统都不是理想的,因此点源在经过光学系统后都会形成一个弥散的像点,该像点的光强分布称为点扩散函数。通过测量系统的点扩散函数,可以判定系统的成像质量。点扩散函数的评价方法需要研制点扩散函数模体,使用 OCT 设备对其进行三维扫描,获得物点的原始图像数据,分析并拟合之后,计算点扩散函数,进而评价 OCT 设备的三维空间分辨率。大多数研究 OCT 的学术机构主要关注 OCT 技术进步或应用拓展等领域,而研究 OCT 点扩散函数模体或其他 OCT 测试标准的单位往往都是国家标准起草部门和相关研究机构。例如,英国国家物理实验室(NPL)^[20-21],美国国家标准与技术研究院(NIST)^[22],美国食品药品监督管理局(FDA)^[23]等机构的相关实验室都开展了 OCT 点扩散函数模体的研究。本文重点介绍了采用一种透明的高分子材料聚二甲基硅氧烷(PDMS)和标准直径的聚苯乙烯微球,在无需任何模具和额外打磨抛光工艺的情况下,制造一种 OCT 点扩散函数模体。经过测试,该模体拥有纳米级的表面粗糙度,适合 OCT 系统的检测。采用一台谱域 OCT 系统对该模体进行了测量,通过分析模体中微球的 OCT 图像,得到了横向与轴向点扩散函数,进而对所用 OCT 系统的分辨率给出评价,得到的结果与 OCT 系统厂家给出的参考值十分接近,从而证明了该点扩散函数模体评价方法的有效性。

2 OCT 系统工作原理

OCT 的工作原理主要基于背向散射的弱相干光干涉,一般所使用的光源为低相干的宽带光源。首先,宽带光源发出的光波分成两束,一束照射到样品组织上,在组织的不同深度处都会发生背向散射,称为样品光;而另一束照射到反射镜上,产生反射光,称为参考光;在样品组织处背向散射回来的样品光与反射镜反射回来的参考光重新合束,并发生干涉,干涉信号被光谱分析仪接收,通过信号处理可以得到样品组织在深度方向的信息,再结合二维扫描振镜系统对样品在与深度垂直方向上的平面扫描信息,可以重构出样品被扫描区域的三维图像。

该研究所使用的是一台商用科研型谱域 OCT 系统(Telesto,Thorlabs,美国),其结构原理如图 1 所示。该 OCT 系统的工作中心波长为 1310 nm,通过结合两台超辐射发光二极管(SLD)光源得到近 170 nm 的带宽。此外,该 OCT 系统还集成了一套可见光探测的 CCD 系统,用于实时观察并对照 OCT 所检测的样品区域。该 OCT 系统的轴向分辨率和横向分辨率分别为 6.5 μm 和 13 μm 。



VA: variable aperture; DCP: dispersion compensation plate; BSL: beam splitting lens

图 1 OCT 系统原理图

Fig.1 Configuration of the OCT system

3 点扩散函数模体的制备

3.1 模体材料

点扩散函数模体一般包括两种材料,基质材料和散射颗粒。该研究中,基质材料采用一种名为聚二甲基硅氧烷的有机聚合物,这种材料没有毒性,化学性能稳定,而且在近红外光谱范围内拥有良好的透射性能^[24]。在 PDMS 单体中加入固化剂,再通过低温烘烤,很容易得到固态的弹性模体;通过调配单体与固化剂的比例可以直接控制最终模体的交联强度和弹性模量。通常情况下,PDMS 基体与固化剂的混合质量比为 10:1,光学折射率约为 1.41。散射颗粒采用的是标准直径的聚苯乙烯微球,直径数据经过检测认证并溯源到 NIST 的相关标准物质。聚苯乙烯材料具有很好的光学透射性,其光学折射率约为 1.59。

3.2 模体设计

为了获得 OCT 系统的点扩散函数,模体中掺杂的散射颗粒尺寸应该尽可能小。但同时又必须考虑到 OCT 设备的成像分辨率,散射颗粒太小,将导致信号太弱,以至于设备无法检测,得不到有效的图像,这样的模体毫无实际意义。NPL 研究报告中的仿真结果表明^[20],散射颗粒的直径如果小于设备分辨率极限的 15%,得到的检测结果将十分接近所预测的理论值。另外一个需要考虑的因素是模体中掺杂颗粒的平均间距,平均间距必须足够大从而确保相邻颗粒的点扩散函数不会互相干扰。该研究所使用的 OCT 系统,理论上的轴向分辨率和横向分辨率分别为 6.5 μm 和 13 μm 。基于以上因素,选择的散射颗粒直径为 1 μm ,通过控制颗粒与基质材料的混合比例使模体中的颗粒平均间距保持在 20 μm 左右。

3.3 模体制造流程

在开始制造模体之前,各种材料的剂量需要经过仔细的计算。模体的制造流程如图 2 所示,是一种快速成型工艺^[25],包括硅片表面处理、材料混合与模体成型等步骤。使用丙酮、异丙醇(IPA)和去离子水对一块单抛硅片的抛光面进行超声清洗,用氮气枪将其吹干,准备对硅片抛光面进行硅烷化处理。表面硅烷化处理的具体办法是:将硅片抛光面朝上放置在一个玻璃保干器中,同时向放置在保干器中的敞口小瓶滴几滴硅烷(98%, Sigma Aldrich),通过真空泵将保干器内空气全部抽出,关闭阀门,使保干器内部保持真空约 2 h。由于在真空环境下硅烷液滴开始挥发,硅烷分子将充满整个保干器,也会在硅片的抛光表面铺上非常薄的一

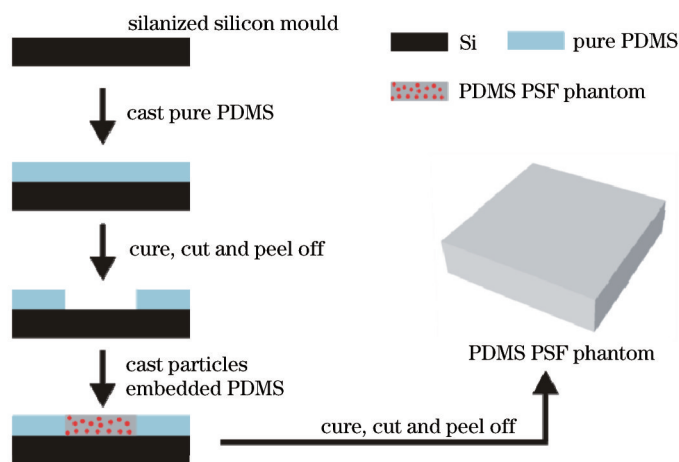


图2 PDMS点扩散函数模体制作工艺流程图

Fig.2 Flow chart of PDMS PSF phantom preparation

层。就是这薄薄的一层硅烷分子将防止PDMS材料粘连在硅片表面,起到脱模剂的作用。

将PDMS单体与固化剂按照质量比10:1混合,然后倒在硅烷化的硅片表面,通过控制倒入的体积,使PDMS固化成型后的厚度保持在5 mm左右。待PDMS在烘箱中固化成型,冷却后用刀片切割出一个边长20 mm的正方形并从硅片表面剥离,形成了一个由硅片与PDMS构建而成的单面开放式模具(图2)。与此同时,开始准备固态的聚苯乙烯微球。购买的聚苯乙烯微球以水溶液的形式存在,而普通的PDMS是疏水的,如果直接将微球溶液和PDMS混合,必然出现乳状不能混匀的情况,而且在PDMS快速固化的过程中,内部水的存在也会影响模体成型。因此,实验中采取的处理办法是:取适量的微球溶液通过高速离心将大部分水分去除,然后再放入烘箱1~2 h进一步干燥从而得到固态聚苯乙烯微球。由于PDMS与固化剂在常温情况下即可发生化学交联,所以聚苯乙烯微球与PDMS的混合也有讲究,如果直接将PDMS单体、固化剂和微球同时混合,可能会出现微球还没有分布均匀而PDMS已经开始固化成型的情况。鉴于此,先将固态聚苯乙烯微球与流动性较好的PDMS固化剂进行混合,然后再与PDMS单体进行掺杂。在掺杂混合的过程中,为了避免微球分布不均匀或出现局部聚集,在超声水浴环境下一直不间断进行机械搅拌。值得注意的一点是,超声会导致水浴温度上升从而会加速PDMS的固化速度,因此需选择合适的超声功率和持续时间。将混匀后的材料倒入之前备用的开放式模具中,准备固化成型并最终脱模。在搅拌混合过程中,材料中必然会出现很多气泡,搅拌时间越长,产生的气泡可能越多。为了去掉这些气泡,将倒入材料之后的硅片模具放到保干器中,通过抽真空的方式将材料中的气泡赶到材料上表面,一旦恢复常规气压,大部分气泡将会自动破灭,残余的气泡在加热固化的过程中也会消失。将去掉气泡的材料放入70 ℃烘箱中进行加热固化,10 h之后取出。由于硅烷分子已经在硅片表面形成了一层薄薄的防粘层,使用刀片沿着模具四周切割,很容易将成型后的PDMS微球模体从硅片表面剥离,得到一个边长为20 mm、厚度约为5 mm的方形模体。这种加工工艺简单并且快速,如果要制作新批次的模体,直接将混合好的材料倒入硅片模具中,经加热固化、切割剥离即可完成。

4 实验结果与讨论

4.1 模体测量

根据NPL研究人员的报道^[20],采用模具固化成型后的树脂模体表面由于粗糙度较高通常会导致入射探测光的杂散反射,进而扰乱甚至淹没模体内部颗粒的散射光信号。为了解决这个问题,通常会将制作好的模体再进行打磨与抛光,提高模体表面的光洁度,但同时需要防止这些额外工艺可能给模体带来不必要的划痕或者瑕疵。而本研究所采用的制作方法无需这些额外工艺,最终得到的模体透光性能依然十分优良,如图3(a)所示。为了进一步评价其表面光洁度,使用白光表面轮廓仪(Phase Shift MicroXAM-3D, KLA-Tencor, 美国)对模体紧贴硅片的表面进行检测。检测结果如图3(b)所示,在2 mm的扫描范围内,模体表面的起伏差异最大不超过40 nm,证明其表面粗糙度非常小。当然,光洁度太好也会带来一个缺点,即产生镜面反

射,镜面反射的光信号太强会导致 OCT 检测出现饱和,也会淹没掉模体内部颗粒的散射信号。因此,检测时并不是将模体表面正对着入射光束,而是稍稍倾斜一个角度,大概为 5° ,从而避免镜面反射的信号原路返回到 OCT 系统的探测器中。

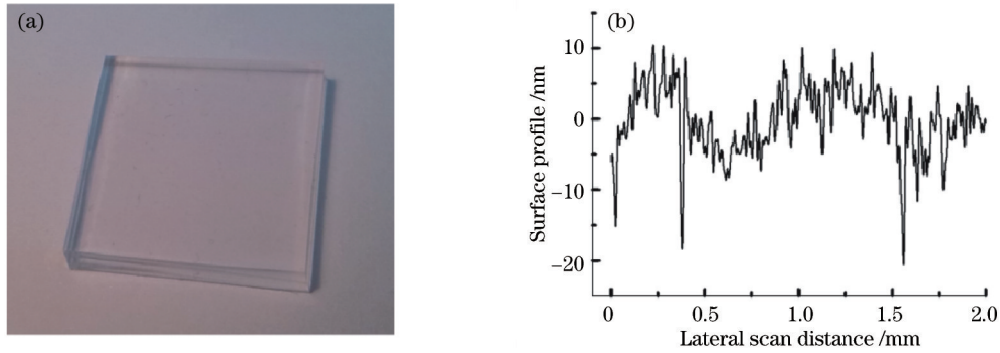


图3 模体实物照片及表面粗糙度测量。(a) PDMS点扩散函数模体照片;(b)模体表面起伏程度,在 2 mm 的扫描范围内,最大表面起伏不超过 40 nm

Fig.3 PDMS phantom and surface profile measurement. (a) Photograph of PDMS PSF phantom; (b) typical phantom surface profile indicating local surface height variation of less than 40 nm

使用 OCT 对模体进行检测时,零延迟线的位置大约在模体表面以下 $200\ \mu\text{m}$ 的深度。通常情况下,由于模体表面处的折射率差比较大,光反射信号较强,在 OCT 的测量图像上呈现出一条亮线。为方便后续图像灰度处理,这条亮线从图像中被剪切掉。图 4(a)是将模体表面反射亮线剪切后得到的 B-scan(即 X-Z 剖面)局部图像,其中的光学亮点源自分布在模体内的聚苯乙烯微球。从图像中可以看到,有些亮点面积稍大或比较密集,造成这种现象的原因可能是模体内部微球颗粒的聚集或分布不均匀,搅拌混合不充分,超声时间不够,以及粒子间本身的静电吸引。如图 4(b)所示,为了进行对比,使用光学显微镜对模体内部也进行了检测,观察到了预期的微球颗粒,进一步证实了 OCT 图像的有效性。

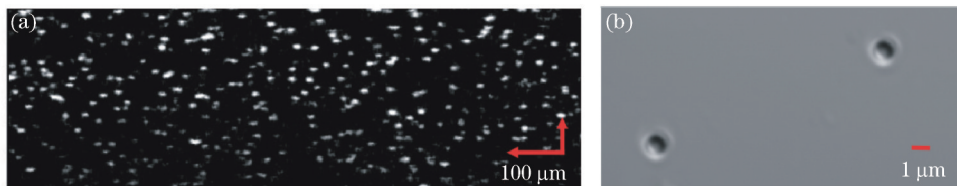


图4 模体检测结果。(a) PDMS 模体中微球颗粒的 OCT B-scan 图像,图像为 X-Z 剖面图,其中在 X 方向(宽度)为 1 mm,在 Z 方向(深度)为 0.5 mm;(b)光学显微镜图像,图像宽度为 $20\ \mu\text{m}$,高度为 $10\ \mu\text{m}$

Fig.4 Measurement results of PDMS phantom. (a) OCT B-scan image of polystyrene microspheres embedded in the PDMS PSF phantom, and the image size is 0.5 mm in depth and 1 mm in width; (b) image taken by an optical microscope, and the image size is $20\ \mu\text{m}$ (width) by $10\ \mu\text{m}$ (height)

4.2 点扩散函数分析

对点扩散函数模体内部进行 OCT 三维扫描,得到了 19 组 B-scan(X-Z 剖面)图像,在 B-scan 图像上选取一个更小的 X-Z 区域,确保区域内只出现一个微球颗粒图像,所有 19 张 B-scan 图像的相同位置 X-Z 区域的坐标信息及对应灰度值都被提取出来并重建出微球颗粒的三维灰度图像,如图 5(a)所示。在该三维重建图像中,每一个空间坐标对应一个灰度值,用一个灰色的正方形标示,正方形的面积正比于该坐标处灰度值的大小。通过软件找到灰度值最大的像素点,以该像素点所在坐标对应的 B-scan 图像作为分析对象,可以分别得到灰度值在轴向与横向的一维分布,经过高斯拟合,分别得到轴向与横向的点扩散函数,即图 5(b)与(c)。依据点扩散函数理论,拟合曲线的半峰全宽(FWHM)可以用于表征相应维度的分辨率能力。通过计算,得到 OCT 系统的轴向分辨率(δ_z)与横向分辨率(δ_{xy})分别为 $6.8\ \mu\text{m}$ 和 $14.3\ \mu\text{m}$,与理论预期值十分接近。

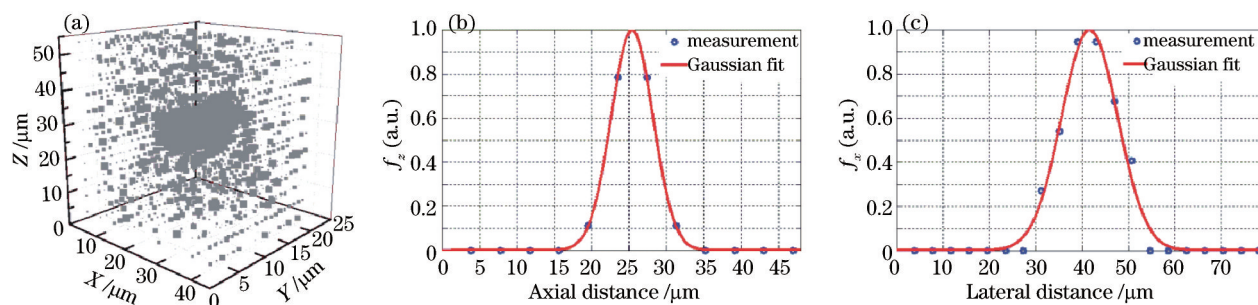


图5 点扩散函数分析。(a)微球图像的三维重建;(b)轴向点扩散函数;(c)横向点扩散函数

Fig.5 Point spread function analysis. (a) 3D reconstruction of microspheres; (b) PSF in axial direction; (c) PSF in lateral direction

4.3 讨论

从图4(a)的B-scan图像可以看到,模体中的微球颗粒所显现的亮度以及像素面积大小并不均匀,除了颗粒本身出现聚集、表面特性不均匀、背景噪声等干扰因素之外,造成这种现象的可能原因还有:1)由于零延迟线在模体表面以下 $200\ \mu\text{m}$ 的深度,随着与零延迟线之间的距离增加,样品光和参考光之间的光程差增加,微球颗粒的干涉信号会随之减弱,图像亮度也会下降;2)微球颗粒分布在模体内的三维空间中,B-scan仅仅是X-Z方向的二维断层扫描图像,实际上根本不可能保证每个微球颗粒的X-Z断层图像来自Y轴直径上同一个位置,因此不同微球颗粒的灰度图像像素面积大小会出现差异。考虑到这些因素,如果通过微球模体检测去分析OCT系统的点扩散函数,需要确立一些合理的标准以确定如何选取B-scan中的微球颗粒图像进行处理。例如,去除B-scan图像的背景噪声之后,可以选取其中亮度值最高的10%微球颗粒图像进行处理,从而尽可能排除背景噪声和其他干扰因素造成的影响。针对亮度最强的10%微球颗粒,通过特定的分析软件进行批处理,得到所有微球颗粒的点扩散函数相关数据,然后进行统计学分析,得到OCT系统分辨率的合理评价。

使用这种微球模体可以很好地模拟OCT测量目标的组织散射特性,除此之外,如果在这种微球模体中掺杂某些染料还可以仿真OCT测量目标对特定光谱区间的吸收特性。但不可否认的是,使用这种微球模体去评价OCT系统的分辨率,在数据处理时稍显复杂。对于实际OCT系统的检验测试或日常质控,更具操作性的实施方案是采用合适的三维分辨率测试图案靶板或者更具针对性的眼科OCT模拟眼,这也将是未来研究的重点。

5 结 论

详细论述了用于OCT分辨率评价的点扩散函数模体的制备方法与过程。模体材料采用高透有机聚合物PDMS和 $1\ \mu\text{m}$ 标准直径的聚苯乙烯微球混合而成,基于硅片表面硅烷化的加工流程提供了模体快速成型的有效方法,而且不需要任何打磨与抛光工艺就能得到光洁度优良的模体表面。使用一台谱域OCT系统对这种点扩散函数模体进行了检测,通过对OCT图像进行分析,得到了点扩散函数并计算得到OCT系统的轴向与横向分辨率,与理论预期值十分接近,证明了这种点扩散函数模体的有效性。

参 考 文 献

- 1 D Huang, E A Swanson, C P Lin, *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- 2 Shi Guohua, Ding Zhihua, Dai Yun, *et al.*. Ophthalmic imaging by optical coherence tomography [J]. *Chinese J Lasers*, 2008, 35(9): 1429-1431.
史国华,丁志华,戴云,等. 光纤型光学相干层析技术系统的眼科成像[J]. *中国激光*, 2008, 35(9): 1429-1431.
- 3 Shi Guohua, Wang Fei, Li Xiqi, *et al.*. Morphometric measurement of Schlemm's canal using anterior segment swept source optical coherence tomography [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2013, 50(8): 080014.
史国华,王飞,李喜琪,等. 利用扫频光源光学相干层析成像技术的施氏管形态测量方法[J]. *激光与光电子学进展*, 2013, 50(8): 080014.
- 4 Yuan Tao, Xue Ping, Chen Yi, *et al.*. Experimental research of optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 1999, 19(10): 1386-1389.
袁韬,薛平,谌一,等. 光学相干层析成像系统的实验研究[J]. *光学学报*, 1999, 19(10): 1386-1389.
- 5 Xue Ping, Chen Zemin. New technique of cross-sectioning imaging optical coherence tomography [J]. *Physics and Engineering*,

- 2001, 11(3): 39–43.
薛 平, 陈泽民. 光学相干断层扫描成像新技术 OCT [J]. 物理与工程, 2001, 11(3): 39–43.
- 6 J G Fujimoto. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution *in vivo* imaging [J]. Nature Biotechnology, 2003, 21(11): 1361–1367.
- 7 P H Tomlins, R Wang. Theory, developments and applications of optical coherence tomography [J]. Journal of Physics D: Applied Physics, 2005, 38(15): 2519–2535.
- 8 Yu Xiaofeng, Ding Zhihua, Chen Yuheng, *et al.*. Development of fiber-based optical coherence tomographic imaging system [J]. Acta Optica Sinica, 2006, 26(2): 235–238.
俞晓峰, 丁志华, 陈宇恒, 等. 光纤型光学相干层析成像系统的研制[J]. 光学学报, 2006, 26(2): 235–238.
- 9 Bu Peng, Wang Xiangzhao, Osami Sasaki. Fourier-domain optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation [J]. Acta Optica Sinica, 2007, 27(8): 1470–1474.
步 鹏, 王向朝, 佐佐木修己. 正弦相位调制的频域光学相干层析成像[J]. 光学学报, 2007, 27(8): 1470–1474.
- 10 Li Gang, Ren Zhao, Lin Ling, *et al.*. Study on the feasibility and optical imaging properties of high speed line-focused OCT [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2007, 26(1): 89–93.
李 刚, 任 钊, 林 凌, 等. 高速线扫描 OCT 的可行性与光学成像特性的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(1): 89–93.
- 11 Meng Jie, Ding Zhihua, Zhou Lin. Axial superresolution in optical coherence tomography [J]. Acta Photonica Sinica, 2008, 37(3): 533–536.
孟 婕, 丁志华, 周 琳. 光学相干层析成像轴向超分辨研究 [J]. 光子学报, 2008, 37(3): 533–536.
- 12 Duan Lian, He Yonghong, Zhu Rui, *et al.*. Development of a spectrum domain 3D optical coherence tomography system [J]. Chinese J Lasers, 2009, 36(10): 2528–2533.
段 炼, 何永红, 朱 锐, 等. 三维谱域光学相干层析成像系统的研制[J]. 中国激光, 2009, 36(10): 2528–2533.
- 13 Meng Zhuo, Yao Xiaotian, Yao Hui, *et al.*. Detecting early artificial caries by using optical coherence tomography [J]. Chinese J Lasers, 2010, 37(11): 2709–2713.
孟 卓, 姚晓天, 姚 晖, 等. 光学相干层析用于检测早期人工龋齿[J]. 中国激光, 2010, 37(11): 2709–2713.
- 14 S Marschall, B Sander, M Mogensen, *et al.*. Optical coherence tomography—current technology and applications in clinical and biomedical research [J]. Analytical and Bioanalytical Chemistry, 2011, 400(9): 2699–2720.
- 15 G Liu, R Wang. Stripe motion artifact suppression in phase-resolved OCT blood flow images of the human eye based on the frequency rejection filter [J]. Chinese Optics Letters, 2013, 11(3): 031701.
- 16 Li Jianghua, Huang Hai, Tang Zhilie, *et al.*. Measurement of enamel mineral density by optical coherence tomography [J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(8): 0817001.
李江华, 黄 海, 唐志列, 等. 光学相干层析成像对牙釉质矿密度的定量测量[J]. 光学学报, 2013, 33(8): 0817001.
- 17 Su Ya, Meng Zhuo, Wang Longzhi, *et al.*. Correlation analysis and calibration of noninvasive blood glucose monitoring *in vivo* with optical coherence tomography [J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(7): 0704002.
苏 亚, 孟 卓, 王龙志, 等. 光学相干层析无创血糖检测中相关性分析及标定[J]. 中国激光, 2014, 41(7): 0704002.
- 18 Zhu Yue, Gao Wanrong. High-resolution full-field optical coherence tomography for biological tissue [J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(8): 0804002.
朱 越, 高万荣. 全场高分辨生物组织光学层析成像[J]. 中国激光, 2014, 41(8): 0804002.
- 19 Yin Daiqiang, Wang Chengming, Gu Ying. Signal enhancement and despeckling of port wine stains using optical coherence tomography [J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(9): 0904001.
殷代强, 王成铭, 顾 瑛. 基于光学相干层析的鲜红斑痣信号增强和降斑[J]. 中国激光, 2013, 40(9): 0904001.
- 20 P H Tomlins, R A Ferguson, C Hart, *et al.*. Point-spread function phantoms for optical coherence tomography [R]. National Physical Laboratory, 2009.
- 21 P D Woolliams, P H Tomlins. Estimating the resolution of a commercial optical coherence tomography system with limited spatial sampling [J]. Measurement Science and Technology, 2011, 22(6): 065502.
- 22 R C Chang, P Johnson, C M Stafford, *et al.*. Fabrication and characterization of a multilayered optical tissue model with embedded scattering microspheres in polymeric materials [J]. Biomedical Optics Express, 2012, 3(6): 1326–1339.
- 23 A Agrawal, T J Pfefer, N Gilani, *et al.*. Three-dimensional characterization of optical coherence tomography point spread functions with a nanoparticle-embedded phantom [J]. Optics Letters, 2010, 35(13): 2269–2271.
- 24 D K Cai, A Neyer, R Kuckuk, *et al.*. Optical absorption in transparent PDMS materials applied for multimode waveguides fabrication [J]. Optical Materials, 2008, 30(7): 1157–1161.
- 25 Z Hu, A Glidle, C N Ironside, *et al.*. Integrated microspectrometer for fluorescence based analysis in a microfluidic format [J]. Lab on a Chip, 2012, 12(16): 2850–2857.