

文章编号: 0253-2239(2005)09-1181-5

利用变迹术和相干门相结合实现光学相干层析 成像术轴向超分辨*

周 琳 丁志华 俞晓峰

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 杭州 310027)

摘要: 光学相干层析成像(光学相干层析成像术)的轴向分辨力由光源带宽和探测光束的聚焦条件共同决定。提高光学相干层析成像术轴向分辨力的方法主要基于带宽光源技术。提出了一种将变迹术与光学相干层析成像术相干门有机结合的方法来提高其轴向分辨力。通过适当形式的光瞳滤波器,使光学相干层析成像术系统轴向响应的主瓣宽度缩小到相干门之内,而其旁瓣则处于相干门之外,不对相干成像产生有效贡献。这样,就能在光源带宽不变的条件下,有效提高光学相干层析成像术的轴向分辨力,避免了采用宽带光源所带来的费用昂贵和系统复杂等缺陷。

关键词: 成像系统; 光学相干层析成像; 轴向超分辨; 变迹术; 光瞳滤波器

中图分类号: TN247 文献标识码: A

Axial Superresolution in Optical Coherence Tomography Through the Combination of Apodization and Coherence Gating

Zhou Lin Ding Zhihua Yu Xiaofeng

(State Key Lab of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou 310027)

Abstract: Axial resolution in optical coherence tomography (OCT) imaging is determined by the coherence length of light source and the beam-focusing condition. The most adopted approach for achieving high axial resolution in OCT is using a light source with a broaden bandwidth. A method to increase the axial resolution in OCT by combining coherence gating with apodization through an appropriate pupil filter is introduced. In the proposed OCT system, the width of central lobe of axial point spread function is apodized to be within the coherence length of light source, while its side-lobes are lying outside without contributing to coherence imaging. It is in this way that improved resolution can be obtained in OCT system without recurring to broadening the bandwidth of light source, which is nevertheless costing and inconvenient in implementation.

Key word: imaging systems; optical coherence tomography; axial superresolution; Apodization; pupil filter

1 引 言

光学相干层析成像术(OCT)能无损伤地观察生物体表面以下的组织结构,具备组织病理分析所需的高分辨力,有望成为生物光学成像研究的重要手段^[1]。为适应更多更广的基础研究和临床应用的需要,光学相干层析成像术在分辨力、成像速度等方面都需要进一步提高,其中分辨力是光学相干层析成像术发展的重要指标。光学相干层析成像术的轴

向分辨力由光源带宽和探测光束的聚焦条件共同决定。在探测光束弱聚焦条件下,其相应的轴向响应主瓣宽度将远远大于相干门宽度,此时的轴向分辨力主要由相干门决定。鉴于相干门宽度随光源带宽的增大而变窄,目前通常采用宽带光源技术来提高光学相干层析成像术的轴向分辨力,如掺铬镁橄榄石激光^[2]、克尔透镜锁模钛宝石激光^[3]、光子晶体光纤^[4]、合成光源^[5,6]和锥形光纤^[7]等技术,但这些方

* 国家自然科学基金(60378041,60478040)、浙江省自然科学基金(Z603003)、博士点基金(20030335099)、霍英东青年教师基金(91010)、光子技术福建省重点实验室开放课题(FP0404)和教育部分新世纪优秀人才支持计划和浙江省“新世纪 151 人才工程”资助课题。

作者简介: 周 琳(1982~),女,浙江大学光电系研究生,主要从事光学层析成像的研究。E-mail: paopao310@163.com

收稿日期: 2004-10-15;收到修改稿日期: 2004-12-30

法存在费用高昂和系统复杂等缺陷。

在探测光束强聚焦条件下,光学相干层析成像术又称为光学相干显微术(不过本文中仍通称其为光学相干层析成像术),其轴向响应主瓣宽度已与相干门接近。光源带宽和轴向响应主瓣宽度都与系统轴向分辨力直接相关。在这种情形下,可以采用适当形式的光瞳滤波器,将系统的轴向响应主瓣宽度缩小到相干门之内,以此提高光学相干层析成像术的轴向分辨力。但这种变迹术往往以主瓣强度下降和旁瓣强度增加为代价^[8~10]。其中旁瓣问题可能导致成像对比度的下降,是变迹术在传统光学成像系统中运用的最大障碍。不过,鉴于光学相干层析成像术可以基于相干门来抑制旁瓣参与相干成像,只要保证旁瓣处于相干门之外,这部分光就不会对最终的像质产生负面影响。这是光学相干层析成像

术比其他光学成像系统能够运用变迹术实现轴向超分辨的重要优势。

2 理论分析

图 1 所示为利用变迹术和相干门相结合实现光学相干层析成像术轴向超分辨的系统原理图。从宽带光源发出的低相干光,经 2×2 光纤耦合器分束后,分别射入样品臂和参考臂。入射到样品臂的光束通过光瞳滤波器后由探测物镜聚焦到样品上,从样品散射回的光经探测光路在 1×2 耦合器处与来自参考臂的参考光发生干涉。对应于样品不同横向位置的干涉信号序列经探测器探测和后续处理后重建样品剖面图像。其中,样品臂中的光纤隔离器用于将照明光路和探测光路相分离,确保样品散射光不再通过光瞳滤波器。

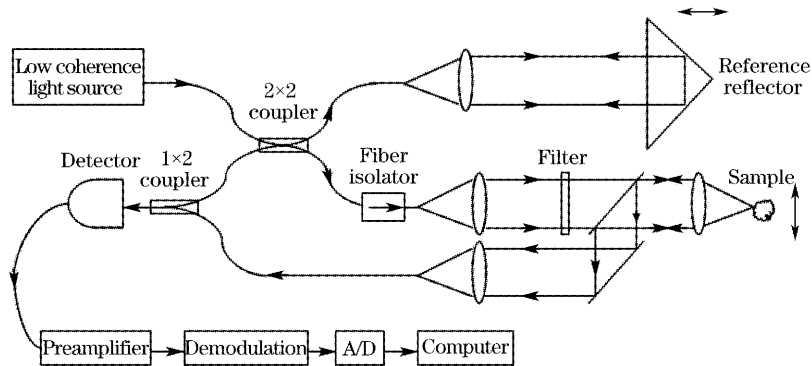


图 1 利用变迹术实现光学相干层析成像术轴向超分辨的系统原理图

Fig. 1 Schematic OCT system for axial superresolution by Apodization

考察系统轴向分辨力需要进行相干门宽度和轴向响应半峰全宽(主瓣宽度)的比较。对于光源为高斯型光谱分布的光学相干层析成像术来说,自相关函数定义为

$$r(\tau) = \exp\left[-\left(\frac{\pi\Delta\nu\tau}{2\sqrt{\ln 2}}\right)^2\right], \quad (1)$$

式中 $\Delta\nu$ 为光源的光谱半宽度, τ 为时间延迟。由此对应的相干门宽度为

$$\Delta l = (2\ln 2/\pi)(\lambda^2/\Delta\lambda), \quad (2)$$

其中 λ 为光源的中心波长, $\Delta\lambda$ 为光源带宽。不妨将实验室中的已有光源参量 ($\lambda = 1310 \text{ nm}$, $\Delta\lambda = 65 \text{ nm}$) 代入(2)式可得相干门宽度为 $11.62 \mu\text{m}$ 。

图 1 中探测物镜数值孔径的选择主要考虑两个因素,其一是系统轴向与横向分辨力的匹配,其二是充分发挥相干门的层析作用。图 2 所示为轴向响应宽度随数值孔径的变化曲线,其中 A 点代表轴向响应宽度与相干门宽度相等。从图中可以看出:如果数值孔径大于 0.475,则轴向响应主瓣宽度小于相

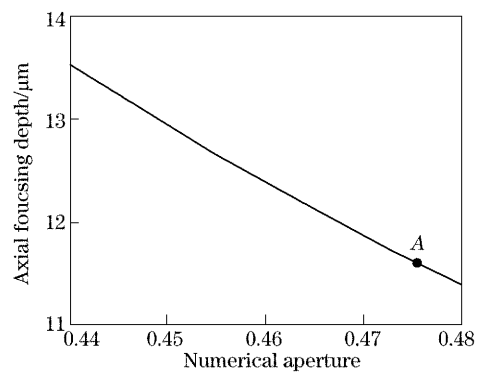


图 2 轴向响应宽度随数值孔径的变化曲线

Fig. 2 Curves of the axial focusing depth versus the numerical aperture of probing objective lens

干门宽度,系统的轴向分辨力直接取决于数值孔径,无法体现相干门的层析效用。因此,数值孔径一般应小于此值。考虑到要使得经过变迹处理之后的轴向分辨力与系统的横向分辨力(约 $6 \mu\text{m}$)尽量匹配,我们选择数值孔径。需要指出,因为加入不同的滤

波器后变迹效果不尽相同, 0.45 只是一个折衷的选择, 能够保证经变迹处理后两种分辨力基本匹配, 并不是最精确的参量。

假定样品照明光路的点扩展函数(PSF)为 h_{in} , 探测光路的点扩展函数为 h_{out} , 则样品臂有效点扩展函数为 $h_{eff} = h_{in} \times h_{out}$, 与此对应的轴向强度响应函数为 $I_x = |h_{eff}|^2$ 。其中轴向强度响应函数的下标 x 分别以 o 、 a 和 p 来代表未经变迹处理、经振幅型滤波器处理和经相位型滤波器处理三种情形, 以下作具体讨论。

3 振幅型光瞳滤波器

根据超分辨理论, 光瞳滤波器中间区的透光率远小于中心区和边缘区的透光率时可获得轴向超分辨效果^[11]。为此, 我们考虑三区振幅型光瞳滤波

器, 并取边缘和中心的透过率为 1, 而中间的透过率直接取为 0, 相应的光瞳函数为

$$p(\rho) = \begin{cases} 1, & 0 \leq \rho \leq a \\ 0, & a < \rho \leq b \\ 1, & b < \rho \leq 1 \end{cases} \quad (3)$$

其中 ρ 为归一化半径, a 和 b 分别为中心区和中间区归一化半径。

为了不影响横向分辨力, 取中心区和边缘区的面积相同, 即 $a^2 = 1 - b^2$ 。此时滤波器的轴向超分辨因子 G_A (加入滤波器后与加入滤波器前的轴向响应主瓣宽度之比)、斯特耳比 (有滤波器 and 没有滤波器时的焦点强度最大值之比) 与中心区归一化半径 a 的关系曲线如图 3 所示。

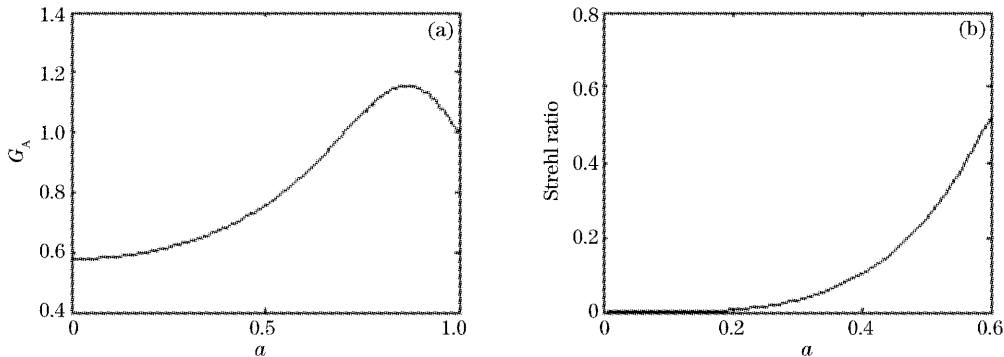


图 3 轴向超分辨因子(a)、斯特耳比(b)与三区振幅型光瞳滤波器中心区归一化半径的关系曲线

Fig. 3 Curve of axial resolution term (a) and Strehl ratio (b) versus the normalized radius of the inner zone for a three-zone amplitude pupil function

从图 3 的曲线可以看出: 当 $a > 0.7$ 时, 滤波器无轴向超分辨能力, 而当 $a < 0.4$ 时有较好的超分辨效果。但是, 随着 a 值的减小, 斯特耳比变得很小, 使光强衰减过大而无实际意义。因此, 必须权衡超分辨能力和斯特耳比两个因素, 选择合适的滤波器参量。不妨将图 1 中的光瞳滤波器选择为 $a = 0.392$ 对应的三区振幅型滤波器, 则系统的轴向强度响应曲线如图 4 所示。图 4 中的横坐标 u 为无量纲沿轴光学坐标, 其与实际沿轴坐标 z 的关系为

$$u = (8\pi/\lambda)z \sin^2 \alpha = 4kz \sin^2 \alpha, \quad k = 2\pi/\lambda, \quad (4)$$

图 4 中的虚线代表未加光瞳滤波器时的强度响应曲线 $I_o(u)$, 点虚线代表经振幅滤波器后的强度响应曲线 $I_a(u)$, 而实线则代表相干门信号曲线 $|r(\tau)|^2$ (若将光学坐标 u 转化为实际沿轴坐标 z , 该曲线表示的主瓣宽度即为实际的相干门宽度)。从图 4 中容易看出: 变迹后的轴向强度响应曲线的主瓣宽度已明显缩小, 并且收缩到相干门宽度以内。

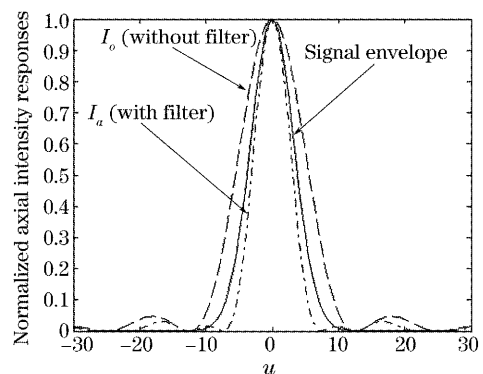


图 4 采用三区振幅型光瞳滤波器实行变迹术前(虚线)、后(点虚线)的归一化轴向强度响应, 实线为相干门信号包络曲线

Fig. 4 Normalized axial intensity responses with (dashdotted line) and without (dashed line) Apodization by three-zone amplitude pupil function. Solid line represents the signal envelope of autocorrelation function

系统的轴向分辨力主要由系统的轴向聚焦特性所决

定。与此同时,系统响应的旁瓣处于相干门信号曲线的零值附近或处于相干门之外,因此可被有效抑制而不会对相干成像造成负面影响。由此可见,光学相干层析成像术系统的相干门可以彻底地消除由变迹术带来的旁瓣负面效应。不过需要注意的是,尽管利用此三区振幅型光瞳滤波器可以提高光学相干层析成像术的轴向分辨力,但斯特耳比只有 0.094,光能量损失过大。因此,这种基于振幅型光瞳滤波器的超分辨方案在光学相干层析成像术实际应用中受到限制。

4 相位型光瞳滤波器

对于三区相位型光瞳滤波器,其归一化光瞳函数可表示为

$$p(\rho) = \begin{cases} \exp(i\varphi_1), & 0 \leq \rho \leq a \\ \exp(i\varphi_2), & a < \rho \leq b \\ \exp(i\varphi_3), & b < \rho \leq 1 \end{cases} \quad (5)$$

ρ , a 和 b 的定义同(3)式,而 φ_j 为第 j 区的相位, $\varphi_j \in [0, 2\pi]$, $j = 1, 2, 3$ 。设相邻两区相位差为 π , 且每一区的面积相同。利用该光瞳滤波器对光学相干层析成像术探测物镜进行变迹处理,系统的轴向强度响应曲线如图 5 所示。

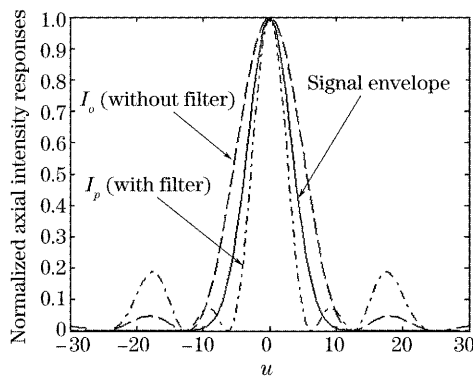


图 5 采用三区相位型光瞳滤波器实行变迹术前(虚线)、后(点虚线)的归一化轴向强度响应曲线(实线为相干门信号包络曲线)

Fig. 5 Normalized axial intensity responses with (dash-dotted line) and without (dashed line) Apodization by a three-zone phase-only pupil filter (The solid line represents the signal envelope of autocorrelation function)

图 5 中虚线代表未加光瞳滤波器时的强度响应曲线 $I_0(u)$, 点虚线代表经相位滤波器后的强度响应曲线 $I_p(u)$, 而实线则代表相干门信号曲线。利用超分辨理论易算得这种三区相位光瞳滤波器的超

分辨因子 $G_A = 0.5$, 已将光学相干层析成像术轴向响应主瓣宽度缩小一半, 使轴向分辨力得到明显改善。此时的斯特耳比 $S \approx 0.11$, 采用较大功率的光源可以弥补光强衰减的缺陷。从图 5 中还可看到: 主瓣宽度的缩小带来了强度非常高的旁瓣, 即使考虑了光学相干层析成像术固有的共焦模式, 旁瓣的能量仍然很高, 不可忽略, 因此共焦模式无法将其有效抑制。但鉴于旁瓣处于光学相干层析成像术相干门信号曲线的零值附近或处于相干门之外, 这样的旁瓣将不会对相干成像有任何贡献。图 5 进一步说明了利用光学相干层析成像术的相干门能够完全消除变迹术产生的旁瓣对系统成像的负面影响, 有力地证明了光学相干层析成像术相干门与变迹术结合的巨大优势。

我们选择的相位型滤波器实现了光学相干层析成像术的相干门和变迹术相结合提高光学相干层析成像术轴向超分辨这一目标, 但是此滤波器的参量并非最优化的参量。在以后的研究中会进一步研究考虑对相位滤波器的各区相位进行优化, 以达到更好的超分辨效果。或者考虑能够权衡改善轴向分辨力和斯特耳比的复振幅光瞳滤波器^[12], 使光学相干层析成像术系统在提高分辨力基础上有效加强样品臂入射光的利用效率。

5 结 论

提出了三区振幅型与三区相位型两种光瞳滤波器轴向超分辨方案, 它们与光学相干层析成像术相干门的有机结合, 都能有效地提高光学相干层析成像术的轴向分辨力。而且, 光学相干层析成像术的成像特点决定了其内在的旁瓣抑制机制, 由光瞳滤波器导致的强烈旁瓣不参与光学相干层析成像术的干涉成像, 因而不会对最终的像质起到任何负面影响。在斯特耳比相当的情况下, 相位型滤波器比振幅型滤波器能够更大地提高光学相干层析成像术的轴向分辨力。当采用三区相位型光瞳滤波器时, 轴向分辨力可以显著提高, 由此导致的光衰减可基于较大功率的光源来弥补, 是一种比较现实的轴向超分辨方案。变迹术和相干门相结合能有效提高光学相干层析成像术的轴向超分辨, 它避免了选用宽带光源所带来的高额费用和系统复杂等缺陷, 是提高光学相干层析成像术轴向分辨力的又一可行途径。

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 W. Drexler, U. Morgner, F. X. Kärtner *et al.*. In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 1999, **24**(17): 1221~1223
- 3 U. Morgner, W. Drexler, F. X. Kärtner *et al.*. Spectroscopic optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2000, **25**(2): 111~113
- 4 I. Hartl, X. D. Li, C. Chudoba *et al.*. Ultrahigh-resolution optical coherence tomography using continuum generation in an air silica microstructure optical fiber[J]. *Opt. Lett.*, 2001, **26**(9): 608~610
- 5 J. M. Schmitt, S. H. Xiang, K. M. Yung. Differential absorption imaging with optical coherence tomography[J]. *J. Opt. Soc. Am A*, 1998, **15**(9): 2288~2296
- 6 U. S. Sathyam, B. W. Colston, Luiz B. Da Silva *et al.*. Evaluation of optical coherence quantitation of analytes in turbid media by use of two wavelengths[J]. *Appl. Opt.*, 1999, **38**(10): 2097~2104
- 7 T. A. Birks, W. J. Wadsworth, P. S. J. Russell. Supercontinuum generation in tapered fibers[J]. *Opt. Lett.*, 2000, **25**(19): 1415~1417
- 8 Deng Xiaoqiang, Wang Guiying, Xu Zhizhan. 3-D superresolution pupil filter[J]. *Chin. J. Lasers*, 2001, **A28**(5): 459~462 (in Chinese)
邓小强,王桂英,徐至展. 三维超分辨光瞳滤波器[J]. *中国激光*, 2001, **A28**(5): 459~462
- 9 M. Martinez-Corral, Pedro Andres, Jorge Ojeda-Castaneda *et al.*. Tunable axial superresolution by annular binary filters. Application to confocal microscopy[J]. *Opt. Commun.*, 1995, **119**(5): 491~498
- 10 T. R. M. Sales, G. Michael Morris. Axial superresolution with phase-only pupil filters[J]. *Opt. Commun.*, 1998, **156**: 227~230
- 11 C. J. R. Sheppard, Z. S. Hegedus. Axial behavior of pupil-plane filters[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1988, **5**(5): 643~647
- 12 Xiao Fanrong, Yuan Jinghe, Wang Guiying *et al.*. Three-zone complex pupil filter[J]. *Acta Optica Sinica*, 2004, **24**(1): 1~4 (in Chinese)
肖繁荣,袁景和,王桂英等. 三区复振幅光瞳滤波器[J]. *光学学报*, 2004, **24**(1): 1~4