

# OCT 系统二维图像形成分析\*

曾绍群 骆清铭 刘贤德 潘应天 李再光

(华中理工大学光电子系, 湖北, 武汉, 430074)

**摘要** 在弱物体近似下分析了 OCT 系统横向二维图像形成过程, 研究表明, 对于高斯像面图像传输, OCT 系统相当于一复振幅线性空间不变系统, 所得二维相干传递函数表明系统具有低通特性, 选用较小光纤-透镜间隔, 对成像性能影响不大, 减少所用透镜焦距、增大光瞳孔径, 均有助于增宽系统带宽, 改善成像性能。

**关键词** 光学相干层析, 相干传递函数, 系统分析。

## 引言

光学弱相干层析成像技术<sup>[1~2]</sup>(简称 OCT)是一种新型层析成像技术,能以高分辨率测定体内非正常组织如肿瘤等的位置及形状.在激光医学及多种疾病临床早期诊断中有很大的应用潜力.该技术以弱相干光反射测量技术为基础,采用具有较窄光谱的激光二极管、超发光二极管(superluminescent diode,简称 SLD)或发光二极管,摒弃了常用于生物组织光学特性研究的笨重而昂贵的激光器.与传统光学显微镜相比,它采用弱相干性来抑制背景能量,从而具有极强的光学剖面分析能力.与医学上常用的超声、X 射线及核磁共振层析技术相比,它主要用于生物组织内部微结构特性及多种光学性质的测量,并具有非接触性、非侵入式的特点,可在自然条件下进行体内测量,测试结果与样品的热学及机械特性无关;其次,它可将测量信号直接作为灰度信号或假彩色信号显示样品内部结构,而不需进行复杂的数学计算来恢复与重建图像,具有极高的噪声冗余度。

由于 OCT 系统应用干涉原理,具有极高的测试灵敏度与噪声抑制能力,采用市场已有设备,可测试弱至入射光  $10^{-10}$  的后向散射光,它不仅可用于透明样品的测量,而且可用于高散射甚至不透明样品的测量<sup>[1]</sup>,它利用光学手段可突出不同的测试量,从而从多层次测定生物组织结构及成分. Hee<sup>[3]</sup>等人用偏光技术测定了生物组织中具有偏振特性的结构.采用全光纤结构的 OCT 系统可按多种方式广泛应用于临床,如表面、内腔、内窥镜等。

由于 OCT 系统具有上述优点,它引起了医学界的极大关注,但是由于体内生物组织具有复杂的结构,其光学特性参数至今尚未确知<sup>[2,4]</sup>,因此如何全面理解 OCT 系统所测得的图像,特别是测量生物组织这一散射介质的结果,还需做大量工作.另一方面,对于成像系

\* 国防预研基金资助项目

本文 1994 年 12 月 22 日收到,修改稿 1995 年 5 月 2 日收到

统,常用传递函数表征系统性能,评估成像能力<sup>[5~7]</sup>.由于实验已证明 OCT 系统能对生物组织内部微结构成像,因此我们认为研究 OCT 系统的相干传递函数会有助于理解所测图像的物理意义.为了正确理解 OCT 系统所得层析图像的物理意义,分析系统性能,评价其层析能力,本文在弱物体近似下研究了 OCT 系统层析图像的形成过程,在此基础上推导了系统高斯像面之相干传递函数.讨论了不同光纤透镜间隔、不同透镜焦距、不同光瞳半径对系统成像性能的影响.

## 1 OCT 系统横向图像形成过程

### 1.1 OCT 系统工作原理

图 1 为 OCT 系统原理示意图,其核心是一全光纤迈克尔逊干涉仪.待测生物组织代一个反射镜.SLD 发出的弱相干光(中心波长 830nm)耦合进单模光纤,经四端光纤耦合器 50/50 分束,分别进入参考臂及信号臂.参考光及样品的反射光经光纤耦合被一大面积探测器接收.信号光主要包括样品内部界面及非均匀介质反射光和后向散射光,含有样品内部结构信息.任何与参考时延匹配且方向相同的信号光会与之产生干涉信号,通过测量干涉信号,可测得样品内部反射结构或后向散射结构及其振幅反射率.由于光源的弱相干性随着时延的增大,干涉信号急剧下降,因此系统纵向空间分辨率极高.参考镜进行高速、连续的纵向扫描,可扩大成像范围,提高检测速度.每进行一次纵向扫描后,信号光纤头横向位置移动一次,从而实现三维测量,信号经适当处理,即可实现层析成像.

### 1.2 二维图像形成过程分析

由光与生物组织相互作用的理论研究可知,对  $0.59\sim 1.5\mu\text{m}$  波段的入射光,生物组织散射相对于吸收占主导地位<sup>[4]</sup>.因此可对待测生物样品作弱物体近似,可忽略样品吸收.由于 OCT 系统采用干涉工作方式,具有极强的空间滤波性能及时间选通特点,只有与参考光同方向且具有匹配光程差的反射(后向散射)光能形成有效干涉信号.因此可进一步忽略二次及高次散射光<sup>[2]</sup>.由于 OCT 系统数值孔径极小,推导还采用了傍轴近似.在上述假设下,本文研究了横向二维图像形成过程.

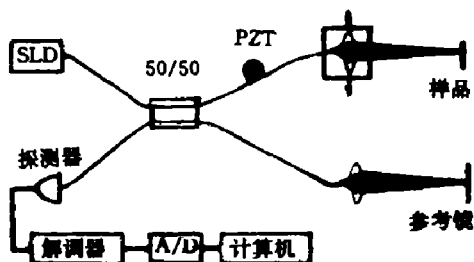


图 1 OCT 系统原理示意图  
Fig.1 Schematic of the OCT system

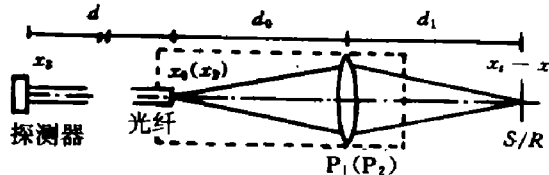


图 2 OCT 二维成像原理简图  
Fig.2 2-D imaging principle of OCT

成像原理简图如图 2 所示.图 2 中光纤为单模光纤.生物样品中待测面与参考面均处在各自照明光纤的高斯像面.由于不同波长的光波不相互干涉,OCT 系统中各单色光干涉规

律相同,总的干涉结果是各单色光干涉结果的简单迭加<sup>[8]</sup>.因此推导过程中可不考虑光源带宽.设  $u_1(x_0)$  为光纤输出端光振幅分布,由成像理论<sup>[6,7]</sup>,在弱物体近似下,光学系统会聚的信号光振幅分布为:

$$u_2(x, s_2) = \iint u_1(x_0) h_1(x_0 + x_1/M_1) r_s(x, -x_1) h_2(x_1 + x_2/M_2) dx_0 dx_1, \quad (1)$$

式(1)中  $x_s$  为物方扫描坐标,  $x_0, x_1, x_s$  均为二维矢量坐标;  $r_s(x, -x_1)$  为样品振幅反射率分布;  $h_1, h_2$  分别是照明光学系统及接收光学系统的点振幅扩散函数,可由各自光瞳函数  $P_1, P_2$  的傅里叶变换式求得;  $M_1 = d_0/d_i, M_2 = d_i/d_0$ , 为系统的放大倍数.  $d_0$  是光纤与透镜间隔,即物距;  $d_i$  是光纤像距.

光纤输出端探测器接受的信号光复振幅分布由 Gu M, *et al.*<sup>[7]</sup>提供的方法求得:

$$u_3(x_s, x_3) = f(x_3) \cdot \exp(i\beta d) \cdot \int f(x_2) u_2(x_s, x_2) dx_2; \quad (2)$$

式(2)中,  $f(x)$  为单模光纤传播的正交归一模式分布,  $\beta$  为传播常数,  $d$  为光纤长度.由于参考光与信号光通过同样光学系统,参考光与信号光在探测器光敏面上保持相同相位关系,则同上可求得参考光  $u_{3r}(x_s, x_3)$  的表达式为

$$u_{3r}(x_s, x_3) = f(x_3) \cdot \exp(i\beta d) \cdot a_r; \quad (3)$$

式(3)中,  $a_r = \int f(x_2) u_{2r}(x_2) dx_2$  为一积分常数,与光纤及透镜特性有关,与样品扫描坐标无关.探测器上的总场分布  $u_3(x_s, x_3)$  为信号和参考光复振幅之和.探测器输出为探测面上干涉光强积分值,即

$$I(x_s) = \int |u_3(x_s, x_3)|^2 dx_3, \quad (4)$$

忽略上式中常数项及高阶项,并考虑到 OCT 系统中  $u_1, f, h_1, h_2$  均是实函数,则式(4)可简化为

$$I(x_s) = g(x) * r_s(x) |_{x=x_s}, \quad (5)$$

式(5)中,  $*$  表示二维卷积算符,  $g(x)$  为

$$\begin{aligned} g(x) &= 2a_r \iint u_1(x_0) h_1(x_0 + x/M_1) dx_0 f(x_2) h_2(x + x_2/M_2) dx_2 \\ &= \frac{2a_r}{M_1} [u_1(x/M_1) * h_1(x/M_1)] [f(x/M_1) * h_2(x)]. \end{aligned} \quad (6)$$

式(5)表明测量结果  $I(x_s)$  与样品内部结构复振幅反射率分布  $r_s(x)$  具有线性关系.上述分析表明,虽然系统采用弱相干光照明,但由于引入了参考光,并且参考光与信号光具有相同方向及匹配光程差,照明光斑内各物点在像平面的响应,实际上是按复振幅迭加,所以系统具有相干成像的特征.因此 OCT 系统对于高斯像面的图像传输,相当于一复振幅的线性空间不变系统.其有效点振幅扩散函数为  $g(x)$ .

## 2 OCT 系统横向相干传递函数

对于复振幅的线性空间不变系统,可用相干传递函数描述成像性能.由傅里叶光学理论可知,物体的周期分量是由其空间频谱决定的,由物体振幅反射率函数作傅里叶变换即可得到.对式(5)两端求二维傅里叶变换,得:

$$\tilde{I}(\vec{l}) = G(\vec{l})R_s(\vec{l}), \quad (7)$$

式(7)中  $\tilde{I}(\vec{l})$  为测量结果  $I(x)$  的傅氏变换式;  $\vec{l} = (l_x, l_y)$  是横向空间频率;  $G(\vec{l})$  为 OCT 系统的二维相干传递函数,它描述了 OCT 系统对物体振幅反射率中各周期分量的变化.忽略常数,并考虑到光学系统具有圆对称性,有

$$G(l) = [U_1(M_1l)]P_1(\lambda d, l) * [F_2(M_2l)P_2(\lambda d, l)], \quad (8)$$

式(8)中  $U_1, F_2$  分别是照明光纤、收集光纤中传导模的傅氏变换式,在高斯近似下,芯径为  $r_0$  的单模光纤中模振幅分布  $f(r)$  为<sup>[6]</sup>

$$f(r) = \exp[-(1/2)(r/r_0)^2]. \quad (9)$$

相应的傅氏变换式为

$$F(l) = 2\pi\gamma_0^2 \exp[-(1/2)(2\pi\gamma_0 l)^2], \quad (10)$$

在 OCT 系统中  $P_1, P_2$  是同一个光瞳函数,不考虑物镜像差时光瞳函数为

$$P_1(r) = \text{circ}(r/a_0) \quad (11)$$

式(11)中  $a_0$  为光瞳半径.将式(10)、(11)代入式(8)得归一化相干传递函数为

$$G(l) = \frac{2}{\pi} [1 - \exp(-A/d_0^2)]^{-1} \exp(-BM^2l^2) \int_0^{z/2} [1 - \exp(-4BM^2l_0^2)] d\theta, \quad (12)$$

式(12)中  $A = (2\pi a_0 r_0 / \lambda)^2, B = \pi^2 r_0^2, M = d_0 / d_0,$

$$l_0 = -\frac{l}{2} \cos\theta + \left[ \left( \frac{a_0}{\lambda d_0} \right)^2 - \frac{l^2}{4} \sin^2\theta \right]^{1/2}. \quad (13)$$

图 3 为式(12)的数值模拟结果,由图 3 可知, OCT 系统横向相干传递函数具有低通特性.系统测量的是结构的低频信息.由式(13)可求得系统截止频率为

$$l_c = \frac{2a_0}{\lambda} \left( \frac{1}{f} - \frac{1}{d_0} \right). \quad (14)$$

式(14)表明,  $l_c$  与  $f$  成反比,与  $a_0$  成正比.实际上,随着  $d_0$  的增加,高斯像面向透镜方向移动,会使截止频率升高;减小  $f$  与增大  $a_0$  都会引起透镜数值孔径增大,也会增大截止频率.图 3 的数值模拟结果对选择系统参数具有重要意义.图 3(a)表明间隔  $d_0$  较小时,  $d_0$  的变化对带宽影响不大.应用中为保持样品与透镜间有足够的间隔,  $d_0$  取值较小.由图 3(a)可知,

选择较小的  $d_0$ , 不会严重影响成像性能. 图 3(b) 表明, 随焦距  $f$  增大, 系统带宽急剧下降, 实际应用中为了测量有一定离焦量的样品内部结构, 常采用长焦距镜头. 由模拟结果可知, 这是以牺牲系统横向带宽为代价的. 图 3(c) 表明, 随光瞳孔径增大, 截止频率升高, 但进一步增大对成像性能影响不大.

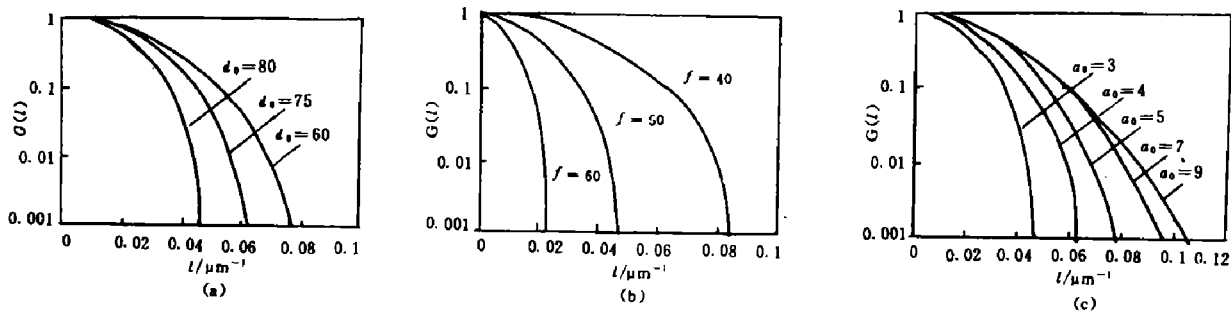


图 3 归一化的 OCT 系统相干传递函数随  $d_0, f, a_0$  变化关系

(a) 改变间隔  $d_0$  (b) 改变焦距  $f$  (c) 改变光瞳孔径  $a_0$

Fig. 3 Normalized CTF of the OCT system as a function of  $d_0, f, a_0$  for

(a) different  $d_0$  (b) different focus  $f$  (c) different pupil radius  $a_0$

### 3 背景能量的抑制

在 OCT 系统的二维相干传递函数推导中, 没有考虑离焦样品结构对测量信号的影响. 在弱物体近似下, 偏离高斯像面的样品结构, 也会产生反射或后向散射光, 并且可能比高斯像面上反射光还强(由样品本身结构特点决定). 离焦面产生的反射光与参考光干涉同样受到光源自相干函数调制. 由于所用光源 SLD 具有弱相干性, 当参加干涉的光波相位失配增大时, 产生的干涉光强值急剧下降. 因此, OCT 系统对背景能量有极大的抑制作用. 光源相干长度越短, 对背景抑制能力越强<sup>[9]</sup>.

### 4 结论

本文在弱物体近似下从理论上研究了 OCT 系统横向图像形成过程. 分析表明 OCT 系统是一复振幅的线性空间不变系统, 从而完全可用相干传递函数描述图像形成及评价系统成像性能. 所求的 OCT 系统二维相干传递函数及其数值模拟表明, 当样品面及参考面均处于照明系统高斯像面时, 系统仅传递样品低空间频率的结构信息. 选择较小光纤-透镜间隔仅会引起系统带宽稍稍下降, 对成像效果影响不大. 采用长焦距镜头时会使得系统带宽急剧下降, 从而严重影响成像效果. 光瞳过大对改善系统性能意义不大. 另外, OCT 系统对离焦背景有较强滤除的作用, 从而具有截面分析能力.

## 参考文献

- 1 Hunagn D, Swanson A, Lin C P, *et al.* *Science*, 1991, **254**(11): 1178~1181
- 2 Schmitt J M, Knuttel A, Bonner R F. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(3): 6032~6041
- 3 Hee M R, Huang D, Swanson E A, *et al.* *J. Opt. Soc. Am. B*, 1992, **9**(8): 903~908
- 4 骆清铭. 激光与生物组织相互作用理论及医学应用研究, 华中理工大学光电子系博士学位论文, 1993
- 5 Streibl N. *Opt. Acat*, 1984, **31**(11): 1233~1241
- 6 Gu M, Sheppard C J R, Gan X. *J. Opt. Soc. Am.*, 1991, **8**(11): 1755~1761
- 7 王之江, 伍树东. 成像光学, 北京: 科学出版社, 1991, 238~241
- 8 Born M, Wolf F. *Principles of optics* (6th ed.), Berlin: Pergamon Press, 1980; 杨葭荪, 等译. 光学原理, 北京: 科学出版社, 1985, 415~417
- 9 曾绍群, 骆清铭, 刘贤德, 等. 量子电子学, 1995, **12**(3): 283~286

## ANALYSIS OF TWO-DIMENSIONAL IMAGE FORMATION IN OPTICAL LOW-COHERENCE TOMOGRAPHY SYSTEM \*

Zeng Shaoqun Luo Qingming Liu Xiande Pan Yintian Li Zaiguang

(Huazhong University of Science & Technology,

Department of Optoelectronic Engineering Wuhan, Hubei 430074, China)

**Abstract** Two-dimensional image formation in OCT system was analyzed based on the weak object approximation. It was proved that the OCT system behaves as a linear shift invariance system. The derived 2-D CTF shows that the system performs as a low-pass filter. Smaller distance between the fiber and the lens will not spoil the performance seriously. Decreasing the focus and enlarging the pupil will broaden the system bandwidth, and improve the imaging performance.

**Key words** optical low-coherence tomography, coherent transfer function, system analysis.

---

\* The project supported by the National Defence Preliminary Research Foundation of China