

# OCT 图像畸变的消除——相关峰值扫描重定位算法\*

向际鹰 吴 震 骆清铭 曾绍群 张 平 黄德修  
(华中理工大学光电子系 武汉 430074)

**提要** 分析了 OCT 系统中某些导致图像畸变的因素,提出了相应的补偿算法——“相关峰值扫描重定位算法”。从图像的相关峰值位置函数中,将样品本身灰度特征的变化规律和畸变特征用数字滤波的方法分离开来。分析了噪声对相关运算的影响及用灰度门限抑制噪声的措施。讨论了算法的容错性,通过对重定位量加以限制,避免了严重错位引起的重定位阶跃失真。对算法存在的累积误差等局限性提出了改进建议。给出了畸变图像的恢复实例。

**关键词** 弱相干层析技术,傅里叶变换,互相关,数字滤波,畸变

## 1 引 言

近几年来,光学弱相干层析技术(OCT)<sup>[1]</sup>由于其在临床医学中的巨大应用潜力而得到迅速发展。OCT 采用弱相干技术对样品内的散射体进行精确定位及检测,极适合于对视网膜及黄斑疾病的早期诊断<sup>[2]</sup>,其在皮肤、肠、胚胎、血流速度检测等领域的应用前景也极为乐观<sup>[3]</sup>,目前已成为显微领域中一个极为活跃的分支<sup>[2,3]</sup>。

我们研制的一套 OCT 实验系统的结构简图如图 1 所示,其纵向分辨率可达  $10.7 \mu\text{m}$ ,信噪比高达 115 dB。光源发出的弱相干光经耦合器分束,分别进入信号臂与参考臂,信号臂的出纤光束经横向扫描器(y 扫描)偏转,照射样品内部,样品的一部分散射光原路返回,一部分到达探测器。参考光被一个运动的反射镜(z 扫描)反射后,一部分达到探测器与信号光混频。只

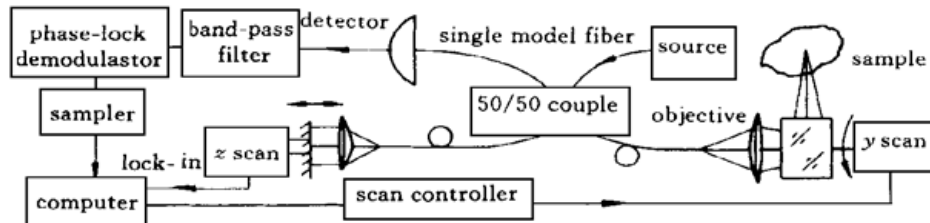


图 1 光学相干层析成像系统原理简图

Fig. 1 Schematic of the optical coherence tomography

\* 国家自然科学基金(编号: 39570678)资助项目。

收稿日期: 1999-01-11; 收到修改稿日期: 1999-02-28

有与信号光时延匹配的参考光才能对干涉项产生贡献。干涉信号将被外差拍频所调制,对探测结果在多普勒频移处进行窄带滤波得到干涉交叉项,经锁相相关解调获得各扫描时刻散射信号包络。之后进行图像信号采集、处理、重定位、恢复及显示<sup>[4]</sup>。

研究发现,在 OCT 系统中,存在一些导致图像畸变的因素,如(1)扫器的速度较慢,致使在采集活体图像时产生运动模糊;(2)纵向扫描速度不均匀导致的采样点抖动;(3)同步位置传感器受干扰或重复性差导致的扫描错位。

根据相对运动的原理,以上三种失真具有等效性<sup>[5]</sup>。在以下讨论中,将其统称为图像畸变。就目前的技术水平来看,单纯依赖扫描器提速不太现实。这是因为,首先,对机械扫描装置来说,受惯性所限,在高速运行时,往往难以保持长距离的匀速往复运动;其次,OCT 信噪比与扫描速度成反比,扫描器提速将使信噪比降低<sup>[6]</sup>。

既然扫描器提速存在一定困难,那么是否存在某种算法,可从实测图像中提取出畸变信息,对其加以抑制,以期恢复出真实图像。在研究中我们发现相邻行的相关峰值位置携带畸变信息,因此从分析相关峰值入手,提出一种 OCT 图像畸变的补偿算法——“相关峰值扫描重定位算法。”

## 2 数学模型及相关峰值重定位算法

在 OCT 中, $z$  方向扫描速度最快,其次是  $y$  方向。在样品中取  $z$ - $y$  截面,设其真实灰度分布为  $f(z, y)$ , 实测灰度分布为  $g(z, y)$ 。下面分析由图像的畸变造成的扫描点错位。

对于  $z$  方向扫描器而言,其有效区段(线性区段)只占整个运行周期的一部分,加之  $z$  方向是快扫描,因此完成一行成像的时间是极短的。为此,可假设畸变量在一行内保持不变,这不会对重定位引入太大误差。此时畸变量只与横向位置  $y$  有关,记为  $\Delta z(y)$ , 则有

$$g(z, y) = f[z + \Delta z(y), y] \quad (1)$$

由于 OCT 的空间分辨率很高,相邻两行位置接近,其图像特征应有一定的相关性,对真实图像来说,有

$$r_f(z, y) = f(z, y) \star_z f(z, y + 1) = \sum_{i=1}^{L_z} f(i, y) f(i - z, y + 1) \quad (2)$$

其中  $r_f(z, y)$  为真实图像第  $y$  行与第  $y + 1$  行的相关函数,  $\star_z$  表示  $z$  方向上的一维互相关运算,  $L_z$  为纵向扫描点数。相应地,对实测图像,有

$$r_g(z, y) = g(z, y) \star_z g(z, y + 1) = \sum_{i=1}^{L_z} g(i, y) g(i - z, y + 1) \quad (3)$$

其中  $r_g(z, y)$  为实测图像第  $y$  行与第  $y + 1$  行的相关函数,代入  $g(z, y)$  的表达式得

$$r_g(z, y) = \sum_{i=1}^{L_z} f[i + \Delta z(y), y] f[i - z + \Delta z(y), y + 1] \quad (4)$$

当  $\Delta z$  取值较小时,有

$$r_g(z, y) \approx \sum_{i=1}^{L_z} f[i, y] f[i - z + \Delta z(y + 1) - \Delta z(y), y + 1] = r_f[z + \Delta z(y) - \Delta z(y + 1), y] \quad (5)$$

设真实图像相关函数峰值位置为  $z_{\max}(y)$ , 则由上述求得实测图像相关函数峰值位置为

$$z'_{\max}(y) = z_{\max}(y) + \Delta z(y + 1) - \Delta z(y) \quad (6)$$

注意到  $z_{\max}(y)$ ,  $z'_{\max}(y)$  均为相对量,只能描述第  $y$  行和第  $y + 1$  行的相对关系。为获得图像整体信息,可将其逐行累加,得到一组描述“扫描位置”的函数

$$z_f(y) = \sum_{i=1}^y z_{\max}(i) \quad (7)$$

$$z_g(y) = \sum_{i=1}^y z'_{\max}(i) = \sum_{i=1}^y z_{\max}(i) + \Delta z(y+1) - \Delta z(1) = z_f(y) + \Delta z(y+1) - \Delta z(1) \quad (8)$$

为简化讨论,可忽略上式中的常数项  $\Delta z(1)$ , 即

$$z_g(y) = z_f(y) + \Delta z(y+1) \quad (9)$$

上式表明, 实测图像的扫描位置函数由两部分组成, 其一是真实图像的扫描位置函数  $z_f(y)$ , 它描述了真实样品灰度特征的变化规律; 其二是畸变量函数  $\Delta z(y+1)$ , 它描述了由扫描非匀速、样品运动及同步位置误差等造成的失真。

由于 OCT 的分辨率很高, 行间距非常小, 可认为相邻两行图像特征类似, 即扫描位置函数  $z_f(x)$  是一个缓变信号, 而相对来说畸变函数则变化较快, 可认为  $\Delta z(y+1)$  是一个高频信号, 由于两部分信号是简单叠加的, 因此有可能用数字滤波的方法将二者分离开来。为此, 首先求实测图像相邻行相关函数  $r_g(y, z)$

$$r_g(z, y) = g(z, y) \star_z g(z, y+1) = g(z, y) \odot_z g(-z, y+1) \quad (10)$$

其中符号  $\odot_z$  表示  $z$  方向上的一维卷积运算。卷积可用快速傅里叶变换计算

$$r_g(z, y) = g(z, y) \odot_z g(-z, y+1) = \text{Fourier}_z^{-1}[G(f_z, y)G(-f_z, y+1)] \quad (11)$$

其中  $G(f_z, y)$  为  $g(z, y)$  沿  $z$  方向的傅里叶变换。逐行累加相关峰值计算, 得该行的扫描位置函数为

$$z_g(y) = \sum_{i=1}^y z'_{\max}(i) \quad (12)$$

其中  $z'_{\max}(i)$  为  $r_g(z, y)$  取最大值时  $z$  的取值。如前所述,  $z_g(y)$  由  $z_f(y)$  和  $\Delta z(y+1)$  叠加而成, 而  $z_f(y)$  是缓变信号,  $\Delta z(y+1)$  是高频信号, 因此可认为  $z_g(y)$  低通滤波得到的信号就是  $z_f(y)$ 。将二者相减得到  $\Delta z(y+1)$ , 用它来给实测图像重新定位, 从而得到恢复后的图像

$$f(z, y) = g[z - \Delta z(y), y] \quad (13)$$

## 3 讨 论

### 3.1 噪声对相关运算的影响

在实际 OCT 图像中, 噪声的存在使情况不会象以上所分析的那样简单。尤其是对不透明样品如纸片成像时, 由于有效脉冲极窄, 远小于整个扫描范围, 大量噪声参与相关运算, 有效脉冲对相关函数的贡献相对来说较小, 这使得相关峰值及位置函数出现大幅度的随机摆动。图 2(a) 为对纸片采样的扫描位置函数, 坐标均以采样间距(即“点间距”)为单位,  $y$  方向点间距为  $3.8 \mu\text{m}$ ,  $z$  方向点间距为  $3 \mu\text{m}$ , 下同。在图 2(a) 中,  $A, B, C$  三点均出现了大幅度的阶跃变化, 这说明在该三点处, 噪声相关的影响已大于信号相关。此时, 阶跃响应被滤波运算平滑后在三点附近将导致重定位误差。图 3(a) 为纸张的原始 OCT 图像, 图 3(b) 为其重定位图像, 可见三个阶跃变化已足以使整幅重定位图像面目全非。

一般来说, 噪声的幅度小于信号幅度, 可以考虑设立一个灰度门限, 灰度值低于该门限的像素不参与相关运算, 该措施可基本剔除噪声对相关运算的影响。由于相关运算的目的只是为后续的重定位运算求出偏移量, 而从理论上讲, 只要有一个信号峰值参与运算, 就可正确取到相关峰值位置, 因此, 虽然灰度门限在抑制噪声的同时也将部分信号排除在相关运算之外, 但对重定位结果却影响甚小。图 2(b) 为灰度剪取后的扫描位置函数, 图 3(c) 为相应的重定位图

像。可见灰度剪取对  $A, B, C$  三点的阶跃干扰有明显的抑制作用。

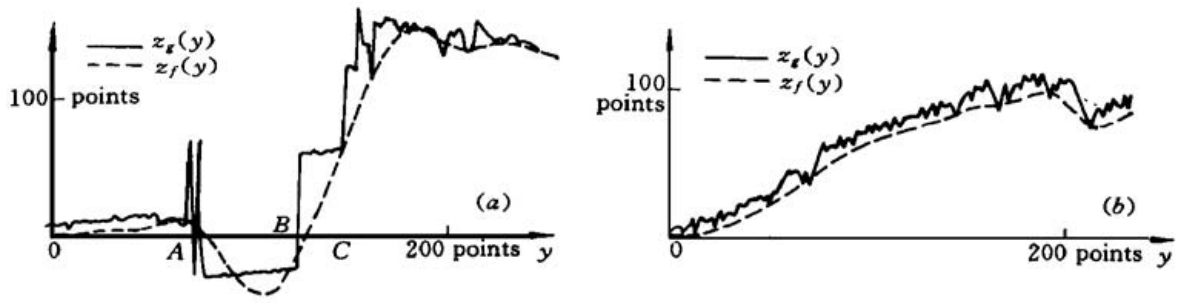


图 2 扫描位置函数(样品为纸片)

(a) 未作灰度剪取; (b) 灰度剪取后

Fig. 2 Position function (paper)

(a) without gray cut; (b) after gray cut

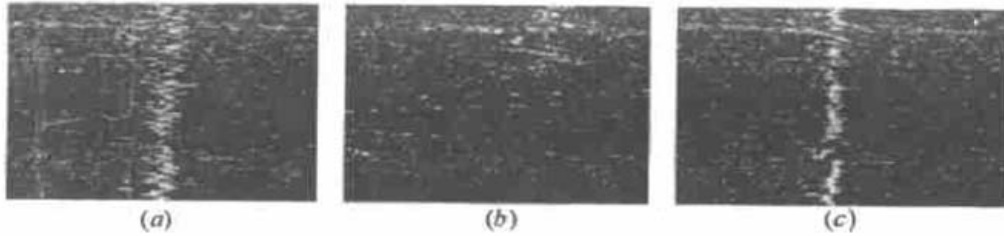


图 3 原始图像 (a), 未作灰度剪取的重定位图像 (b) 及灰度剪取后的重定位图像 (c)

Fig. 3 Original image (a), re-registered image (without gray cut) (b) and re-registered image (after gray cut) (c)

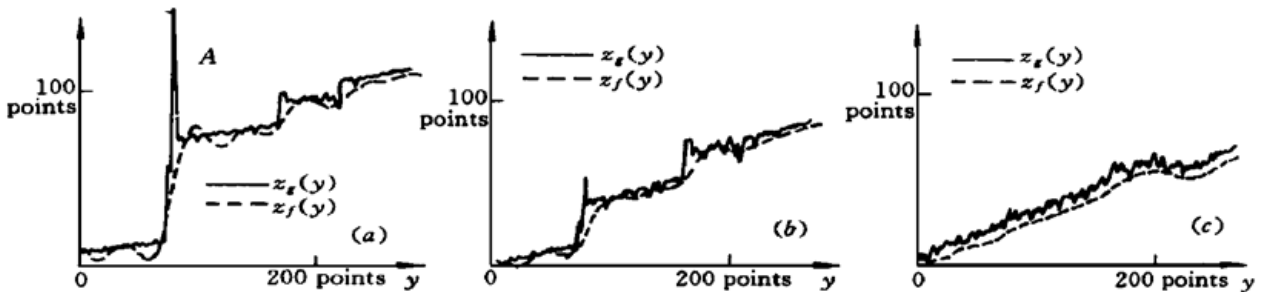


图 4 有机玻璃片弱相干信号滤波前后的信号

(a) 不限重定位量; (b) 最大重定位量 5%; (c) 最大重定位量 1%

Fig. 4 The low coherence signal of an organoglass before and after the digital filtering

(a) no limit for re-registration; (b) limit the re-registration degree below 5%; (c) limit the re-registration degree below 1%

### 3.2 算法的容错性

在 OCT 扫描过程中, 可因机械原因导致个别扫描线严重错位, 这种情况一般不多且呈离散分布, 因此在原始图像中往往无法察觉。然而, 如前所述, 在计算相关峰值时即使只有一行出现误差, 其影响都会遍及全图, 因此在重定位时还应考虑算法的容错性。由于 OCT 图像分辨率较高, 相邻两行的结构相近, 相关程度较大, 其相关峰值位置应接近于 0。因此, 可对  $z'_{\max}(y)$  的取值加以限制, 越界的情况被认为是发生扫描故障。通过这一措施可极大地消除因机械原因导致的重定位误差。

在图 4(a) 所示的有机玻璃片扫描位置函数中,  $A$  点由于机械原因出现扫描线严重错位,

产生阶跃响应,经滤波运算平滑后产生如图 4(b) 所示的重定位误差。而在图 4(c) 中,将重定位量限制于 1% 以内,则在图 4(b) 中误差基本消失。图 5 为有机玻璃板 OCT 图像直接重定位和限制重定位量时图像的对比。图 5 (b) 中曲线的断点就对应于图 4(a) 中的 A 点。该断点在图 5(c) 中基本消失。

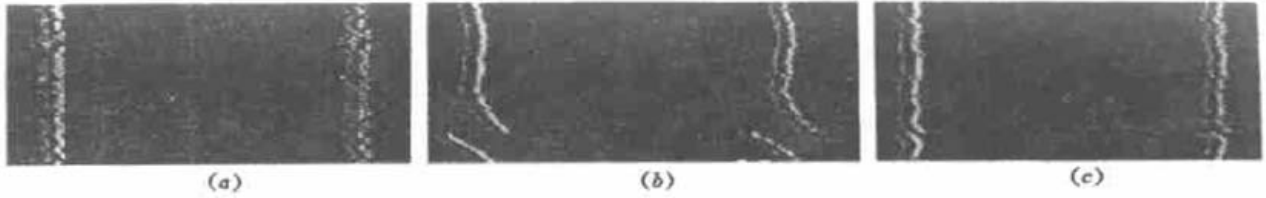


图 5 有机玻璃片 OCT 图像,尺寸 800 mm×128 mm

(a) 原始图像;(b) 直接重定位;(c) 最大重定位量 1%

Fig. 5 The OCT image of an organoglass, the size of the image is 800 mm×128 mm

(a) the original image; (b) directly re-register; (c) limit the re-registration degree below 1%

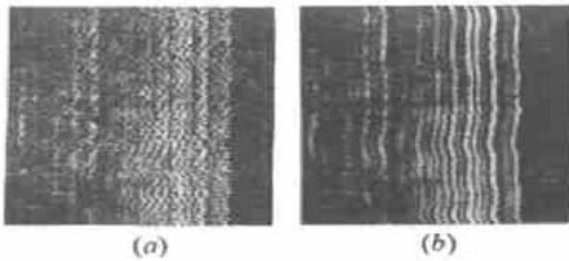


图 6 多层薄膜

(a) 原图像;(b) 重定位后

Fig. 6 Multi-layer films

(a) original image; (b) after re-registration

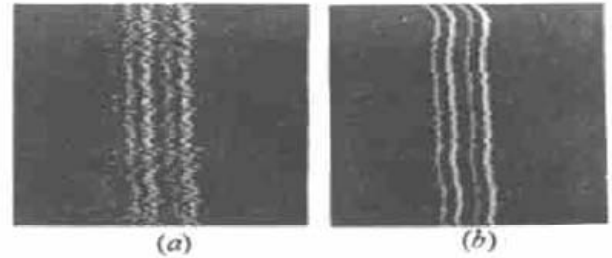


图 7 盖玻片

(a) 原图像;(b) 重定位后

Fig. 7 Coverglass

(a) original image; (b) after re-registration

我们将相关峰值扫描重定位算法集成于 OCT 主控软件“OCT 扫描图像工作平台(3D Wordshop for OCT)”中。算法中的滤波参数、灰度剪取门限、最大重定位量等参数可由用户给定,由于相关运算及数字滤波均采用 FFT,因此运算速度相当快,处理一幅 OCT 图像只需数秒。图 6 和图 7 为两组实例图像,分别给出了原图像和重定位后的图像,从两幅图像对比中可清晰地看出相关峰值重定位算法对像质的改善效果。

目前该算法还存在一定局限性,首先,算法假设  $z_f(y)$  是缓变信号,而  $\Delta z(y+1)$  是高频信号,因此滤波后某些与样品高速运动有关的信息将丢失。此外,由于扫描位置函数  $z_g(y)$  是由相关峰值函数  $z'_{max}(i)$  累加而成,因此后者的误差将在  $z_g(y)$  中累积起来,这就是该算法的累积误差。如在图 8(a) 中,由原图像看位置函数本应在 0 值附近波动,而图 8(a) 中相关峰值计算出的  $z_g(y)$  却越来越大。这样当滤波参数取值过大时,重定位图像就会向一侧倾斜,如图 8(c) 所示。可通过减小滤波参数来避免这种情况。实践证明,高频滤掉 90% 时(如图 8(d)),对一般的 OCT 图像都能得到较理想的效果。

对位置函数进行数字滤波时,在定义域扩展部分采用线性插值,虽然可大大减小 0 扩展所引起的断点失真,但仍会遗留部分失真,即线性插值对某些图像来说不是最好的模型。对此今后应考虑进行改进。

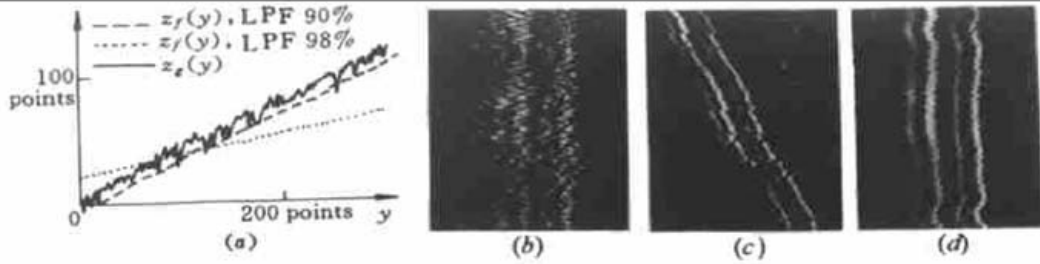


图 8 相关峰值扫描重定位算法的累积误差

(a) 位置函数; (b) 原图像; (c) 重定位后(滤波 98%); (d) 重定位后(滤波 90%)

Fig. 8 The cumulative errors of the peak crosscorrelation scan re-registration algorithm

(a) position function; (b) original image; (c) the image after re-registration (98% of the high frequency element is filtered); (d) the image after re-registration (90% of the high frequency element is filtered)

### 参 考 文 献

- 1 Guillermo J. Tearney, Mark E. Brezinski, Brett E. Bouma *et al.*. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography. *Science*, 1997, **276**(5321): 2037~ 2039
- 2 David A. Benaron, Wai-Fung Cheong, David K. Stevenson. Tissue optics. *Science*, 1997, **276**(5321): 2002~ 2003
- 3 Zhongping Chen, Thomas E. Milner, Shyam Srinivas *et al.*. Noninvasive imaging of *in vivo* blood flow velocity using optical Doppler tomography. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(14): 1119~ 1121
- 4 Xiang Jiying, Wu Zhen, Zhang Ping *et al.*. An FFT based restoration algorithm for deep layer attenuation of three dimensional scanning images. *Chinese J. Lasers* (中国激光), 1998, **A25**(9): 841~ 846 (in Chinese)
- 5 Xiang Jiying, Wu Zhen, Zhang Ping *et al.*. A sampling method for scanning images based on "closed loop pixels clock generator". *J. Huazhong University of Science and Technology* (华中理工大学学报), 1997, **25**(Sup. 2): 72~ 74 (in Chinese)
- 6 J. M. Schmitt. Array detection for reduction in optical coherence microscopy. *Phys. Med. Biol.*, 1997, **42**: 1427~ 1439

## Recovery of the Distorted OCT Images

### ——the Peak Crosscorrelation Scan Re-registration Algorithm

Xiang Jiying Wu Zhen Luo Qingming Zeng Shaoqun Zhang Ping Huang Dexiu

(Department of Optoelectronic Engineering, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074)

**Abstract** "Peak crosscorrelation scan re-registration" algorithm aiming at the recovery of the distorted OCT images is proposed in this paper. The image distortion related factors are analysed theoretically. Digital filtering allows the distortion information to be derived from the peak crosscorrelation functions. A gray threshold is set to avoid the influence of the noise in crosscorrelation. To reduce unexpected misregistration induced re-registration fault, the maximum value of re-registration is limited, as a result the fault-tolerance of the algorithm is greatly improved. In addition, the paper also gives the distorted images and the restored ones, together with the suggestions to decrease the cumulating errors of the algorithm.

**Key words** low coherence tomography, Fourier transfer, crosscorrelation, digital filter, distortion