

文章编号: 0253-2239(2006)03-0515-6

# 光学相干层析图像层状结构的增强与定量测量\*

朱 毅<sup>1,2</sup> 何永红<sup>2</sup> 李 鹏<sup>2</sup> 何卫红<sup>2</sup> 高应俊<sup>1</sup> 曾 楠<sup>2</sup> 马 辉<sup>2</sup>

(<sup>1</sup>暨南大学理工学院光电工程系, 广州 510632  
<sup>2</sup>清华大学深圳研究生院光学检测与成像实验室, 深圳 518055)

**摘要:** 光学相干层析(OCT)成像技术对于眼底等层状组织的定量测量有赖于光学相干层析图像中层状结构的提取。为了对原始光学相干层析图像进行预处理以有效地去除图像中的噪声及散斑、增强图中的层状结构,并更好地保护图像中的层状结构,进而更准确地定量测量图像中有重要意义的层状结构的光程信息,提出在相干增强各向异性扩散(CED)算法中引入二阶导数项以控制沿相干方向的扩散强度,并将引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法应用于不同样品的的光学相干层析图像。结合在预处理后图像中层状结构位置的查找结果与样品的折射率信息,实现了对光学相干层析图像中有重要意义的层状结构厚度的定量测量。实验结果表明,使用引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法对光学相干层析图像预处理有利于对图中重要层状结构的更准确测量。

**关键词:** 医用光学与生物技术; 光学相干层析成像; 相干增强各向异性扩散; 定量测量; 二阶导数; 层状结构  
中图分类号: O436.2 文献标识码: A

## Enhancement and Quantitative Measurement of Layer Structures in Optical Coherence Tomographic Images

Zhu Yi<sup>1,2</sup> He Yonghong<sup>2</sup> Li Peng<sup>2</sup> He Weihong<sup>2</sup> Gao Yingjun<sup>1</sup> Zeng Nan<sup>2</sup> Ma Hui<sup>2</sup>

(<sup>1</sup> Department of Optoelectronic Engineering, Ji'nan University, Guangzhou 510632  
<sup>2</sup> Laboratory of Optical Imaging and Sensing, Shenzhen Graduate School of Tsinghua University, Shenzhen 518005)

**Abstract:** The quantitative measurements of layer tissues, such as eyeground, in optical coherence tomographic (OCT) imaging depend on the extraction of layer structures. The second derivative item is introduced to control diffusion along coherence orientation in coherence enhancing diffusion algorithm (CED). The method is expected to preprocess the original optical coherence tomographic images to remove noise and speckle, enhance and protect the layer structure, and realize more accurate quantitative measurement for the significant layer structure of images. The coherence enhancing diffusion algorithm with a second derivative item is used in optical coherence tomographic images for different samples. The quantitative measurement for the thickness of significant layer structures in optical coherence tomographic images is done, by combining the location of the layer structure and sample refractivity information in the preprocessed images. Experimental results show that it is helpful to preprocess the optical coherence tomographic images with the modified algorithm for more accurate measurement of significant layer structures.

**Key words:** medical optics and biotechnology; optical coherence tomography; coherence enhancing diffusion (CED); quantitative measurement; second derivative; layer structure

## 1 引 言

光学相干层析(Optical coherence tomography, OCT)成像技术是一种具有高分辨力、非接触、无

损、实时、可重复性等优点的新型横断面影像学技术。自从 1991 年 David Huang<sup>[1]</sup> 成功使用光学相干层析系统对人眼视网膜中的显微结构和冠状动脉

\* 国家自然科学基金(60608019、60578003)、广东省攻关项目(2005B16001149)资助课题。

作者简介: 朱 毅(1983—),男,江西吉安人,硕士研究生,主要从事光学相干层析方面的研究。

E-mail: roseoxygen@hotmail.com

导师简介: 何永红(1971—),男,安徽太湖人,副教授,硕士导师,主要从事生物医学光学方面的研究。

E-mail: heyh@sz.tsinghua.edu.cn

收稿日期: 2006-08-23; 收到修改稿日期: 2006-09-20

壁进行成像以来,光学相干层析在医学临床应用<sup>[2]</sup>、材料检测<sup>[3]</sup>等很多领域都获得了巨大进展,国内在这方面也有不少有意义的应用研究<sup>[4~6]</sup>。

由于光学相干层析的种种优点,从光学相干层析图像中提取出层状结构信息是非常有意义的。例如眼科临床中广泛应用的光学相干层析系统可获取人眼的光学相干层析图像并提取出黄斑中心凹神经上皮层、视神经纤维层的厚度,为青光眼等眼科疾病的监测及诊断提供了重要依据。但是,在一个实际的光学相干层析系统中,光源、检测电路<sup>[7]</sup>、振镜<sup>[8]</sup>等都会带来噪声,另外光学相干层析图像中还存在着多次散射造成的散斑,这些噪声以及散斑加大了定量提取层状结构信息的难度及误差。用光学相干层析系统进行边界检测及厚度测定<sup>[9]</sup>,其中 92% 的眼睛检测案例都存在着误差,并且 13.5% 的眼睛检测案例中存在着明显的错误。因此,为了能很好的提取出图像中的层状结构信息,对原始图像进行预处理,滤除图像中的噪声并增强图像中的层状结构是非常必要的。

光学相干层析图像去噪处理中经常使用的高斯滤波、中值滤波等算法均未考虑图像形状特征,在去噪的同时也模糊甚至破坏了图像的特征。而基于偏微分方程的各向异性扩散算法根据图像的不同特性决定扩散速度,能够兼顾噪声消除和特征保持,该类算法自从 1990 年 Pietro Perona 和 Jitendra Malik 提出以来<sup>[10]</sup>,已经得到了广泛的应用。针对算法无法增强图像中定向结构的缺陷<sup>[10]</sup>,Joachim Weickert<sup>[11]</sup>于 1999 年提出了相干增强各向异性扩散(Coherence enhancing diffusion,CED)算法,利用局部图像结构控制扩散过程,从而很好地滤除噪声并增强图像中的定向结构。但是发现在使用相干增强各向异性扩散算法的同时也带来了层状结构位置失真,影响了定量测量的准确性。为此,本文提出在相干增强各向异性扩散算法基础上引入二阶导数项以控制沿相干方向的扩散强度,利用此算法对原始光学相干层析图像预处理能在有效地去除图像中的噪声及散斑、增强图中的层状结构的基础上更好地保护图中的层状结构的位置,进而能更准确地定量获取图像中有重要意义的层状结构的光程信息。

## 2 光学相干层析成像系统

光学相干层析系统的核心是迈克耳孙干涉仪,它的结构原理如图 1 所示。光源发出的弱相干光经光纤耦合器平均分成两束,一束入射到参考臂上,经

过快扫描延迟系统产生群延迟<sup>[12]</sup>,另一束经由样品臂振镜入射到样品上,这两束光沿原路返回后在耦合器内发生干涉并到达探测器。探测到的信号经差分放大、带通滤波转化为干涉强度信号。由于使用的光源相干长度很短,这使得参考臂反射回来的光只能与样品某一特定深度的散射光发生干涉,通过改变参考臂的群延迟,则能获得样品不同深度的层析图像。再让样品镜作直线匀速扫描,就可以获得样品的二维层析图像。

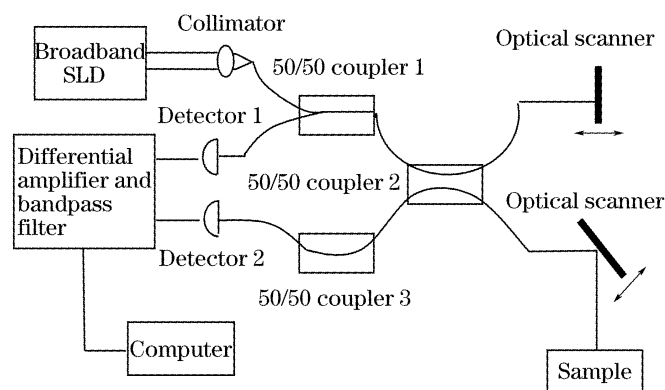


图 1 光学相干层析系统结构图

Fig. 1 Structure of the optical coherence tomographic system

## 3 相干增强各向异性扩散算法

考虑下面的偏微分方程(1),相干增强各向异性扩散算法通过求解(1)式得到一组层状结构逐渐增强的图像。

$$\begin{cases} \partial u / \partial t = \nabla \cdot (\mathbf{D} \nabla u), \\ u(x, y, 0) = u_0(x, y), t \in [0, T], \end{cases} \quad (1)$$

其中  $u(x, y, t)$  为原始图像  $u_0(x, y)$  在不同扩散时间的一组逐渐平滑的图像;扩散张量  $D$  是一个适合于局部图像结构的正定对称矩阵。在二维图像中,局部图像结构由下式定义的构造张量确定:

$$\mathbf{J}_\rho(\nabla u_\sigma) = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{12} & J_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G_\rho * (u_\sigma)_x^2 & G_\rho * [(u_\sigma)_x (u_\sigma)_y] \\ G_\rho * [(u_\sigma)_x (u_\sigma)_y] & G_\rho * (u_\sigma)_y^2 \end{bmatrix}, \quad (2)$$

其中  $u_\sigma = u * G_\sigma$ ,  $G_\sigma$  是标准偏差为  $\sigma$  的高斯函数,  $G_\rho$  是标准偏差为  $\rho$  的高斯函数,  $*$  代表卷积。构造张量  $\mathbf{J}_\rho$  的特征向量给出了局部方位,对应的特征值表示沿该方向的局部衬比度。将扩散张量  $\mathbf{D}$  选取为与构造张量  $\mathbf{J}_\rho$  有相同的特征向量及不同特征值  $\lambda_1, \lambda_2$  的矩阵<sup>[11]</sup>。扩散张量的特征值  $\lambda_1, \lambda_2$  的大小决定了扩散过程在  $\mathbf{J}_\rho$  的特征值  $\mu_1, \mu_2$  ( $\mu_1 \geq \mu_2$ ) 各自对应的特征向量的方向,即垂直于相干方向<sup>[11]</sup>与平行于相干

方向上的扩散强度。按下面的(3)式、(4)式选取 $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ <sup>[11]</sup>, 通过将 $\lambda_1$ 设定为一个很小的正值, 控制图像中各点在垂直于相干方向上几乎不进行平滑。而在平行于相干方向上进行强度为 $\lambda_2$ 的平滑, 这样就能在保证边缘的同时对边缘处的噪声进行去噪处理, 从而很好地增强图像中的定向结构, 并同时较好的保持现状特征。

$$\lambda_1 = c_1, \quad (3)$$

$$\lambda_2 = \begin{cases} c_1, & \mu_1 = \mu_2 \\ c_1 + (1 - c_1) \exp\left[\frac{-c_2}{(\mu_1 - \mu_2)^2}\right], & \mu_1 \neq \mu_2 \end{cases} \quad (4)$$

#### 4 引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法及其实现

虽然相干增强各向异性算法能较好地保存图像的现状特征, 但是仍发现存在层状结构位置失真而造成测量误差。测量中的误差往往会造成不希望的结果, 例如对视网膜各层厚度的检测误差则会影响到疾病的诊断。为此, 希望光学相干层析图像的预处理算法能在滤除噪声、增强层状结构的同时更好地保护影响定量测量的主要图像特征。

由于在层状结构的界面上折射率的变化一般取局部极大值, 根据菲涅耳公式, 从样品臂反射回去发生干涉的信号也取极大值, 于是对层状结构位置的定位可以通过在每列数据中进行峰值查找来完成<sup>[13]</sup>。因此要对层状结构更好的定位, 则需要更好地保护每列数据上的峰值处的图像。注意到二阶导数在峰值点附近一般都拥有较大的绝对值, 在扩散过程中引入了列方向上二阶导数的贡献, 通过将控制平行于相干方向上扩散强度的 $\lambda_2$ 由(4)式改写为下面的(5)式, 抑制在各列数据中峰值点附近的扩散:

$$\lambda_2 = \begin{cases} c_1, & \mu_1 = \mu_2 \\ \frac{c_1 + (1 - c_1) \exp\left[-c_2 / (\mu_1 - \mu_2)^2\right]}{1 + (u_{yy}/k)^2}, & \mu_1 \neq \mu_2 \end{cases} \quad (5)$$

(5)式中参量 $k$ 的选取既要使得在绝对值较小的 $u_{yy}$ 处扩散受到较小的抑制, 保持原算法的优点, 又要对绝对值较大的 $u_{yy}$ 处的扩散进行较大程度的抑制以保持更多的图像特征。通过对实验效果的观察, 将 $k$ 选取为 $u_{yy}$ 灰度直方图中85%处灰度值的1.5倍。

在Matlab平台上实现了引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法, 具体步骤如下:

- 1) 由(2)式计算图像中每点的构造张量。
- 2) 计算 $k$ 及构造张量的特征值 $\mu_1, \mu_2$  ( $\mu_1 \geq \mu_2$ ), 并由(3)式、(5)式得出扩散张量 $D$ 的特征值 $\lambda_1, \lambda_2$ 。
- 3) 计算扩散张量 $D = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{bmatrix}$ 。
- 4) 求解 $u^{t+\Delta t} = u^t + \Delta t \sum_{i,j=1}^2 \partial_{xi} (d_{ij} \partial_{xj} u^t)$ , 其中 $0 < \Delta t < 0.25$ 。
- 5) 重复步骤1)~4)直到完成指定的迭代次数 $N$ 。

#### 5 实验及结果

在原始的光学相干层析图像中, 往往无法直接利用顺序峰值查找的方法自动确定各层状结构的位置。为了比较引入二阶导数项前后的相干增强各向异性扩散算法的效果, 首先利用光学相干层析系统对倾斜放置的玻片成像[图2(a)], 由于玻片的上、下界面高反射, 在图像中每个列数据中形成两个很明显的尖峰[图2(b)], 同时在图像中产生典型的噪声和散斑。这一图像模型中, 即使在原始光学相干层析图像中也能很容易找出界面位置, 进而可获得预处理后图像中的层状结构位置的失真程度。为了演示引入二阶导数项后的相干增强各向异性扩散算法能在保持原算法优点的同时能更好的保持图像特征, 选取了相同参量 $c_1 = 0.01, c_2 = 1, \sigma = 0.1, \rho = 0.1, \Delta t = 0.2, N = 200$ , 并将引入二阶导数项前后的相干增强各向异性扩散算法分别应用于图2(a), 并通过计算误差平方和的算术平均值对两种方法进行比较。误差平方和的算术平均值定义为

$$\Delta E = \sum (z_i - Z_i)^2 / N, \quad (6)$$

其中 $z_i$ 为预处理后的图像中深度方向上的数据,  $Z_i$ 为原始图像中深度方向上的数据,  $N$ 为图像中的列数。通过计算得出, 使用相干增强各向异性扩散算法后载波片的两个界面间距离的误差平方和的算术平均值为 $148.7 \mu\text{m}^2$ , 界面位置的误差平方和的算术平均值为 $101.6 \mu\text{m}^2$ , 而使用引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法后分别为 $80.3 \mu\text{m}^2$ 与 $51.6 \mu\text{m}^2$ 。并且从典型的一系列数据[图2(c), 图2(d)]中也能直观地看出, 引入二阶导数项后的算法基本保持了原算法滤除噪声、增强层状结构的优点, 并同时保留了更多的图像特征。由此可以得出结论, 引入二阶导数项后的相干增强各向异性扩散算法能更好地保持图像的真实感, 并提高了对各层位置定位的准确性。

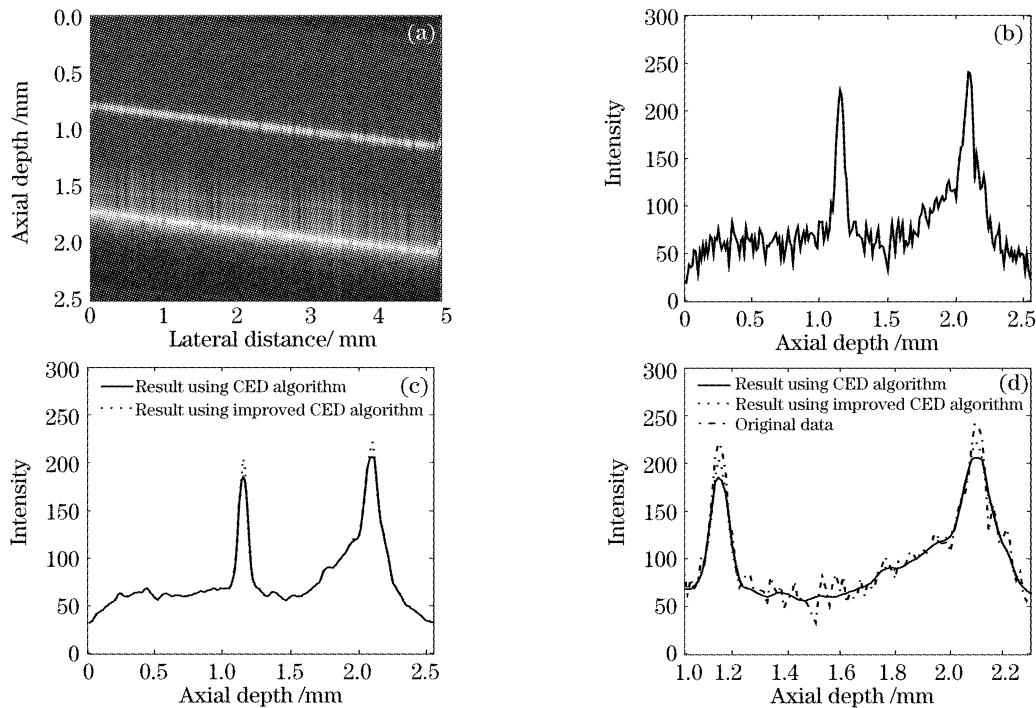


图 2 一块载波片的原始光学相干层析图像(a); 一列典型数据(b); 使用相同参量的相干增强各向异性扩散算法和引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法预处理后的图像中与(b)对应的列数据(c); 局部放大并比较(b)和(c)中的数据(d)  
Fig. 2 Original optical coherence tomography image of a glass slide (a), a typical A-Scan data (b), the corresponding A-Scan data of (b) in preprocessed optical coherence tomographic images using coherence enhancing diffusion and improved coherence enhancing diffusion algorithm with same parameters (c), partial amplification and comparison between (b) and (c) (d)

搭建了一套采用中心波长 1310 nm、半峰全宽 45 nm、输出功率 6 mW 的宽带超辐射发光二极管光源的光学相干层析系统并获取了一个珍珠样品(国家珠宝玉石质量监督检验中心提供)的光学相干层析原始图像[图 3(a)], 并选取参数为  $c_1 = 0.01$ ,  $c_2 = 1$ ,  $\sigma = 0.1$ ,  $\rho = 0.1$ ,  $\Delta t = 0.2$ ,  $N = 200$  的引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法对原始图像进行预处理。处理前后图像中的典型列数据分别如图 3(c)、图 3(d)所示。可以看出, 预处理后图像中噪声得到了很好的滤除, 淹没在噪声中的层状结构得到了很好的增强。通过与原图的对比, 可以得出图 3(d)中区域 1 代表珍珠的表面界面, 峰值 2、3、4 分别对应着珍珠中的第二、三、四层主要结构。

在引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法预处理后的珍珠光学相干层析图像[图 3(b)]中结合峰值查找算法和基于局部特性的异常点去除方法。完成了对图像中各主要层状结构的定位[图 3(e)](注意到第二与第三层间的亮线不是完整的层状结构, 并未对其进行提取), 进而可定量地得到珍珠层各层状结构的光程距离。比较在引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法预处理后的图像中及使用相同参数的传统相干增强各向异性扩散算法预处理后的图像中得到的各层状结构位置, 两者之间差的平方

和的算术平均值为  $50.4 \mu\text{m}^2$ 。在这两幅预处理后的图像里的与图 3(c)对应的典型列数据中, 进一步比较根据峰值查找得出的层状结构中信号强度值最小的第四层结构的位置, 并根据原始数据图 3(c)衡量查找结果的优劣, 结果见图 3(f)。其中局部放大图表明, 在引入二阶导数项后的相干增强各向异性扩散算法预处理后的图像中找出的第四层结构的位置比传统相干增强各向异性扩散算法预处理后的图像中找出的第四层结构的位置改进了  $11.7 \mu\text{m}$ 。以上实验结果表明, 引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法对层状结构位置的定位优于传统的相干增强各向异性扩散算法, 提高了对各层位置定位的准确性。

光学相干层析最典型的应用为检测眼底黄斑中心凹神经上皮层厚度。为此搭建了另一套用于眼底检测的光学相干层析系统, 采用的光源为中心波长 840 nm、半峰全宽 30 nm、输出功率 4 mW 的宽带超辐射发光二极管。使用该套系统获得了一名 35 岁正常男性志愿者的视网膜黄斑中心凹区域的光学相干层析图像[图 4(a)]。使用引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法对原始图像进行预处理, 进而对测量黄斑中心凹神经上皮层厚度需要的层状结构进行定位[图 4(b)]。比较在引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法预处理后的图像中及

使用相同参数相干增强各向异性扩散算法预处理的图像中得到的各层状结构位置,两者之间差的平方和的算术平均值为  $11.6 \mu\text{m}^2$ 。由于从已知光程载波片的光学相干层析图像中可提取出单位像素代表

的光程距离,并且已知充满眼球后段的玻璃体折射率约为1.336,最终获得了人眼黄斑中心凹区域神经上皮层的厚度[图 4(c)],所得结果非常符合正常人眼的数据库资料(深圳市眼科医院提供)。

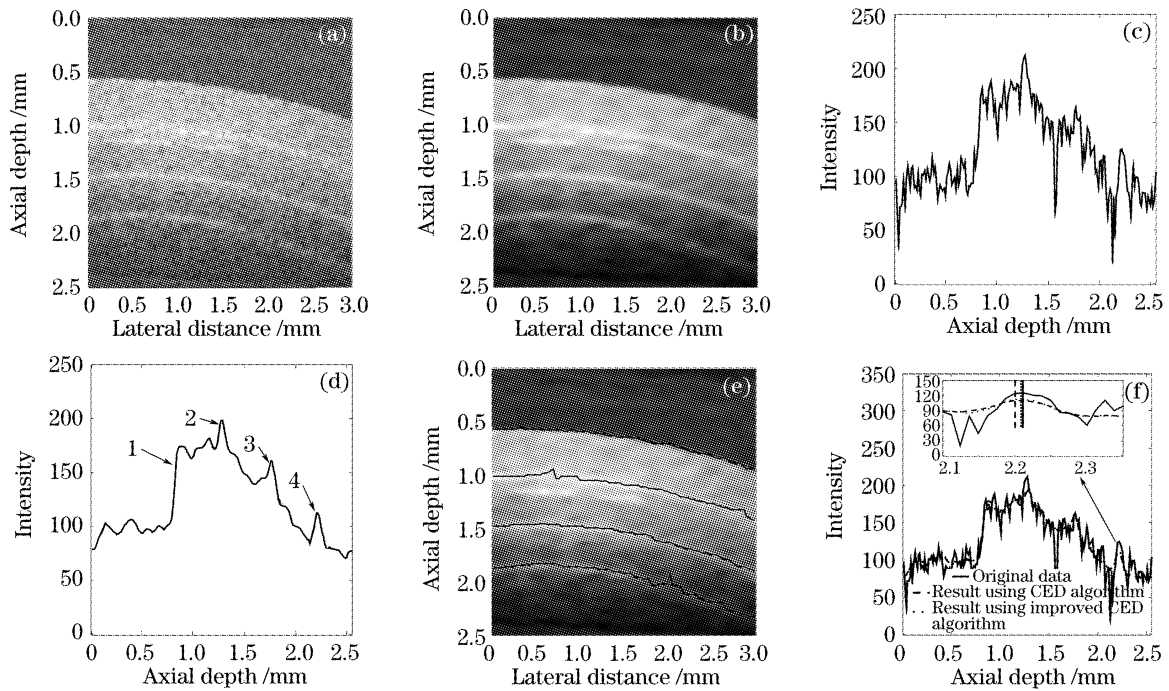


图 3 珍珠光学相干层析扫描的原始图像(a),使用引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法预处理后的结果(b),一系列典型数据(c),(b)中对应于(c)的列数据(d),(b)中各主要层状结构的定位(e),比较(c)及使用相同参量的引入二阶导数项前后的相干增强各向异性扩散算法预处理后的图像中与(c)对应的列数据(f)

Fig. 3 Original optical coherence tomographic image of a pearl (a), processed by improved coherence enhancing diffusion algorithm (b), a typical A-Scan data (c), the corresponding A-Scan data of (c) in (b) (d), the localization of main layer structures in (b) (e), comparison between (c) and the corresponding A-Scan data of (c) in preprocessed optical coherence tomographic images using coherence enhancing diffusion and improved coherence enhancing diffusion algorithm with same parameters (f)

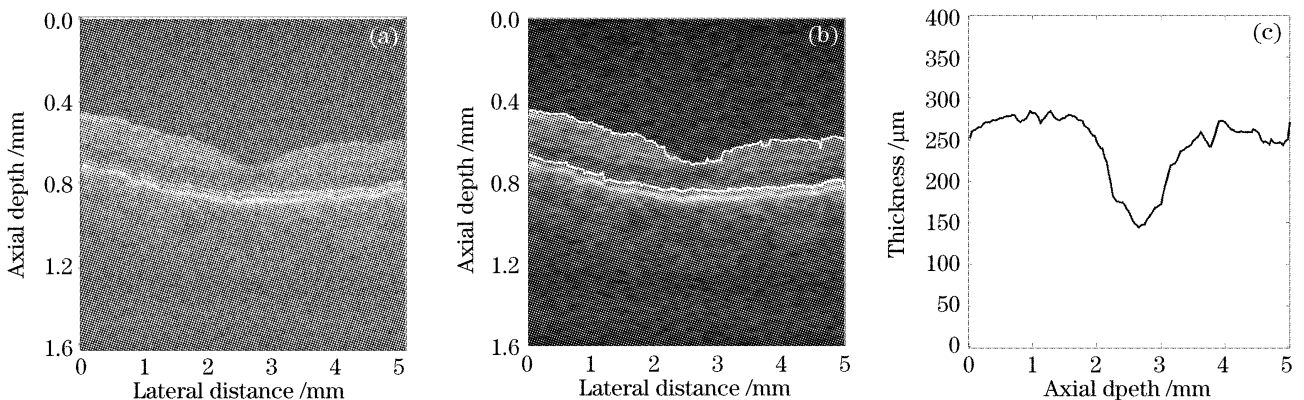


图 4 黄斑中心凹区域的原始光学相干层析图像(a),在引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法预处理后的图像中对测量黄斑中心凹区域神经上皮层厚度所需的层状结构的定位(b),测量出的黄斑中心凹区域神经上皮层厚度(c)

Fig. 4 Original optical coherence tomographic image of macula at fovea region (a), localizing of the layer structures to measure the thickness of neurosensory retina of macula at fovea region in the preprocessed image of (a) using improved coherence enhancing diffusion algorithm (b), the calculated thickness of neurosensory retina of macula at fovea region (c)

## 6 结 论

由于光学相干层析系统具有非接触、无损伤、实时、高分辨力等特性,对光学相干层析图像中的某些有特殊意义的重要层状结构进行定量提取与其他检测方法相比具有很多优点。本文通过使用引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法对光学相干层析图像进行预处理,既保持原有算法滤除图像中的噪声、增强图像中的层状结构的优点,同时又保留了更多的图像特征,减少了层状结构位置失真。以引入二阶导数项的相干增强各向异性扩散算法应用于珍珠及视网膜光学相干层析图像的预处理为例,我们定量获取了光学相干层析图像中重要层状结构的光程距离。这一算法可在光学相干层析图像处理中得到广泛的应用。

### 参 考 文 献

- David Huang, Eric A. Swanson, Charles P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178~1181
- Wolfgang Drexler, Uwe Morgner, Ravi K. Ghanta *et al.*. Ultrahigh-resolution ophthalmic optical coherence tomography [J]. *Nature Medicine*, 2001, **7**(4): 502~507
- M. D. Duncan, M. Bashkansky. Subsurface defect detection in materials using optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 1998, **2**(13): 540~545
- Song Guiju, Ren Hongwu, Zhang Lianying *et al.*. Experimental research on optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2000, **20**(4): 509~513 (in Chinese)  
宋桂菊,任宏武,张莲英等. 光学相干层析成像的实验研究[J]. *光学学报*, 2000, **20**(4): 509~513
- 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 (in Chinese)  
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
- Song Guiju, Wang Xiangzhao, Zhang Lianying *et al.*. Optical coherence tomography about lotus root [J]. *Chin. J. Lasers*, 2000, **27**(1): 83~86 (in Chinese)  
宋桂菊,王向朝,张莲英等. 藕断面光学相干层析成像[J]. *中国激光*, 2000, **27**(1): 83~86
- Wu Jidong, Zeng Shaoqun, Luo Qingming *et al.*. A high sensitive optical coherence tomography system with light-emitting diode [J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2001, **28**(4): 46~49 (in Chinese)  
吴继东,曾绍群,骆清铭. 采用LED的高灵敏OCT系统[J]. *光电工程*, 2001, **28**(4): 46~49
- Mao Youxin, Guo Jianping, Liang Yanmei *et al.*. Analysis of noise characteristics in an optical coherence tomographic system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(3): 324~330 (in Chinese)  
毛幼馨,郭建平,梁艳梅等. 低相干光断层扫描系统的噪声分析与研究[J]. *光学学报*, 2005, **25**(3): 324~330
- Srinivas R. Sadda, Ziqiang Wu, Alexander C. Walsh *et al.*. Errors in retinal thickness measurements obtained by optical coherence tomography [J]. *Ophthalmology*, 2006, **113**(2): 285~293
- Pietro Perona, Jitendra Malik. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1990, **12**(7): 629~639
- Joachim Weickert. Coherence enhancing diffusion filtering [J]. *International J. Computer Vision*, 1999, **31**(2~3): 111~127
- Andrew M. Rollins, Manish D Kulkarni, Siavash Yazdanfar *et al.*. In vivo video rate optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 1998, **3**(6): 219~229
- Delia Cabrera Fernandez, Harry M. Salinas, Carmen A. Puliafito. Automated detection of retinal layer structures on optical coherence tomography images [J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(25): 10200~10216