

文章编号: 0258-7025(2008)09-1437-04

# 光学相干层析成像中散斑噪声减小算法

沈婷梅<sup>1,2</sup> 顾瑛<sup>1,2</sup> 王天时<sup>3</sup> 马国江<sup>1</sup>

(<sup>1</sup> 北京理工大学信息科学技术学院, 北京 100081; <sup>2</sup> 解放军总医院激光科, 北京 100853)  
<sup>3</sup> 清华大学物理系, 北京 100084

**摘要** 干涉测量中的散斑噪声极大地限制了光学相干层析(OCT)成像中特征信息的提取,因此,如何减小散斑噪声成为 OCT 成像领域的一个重要问题。利用最小化 Csiszar I-散度的测量方法推出一种散斑最小化算法,不仅可以生成与测量数据一致的图像数据,而且可以推出图像的附加信息,展示了采用散斑最小化算法对人手指正常皮肤的 OCT 图像散斑噪声最小化处理结果,结果表明,此算法不仅可以极大地减小散斑噪声、提高信噪比,而且能保持清晰的边缘效果。

**关键词** 医用光学与生物技术;相干;光学相干层析;散斑去除;Csiszar I-散度测量;最小二乘法

**中图分类号** TH 744.3 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/CJL20083509.1437

## Speckle Reduction in Optical Coherence Tomography

Shen Tingmei<sup>1,2</sup> Gu Ying<sup>1,2</sup> Wang Tianshi<sup>3</sup> Ma Guojiang<sup>1</sup>

(<sup>1</sup> School of Information Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China)  
<sup>2</sup> Department of Laser Medicine, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China  
<sup>3</sup> Department of Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China

**Abstract** Speckle noise significantly limits the information content extraction provided by optical coherence tomography (OCT). Therefore speckle reduction is an important issue in OCT imaging. Using a method of regularization by minimizing Csiszar's I-divergence, we derive a method of speckle minimization. This method can not only produce an image data that is consistent with the known data but also extrapolate additional detail. This algorithm is used to process the OCT image of the human finger. The results show that this method of speckle minimization can significantly reduce speckle and increase the signal-to-noise ratio, while preserve edge sharpness.

**Key words** medical optics and biotechnology; coherence; optical coherence tomography; speckle reduction; Csiszar's I-divergence measure; least-squares solution

## 1 引言

散斑是由具有随机相位的散射光波相干叠加而产生的,散斑噪声使图像像素振幅随机化分布,产生模糊的粒状分布结构,使图像的细微特征变得模糊,只能从中分辨图像的大致轮廓。光相干层析(OCT)与超声、遥感、合成孔径雷达等其他干涉成像方法类似,在图像形成过程中利用了光波的干涉性质,从而不可避免地引入了图像的散斑噪声<sup>[1]</sup>。散斑噪声极大地限制了 OCT 图像的信噪比(SNR)和对比度的提高,使 OCT 在临床应用中确定组织

形态细节特征时难度提高,因此如何减小散斑噪声是 OCT 成像领域中的一个关键问题。

目前,针对如何减小 OCT 散斑噪声的方法除了去卷积算法,自适应滤波,Wiener 滤波,小波法等信号处理算法外<sup>[2,3]</sup>,还有混频、混角、空间变换等去散斑方法<sup>[4~6]</sup>。其中一些方法虽然减小了散斑噪声,但同时也牺牲了图像的分辨率。本文介绍了一种去除散斑噪声算法,利用此算法重建的图像与实验测量数据满足最小二乘法的同时利用 Csiszar I-散度测量法对重建图像数据进行约束和调整,使生

收稿日期:2007-11-16;收到修改稿日期:2008-02-26

作者简介:沈婷梅(1972—),女,内蒙人,博士研究生,主要从事光学相干层析成像研究。E-mail:shentm@gmail.com

导师简介:顾瑛(1959—),女,上海人,主任医师,教授,博士生导师,主要研究方向为光动力疗法。

E-mail:guying\_laser@sina.com (通信作者)

成的数据与 OCT 测量数据误差最小,最后通过实验验证了利用此算法减小散斑,图像清晰度较好。

## 2 去散斑噪声算法原理

首先,将干涉测量中的单散射问题模拟为一个线性系统,把干涉测量中物体与测量数据的对应关系模拟为  $\mathbf{Y} = \mathbf{A}\mathbf{X} + \mathbf{M}$  或  $y_j = \sum_i A_{ij}x_i + m_j$ , 其中,  $x_i$  表示原始图像第  $i$  个元素,  $y_j$  表示  $x_i$  对应的数据矢量,  $\mathbf{A}$  表示物体与数据矢量间的线性变换关系,  $\mathbf{M}$  为噪声矢量,为了使噪声最小化,通常采用最小二乘法求解  $\mathbf{X}$ , 即:  $\mathbf{X}$  的解应使  $\|\mathbf{Y} - \mathbf{A}\mathbf{X}\|^2$  的值最小,  $\mathbf{X} = (\mathbf{A}^T\mathbf{A})^{-1}\mathbf{A}^T\mathbf{Y}$ 。为了使图像以更调和的方式去噪,先创建一个与测量数据不一致的去散斑参考图像(例如,采用高斯模糊法生成的图像),物体的每个像素  $x_i$  都对应于参考图像的像素  $|u_i|$ 。创建一个 Csiszar 度量空间函数

$$F = \|\mathbf{Y} - \mathbf{A}\mathbf{X}\|^2 + \lambda \sum_i \left[ |x_i|^2 \lg \left| \frac{x_i}{u_i} \right|^2 - |x_i|^2 + |u_i|^2 \right] \quad (1)$$

通过求解  $x_i$ , 使函数  $F$  的值最小,得到一个与测量数据一致的去散斑图像。其中,  $\|\mathbf{Y} - \mathbf{A}\mathbf{X}\|^2$  项保证了图像与测量数据按最小二乘法逼近。第二项为 Csiszar I-散度测量法,它是一种与 Kullback 距离类似的熵最大化凸点测量法<sup>[7,8]</sup>。其中常数项  $\lambda$  为加权调整因子。当  $|x_i| = |u_i|$  时,第二项值为零且其值最小,因此本算法中去散斑的图像值与参考图像值相匹配。对  $x_i$  的实部和虚部分别取偏导数

$$\begin{aligned} \frac{\partial F}{\partial x_i} &= \frac{\partial F}{\partial \text{Re}\{x_i\}} \frac{\partial \text{Re}\{x_i\}}{\partial x_i} + \frac{\partial F}{\partial \text{Im}\{x_i\}} \frac{\partial \text{Im}\{x_i\}}{\partial x_i} = \\ &= \frac{\partial F}{\partial \text{Re}\{x_i\}} - i \frac{\partial F}{\partial \text{Im}\{x_i\}} = \\ &= 2\{A^T\mathbf{A}\mathbf{X} - A^T\mathbf{Y}\}_i + 4\lambda x_i \lg \left| \frac{x_i}{u_i} \right|, \end{aligned} \quad (2)$$

其中  $\{A^T\mathbf{A}\mathbf{X} - A^T\mathbf{Y}\}_i$  表示矢量的第  $i$  个元素。

利用(2)式生成简单的迭代式

$$x_i^{(n+1)} = x_i^{(n)} - 2\epsilon \left[ \{A^T\mathbf{A}\mathbf{X}^{(n)} - A^T\mathbf{Y}\}_i + 2\lambda x_i^{(n)} \lg \left| \frac{x_i^{(n)}}{u_i} \right| \right], \quad (3)$$

其中,  $\epsilon$  的值必须小于  $1/2\lambda$  且小于  $A^2$  最大元素值的倒数,为了求出  $\lambda$  的取值范围,对(1)式中  $F$  做如下简化

$$F = \|\mathbf{Y} - \mathbf{A}\mathbf{X}\|^2 + \lambda \sum_i |x_i|^2 = \|\mathbf{Y} - \mathbf{A}\mathbf{X}\|^2 + \lambda \|\mathbf{X}\|^2. \quad (4)$$

它是 Tikhonov 正则约束条件  $\mathbf{Y} = \mathbf{A}\mathbf{X}$  的最小二乘解,其解为  $x_{\text{Tik}} = (\mathbf{A}^T\mathbf{A} + \lambda I)^{-1}\mathbf{A}^T\mathbf{y}$ ,它可以保证对应小元素的  $\mathbf{A}$  矢量空间不会使  $\mathbf{X}$  发生大的变化,实际应用中发现(1)式中  $\lambda$  的取值与(4)式中  $\lambda$  的取值相似<sup>[9]</sup>。

## 3 算法对 OCT 图像去散斑的实现方法

首先令矩阵  $\mathbf{A}$  用于实现空间不变卷积 OCT 系统,用频域中的带通传递函数  $\tilde{A}(\nu)$  表示变换矩阵  $\mathbf{A}$ ,  $\nu$  为空间频率,  $\mathbf{r}$  为空间坐标。假设  $\tilde{A}(\nu)$  为 OCT 仪的空间带通滤波器,(1)式中的最小二乘解只在仪器的带宽范围内才与测量数据相匹配。利用它可确定带通内频率,但无法推出 OCT 仪带通范围以外的频率。带通外频率由(1)式中第二项确定,即本算法利用附加带宽对散斑噪声进行约束,使其最小化,并使图像与测量数据保持一致。如何确定附加带宽值是此算法的一个重要问题,如果加入了太多附加带宽,则数据不能反映图像,重建的图像将变得十分尖锐,对噪声也极敏感。通常,此算法中附加带宽的经验值取为 OCT 测量仪带宽的 1.4 ~ 2 倍<sup>[10]</sup>。参考图像像素值  $|u(\mathbf{r})|$  的取值应与原始图像像素值近似,利用 Tikhonov 定理的可逆解  $\tilde{x}_{\text{Tik}}(\nu) = \tilde{y}(\nu)\tilde{A}(\nu)^* / (|\tilde{A}(\nu)|^2 + \lambda)$  生成的散斑图像建立参考图像,将 Tikhonov 解与高斯内核做卷积

$$|u(\mathbf{r})|^\gamma = (\pi w^2)^{-N/2} \times \int_{-\infty}^{\infty} |\eta x_{\text{Tik}}(\mathbf{r}')|^\gamma \exp\left(-\frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^2}{w^2}\right) d^N \mathbf{r}', \quad (5)$$

可建立简化的参考图像  $|u(\mathbf{r})|$ 。其中  $N$  为矢量  $\mathbf{r}$  的维数,令高斯函数的总积分为 1,可以保证  $\eta = 1$  时  $\int |u(\mathbf{r})|^\gamma d^N \mathbf{r} = \int |x_{\text{Tik}}(\mathbf{r})|^\gamma d^N \mathbf{r}$ , 使图像的像素值  $|u(\mathbf{r})|$  与  $|x_{\text{Tik}}(\mathbf{r})|$  大致匹配。高斯内核的宽度  $w$  应选取仪器分辨率的小倍数,指数项  $\gamma$  是决定图像像素取值相对大小的权重。为了简化计算,可以取  $\gamma = 1$ ,附加常数因子  $\eta$  用于补偿加到图像的带宽的附加能量。图像外推法中附加带宽越多,  $\eta$  的取值越大,通常取  $1.0 < \eta < 1.5$ 。

## 4 实验结果和讨论

利用 OCT 系统对皮肤组织成像来验证此算法的有效性,所用的 OCT 系统是光纤型时域迈克尔孙干涉仪,光源采用中心波长为 1300 nm,半峰全宽(FWHM)为 70 nm 的超发光二极管(SLED),轴向

分辨率约  $10\ \mu\text{m}$ , 光源输出功率为  $10\ \text{mW}$ , 系统中心频率和带宽分别为  $109\ \text{kHz}$  和  $28\ \text{kHz}$ , 光束经一个近红外消色差透镜聚焦在样品中, 焦斑大小为  $10\ \mu\text{m}$  (即系统横向分辨率为  $10\ \mu\text{m}$ )。通过反射镜的振动实现横向扫描, 皮肤的扫描范围为横向  $1\ \text{mm}$ , 轴向  $1\ \text{mm}$ 。当延迟线进行轴向扫描时, 直接将样品光和参考光的干涉互相关信号数字化, 然后实施本算法。为了减少数据量, 只提取皮肤样品每次轴向延迟扫描的数据, 然后对轴向扫描数据进行带通滤波, 进行一维快速傅里叶变换 (FFT)。所提取的光谱带宽约为光源光谱宽度的  $1.5$  倍, 这样可以加入附加的光谱项并实施去噪调整算法。

通过对所有轴向扫描的傅里叶变换值求平均可估算包含噪声的光源功率谱密度。估算值减去本底噪声构成算法中的光谱项  $\tilde{A}(\nu)$ , 根据光谱项  $\tilde{A}(\nu)$  和噪声本底, 选择  $\lambda = 0.03$ , 在频域中利用  $\tilde{x}_{\text{Tik}}(\nu) = \tilde{y}(\nu)\tilde{A}(\nu)^* / (|\tilde{A}(\nu)|^2 + \lambda)$  计算 Tikhonov-算法去噪参考图像。复解析信号 (CAS) 随干涉信号的包络变化而与信号的中心频率无关, 因此, 根据 CAS 值可以得到  $|x_{\text{Tik}}(\mathbf{r})|$  和  $|x(\mathbf{r})|$  的值, 基于此, 高斯模糊参考图像  $|u(\mathbf{r})|$  可以利用 (5) 式得到, 其中  $\omega = 10, \gamma = 1, \eta = 1.2$ , 对整个图像进行快速傅里叶变换可以实现二维离散卷积。迭代方程 (3) 中令  $\varepsilon = 0.75, x^{(0)} = x_{\text{Tik}}$ , 利用一维 FFT 将频谱

$\tilde{A}(\nu)^*$  应用于每列轴向扫描数据  $\tilde{y}(\nu)$ , 预算出  $A^+y$  算子的卷积, 将  $|\tilde{A}(\nu)|^2$  应用到每列轴向扫描数据  $\tilde{x}(\nu)$ , 完成  $A^+Ax^{(n)}$  算子的卷积, 重复 200 次迭代, 以保证  $\|y - Ax\|^2$  的值以小于其初始值  $x^{(0)}$  的  $0.1\%$  进行收敛。图 1 给出了不同算法的处理结果。其中黑色箭头 A 和 B 分别表示皮肤汗腺和真皮与表皮分界面, 图像大小为  $208\ \text{pixel} \times 208\ \text{pixel}$ 。

结果表明, 采用高斯滤波法图像散斑噪声被去除的同时, 图像边缘的细节信息被“过扼杀”, 图像中皮肤表皮与真皮分界面更模糊; 而图 1(d) 中散射强度一致的小散斑噪声背景可以被有效地去除, 同时保留了图像边缘信息, 与图 1(c) 的高斯模糊方式相比, 光密介质的散射特征更多地被保留下来, 而与图 1(b) Tikhonov 调整算法处理结果相比, 本算法中散斑被更有效地去掉, 能更好地区分强散射波与其他随机相干叠加的弱散射波。

## 5 结 论

原始图像像素值乘以一个随机复相位, 然后进行高斯滤波可以使散斑噪声最小化, 但这种去噪方式使图像的分辨率下降, 图像的一些细节信息丢失, 无法保证去噪后的图像与原始测量数据一致。本文介绍的算法实质上是先生成一个复振幅图像, 并在测量误差允许范围内对生成的数据进行处理, 使生成的数据与实际测量数据间误差最小, 有效地去除散斑的同时又保留了原始图像数据。由于本算法中需要选择的参数 ( $\lambda, \eta, \omega, \gamma$ ) 相对较少, 图像更接近真实的散射情形。

## 参 考 文 献

- Joseph M. Schmitt. Optical coherence tomography (OCT): a review [J]. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, 1999, **5** (4): 1205~1215
- D. C. Adler, T. H. Ko, J. G. Fujimoto. Speckle reduction in optical coherence tomography images by use of a spatially adaptive wavelet filter [J]. *Opt. Lett.*, 2004, **29**(24): 2878~2880
- M. D. Kulkarni, C. W. Thomas, J. A. Izatt. Image enhancement in optical coherence tomography using deconvolution [J]. *Electron. Lett.*, 1997, **33**(16): 1365~1367
- M. Pircher, E. Gotzinger, R. Leitgeb *et al.*. Speckle reduction in optical coherence tomography by frequency compounding [J]. *Biomed. Opt.*, 2003, **8**(3): 565~569
- A. E. Desjardins, B. J. Vakoc, W. Y. Oh *et al.*. Angle-resolved optical coherence tomography with sequential angular selectivity for speckle reduction [J]. *Opt. Express*, 2007, **15** (10): 6200~6209
- A. E. Desjardins, B. J. Vakoc, G. J. Tearney *et al.*. Speckle reduction in OCT using massively-parallel detection and

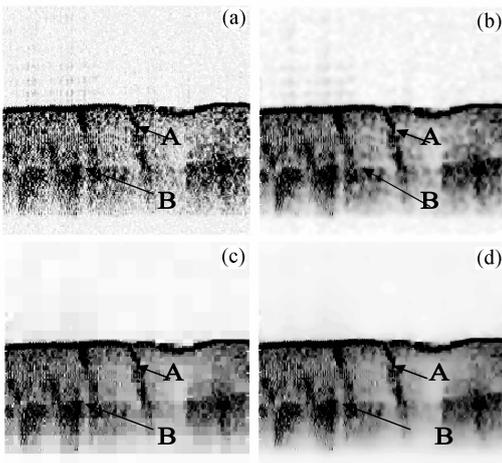


图 1 人手指皮肤 OCT 图像不同处理方法的比较。(a) 噪声图像; (b) Tikhonov 正则化最小二乘法处理结果; (c) 高斯模糊滤波结果; (d) 本算法处理结果

Fig. 1 OCT images of human finger processed by various ways. (a) noised image; (b) Tikhonov regularized least-squares solution for the image; (c) Gaussian blurred image; (d) method introduced in this paper

- frequency-domain ranging [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(11): 4736~4745
- 7 Guo Haitao, Tian Tan, Wang Lianyu *et al.*. Image segmentation using the maximum entropy of the two-dimensional bound histogram [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(4): 506~509  
郭海涛, 田 坦, 王连玉 等. 利用二维属性直方图的最大熵的图像分割方法[J]. *光学学报*, 2006, **26**(4): 506~509
- 8 Meng Jing, Wang Jiajun, Huang Xianwu *et al.*. Multi-criterion reconstruction method for optical tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(9): 1340~1344  
孟 静, 王加俊, 黄贤武 等. 一种光学层析图像的多准则重建方法[J]. *光学学报*, 2006, **26**(9): 1340~1344
- 9 Daniel L. Marks, Tyler S. Ralston, Stephen A. Boppart. Speckle reduction by I-divergence regularization in optical coherence tomography [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2005, **22**(11): 2366~2371
- 10 Zhang Bin, Song Yang, He Anzhi. Tikhonov regularization method for deflectometric tomographic reconstruction [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(5): 853~858  
张 斌, 宋 旸, 贺安之. 光偏折层析的 Tikhonov 正则化重建技术[J]. *光学学报*, 2007, **27**(5): 853~858