文章编号 1004-924X(2008)04-0740-06

应用多级维纳滤波的 OCT 图像除噪方法

柯 丽¹,杜 强²,苏 哲¹
(1. 沈阳工业大学 生物医学工程系,辽宁 沈阳 110023;
2. 长春理工大学 应用理学院,吉林 长春 130022)

摘要:设计了基于维纳滤波和对比度增强的 OCT 图像处理方法。对 OCT 图像的噪声进行了分析,通过多尺度维纳滤波器对图像进行滤波处理来去除噪声干扰,然后根据区域特性采用对比度增强方法提高图像对比度。实验结果表明:经该方法处理后图像的背景方差(BV)较原始图像降低了 2~6倍,细节方差和背景方差之比(DV/BV)提高了 2~5倍。该方法不仅有效地去除了 OCT 图像的噪声,而且视觉效果良好,是一种有效的图像后处理方法。

关 體 词:光学相干层析成像,多级维纳滤波,图像除噪,对比度增强中图分类号:TP391.4 文献标识码:A

OCT image denoising method based on multi-scale Wiener filtering

KE Li¹, DU Qiang², SU Zhe¹

- (1. Department of Biomedical Engineering, Shenyang University of Technology, Shenyang 110023, China;
 - 2. Faculty of Science, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China)

Abstract: In order to denoise OCT (Optical Coherence Tomography) image and improve its visual quality, a image processing method based on multi-scale Wiener filtering and contrast enhancement is proposed. According to the analysis of the noise for OCT image, the multi-scale Winener filtering method is applied for denoising OCT image. Then, the contrast enhancement algorithm based on the characters of the different areas is used to enhance the signal to noise ratio (SNR) of OCT images. The experimental results demonstrate that the algorithm improves the visual quality of OCT image, the value of background variance (BV) of the processed image decreases by 2~6 times, and the value of DV/BV increases by 2~5 times comparing with that of original image. It comes to the conclusion that the denoising method for OCT image has a good visual effect, and is an effective image processing method.

Key words: Optical Coherence Tomography (OCT); multi-scale Wiener filtering; image denoising; contrast enhancement

收稿日期:2007-10-09;修订日期:2007-12-28.

基金项目:教育部"春晖计划"科研合作项目(No. 22006-1-11002);辽宁省教育厅基金资助项目(No. 05L311)

1 引言

光学相干层析成像(OCT)技术是一种基于 光的低相干特性对生物组织的内部微观结构进行 高分辨率断层成像的技术,该技术使用迈克尔逊 干涉仪完成相干选通,对生物组织进行空间上的 二维或三维扫描成像,是一种非侵入性的生物组 织高速断层成像术,可获得比传统的超声成像高 1~2 个数量级的分辨率(μm 级)。David Huang 等[1]首先利用这一技术获得人眼视网膜细微结构 和冠状动脉壁结构 OCT 图像。目前 OCT 技术 已实现了生物组织光学特性参数的测量,在哺乳 动物的眼底、大脑皮层、口腔及消化道等方面[2-3] 都取得了较好的实验结果,与其它医学中常用的 光学成像方法相比,OCT 具有高时空分辨率、在 体测量、操作简单、高灵敏度、大动态范围等特点, 同时还可进行非侵人的无损探测和快速、实时的 活体测量等[4-5]。

由于 OCT 是一种高分辨率成像技术,对环境变化敏感,对信号数据的获取过程要求精度高,因此不可避免地存在大量干扰,如果不对这些干扰源进行处理,将影响到 OCT 图像的准确性,甚至产生错误信息。本文在分析了 OCT 图像噪声特征的基础上,设计了一种适于 OCT 图像的处理方法,利用图像后处理手段实现去噪,其优势在于保留了探测信号的原始状态,没有加入任何处理手段,而在后处理时进行除噪,便于原始信息的保留,可以为医生和相关科研人员提供对比信息,并能交互地调整执行参数。

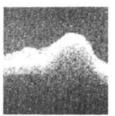
2 OCT 图像噪声分析

2.1 OCT 基本原理

OCT 技术成像系统的主要构成是一个光纤迈克尔逊干涉仪^[1]。由超亮发光二极管或超短光脉冲激光器作为光源发出低相干光,与 He-Ne激光器发出的激光耦合后进入干涉仪,其中 He-Ne激光作调节准直和聚焦用。经过 2×2 的光纤耦合器之后,激光分别进入放有反射镜的参考端和放有被测样品的信号端。反射镜反射回来的光(参考光)与样品的背向散射光(信号光),经光纤耦合器汇合产生干涉信号,被探测器探测,信号的

强度反映样品的散(反)射强度。图 1 给出了两幅 OCT 原始图像,(a)为一幅鼠眼前段 OCT 图像,(b)为一幅神经元 OCT 图像。从中看出 OCT 的原始数据所重建出的图像,受到大量噪声的污染,干扰了人们的判读,必须对其进行除噪处理。





(a) 鼠眼前段图像

(b)神经元图像

(a) Image of mouse-eye-forepart (b) Image of nerve

图 1 原始 OCT 图像 Fig. 1 Original OCT images

2.2 OCT图像噪声分析

从成像过程来看,OCT图像和其他成像设备相似,其噪声主要来源于以下几个部分:

- (1) 电子噪声:由图像采集电路阻性器件中的电子运动发热而产生的噪声。
- (2) 光电子噪声:由图像的光电转换器引起, 特别是在弱光的条件下,噪声尤为强烈。
- (3) 散斑噪声:由于光波的相干作用而在图像中产生的噪声。

其中散斑噪声是 OCT 图像的主要噪声来源,它与成像组织表面的粗糙度有关系,类似于超声影像中的噪声。从视觉角度看来,这种噪声在图像中呈现斑点分布状。

从数学角度,散斑噪声可以用广义分布来描述,其概率密度函数为:

$$p(x|\alpha,\nu,\eta) = \frac{2b}{\Gamma(\alpha)} \left(\frac{2\alpha x}{b\eta^2}\right)^a I_0\left(\frac{\nu x}{\eta}\right) K_{\alpha-1}\left(b\frac{x}{\eta}\right) , \tag{1}$$

其中, $b=\sqrt{4\alpha+\nu^2}/\eta$, η 是比例因子, ν 描述了回波信号的相干部分。对于充分显影的散斑噪声,散射粒子的数量很大, α 趋向无穷。

从噪声的性质来分析,严格地讲,散斑噪声既 包含乘性噪声的成分也包含加性噪声的成分,可 以由下式来表达:

$$\hat{f} = f \cdot n_{\rm m} + n_{\rm a}. \tag{2}$$

但是大部分情形下加性噪声对图像的影响远 小于乘性噪声的影响,所以可以将加性噪声忽略 掉,最终认为散斑噪声是一种乘性噪声。

OCT 图像除噪方法 3

3.1 多级维纳滤波除噪

根据上文对 OCT 图像噪声的分析,可以看 出 OCT 图像的主要噪声为乘性噪声,一般的平 滑滤波方法不能完全消除噪声影响,针对该问题, 本文提出多级维纳滤波方法。维纳滤波[6-7] 是从 噪声中提取信号问题的一种滤波方法。维纳滤波 根据全部过去的和当前的观察数据 x(n), x(n-1), x(n-2) 来估计信号的当前值,它的解 是以均方误差最小条件下所得到的系统的传递函 数 H(z) 或单位样本响应 h(n) 的形式给出的。 所谓均方误差最小即它的平方的统计平均值最 小,如式(3):

$$E[e^{2}(n)] = E[(s-y)^{2}], \qquad (3)$$

其中,e(n)表示真值与估计值之间的误差,即

$$e(n) = s(n) - y(n) . (4)$$

多级维纳滤波的基本思想是通过维纳滤波器 对 OCT 图像进行逐级处理,滤除不同尺度下的 噪声。首先,通过一个初始滤波模板对图像进行 维纳滤波,该滤波模板的大小与待处理图像质量 和噪声特征相关,可根据实际情况进行选择,在此 以 7×7 的模板为例,经滤波处理得到大尺度下的 噪声处理结果。如图 2 所示,其中(a) 为原始图 像,(b) 为一次维纳滤波结果图像,从中可以看出 维纳滤波的结果使原始图像中的噪声干扰得到一 定的削弱,但由于维纳滤波是基于最小均方误差 为准则的,因此滤波后尚存在残留的该尺度噪声。 从原始图像中减去滤波后的图像,得到第一级噪 声图像(图 2(c)),再从滤波图像中再减去噪声图 像,完成第一级处理,结果如图 2(d) 所示。

对比图 2 中 (a) 和 (d) 可以看出,经过一级 除噪处理后原始图像的噪声形态和分布有所改 变,噪声更接近随机散斑噪声,干扰相对更小。将, 第一级处理结果作为第二级的原始输入数据,缩 小滤波模板重复上述过程,直到模板缩小至 3× 3。图 2(e) 和 (f) 给出了 OCT 原始图像经第二 级维纳滤波(模板为5×5)和第三级维纳滤波(模 板为3×3)的结果。





(a)原始图像 (a) Original image

(b)第一级维纳滤波后图像 (b) The first filtered image





(c)第一级噪声图像

(d) 一级除噪后图像

(c) Noise image of 7 * 7 (d) The first denoised image





(e) 二级除噪后图像 (f) 三级除噪后图像

(e) The second denoised image (f) The third denoised image

图 2 多级维纳滤波处理过程

Fig. 2 Multi-scale Wiener filtering processing

从图 2(f) 可以看出经过这样的多级处理有 效减小了原始图像的噪声,但是图像边缘变得模 糊, 所以在此引入基于区域特性的对比度增强算 法提高图像的对比度。

3.2·基于区域特性的对比度增强算法

为提高图像对比度[8-11],本文提出基于区域 特性的图像增强算法。首先根据像素局部方 差[12] 将整幅图像中的像素分类为背景区和目标 区像素,3×3 邻域的局部方差定义为 lv;;:

$$lv_{ij} = \frac{1}{9} \sum_{m=i-1}^{i+1} \sum_{n=j-1}^{j+1} [f_{mn} - \overline{f_{ij}}]^2,$$
 (5)

式中(m,n)为邻域像素坐标值, f_m 为当前像素 灰度值,而 $\overline{f_n}$ 为 3×3 邻域灰度均值。根据式(5) 计算所有像素的局部方差值,并建立图像局部方 差的百方图,它描述了图像中各局部方差(量化到 整数)与出现的频数之间的关系。将该直方图的 最大值对应的方差作为划分背景区和目标区的阈 值方差 T_{lv} 。若 $lv_{ii} < T_{lv}$,则认为像素 (i,j)属于 背景区:否则认为(i,i)属于目标区。

对于背景区像素 (i, j), 通常可令其对比增 强系数 $k_{ii}=1$,即保持平滑区对比度不变,以避免 可能出现的噪声放大。然而,对于某些无噪或信 噪比很高的图像,为便于人眼观看,并确保细微细 节有足够的对比度,多希望平滑区局部对比度有 一定微小程度的增强,以增强平滑区中精细结构 的可见度,使识别医学图像中相邻的密度差值较 小的组织更加方便。通过实验,找出一个灰度阈 值 t=120, 当像素 (i,j) 的灰度值 I(i,j) < t 时, 取 $k_{ij} = 0.8$;否则取 $k_{ij} = 1.1$ 。

对于目标区像素,采用 Sobel 算子进行增强 处理。令像素 (i,j) 的灰阶为 f_{ii} ,利用 Sobel 算 子计算其处理后灰度值 g.,:

$$g_{ii} = \sqrt{S_H^2 + S_V^2}$$
, (6)

其中:

$$S_{H} = (f_{i-1,j+1} + 2f_{i,j+1} + f_{i+1,j+1}) - (f_{i-1,j-1} + 2f_{i,j-1} + f_{i+1,j-1})$$

$$S_{V} = (f_{i+1,j-1} + 2f_{i+1,j} + f_{i+1,j+1}) - (f_{i-1,i-1} + 2f_{i-1,i} + 2f_{i-1,i+1}).$$
(7)

图 3 给出了对比度增强后的图像效果,其中 (a) 为原始图像,(b) 为增强处理后的图像。从图 3 中可以看出,经增强处理后图像的视觉效果有







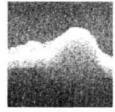
(b) 增强后图像 (b) Enhanced image

图 3 对比度增强效果 Fig. 3 Results of contrast enhancement

明显的改善,对噪声滤除效果较好,而且能够表达 原始图像的内容。

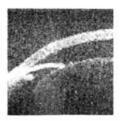
实验与结果分析

为了验证本文算法的有效性,采用本文所提 出的算法对多幅 OCT 原始数据图像进行了除噪 处理,并利用细节方差[12] (Detail Variance, DV) 和背景方差[10] (Background Variance, BV),以及 细节方差和背景方差的比值(DV/BV)作为客观 评价指标。"细节方差"为图像所有细节区像素的 局部方差均值,"背景方差"为所有背景区像素的 局部方差均值,它们可以作为评价增强算法的细 节增强能力和噪声敏感度。DV 越大,图像可见 细节越丰富,BV 越小,噪声越小,图像背景越均 匀,除噪效果越好,而 DV/BV 的值越大,表示图 像的信噪比越高。DV、BV 的计算方法参见文献 Γ127.





(a) 原始神经元图像 (b) 增强后神经元图像 (a) Original image of nerve (b) Enhanced image of nerve



(c) 原始鼠眼前段图像



(c) Original image of mouse-eye-forepart

(d) 增强后鼠眼前段图像 (d) Enhanced image of mouse-eye-forepart

图 4 OCT 图像处理效果 Fig. 4 Processed OCT images

图 4 给出了部分实验结果,其中(a),(c)为

两幅被噪声干扰的很严重的 OCT 图像,(b),(d) 为除噪后的结果图像。表 1 给出了图 3 和图 4 中各去噪图像的细节方差(DV)和背景方差(BV),以及细节方差和背景方差的比值(DV/BV)。

表 1 图 3、4 中各增强图像的 DV 和 BV 值

Tab. 1 DV and BV of the denoised images in Fig. 3 and Fig. 4

图像	DV	BV	DV/BV
图 3(a)	7 446	370	20.1
图 3(b)	7 406	125	59 . 2
图 4(a)	6 479	461	14.1
图 4(b)	6 893	74	93.4
图 4(c)	6 066	502	12.1
图 4(d)	5 340	. 71	75. 2

表 1 数据显示,除噪处理后图像的 DV 值与原始图像相当,而经该方法处理后图像的背景方差(BV)较原始图像降低了 2~6 倍,说明背景噪声有明显降低,细节方差和背景方差之比(DV/

BV)提高了 2~5 倍,图像质量有明显改善。由图 3 和图 4 可以看出本文所设计算法是一种有效的除噪方法,并且在除噪的同时能够保留边缘、形状等重要信息。

5 结 论

在分析原始 OCT 图像噪声模型的基础上,根据 OCT 图像的噪声,设计了一种新的多级维纳滤波方法,采用多尺度维纳滤波模板作用于原始图像,有效地滤除了原始图像的噪声,但该除噪过程同时降低了图像对比度,使原始图像的边缘信息变得模糊,继而,提出了采用基于区域的图像增强算法提高图像质量。实验证明,经该方法处理后图像的背景噪声降低了 2~6倍,而细节方差和背景方差之比提高了 2~5倍,因此该方法在除噪的同时保留了图像对比度信息,可以应用于OCT 系统提高图像成像质量,为医生和研究人员提供更清晰准确的图像信息。

参考文献:

- [1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, et al.. Optical coherence tomography [J]. Science, 1991, 254; 1178-1181.
- [2] BOPPART S A, HERRMANN J, PITRIS C, et al.. High-resolution optical coherence tomography-guided laser ablation of surgical tissue [J]. Journal of Surgical Research, 1999, 82(2); 275-284.
- [3] DAMICO A V, WEISTEIN M, LI X, et al.. Optical coherence tomography as a method for identifying benign and malignant microscopic structures in the prostate gland [J]. Urology, 2000, 55; 783-787.
- [4] PODOLEANU A G, ROGERS J A, JACKSON D A. Octen-face images from the retina with adjustable depth resolution in real time [J]. IEEE Journal Selected Topics in Quantum Electron, 1999, 5(4): 1176-1184.
- [5] 王明佳,张旭光,韩广良,等. 自适应权值滤波消除图像椒盐噪声的方法[J]. 光学 精密工程,2007, 15(5):779-783.
 - WANG M J, ZHANG X G, HAN G L, et al.. Elimination of impulse noise by auto-adapted weight filter [J]. Opt. Precision Eng., 2007, 15(5):779-783. (in Chinese)
- [6] ZHAI D M, ROLLIN S, BHANDARI N, et al.. Continuous-time Hammerstein and Wiener modeling under second-order static nonlinearity for periodic process signals [J]. Computers and Chemical Engineering, 2006,31(11); 1-12
- [7] KAJIHARA S, OHTANI Y, GODA N, et al.. Wiener filter-magnetoencephalography of visual cortical activity [J]. Brain Topography, 2004,17(9):13-25.
- [8] TSAI DY, LEE Y, CHIBA R. An improved adaptive neighborhood contrast enhancement method for medical images [C]. Proceedings of the 3rd IASTED International Conference on Biomedical Engineering, 2005;59-63.
- [9] MEER P, PARK P H, CHO K, Multiresolution adaptive image smoothing [C]. Graphical Models and Image Processing (CVGIP), 1994, 56(2); 140-148.
- [10] 王彦臣,李树杰,黄廉卿,基于多尺度 Retinex 的数字 X 光图像增强方法研究[J]. 光学 精密工程,2006, 14(1): 70-76.

WANG Y CH, LI SH J, HUANG L Q. Enhancement of radiography based multiscale Retinex [J]. Opt. Precision Eng., 2006, 14(1);70-76. (in Chinese)

- [11] 刘欣悦,黄廉卿.利用多分辨直方图特征分类数字 X 光乳腺图像[J]. 光学 精密工程,2006,14(2):327-332. LIU X Y, HUANG L Q. Classification of digital mammograms using multi-resolution histogram features [J]. Opt. Precision Eng., 2006,14(2):327-332. (in Chinese)
- [12] 柯丽,张明慧,黄廉卿. 基于小波变换的 CR 图像增强[J]. 光电子·激光,2005, 16(8):989-992.

 KE L, ZHANG M H, HUANG L Q. CR image enhancement with wavelet transform [J]. Journal of Optoelectronics Laser, 2005, 16(8):989-992. (in Chinese)

作者简介:柯 丽(1977一),女,辽宁庄河人,副教授,博士,主要从事生物医学成像、图像处理、生物特征识别方面的研究。E-mail: amykeli@hotmail.com

重要启示

经国家新闻出版总署批准,《中国光学与应用光学文摘》自 2008 年 7 月起更名为《中国光学与应用光学》。该刊为学术技术类期刊,由中国科学院主管,中国科学院长春光学精密机械与物理研究所主办,双月刊,A4 开本,国内外公开发行,刊号;CN22-1389/O4。

《中国光学与应用光学》以反映国内外光学与应用光学领域的最新动态、高新成果和前沿技术,提供主流技术研究、战略策划、综合评述,跟踪光学领域的最新科技水平和发展动向,为国内外相关学科领域的科研人员提供学术交流和学术积累的平台,促进光学和应用光学学科的发展为办刊宗旨。

《中国光学与应用光学》以光学研究和光学技术为主体,动态设置当期栏目,主要涉及的专题内容有:基础光学、光度学、色度学、发光理论与发光技术、光谱学与光谱技术、激光与激光技术、集成光学与器件、纤维光学与器件、光通信、薄膜光学与技术、光电子技术与器件、信息光学、新型光学材料、现代光学仪器与光学测试、光学工艺、光学在其他领域的应用等。

《中国光学与应用光学》主要报道光学与应用光学领域学术价值显著、实验数据完整的原创性论文;研究前景广阔,具有实用、推广价值的技术报告;有创新意识,能够反映当前先进水平的阶段性研究成果,对当前学科领域的研究热点和前沿问题的综合评述,以及国内外光学产业的发展动态及走向等。

《中国光学与应用光学》热忱欢迎广大读者、作者关心和支持本刊的发展,及时订阅、踊跃赐稿,同时欢迎社会各界治谈广告业务,合作组织技术交流和信息发布活动等。

投稿地址:吉林省长春市东南湖大路 16 号《中国光学与应用光学》编辑部,邮编 130033

E-mail: opticsdb@ciomp. ac. cn; gxyygx2007@126. com

《中国光学与应用光学》编辑部

应用多级维纳滤波的0CT图像除噪方法



作者: 柯丽, 杜强, 苏哲, KE Li, DU Qiang, SU Zhe

作者单位: 柯丽, 苏哲, KE Li, SU Zhe (沈阳工业大学, 生物医学工程系, 辽宁, 沈阳, 110023), 杜强, DU

Qiang(长春理工大学,应用理学院,吉林,长春,130022)

刊名: 光学精密丁程 ISTIC EI PKU

英文刊名: OPTICS AND PRECISION ENGINEERING

年,卷(期): 2008,16(4)

被引用次数: 5次

参考文献(12条)

1. HUANG D; SWANSON E A; LIN C P Optical coherence tomography 1991

- 2. 柯丽; 张明慧; 黄廉卿 基于小波变换的CR图像增强[期刊论文] 光电子·激光 2005(08)
- 3. 刘欣悦; 黄廉卿 利用多分辨直方图特征分类数字X光乳腺图像[期刊论文] 光学精密工程 2006 (02)
- 4. 王彦臣: 李树杰; 黄廉卿 基于多尺度Retinex的数字X光图像增强方法研究[期刊论文] 光学精密工程 2006(01)
- $\begin{array}{l} \textbf{5.} \, \underline{\text{PODOLEANU A G; ROGERS J A; JACKSON D A}} \, \, \underline{\text{Octen-face images from the retina with adjustable depth}} \\ \textbf{resolution in real time 1999 (04)} \end{array}$
- 6. DAMICO A V; WEISTEIN M; LI X Optical coherence tomography as a method for identifying benign and malignant microscopic structures in the prostate gland 2000(5)
- 7. MEER P; PARK P H; CHO K Muhiresolution adaptive image smoothing 1994(02)
- 8. $\underline{\text{TSAI D Y; LEE Y; CHIBA R}}$ An improved adaptive neighborhood contrast enhancement method for medical images 2005
- 9. KAJIHARA S; OHTANI Y; GODA N Wiener filter-magnetoencephalography of visual cortical activity 2004(09)
- 10. ZHA1 D M; ROLLIN S; BHANDARI N Continuous—time Hammerstein and Wiener modeling under second—order static nonlinearity for periodic process signals 2006(11)
- 11. 王明佳; 张旭光; 韩广良 自适应权值滤波消除图像椒盐噪声的方法[期刊论文] 光学精密工程 2007(05)
- 12. BOPPART S A; HERRMANN J; PITRIS C High-resolution optical coherence tomography-guided laser ablation of surgical tissue 1999(02)

引证文献(5条)

- 1. <u>陈晓冬. 汪毅. 李海峰. 李乔. 郁道银</u> 单探测器偏振相干层析信号的傅里叶变换分析[期刊论文]-光学精密工程2010(8)
- 2. 崔媛媛. 蒋先刚. 许伦伦 指纹图像预处理方法的研究与比较[期刊论文]-华东交通大学学报 2009(1)
- 3. 毛玉星. 何为. 张占龙 基于一致性测度的非线性扩散图像消噪算法[期刊论文]-光学学报 2009(6)
- 4. 凌铭. 董渊. 陈良. 宁国斌. 梁柱 空心锥状双高斯光束传输特性研究[期刊论文] 光学学报 2009(10)
- 5. 凌铭. 董渊. 金光勇. 梁柱 利用可变光阑实现双轴晶体动态外锥折射[期刊论文]-光子学报 2009(12)

本文链接: http://d.wanfangdata.com.cn/Periodical_gxjmgc200804027.aspx 授权使用: 浙江大学(wfzjdx), 授权号: 6f5e5258-2f52-476b-bble-9ee901033ca8

下载时间: 2011年5月20日