

基于补偿特征图滤波算法去除光学相干层析造影成像俯视图的运动伪影

任汉宏¹, 黄伟源¹, 吴南寿¹, 吴家怡¹, 林嘉怡¹, 吴泳波¹, 郑楚君¹, 姜小芳^{1,2*}, 唐志列^{1,2**}

¹华南师范大学物理与电信工程学院, 广东 广州 510006;

²广东省量子调控工程与材料重点实验室, 广东 广州 510006

摘要 运动伪影是光学相干层析造影成像(OCTA)俯视图中的一个重要问题。提出一种补偿特征图像滤波(CEF)算法去除光学相干层析造影成像俯视图的运动伪影。首先,利用奇异值分解(SVD)将光学相干层析造影成像俯视图展开为一系列的特征图像;然后,利用高通特征图像和从第一特征图像中抽取得到的正交补偿积这两部分来重建恢复图像。实验结果表明,CEF算法能较好地去除条纹噪声,经CEF算法复原得到的图像有着较传统特征图滤波算法更好的图像质量。该算法为其他扫描成像系统去除类似的条纹噪声提供了新的参考。

关键词 图像处理; 光学相干层析造影成像; 运动伪影; 条纹噪声; 奇异值分解; 特征图滤波

中图分类号 O436

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP202158.2210004

Removal of Motion Artifact in Top View of Optical Coherence Tomography Angiography Based on Compensated Eigenimage Filtering Algorithm

Ren Hanhong¹, Huang Weiyuan¹, Wu Nanshou¹, Wu Jiayi¹, Lin Jiayi¹, Wu Yongbo¹, Zheng Chujun¹, Jiang Xiaofang^{1,2*}, Tang Zhilie^{1,2**}

¹School of Physics and Telecommunication Engineering, South China Normal University, Guangzhou, Guangdong 510006, China;

²Guangdong Provincial Key Laboratory of Quantum Control Engineering and Quantum Materials, Guangzhou, Guangdong 510006, China

Abstract Motion artifact is a crucial issue in optical coherence tomography angiography (OCTA) top view. A compensated eigenimage filtering (CEF) algorithm is proposed to remove the motion artifact in the top view of OCTA. First, the top view of OCTA is expanded into a series of eigenimages by singular value decomposition (SVD); then, the high-pass eigenimage and the orthogonal compensation product extracted from the first feature image are used to reconstruct the restored image. Experimental results verify that the CEF algorithm can remove stripe noise better, and the image recovered by CEF algorithm has better image quality than the traditional eigenimage filtering algorithm. The CEF algorithm provides a new reference for other scanning imaging systems removing similar stripe noise.

Key words image processing; optical coherence tomography angiography; motion artifact; stripe noise; singular value decomposition; eigenimage filtering

OCIS codes 100.2980; 100.2960; 100.3008

收稿日期: 2020-11-16; 修回日期: 2020-12-16; 录用日期: 2021-01-20

基金项目: 国家自然科学基金(61575067)、广东省自然科学基金(2016A030310432, 2017A030313287)、广州市科技计划(202002030148)

通信作者: *jiangxf@scnu.edu.cn; **tangzhl@scnu.edu.cn

1 引言

光学相干层析成像(OCT)技术是一种具有深度分辨能力、无创的成像技术,具有高分辨、低成本等特点^[1],在生物医学领域具有重要的应用前景^[2-6]。与静态组织的 OCT 信号相比,血管的 OCT 信号表现出更多的波动,并由此发展出光学相干层析造影成像(OCTA)技术^[7-8]。OCTA 需要重复 A 扫描或 B 扫描来记录频谱信号的变化。常用的 OCTA 有散斑方差 OCTA 和改进散斑对比 OCTA^[9-11]。Wang 等^[12-13]提出了利用调制深度作为成像参数的动态散斑 OCTA,以获得更高的成像对比度。但受限于成像速度,样品运动是 OCTA 俯视图中产生运动伪影(条纹噪声)的一个重要来源^[7],组织运动是样品不可避免的血流搏动、呼吸和随意运动所引起的^[14];振镜定位精度、系统机械抖动也会导致运动伪影的出现^[15];若振镜扫描速度不稳,则信号强度减弱,图像的列突然变亮或变暗^[16]。综上所述,各种因素都可能随机地影响成像过程,造成运动伪影的出现。运动伪影在 OCTA 俯视图上表现为水平或垂直白线(条纹噪声)^[17],严重影响图像的视觉质量,不利于后续处理,如图像分割、分类和疾病诊断。

在过去的几年中,在 OCTA 领域已经发展了一些方法来抑制运动伪影。通常采用复杂的硬件来跟踪样品的运动来引导 OCT 扫描^[18],正交扫描或 Lissajous 扫描模式可用于纠正运动伪影^[19-20]。然而,这些方法需要额外的设备或改进的扫描模式,从而导致成本增加。另外,对组织整体运动进行运动补偿可以在一定程度上减少运动伪影^[21]。2D 和 3D 标记方法通过拼接重构 OCTA 图像来减少运动伪影^[17,22],但这些标记算法需要较大的重叠区域^[23]。张量投票法也被用于纠正 OCTA 俯视图运动伪影,该方法先进行血管分割,再进行填充断裂微小血管^[23],然而,若条纹伪影表现在血管表面上,血管上的条纹噪声依然存在。此外,贝叶斯分类算法去除运动伪影时容易出现误判的情况,即将微小血管判断为噪声,且需要数张人工手动去噪的 B 帧图像作为标准参考图^[15]。频域陷波滤波(FRFs)算法也被用来抑制相位血管造影 OCT 的俯视图条纹运动伪影^[24],但图像细节容易与条纹一起被删除,导致微血管网络的信息丢失。这些算法都忽略了条纹噪声在图像上的高度线性相关性,若能通过某种变换或分解的方法,依据条纹之间的高度线性相关

性,把条纹与血管映射到不同的空间,即可分离出有用血管的信号。

为此,本文提出了一种补偿特征图像滤波(CEF)算法来去除 OCTA 俯视图的运动伪影。基于奇异值分解(SVD)的特征图滤波算法更多应用在地震数据处理中,且一般通过保留前几张特征图像来抑制随机噪声,因为前几张特征图像包含高度相关的能量^[25]。传统的特征图滤波算法采取舍弃第一特征图像、保留高通特征图像的方法,实现条纹噪声的去除^[26]。由于在 OCTA 俯视图中,每行或列的条纹线性相关性很高,而与血管之间的线性相关度低。若将 OCTA 俯视图看作是一个低秩矩阵(条纹噪声)与高秩矩阵(血管特征)的叠加,且 SVD 可以把图像分解成一系列秩为 1 的特征图像,可依据此特点,对条纹噪声与血管进行一定程度上的分离。但 SVD 天然地会把图像分解成两个方向都线性相关的秩为 1 的类似于网格状的特征图像,而条纹只分布在一个方向上,因此有必要对传统的特征图滤波算法进行改进。在 CEF 算法中,首先利用 SVD 将俯视图图像分解为包含运动伪影和部分血管特征的第一特征图像和包含绝大部分血管信息的高通特征图像;其次利用所提重构第一奇异向量,通过外积的形式,形成重构第一特征图像,从而将第一特征图像进一步分解为重构的第一特征图像(主要包含运动伪影)及其正交补偿积这两部分;最后利用高通特征图像和正交补偿积重建无运动伪影的复原图像。实验结果验证了 CEF 算法的有效性,处理后的 OCTA 俯视图具有较高的图像对比度。CEF 算法弥补了传统特征图滤波算法直接舍弃第一个特征图像的优点,使经过特征图滤波算法处理后的图像具有更高的信噪比和图像对比度,为去除扫描系统中类似的条纹噪声提供了一个新的解决方案。

2 实验系统

图 1 为所用动态散斑 OCTA 系统。光源为中

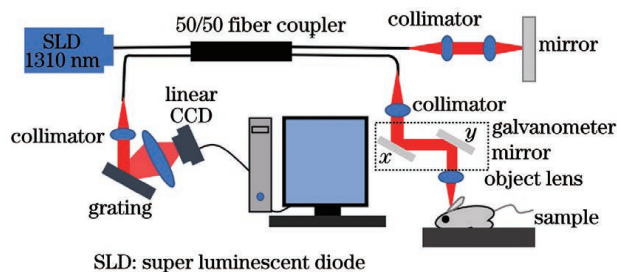


图 1 动态散斑 OCTA 系统

Fig. 1 Schematic of dynamic speckle OCTA system

心波长 λ_0 为 1310 nm、带宽 $\Delta\lambda$ 为 58 nm 的高斯型分布光源,系统的轴向分辨率为 13.1 μm ,系统横向分辨率实测为 17.5 μm 。光纤耦合器分光后的光分别进入样品臂和参考臂。在样品臂中,光通过光纤准直器准直成平行光后,再经过扫描振镜部分,实现光束在样品表面的二维扫描。从参考臂和样品臂返回的光会在耦合器处发生干涉。经过透射光栅的干涉光最后由透镜聚焦到线阵 CCD,该 CCD 采样率为 47 kHz。在同一个空间位置重复采集 500 线光谱数据后,经过振镜使光扫描到另一个空间位置,在 3 mm \times 3 mm 的 X-Y 平面范围内扫描 500 \times 500 个空间点,成像深度为 3 mm。依据调制深度获取得到相应的生物组织 OCTA 投影图。

3 算法原理

在 OCTA 俯视图像上,如心跳、呼吸等组织运动引起的运动伪影,在 B 帧的投影上表现为水平或垂直的条纹^[17]。这些条纹的相关能量比血管信

号的更高。在特征图像滤波方法中,相关性越高的能量映射到前几幅特征图像上,而相关性能量较低的部分分布在后面的特征图中^[27]。换言之,在 OCTA 投影图像上,条纹必然分布在第一个特征图像上,直接舍弃掉第一特征图像似乎是减少条纹的可行方法,因此传统的特征图滤波算法保留高通特征图^[26]。但值得注意的是,该方法也抑制了部分有用特征^[26]。无论是高度相关的条纹噪声还是部分水平和垂直有用的特征(横向或纵向分布的血管)都会不可避免地被提取并映射到第一张特征图像上,因此需要分离出高度相关的条纹噪声和部分水平或垂直有用的特征。由于第一幅特征图像包含两个方向(垂直和水平)的线性相关成分,而 OCTA 投影图像上的运动伪影只有沿快速扫描轴的一个方向,需要重构一个新的第一特征图像,该图像仅包含一个沿快速扫描方向分布的线性相关成分。补偿特征图滤波算法流程图如图 2 所示。

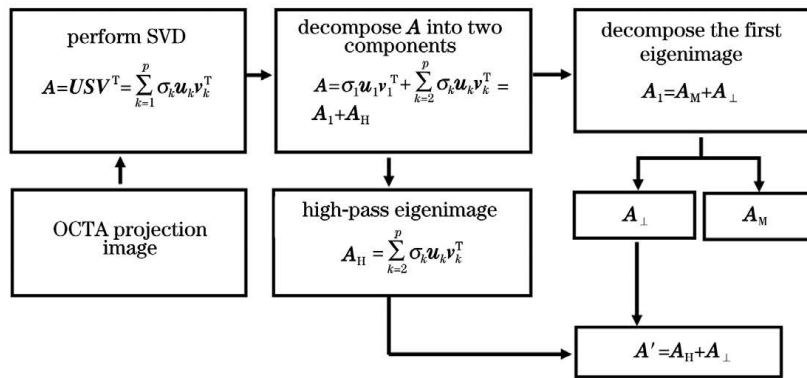


图 2 CEF 算法流程图

Fig. 2 Flow chart of CEF algorithm

具体来说,图像的奇异分解展开可以看作是 p 个正权重 σ_k 与单位向量的外积 $u_k v_k^T$ 的乘积(特征图像)之和^[27-28],表达式为

$$A = USV^T = \sum_{k=1}^p \sigma_k u_k v_k^T = A_1 + \sum_{k=2}^p A_k = A_1 + A_H, \quad (1)$$

式中: A 为原始 OCTA 俯视图; U 为包含一组单位正交基 $\{u_1, u_2, \dots, u_p\}$ 的左奇异矩阵, u_k 为矩阵 A 的第 k 个左奇异单位正交向量; V 为包含一组单位正交基 $\{v_1, v_2, \dots, v_p\}$ 的右奇异矩阵, v_k 为矩阵 A 的第 k 个右奇异单位正交向量; p 为矩阵 A 的秩; A_k 为第 k 个秩为 1 的特征图; S 为实对角阵,包含了对角元素(奇异值) $\sigma_k = [S]_{k,k}$,其中奇异值按由大到小降序的方式排列。传统的特征图滤波算法去

除条纹时采取舍弃第一特征图,保留后 $(p-1)$ 项的方法,为方便起见,把从第 2 到第 p 个特征图累加起来作为高通特征图 A_H 。

综上所述,第一特征图像的灰度值可以认为是条纹和部分血管的叠加。因此,可以认为运动伪影是第一特征图像的背景。当 OCTA 系统的快速扫描轴是竖直方向的,运动伪影会在竖直方向上分布。由于图像的几何与纹理信息蕴含在 U 与 V 中^[29],左奇异向量 u_1 可以代表第一特征图像中灰度值沿竖直方向的变化趋势。可以认为 u_1 向量是受血管结构调制的,因为对其原图 A 进行奇异分解时,横向分布的血管会被分解到第一特征图。在有血管横向分布的位置显示出较高的灰度值,而没血管横向分布的地方显示较低的灰度值,因此可以认为左奇异

向量 \mathbf{u}_1 包含一个新定义的重构左奇异向量 \mathbf{u}_1^* 。 \mathbf{u}_1^* 包含一个常量元素,也就是 \mathbf{u}_1 中最小值元素,表示 \mathbf{u}_1 的背景。进一步,可以通过相同权重因子 σ_1 与一个重构的向量外积 $\mathbf{u}_1^* \mathbf{v}_1^T$ 的乘积来表示一个重构的第一特征图像,该特征图包含运动伪影和部分竖直的血管特征,但不包含水平的血管特征。为方便起见,重构的第一特征图像定义为 \mathbf{A}_M 。由于水平分布的血管与条纹噪声方向正交,可把第一特征图抽取的含有部分水平血管特征的图像定义为正交补偿积 $\mathbf{A}_\perp = \mathbf{A}_1 - \mathbf{A}_M$ 。因此,把高通特征图像 \mathbf{A}_H 与正交补偿积 \mathbf{A}_M 相加,可以获得无运动伪影且保留更多血管细节的复原图像 \mathbf{A}' 。相应公式为

$$\mathbf{A}_1 = \mathbf{A}_M + \mathbf{A}_\perp, \quad (2)$$

$$\mathbf{A}_M = \sigma_1 \mathbf{u}_1^* \mathbf{v}_1^T, \quad (3)$$

$$\mathbf{u}_1^* = \min(\mathbf{u}_1) \times (\{a_n\}_{n=1}^m)^T, a_n = 1, \quad (4)$$

$$n = 1, 2, \dots, m, \quad (5)$$

式中: m 为矩阵 \mathbf{A} 的行数。当运动伪影在水平方向分布时,也可以用同样的方法定义重构的右奇异向量 \mathbf{v}_1^{T*} 与 $\mathbf{A}_M = \sigma_1 \mathbf{u}_1 \mathbf{v}_1^{T*}$ 。

4 实验分析与讨论

为了验证 CEF 算法的有效性,把 CEF 算法应用在 Sprague-Dawley (SD) 大鼠大脑的包含运动伪影的动态散斑 OCTA 俯视图像中。经异氟烷麻醉的 SD 大鼠在注射 0.004 mL/g 的水合氯醛后(其中 0.004 mL/g 表示 1 g 老鼠需要注射 0.004 mL

的药剂),对大鼠脑部进行脱毛处理,并固定在脑立体定位仪上,最后钻取其颅骨获得矩形颅窗(尺寸约 5 mm×5 mm),并放置在样品臂载物台上。本动物实验得到了华南师范大学动物保护和和使用委员会的批准。受 SD 大鼠头部呼吸和血流搏动且不易于固定的影响,大鼠脑部 OCTA 俯视图质量较差,条带运动伪影明显,如图 3 和图 4(a)所示。原俯视图经过奇异值分解展开成一系列的特征图,如图 3 所示。

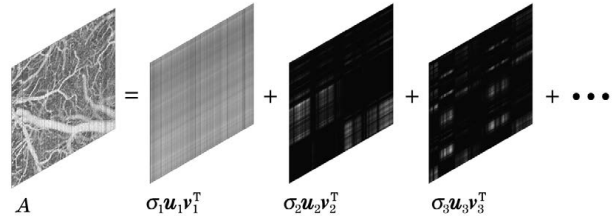


图 3 动态散斑 OCTA 俯视图展开成一系列特征图

Fig. 3 Top view of dynamic speckle OCTA expanded into a series of eigenimages

从图 3 可以看出,相关性最大的运动伪影分布在第一特征图像中,而非相关的血管则分布在第 2 到第 p 特征图像中。因此,将第 2 到第 p 特征图像累加起来作为高通特征图像 \mathbf{A}_H ,如图 4(c)所示。由(2)~(5)式可知,第一特征图像 $\mathbf{A}_1 = \sigma_1 \mathbf{u}_1 \mathbf{v}_1^T$ 可以通过外积的形式^[24]表示在图 5(a)~(c)中。图 5(b)中实线表示原始左奇异向量 \mathbf{u}_1 ,而虚线则表示重构的左奇异向量 \mathbf{u}_1^* 。进一步,将第一特征图像 \mathbf{A}_1 分解为两部分(重构的第一特征图像 \mathbf{A}_M 和正交补偿积 \mathbf{A}_\perp),分别如图 5(d)、(e)所示。

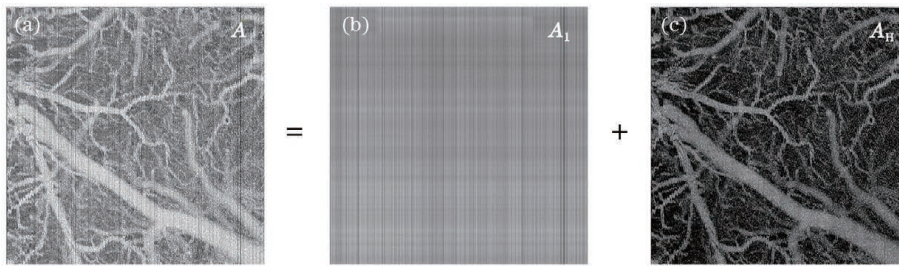


图 4 OCTA 俯视图像扩展为第一特征值图像和高通特征值图像。(a)原始俯视图;(b)第一特征图;(c)高通特征图

Fig. 4 Top view of dynamic speckle OCTA expanded into first eigenimage and high-pass eigenimage. (a) Original top view; (b) first eigenimage; (c) high-pass eigenimage

对比图 4(a)与图 5(a),可以发现原图中有血管横向分布的位置在第一特征图对应的左奇异向量上灰度值会偏高,而较少横向血管分布的位置在对应的左奇异向量上灰度值会偏低。因此以左奇异向量的最小值重构一个新的左奇异向量 \mathbf{u}_1^* ,进一步重构出单一方向分布包含条纹的第一特征图 \mathbf{A}_M ,就比 \mathbf{A}_1 包含更少的血管信息。横向血管信息被提取到

\mathbf{A}_\perp ,与理论部分一致。在高通特征图 \mathbf{A}_H 中添加正交补偿积 \mathbf{A}_\perp ,可以获得复原的既无运动伪影又有更多血管信息的图像 \mathbf{A}' ,如图 6(b)所示。

为了说明所提算法的先进性,利用传统特征图滤波算法、频域陷波滤波算法和基于血管分割的张量投票算法与所提算法进行对比^[23-24],为方便比较,设经过传统特征图滤波算法处理的图像

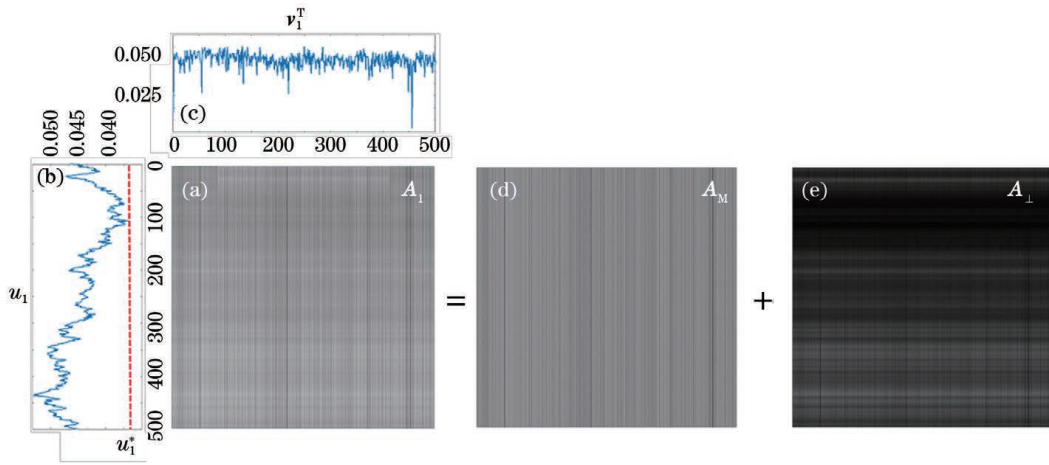


图 5 第一特征图扩展为重构的第一特征图和正交补偿积。(a)第一特征图;(b)对应的左奇异向量和重构的左奇异向量;
(c)右奇异向量转置;(d)重构的第一特征图;(e)正交补偿积

Fig. 5 First eigenimage expanded into remodeled first eigenimage and orthogonal compensated product. (a) First eigenimage; (b) corresponding left singular vector and remodeled left singular vector; (c) right singular transpose vector; (d) remodeled first eigenimage; (e) orthogonal compensated product

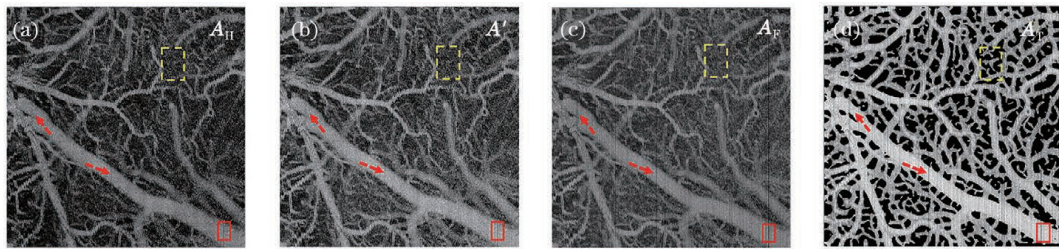


图 6 利用不同算法处理的去条纹图像比较。(a)传统特征图滤波算法;(b)CEF 算法;(c)频域陷波滤波算法;
(d)张量投票算法

Fig. 6 Comparison of results of destriping image processed by different algorithms. (a) Traditional eigenimage filtering algorithm; (b)CEF algorithm; (c) frequency rejection filtering algorithm; (d) tensor voting approach algorithm

为 A_H , 设经过频域陷波滤波算法处理的图像为 A_F , 其中滤波器参数 $\alpha = 0.2$, 设经过张量投票算法处理的图像为 A_T , 分别如图 6(a)、图 6(c) 和图 6(d) 所示。对比图 6 虚线箭头的区域: 频域陷波滤波算法处理的图像仍然有残留的条纹, 而经过血管分割的图像虽然把血管保留下来, 但是血管表面的条纹却依然存在; 特征图滤波算法处理的图像, 如图 6(a)、(b) 所示, 该区域的条纹明显被抑制, 且经过补偿正交基 A_{\perp} 后, 较好地抑制条纹噪声, 同时保留更多原来血管的信息。

为了定量地评价图像质量, 引入均方根 (RMS)、等效视数 (ENL) 和对比度信噪比 (CNR) 3 个参数来衡量图像质量。RMS 可用于衡量图像的对数对比度^[17,30]; ENL 可用于衡量图像区域光滑性, 去条纹效果越好, ENL 数值越大; CNR 可用于衡量图像背景与信号的相对差异^[31]。相应公式为

$$R_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{pq} \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^q [A(i, j) - \overline{A(i, j)}]^2}, \quad (6)$$

$$N_{ENL} = \frac{\mu_R^2}{\sigma_R^2}, \quad (7)$$

$$R_{CNR} = \frac{\mu_R - \mu_B}{\sqrt{\sigma_R^2 + \sigma_B^2}}, \quad (8)$$

式中: $A(i, j)$ 表示图像在 (i, j) 位置的灰度值; $\overline{A(i, j)}$ 表示图像灰度的均值; p 与 q 代表图像的尺寸大小; μ_R 为感兴趣区域的均值; μ_B 为背景区域的均值; σ_R 为感兴趣区域的标准差; σ_B 为背景区域的标准差。选取图像右下角处有明显条纹的区域作为感兴趣区域, 如图 6 实线框所示, 选取血管较少的区域作为背景区域, 如图 6 虚线框所示。分别计算原始投影图 A 、高通特征图 A_H 、频域陷波滤波图 A_F 、张量投票算法图像 A_T 、CEF 算法图 A' 的 RMS、ENL 和 CNR 3 个参数。计算结果如表 1 所示。对比不同算法处理的图像的 RMS、ENL 和 CNR 3 个

表 1 量化分析不同去条纹算法处理的图像质量

Table 1 Quantitative analysis of image quality processed by different destriping algorithms

Image	RMS	ENL	CNR /dB
A	36.6943	29.2631	1.4076
A_H	42.9246	23.6352	1.7364
A_F	30.2588	22.3887	1.3274
A_T	84.6924	29.2631	1.7900
A'	46.3605	32.1393	2.2899

参数可以发现:CEF 算法处理后的图像在 RMS 上,较原图提高了 9.67;在 ENL 上,较原图提高了

2.88,血管区域更加平滑;在 CNR 上,也有着较高的数值,较原图提高了 0.88 dB。结果表明,CEF 算法能较好地去除 OCTA 俯视图的运动伪影。

为了进一步说明补偿正交补偿积的重要性,将 CEF 算法应用于小鼠耳朵实验基于相同的动态散斑光学相干层析成像系统,不同的快速扫描方向,条纹噪声分布在水平方向。小鼠经过 0.004 mL/g 的水合氯醛麻醉后,将鼠耳帖平在载物台上,本动物实验得到华南师范大学动物保护和和使用委员会的批准。由于小鼠的耳朵易于固定,运动伪影表现得较轻,结果如图 7(a)所示。

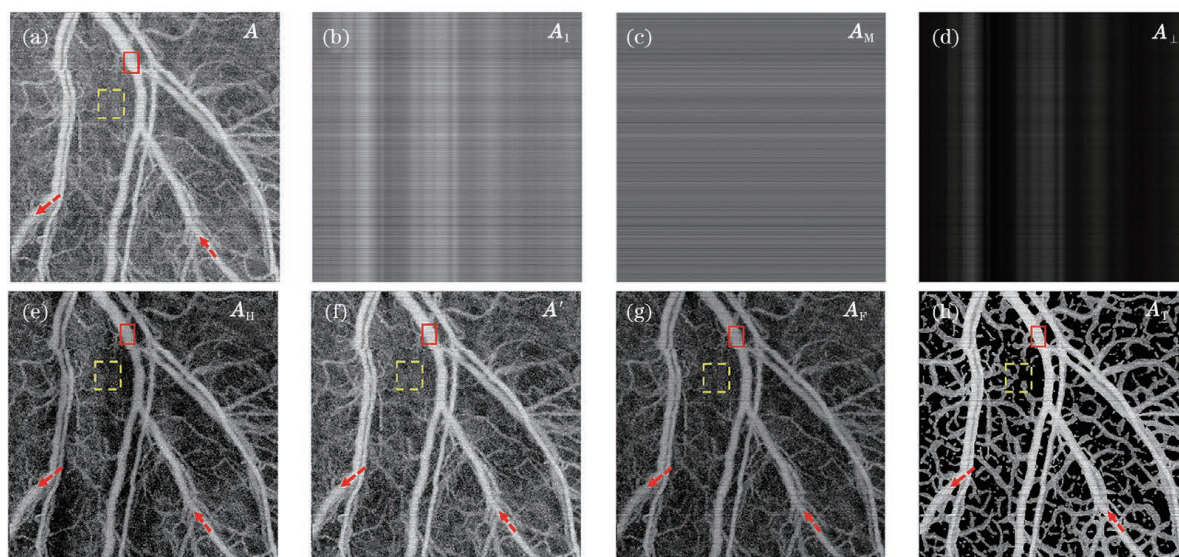


图 7 小鼠实验相关结果。(a)原始俯视图;(b)第一特征图;(c)重构的第一特征图;(d)正交补偿积;(e)高通特征图;(f)CEF 算法处理图;(g)频域陷波滤波算法处理图;(h)张量投票法处理图

Fig. 7 Relevant results of mouse experiment. (a) Original top view; (b) first eigenimage; (c) remodeled first eigenimage; (d) orthogonal compensatory product; (e) high-pass eigenimage; (f) image processed by CEF algorithm; (g) image processed by frequency rejection filtering; (h) image processed by tensor voting approach algorithm

图 7(a)中的血管更多地分布在垂直方向。因此,经过奇异值分解获取到的第一特征图不可避免地提取了明显的垂直方向的部分血管信号,如图 7(b)所示。与原图进行比较可以发现,若直接舍弃第一特征图,高通特征图 A_H 在垂直血管分布位置的灰度值比原图的灰度值低,同时丢失了不少垂直方向的血管信息。然而, A_1 对应位置的条纹和垂直血管信息分别被提取到重构的第一特征图 A_M 和正交补偿积 A_{\perp} 中,如图 7(c)和图 7(d)所示,实现了垂直方向的血管信息与条纹的分离。在高通特征图 A_H 中补偿正交补偿积 A_{\perp} 后,可以发现复原的图像 A' 不仅去除了条纹噪声,而且保留了图像原有的细节。

与其他算法对比可以发现:特征图滤波算法处理的图像在虚线箭头区域的条纹得到了有效去除,如图 7(e)和图 7(f)所示;而频域陷波滤波算法和张量投票法处理的图像在该区域的条纹依然明显,如图 7(g)和图 7(h)所示。另外,选取图 7(a)、(e)、(f)实线框作为感兴趣的区域,虚线框作为背景区域,计算不同算法处理的图像的 RMS、ENL、CNR,结果如表 2 所示。可以发现,CEF 算法处理的图像具有较高的 RMS,RMS 较原图提高了 7.54;在 ENL 方面,CEF 算法处理后的图像也有着较高的数值,较原图提高了 5.52,表明在该区域有着较大的平滑度。另外,虽然张量投票法极大地提升了 RMS,但并未去除血管上的条纹,平滑度并未提升。在 CNR

表 2 量化分析经不同去条纹算法处理的图像质量
Table 2 Quantitative analysis of image quality processed by different destriping algorithms

Image	RMS	ENL	CNR /dB
A	43.5553	90.6149	2.7676
A _H	40.2808	78.4287	2.9426
A _F	40.6322	51.6783	2.7228
A _T	81.6201	50.8779	2.5158
A'	51.0976	96.1384	3.1885

方面, CEF 算法处理后的图像较原图提高了 0.42 dB, 较传统的特征图滤波算法提高了 0.25 dB。结果表明, CEF 算法能较好地去除 OCTA 俯视图像的运动伪影。

5 结 论

在 OCTA 俯视图中, 根据条纹噪声的高度线性相关性, 对其进行奇异值分解后展开成一系列特征图, 条纹噪声必然分布在第一幅特征图像中。而传统特征图滤波算法直接舍弃第一个特征图像的做法会使高通特征图像丢失部分血管细节。基于此, 提出了一种 CEF 算法来去除 OCTA 俯视图中的条纹噪声。该算法主要创新点在于从奇异向量的角度出发, 重构出一个新的第一奇异向量, 从而重构出一个新的第一特征图, 实现了部分血管信息与条纹噪声的分离, 达到补偿高通特征滤波图的目的, 弥补了传统特征图滤波算法的缺点。通过对比分析, 验证了 CEF 算法的有效性。CEF 算法复原后的无运动伪影图像具有较高的图像对比度、平滑度与对比度信噪比, 为 OCTA 和其他具有类似运动伪影的成像系统提供了一种新的去除条纹噪声方案。

参 考 文 献

- [1] Wang R K, Jacques S L, Ma Z H, et al. Three dimensional optical angiography[J]. *Optics Express*, 2007, 15(7): 4083-4097.
- [2] Si P J, Wang L, Xu M E. Tumor cell invasion imaging based on optical coherence tomography[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2019, 46(9): 0907003. 斯培剑, 王玲, 徐铭恩. 基于光学相干层析成像技术的肿瘤细胞侵袭成像[J]. *中国激光*, 2019, 46(9): 0907003.
- [3] Ding Z H, Zhao C, Bao W, et al. Advances in Doppler optical coherence tomography[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2013, 50(8): 080005. 丁志华, 赵晨, 鲍文, 等. 多普勒光学相干层析成像研究进展[J]. *激光与光电子学进展*, 2013, 50(8): 080005.
- [4] Gao Y Z, Yuan Y, Ma Z H. High-resolution cortical blood flow imaging based on optical coherence tomography[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2019, 56(11): 111101. 高英哲, 袁毅, 马振鹤. 基于光学相干层析成像的皮层血流高分辨率成像[J]. *激光与光电子学进展*, 2019, 56(11): 111101.
- [5] Fang Y H, Gong W, Yang D Y, et al. Monitoring of ischemia-reperfusion process of rat kidney using optical coherence tomography[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(6): 0607002. 方玉宏, 龚玮, 杨德圆, 等. 大鼠肾脏缺血再灌注过程的光学相干层析成像监测[J]. *中国激光*, 2020, 47(6): 0607002.
- [6] Gao Y, Li Z L, Zhang J H, et al. Automatic measurement method for corneal thickness of optical coherence tomography images[J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(3): 0311003. 高阳, 李中梁, 张建华, 等. 光学相干层析成像图像中角膜厚度的自动测量方法[J]. *光学学报*, 2019, 39(3): 0311003.
- [7] Spaide R F, Fujimoto J G, Waheed N K, et al. Optical coherence tomography angiography[J]. *Progress in Retinal and Eye Research*, 2018, 64: 1-55.
- [8] Poddar R, Migacz J V, Schwartz D M, et al. Challenges and advantages in wide-field optical coherence tomography angiography imaging of the human retinal and choroidal vasculature at 1.7-MHz A-scan rate[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2020, 22(10): 106018.
- [9] Mariampillai A, Standish B A, Moriyama E H, et al. Speckle variance detection of microvasculature using swept-source optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2008, 33(13): 1530-1532.
- [10] Fingler J, Zawadzki R J, Werner J S, et al. Volumetric microvascular imaging of human retina using optical coherence tomography with a novel motion contrast technique[J]. *Optics Express*, 2009, 17(24): 22190-22200.
- [11] Poddar R, Kim D Y, Werner J S, et al. *In vivo* imaging of human vasculature in the chorioretinal complex using phase-variance contrast method with phase-stabilized 1- μ m swept-source optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2020, 19(12): 126010.
- [12] Wang M Y, Zeng Y G, Liang X J, et al. Full-field optical micro-angiography [J]. *Applied Physics Letters*, 2014, 104(5): 053704.

- [13] Chen J B, Zeng Y G, Yuan Z L, et al. Optical coherence tomography based on dynamic speckle[J]. Acta Optica Sinica, 2018, 38(1): 0111001.
陈俊波, 曾亚光, 袁治灵, 等. 基于动态散斑的光学相干层析成像技术[J]. 光学学报, 2018, 38(1): 0111001.
- [14] Brea L S, de Jesus D A, Shirazi M F, et al. Review on retrospective procedures to correct retinal motion artefacts in OCT imaging [J]. Applied Sciences, 2019, 9(13): 2700.
- [15] Reif R, Baran U, Wang R K. Motion artifact and background noise suppression on optical microangiography frames using a naïve Bayes mask [J]. Applied Optics, 2014, 53(19): 4164-4171.
- [16] Liu X W, Wang H N, Qian Z Y. Denoising process of OCT image based on wavelet transform [J]. Acta Photonica Sinica, 2006, 35(6): 935-939.
刘新文, 王惠南, 钱志余. 小波变换对 OCT 图像的降噪处理[J]. 光子学报, 2006, 35(6): 935-939.
- [17] Zang P X, Liu G J, Zhang M, et al. Automated motion correction using parallel-strip registration for wide-field en face OCT angiogram [J]. Biomedical Optics Express, 2016, 7(7): 2823-2836.
- [18] Zhang Q Q, Huang Y P, Zhang T, et al. Wide-field imaging of retinal vasculature using optical coherence tomography-based microangiography provided by motion tracking [J]. Journal of Biomedical Optics, 2015, 20(6): 066008.
- [19] Kraus M F, Potsaid B, Mayer M A, et al. Motion correction in optical coherence tomography volumes on a per A-scan basis using orthogonal scan patterns [J]. Biomedical Optics Express, 2012, 3(6): 1182-1199.
- [20] Chen Y W, Hong Y J, Makita S, et al. Three-dimensional eye motion correction by Lissajous scan optical coherence tomography[J]. Biomedical Optics Express, 2017, 8(3): 1783-1802.
- [21] An L, Wang R K. *In vivo* volumetric imaging of vascular perfusion within human retina and choroids with optical micro-angiography[J]. Optics Express, 2008, 16(15): 11438-11452.
- [22] Zang P X, Liu G J, Zhang M, et al. Automated three-dimensional registration and volume rebuilding for wide-field angiographic and structural optical coherence tomography [J]. Journal of Biomedical Optics, 2020, 22(2): 026001.
- [23] Li A, Zeng G, Du C W, et al. Automated motion-artifact correction in an OCTA image using tensor voting approach[J]. Applied Physics Letters, 2018, 113(10): 101102.
- [24] Liu G Z, Wang R K. Stripe motion artifact suppression in phase-resolved OCT blood flow images of the human eye based on the frequency rejection filter[J]. Chinese Optics Letters, 2013, 11(3): 031701.
- [25] Freire S L M, Ulrych T J. Application of singular value decomposition to vertical seismic profiling[J]. GEOPHYSICS, 1988, 53(6): 778-785.
- [26] Verdonck L, Vermeulen F, Docter R, et al. 2D and 3D ground-penetrating radar surveys with a modular system: data processing strategies and results from archaeological field tests[J]. Near Surface Geophysics, 2013, 11(2): 239-252.
- [27] Trickett S R. F-xyeigenimage noise suppression[J]. GEOPHYSICS, 2003, 68(2): 751-759.
- [28] Andrews H, Patterson C. Singular value decomposition (SVD) image coding [J]. IEEE Transactions on Communications, 1976, 24(4): 425-432.
- [29] Gao S L. Image properties of singular value decomposition of matrix and its application [J]. Journal of Leshan Teachers College, 2008, 23(5): 14-15.
高仕龙. 矩阵奇异值分解的图像性质及其应用[J]. 乐山师范学院学报, 2008, 23(5): 14-15.
- [30] Peli E. Contrast in complex images[J]. Journal of the Optical Society of America A-Optics and Image Science, 1990, 7(10): 2032-2040.
- [31] Gong G H, Zhang H M, Yao M Y. Speckle noise reduction algorithm with total variation regularization in optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2015, 23(19): 24699-24712.