

基于动态散斑的光学相干层析成像技术

陈俊波¹, 曾亚光², 袁治灵¹, 唐志列^{1,3}

¹ 华南师范大学物理与电信工程学院, 广东 广州 510006;

² 佛山科技学院电子与信息工程学院, 广东 佛山 528000;

³ 华南师范大学国家级物理学科基础课实验教学示范中心, 广东 广州 510006

摘要 在光学相干层析成像(OCT)技术中引入激光散斑的处理方法。首先在同一位置多次采集得到光谱信号,再对每个时刻所得光谱信号沿波矢方向进行傅里叶变换,解析得到同一位置每个时刻的 OCT 结构信息。然后对 OCT 结构信号沿时序方向进行傅里叶变换,得到散斑的频谱分布,最后在频谱区域中将动态散斑与静态散斑的比值定义为成像参数,以该比值构建的图像可以将样品图像中的流动区域凸显出来。仿体实验充分验证了该方法的可行性,将该方法用于鼠耳的血管区域提取并得到了鼠耳的三维血管图。

关键词 成像系统; 光学相干层析成像; 动态散斑; 三维血管构建; 散斑频谱

中图分类号 O436

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201838.0111001

Optical Coherence Tomography Based on Dynamic Speckle

Chen Junbo¹, Zeng Yaguang², Yuan Zhiling¹, Tang Zhilie^{1,3}

¹ School of Physics and Telecommunication Engineering, South China Normal University,

Guangzhou, Guangdong 510006, China;

² School of Electronic and Information Engineering, Foshan University, Foshan, Guangdong 528000, China;

³ Exemplary Center for Experiment Teaching of Basic Courses in Physics, South China Normal University, Guangzhou, Guangdong 510006, China

Abstract Processing method of laser speckle imaging is introduced into optical coherence tomography (OCT). Spectra varying with time are acquired at the same position. The spectra at each moment are transformed into OCT structure by the Fourier transform along the direction of wave vector. The OCT structure information at the same position and different moments is solved, and is then computed along the dimension of time by the Fourier transform to obtain the frequency spectrum of speckle. Imaging parameter is defined as the ratio of dynamic speckle to static counterpart in the frequency spectrum. The phantom experiment demonstrates feasibility of the method. The method is also applied to extracting blood vessel of a mouse ear, and the three-dimensional vascular structure is obtained.

Key words imaging systems; optical coherence tomography; dynamic speckle; three-dimensional vascular construction; speckle frequency spectrum

OCIS codes 110.6150; 170.4500; 170.3010

1 引 言

光学相干层析成像(OCT)是一种非侵入式成像方法,通过低相干光干涉来获取生物的组织结构。OCT技术通过解析从组织中返回的背向散射光来获得高分辨率的生物组织内部截面图以及三维结构

图。随着技术的不断发展,以 OCT 为基础的相关方法也得到持续改善,衍生出了许多技术,例如将 OCT 技术与医用电子内窥镜相结合可以对胃肠道、支气管、血管等器官进行诊断^[1],还可以利用 OCT 实现无创血糖监测^[2]。多普勒 OCT 就是由 OCT 技术结合多普勒原理发展而来的血管造影技术,可

收稿日期: 2017-05-02; 收到修改稿日期: 2017-08-22

基金项目: 国家自然科学基金(61575067)

作者简介: 陈俊波(1991—),男,硕士研究生,主要从事散斑、OCT、OPT 等方面的研究。E-mail: 331747921@qq.com

导师简介: 唐志列(1963—),男,博士,教授,主要从事光声、共焦、偏振、OCT 等方面的研究。E-mail: tangzhl@sncu.edu.cn

(通信联系人)

以提取由散射颗粒移动所产生的多普勒频移信号来区分静态的组织 and 动态的血流。血管信息的获取在生物医学应用领域具有重要的意义。

多普勒 OCT 技术基于多普勒效应引起频移的原理^[3], 能够提供活体的血管、血流方向和血流速度信息^[4], 通过计算空间位置相同或者高度重叠的两线之间的相位差来确定多普勒频移信息^[5]。但由于生物组织通常是光学非均匀性结构, 相当于引入了相位差, 故多普勒 OCT 图像上存在纹理图案伪影^[6]。因此, 使用强度信息代替相位信息进行处理, 有利于改善造影成像的质量。通过分析相邻几帧 OCT 图像的信息, 从强度信息中提取散斑信息, 然后构建三维血管图^[7-8]。但该方法要计算相邻几帧的信息, 由采样定理可知采样时会产生频谱混叠, 所以采用同一位置多次采集的方式来避免频谱混叠。

本文通过处理 OCT 强度信息实现生物血管造影。OCT 图像中存在生物散斑信息, 血管中血液流动产生动态散斑效应, 通过提取动态散斑与静态散斑, 进而提取生物组织中的血管位置信息。该方法可以克服相位波动引起的纹理图案伪影, 从而构建生物组织的三维高分辨率血管结构。通过实验验证了激光散斑的处理方法可以移植到 OCT 技术中, 将动态散斑技术应用于 OCT 中, 构建了小白鼠耳朵的血管模型。

2 实验原理

激光经粗糙表面反射后呈现明显的颗粒状或斑驳, 这种现象被称为散斑^[9]。散斑图案主要分为两

种: 静态散斑和动态散斑。若散射颗粒保持静止, 产生的散斑图案也是静止的; 若散射体发生形变或位移, 则散斑图像产生波动, 光强分布不断变化, 形变越剧烈或位移越大, 散斑图像的波动也越剧烈。OCT 中也存在散斑信号, 其统计性质与激光散斑类似^[9], 且散斑信号可用来表征流速^[10]。首先, 将相机采集到的光谱信号沿波矢方向进行傅里叶变换, 解析出沿深度方向不同回光位置的强度信号, 即 OCT 的结构信号。然后将激光散斑提取血管结构的方法应用于 OCT, 利用文献^[11]提及的调制深度作为成像参数:

$$M(x, y) = \frac{\int_{u_0}^{f/2} i_d(x, y, u) du}{\int_0^{u_0} i_s(x, y, u) du}, \quad (1)$$

式中 $M(x, y)$ 为调制深度, f 为采样率, x 表示 OCT 结构图中的深度方向, y 表示 OCT 结构图中的横向扫描方向, u 为 OCT 结构图沿时序作傅里叶变换后的频谱变量, u_0 代表动态散斑与静态散斑在频谱中的分隔点。动态散斑 $\int_{u_0}^{f/2} i_d(x, y, u) du$ 与静态散斑 $\int_0^{u_0} i_s(x, y, u) du$ 的比值即为成像参数。将 OCT 的结构信号沿时间方向作傅里叶变换, 动态散斑和静态散斑分别对应频谱的高频段和低频段。对 OCT 的处理如图 1 所示, 将 OCT 截面上每个像素沿时间方向作傅里叶变换, 然后通过频域内滤波得到高频信号 i_d 和低频信号 i_s , 对应 OCT 中的动态散斑和静态散斑, 再求得动态散斑和静态散斑的比值, 可

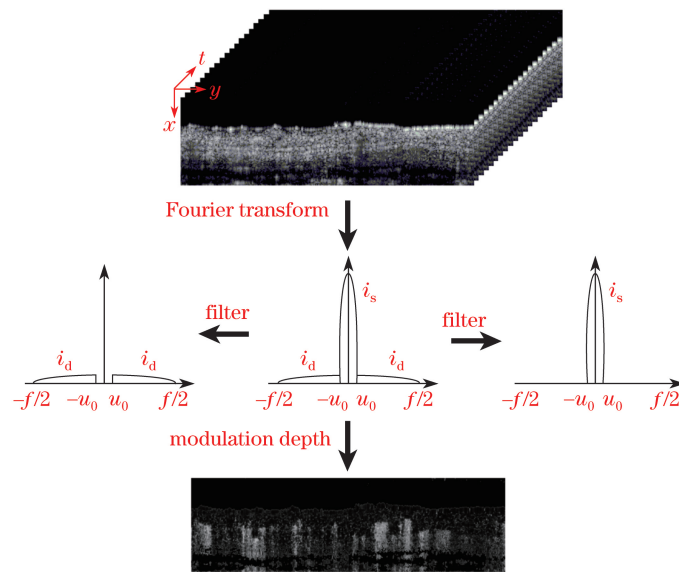


图 1 实验原理图

Fig. 1 Schematic of experimental principle

以得到每个像素点的调制深度。由于成像区域内有移动颗粒,造成散斑频谱内动态散斑的成分高于没有移动颗粒的成像区域。通过应用调制深度这一参数,可以突出成像范围内的动态区域,其中 $u_0 = 20 \text{ Hz}^{[12]}$ 。同时,OCT 具备层析能力,结合上述方法可以获得生物组织的三维血管分布。

3 实验方法及结果

图 2 所示为实验使用的频域 OCT 系统,从宽带光源(中心波长 1310 nm ,带宽为 58 nm ,对应的

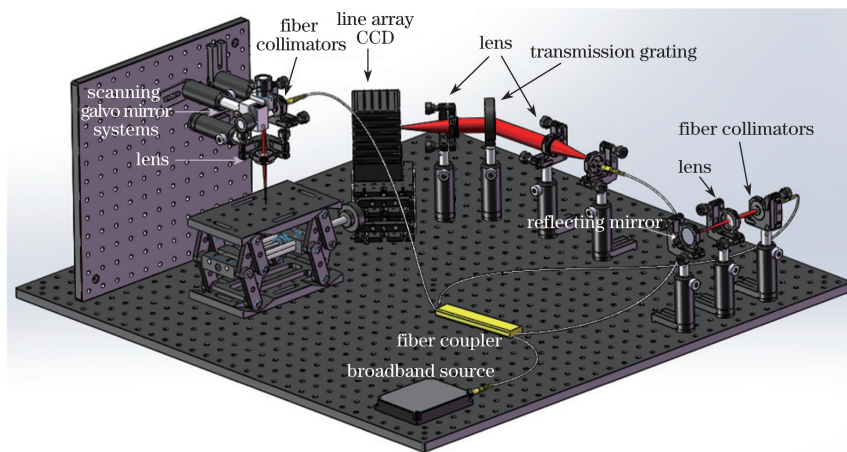


图 2 实验装置图

Fig. 2 Experimental setup

图 3 所示为 OCT 系统的控制信号,其中 X、Y 是将模拟信号输出到扫描振镜,通过驱动扫描振镜实现光束扫描;T 是脉冲信号,通过脉冲信号触发相机采集一帧信号,每一帧采集 500 线光谱信号。X 中的台阶信号表示振镜在每一个扫描空间位置点上停留一段时间,同时对应 T 中一个脉冲信号,触发相机在该空间位置采集 500 线光谱信号,然后振镜到达下一个台阶的位置,对应 T 中下一个脉冲信号,触发下一个空间位置点的光谱采集。当 X 完成一个周期采集后,Y 信号则到达下一个台阶位置,重复上述操作。获取调制深度的方式是先将光谱信号解析成深度信息,再将同一空间位置沿时序所采集的 500 线光谱信号作傅里叶变换,滤波得到 OCT 图像中的动态散斑和静态散斑信号,将二者比值作为成像参数(图 1)。

用仿体实验验证上述理论。在硅胶软管(内径为 0.5 mm ,外径为 1 mm)中注入稀释的牛奶溶液,然后将软管嵌入含 TiO_2 的琼脂中,通过注射泵控制硅胶软管中的牛奶溶液流动。图 4(a)为 OCT 截面图(横向 500 pixel ,大小为 3 mm),从图中不能区分流动区域和静止区域;图 4(b)为调制深度,可以将

轴向分辨率为 $13.1 \mu\text{m}$)出射的低相干光经过 $50:50$ 的光纤耦合器后,分别进入参考臂和样品臂。进入参考臂的光先通过光纤准直器,准直成平行光后由透镜聚焦到平面反射镜。进入样品臂的光也同样先通过光纤准直器,准直成平行光后再经过扫描振镜,由扫描振镜实现光束的二维扫描,再由透镜聚焦到样品中。从参考臂和样品臂返回的光会在耦合器处发生干涉,干涉光从光纤耦合器出射后由透镜准直为平行光,经过透射光栅的分光,最后由透镜聚焦到线阵 CCD(采样率为 47 kHz)中的探测单元上。

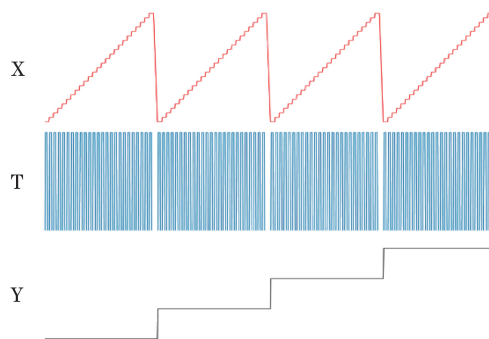


图 3 控制信号图

Fig. 3 Schematic of control signal

流动的区域凸显出来。图 4(c)和图 4(d)所示分别为从图 4(a)和图 4(b)同一位置提取的信号强度(图中白色虚线位置)。用调制深度作为成像参数,便于对流动结构进行表征。

仿体实验结果证明散斑方法可以应用于 OCT。该方法也可以应用于活体生物的组织成像,分别提取动态散斑和静态散斑,然后再用调制深度构建图像。图 5(a)为活体鼠耳的 OCT 截面图(横向 600 pixel ,大小为 3 mm),从图中不能提取鼠耳的血管结构。图 5(b)为图像调制深度,可以将活体鼠耳血管高亮凸显,图中的白色区域即为血管位置。但是,图 5(b)

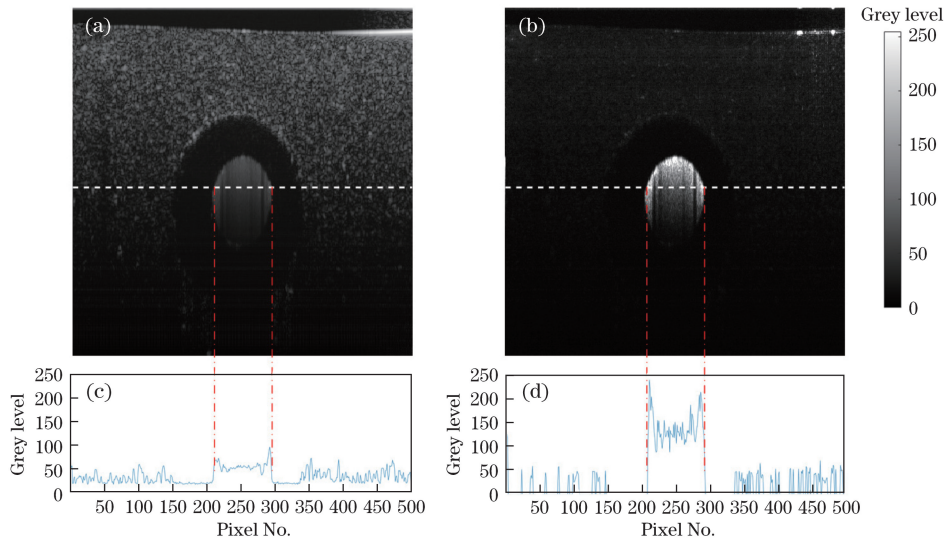


图 4 仿体实验结果。(a)原始 OCT 截面图;(b)调制深度;(c)图 4(a)虚线处强度曲线;(d)图 4(b)虚线处强度曲线
Fig. 4 Results of phantom experiment. (a) Cross section of raw OCT image; (b) cross section of modulation depth;
(c) intensity curve corresponding to the dashed line in Fig. 4(a);
(d) intensity curve corresponding to the dashed line in Fig. 4(b)

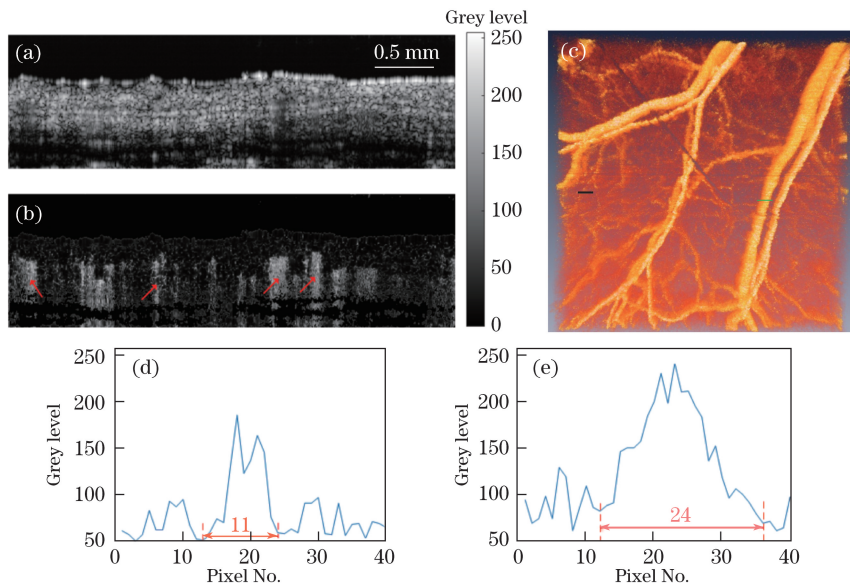


图 5 生物实验结果。(a)鼠耳原始 OCT 截面图;(b)鼠耳调制深度截面;(c)鼠耳三维血管图;
(d)图 5(c)黑色实线处强度曲线;(e)图 5(c)绿色实线处强度曲线
Fig. 5 Results of biological experiment. (a) Cross section of raw OCT image of mouse ear;
(b) cross section of modulation depth of mouse ear; (c) three-dimensional vascular figure of mouse ear;
(d) intensity curve corresponding to black solid line in Fig. 5(c);
(e) intensity curve corresponding to green solid line in Fig. 5(c)

中白色区域有拖尾现象(红色箭头标注),其原因可能是位于血管下方组织的背向散射光受到血管的调制,所以血管下方的组织也被高亮凸显。图 5(c)为根据 600 帧截面的调制深度用软件 Amira 堆砌合成的三维结构图,图中图像的像素点数为 $600 \text{ pixel} \times 600 \text{ pixel}$,对应实际大小为 $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$,从图中可以清晰地看到活体鼠耳血管的三维结构。图 5(d)

是图 5(c)中黑色实线对应的强度曲线,可以看出小血管的直径约为 $55 \mu\text{m}$ (像素间隔 $5 \mu\text{m}$)。图 5(e)为图 5(c)中绿色实线对应的强度曲线,可以看出大血管的直径约为 $120 \mu\text{m}$ 。

4 结 论

在 OCT 技术中引入激光散斑的成像方法,提

出了一种基于 OCT 散斑信号的三维血管造影技术,用 OCT 图像中动态散斑和静态散斑信号的比值表征生物结构的血管区域。仿体实验中,硅胶软管中牛奶流动区域从周围含有 TiO₂ 的琼脂中被高亮凸显,进一步验证了用调制深度表征的图像可以提取生物组织中的血管结构。但在血管造影图像中血管区域存在拖尾现象。与基于相位获取血管结构的方法相比,该方法可以有效避免相位不稳定的干扰和生物组织光学不均匀性的影响。

参 考 文 献

- [1] Liu J Y, Zhang C Y, Tang X Y, *et al.* Research status and prospect of endoscopic OCT[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2015, 52(10): 100006.
刘景宇, 张春雨, 唐晓英, 等. OCT 内窥镜的研究现状与展望[J]. *激光与光电子学进展*, 2015, 52(10): 100006.
- [2] Fu L, Su Y, Li G H, *et al.* Application of maximum likelihood type estimates in noninvasive blood glucose monitoring *in vivo* using optical coherence tomography[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2016, 53(3): 031701.
付磊, 苏亚, 李果华, 等. 广义极大似然估计在 OCT 无创血糖监测中的应用[J]. *激光与光电子学进展*, 2016, 53(3): 031701.
- [3] Chen Z, Milner T E, Dave D, *et al.* Optical Doppler tomographic imaging of fluid flow velocity in highly scattering media[J]. *Optics Letters*, 1997, 22(1): 64-66.
- [4] Zhao Y, Chen Z, Saxer C, *et al.* Phase-resolved optical coherence tomography and optical Doppler tomography for imaging blood flow in human skin with fast scanning speed and high velocity sensitivity[J]. *Optics Letters*, 2000, 25(2): 114-116.
- [5] Vakoc B, Yun S, Boer J D, *et al.* Phase-resolved optical frequency domain imaging[J]. *Optics Express*, 2005, 13(14): 5483-5493.
- [6] Wang R K, Ma Z. Real-time flow imaging by removing texture pattern artifacts in spectral-domain optical Doppler tomography[J]. *Optics Letters*, 2006, 31(20): 3001-3003.
- [7] 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.
- [8] Mariampillai A, Leung M, Jarvi M, *et al.* Optimized speckle variance OCT imaging of microvasculature[J]. *Optics Letters*, 2010, 35(8): 1257-1259.
- [9] Schmitt J M, Xiang S H, Yung K M. Speckle in optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1999, 4(1): 95-105.
- [10] Barton J K, Stromski S. Flow measurement without phase information in optical coherence tomography images[J]. *Optics Express*, 2005, 13(14): 5234-5239.
- [11] Wang M, Zeng Y, Liang X, *et al.* Full-field optical micro-angiography[J]. *Applied Physics Letters*, 2014, 104(5): 053704.
- [12] Wang M, Zeng Y, Liang X, *et al.* *In vivo* label-free microangiography by laser speckle imaging with intensity fluctuation modulation[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2013, 18(12): 126001.