

基于多帧 B 扫描的对数强度的微分标准偏差算法

孙亦晴, 蒋昕怡, 浦晔雯, 张兰兰, 张越, 高万荣*

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

摘要 提出一种基于扫频光学相干层析术(SSOCT)的重建人体皮下微血管三维结构的新算法。该方法利用搭建的手持式人体皮肤微血管扫频光学相干层析系统,采用多帧 B 扫描对数强度血流图像微分标准偏差计算,获取人体皮肤在体截面图像和微血管正面图(en face image)。实验结果证明,与现有的对数强度微分标准偏差算法(DSDL)相比,本文算法能够更好地恢复出血流图像信息,在重建图像中可以明显看到原算法的处理结果中看不出的血流细节,更有利于光学相干层析术(OCT)系统在癌症、糖尿病、酒色斑等疾病在医学诊断方面的现实应用。

关键词 成像系统; 扫频光学相干断层成像; 人体皮下微血管; 微分标准偏差算法; 对数强度血流图像; 多帧 B 扫描

中图分类号 TN274

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP56.231101

Differential Standard Deviation Algorithm Based on Logarithmic Intensity of Multi-Frame B-Scan

SunYiqing, Jiang Xinyi, Pu Yewen, Zhang Lanlan, Zhang Yue, Gao Wanrong*

School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science & Technology,
Nanjing, Jiangsu 210094, China

Abstract In this study, we report a novel method based on swept-source optical coherence tomography that involves the reconstruction of the three-dimensional structure of the human subcutaneous microvasculature. A handheld optical coherence tomography system that has been developed in our laboratory is employed as the human skin microvascular scanner in the proposed method. Further, the differential standard deviation observed in the logarithmic-intensity blood flow images in case of multi-frame B-scan is calculated, and the *in vivo* cross-section and en-face images of human skin are obtained. The experimental results denote that the proposed algorithm can generate image information of hemorrhagic flow better when compared with the existing differential standard deviation algorithm based on logarithmic intensity. Furthermore, the blood flow details that cannot be seen in the processed results obtained from the original algorithm can be clearly observed from the reconstructed image obtained by the proposed algorithm, which is useful for ensuring the practical application of the optical coherence tomography system in medical diagnosis of diseases, such as cancer, diabetes, and wine stains.

Key words imaging systems; swept-source optical coherence tomography; human subcutaneous microvasculature; differential standard deviation algorithm; logarithmic-intensity blood flow images; multi-frame B-scan

OCIS codes 110.4500; 170.1470; 170.3010

1 引言

微血管是人体中管径最细、分布最广泛的血管,它能够描述出血压的高低、血流流动速度、血流量,从而反映出营养传递及代谢情况。微循环指微动脉和微静脉之间的血液循环,具有调节血压和体温、在

组织内递送血流和营养物质、去除代谢废物等关键功能。在不同的病理状况下,微循环中的结构和功能会随之发生变化,因此在进行诊断前可通过监测微循环中的变化来发现某些疾病,可见,对微循环进行成像具有极高的医学价值。

近年来,一种快速发展的生物医学光学成像技

收稿日期: 2019-04-26; 修回日期: 2019-05-07; 录用日期: 2019-06-03

基金项目: 国家自然科学基金(61275198,60978069)、国家级科研训练项目

* E-mail: wgao@njjust.edu.cn

术——光学相干层析术(OCT)^[1]采用近红外光照明,利用低相干光的干涉原理,首先探测出样品光和参考光的干涉信号,进一步处理干涉信号重构生物组织的断层图像。该技术具有非侵入、快速成像、高轴向分辨率及高探测灵敏度等优势,比常规超声成像系统精细1到2个数量级,广泛应用于组织成像,以便于辅助癌症^[2]、糖尿病^[3-5]、酒色斑^[6]等疾病的诊断和治疗监测。依干涉信号探测方式的不同,一般将OCT分为2大类,时域光学相干层析术(TDOCT)^[7-9]和傅里叶域光学相干层析术(FDOCT)^[10]。其中FDOCT在保持参考镜静止的情况下,先通过干涉光谱从频域进行探测,再通过傅里叶变换重构样品的深度信号,这种方法比TDOCT的相位稳定性更高,成像速度更快,故用途更加广泛^[11-12]。依光源和探测方式的不同,FDOCT又可以分为2类,谱域OCT(SDOCT)^[13-14]和扫频OCT(SSOCT)^[15-16]。其中,SSOCT系统将扫频光源和点探测技术结合起来,运用扫频激光光源和高速响应的单点探测器来采集光谱信息。扫频光源发出具有波长时变特性的光,在经历一次完整的周期后,即可完成一次A扫信号采集,对采集到的信号进行傅里叶变换后,便可重建样品不同深度处的信号。这种方法脱离了光谱仪的设备限制,结构更简单,成像速度更快,并且扫频光源的线宽更窄,所以光谱分辨率更高,探测灵敏度更高,也更适用于在深范围中成像^[17-18]。

近年来,国际上提出基于OCT成像信号血管造影术(OCTA)^[19]。不同的OCTA算法运用不同种类的OCT散射信号(幅度或相位信号)计算血管信号,例如,相位方差OCT(pvOCT)、相关映射OCT(cmOCT)^[20]、斑点方差OCT(svOCT)^[21-22]、光学微血管造影法(OMAG)、裂谱幅度去相关血管造影法(SSADA)^[23]、差分相位标准差算法(DPSD)^[24]。其中,pvOCT算法是通过计算A扫之间或者B扫之间的相位变化量的方差来获得血流图像的,这种算法不受血管方向的影响;cmOCT算法是通过计算相邻的B扫获得的OCT信号之间的相关系数来恢复血流图像的;svOCT算法中计算的是基于强度的图像之间的标准差;OMAG算法则是基于复数信号,通过计算在同一位置不同时刻的干涉条纹的区别来产生血管图像的;SSADA算法中,将OCT整个光谱分割成数个窄带,在同一B扫位置处分别产生血流图像,通过计算去相关信号来恢复血管图像;目前最新提出的DPSD算法,是通过计算沿着深度方向的两次B扫(同一位置不同时间)

之间的相位差分图像的标准化偏差(STD)来获得动态血管信号的。

本文基于SSOCT,搭建一套手持式人体皮肤微血管扫频光学相干层析系统,提出一种基于多帧B扫描的对数强度血流图像微分标准偏差算法,并对人体皮肤进行成像。实验结果表明,与原有的DSDLI算法^[24]相比,本文算法能够更好地恢复出血流图像,可以明显看到原算法处理结果中看不出的血流细节。

2 SSOCT 成像系统

图1为SSOCT成像系统的原理图。本系统采用迈克耳孙干涉仪结构,使用的光源为美国Axsun公司生产的AXS83605高速扫频光源,中心波长为1310 nm,扫频速率为50 kHz,带宽为106 nm。4为焦距10 mm的准直透镜;6为焦距19 mm的会聚透镜;5为由函数发生器卡(NI6733)驱动的扫描振镜,可实现对 x, y 方向的扫描;7为中心留有圆孔的薄铝板,放置于物镜下方,作用是在实验过程中将样品固定在物镜焦点位置,并可通过旋转螺丝钉来调节样品与物镜的距离。

系统运行时,高频扫频光源出射的光,先进入环流器接口1,再由接口2从环流器中输出,进入50:50的光纤耦合器中。光纤耦合器将输入光均分成参考光和探测光,这两束光各自通过一个偏振控制器(PC)后分别进入参考臂和样品臂,其中PC的作用主要是使两束光的偏振态尽可能一致。参考光先经准直透镜准直为准直光,再由会聚透镜会聚至平面镜上,在平面镜上进行反射后回到光纤耦合器中。与此同时,探测光先经过光纤传输到准直透镜,经过准直后,入射到扫描振镜上发生反射,进入会聚透镜,最终被会聚到样品上。在样品上形成的后向散射光会按原路返回到光纤耦合器中,与参考光发生干涉。光纤耦合器中产生的干涉光再被分为两路:一路直接进入平衡探测器(BPD)的某输入端口;另一路通过环流器后再进入BPD的另一接口中。在BPD中将干涉信号转换为电信号后,由数据采集卡采集后传输进计算机中。通过一系列的程序进行处理,即可重构出微血管结构图像及血流分布图像。

3 微血管重建算法

3.1 数据采集过程

本实验中搭建的SSOCT成像系统数据的采集过程如图2所示。

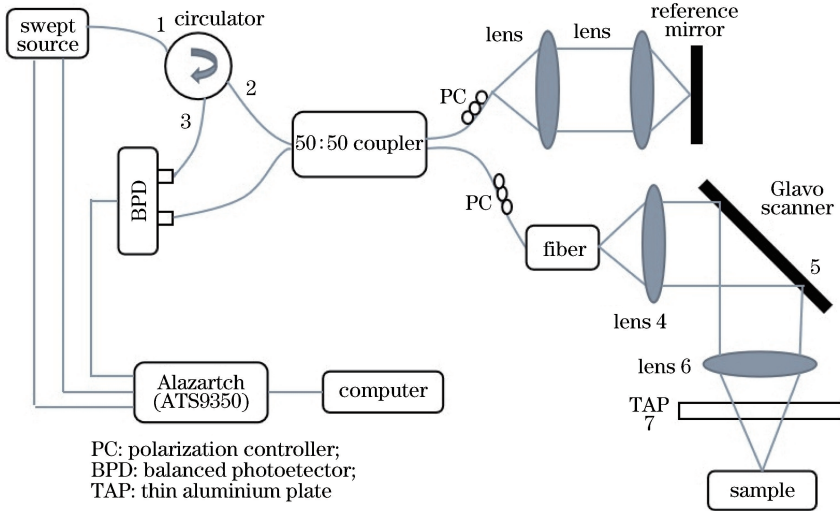


图1 手持式 SSOCT 系统原理图

Fig. 1 Schematic of handheld SSOCT system

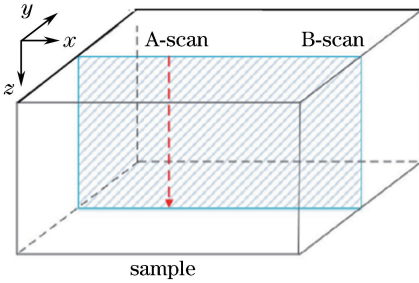


图2 数据采集过程示意图

Fig. 2 Schematic of data acquisition process

其中的 A 扫即为对深度 z 方向上的扫描,通过扫频光源每一周期的波长信息和快速傅里叶变换来实现对 z 轴结构信息的探测,也称为轴向扫描。同时,光源在 x 方向上移动,每完成一次 x 轴扫描,即可生成一个二维结构图像。最后,再沿 y 轴进行扫描即可实现样品三维信息的采集。要注意的是,在原始的 DSDLI 算法^[25]中,在 y 轴同一位置处需要进行两次 B 扫,其目的是利用短时间内静态组织干涉信息的不变性和动态组织的运动特性来区分静态、动态组织,从而通过血流重建算法去除静态组织。而在改进的 DSDLI 算法中,在 y 轴同一位置处则需要进行四次 B 扫,这是为了对所获的四帧图像两两作差分后求平均,从而达到降噪的效果,使最终恢复的血流图像更为清晰准确。

根据光的干涉原理,本实验中系统可采集到的干涉光信号 $I(K_i)$ ^[25]符合

$$I(K_i) = 2\sqrt{I_r I_s} S(K_i) \cdot \int_{-\infty}^{\infty} r(z_i) \cos[2z_i k_i + \phi(z_i)] dz_i, \quad (1)$$

式中: I_r, I_s 分别为参考臂和样品臂返回到光电探测器中的光强; $S(K_i)$ 为光源的光功率函数; K_i 为波数, t 为时间; z_i 为到达样品中的深度,与波数 K_i 互为傅里叶变换对; $r(z_i)$ 为样品在深度 z_i 时的反射系数; $\phi(z_i)$ 为样品在深度 z_i 时的相位。由于波数 K_i 与深度 z_i 互为傅里叶变换对,因此对实验获得的干涉信号进行快速傅里叶变换(FFT)即可重建样品的三维结构。在获得样品的三维结构信息后,利用 OCT 血管造影法便可重构血流分布图像。本文主要利用 DSDLI 算法来重构血流图像,并通过增加 B 扫次数来对原有的 DSDLI 算法进行优化,最后对原始算法和优化算法所恢复出的血流结果进行比较。

3.2 基于多次 B 扫的 DSDLI 算法

DSDLI 算法主要通过计算同一位置的连续两帧 B 扫描的图像在深度方向的对数强度差的方差,以使组织中血流流动区域与静态组织产生更强的对比。

原有的 DSDLI 算法需要使用 SSOCT 系统对同一位置进行连续两次 B 扫获得干涉信号。首先对 SSOCT 系统测量的干涉信号进行快速傅里叶变换,获得 3D OCT 结构数据集。样品的后向散射光会随深度的增加,以指数形式递减,因此本研究通过计算对数尺度的结构图来补偿这种衰减^[25]。然后对连续两次 B 扫所获得的相邻两帧图像进行减法运算,得到差分图像,其 STD 的计算公式为

$$D_{j,i,k} = I_{2j-1,i,k} - I_{2j,i,k}, \quad (2)$$

式中: j, i, k 分别为 y, x 和 z 方向的像素指数; I 为

对数结构图中下标对应位置处取对数后的光照强度。理论上,人体中的静态组织在差分结构图中的幅度为零,被去除,而运动血流的信息则会被保留下来。最后设置深度方向为 N 个像素的窗口来计算 STDs,计算公式为

$$D'_{j,i,k} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{m=a}^{a+N-1} (D_{j,i,m} - D_{\text{mean}})^2}, \quad (3)$$

$$D_{\text{mean}} = \frac{1}{N} \sum_{m=a}^{a+N-1} D_{j,i,m}, \quad (4)$$

式中: a 和 $a+N-1$ 分别表示给定深度处的初始像素和结束像素; m 表示计算时的深度; D_{mean} 表示窗口中差分图像 STD 的平均值。通过在整个数据集中滑动窗口,可以获得三维流图像。

另一方面,在医学诊断中微血管的正面图(en face 图)同样具有重要作用,而获得 en face 图的传统方法是最大投影法(MIP 法),这种方法具有较大的局限,即在一定深度范围内求出的最大强度值可能是散斑噪声信号而非血流信号,从而使对比度降低。为避免这一影响,可计算一定范围内的 STDs 来获得 en face 图,即依旧利用散斑噪声和血流信号在随机特性方面的差异性,计算从第 n_1 个像素到第 n_2 个像素内的 STDs,即以大小为 $n_1 - n_2 + 1$ 的窗口来计算方程(3)和(4)式,在不同的深度范围可以

获得不同的 en face 图像。

在原有的 DSDLI 算法中,对同一位置进行连续两帧 B 扫,作差分图像,再计算同一深度的连续若干差分图像的标准差,以此为阈值来区分动静态组织。由于人体的呼吸、心跳、实验者的抖动等会带来噪声,此噪声在差分图像中数值较大,对于计算标准差会带来影响。未除去噪声,求得的阈值是偏高的,此时会将真正的动态组织(血流信息)误判为静态组织,降低了恢复出来的血流信息的丰富度。

针对原有算法中的缺陷,需要降低差分图像中的噪声值,从而使得计算出的标准差(区分是否为动静态组织的阈值)更为准确。基于此,增加沿深度方向的 B 扫次数(同一横向位置,不同时间),对 B 扫图像两两作差分运算,得到代表同一位置、不同采样时刻的多张差分图像,由于噪声的出现是短暂而随机的,在当前时刻差分图像中存在的噪声,在下一时刻差分图像中可能已经消失,但血流信息在各不同时刻差分图像中稳定出现,因此对各时刻差分图像作平均,可降低部分噪声值,并保留全部的血流信息。

本文将样品在同一 y 轴坐标处的 B 扫次数增加为四次来进行算法优化。优化后的 DSDLI 算法对相邻四帧图像的处理流程如图 3 所示。

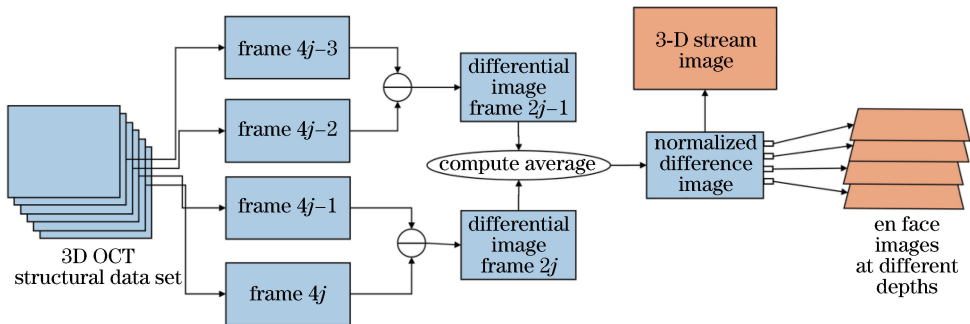


图 3 优化后的 DSDLI 算法流程图

Fig. 3 Flowchart of optimized DSDLI algorithm

首先,对 SSOCT 系统测量的干涉信号进行快速傅里叶变换,获得 3D OCT 结构数据集。为补偿样品后向散射光随深度增加而产生的指数形式衰减,仍需计算对数尺度的结构图。取对数的计算公式为

$$I'(i, j, k) = 20 \lg \{ |\text{FFT}[I(i, j, k)]| \}, \quad (5)$$

式中: I 代表结构图中对应位置处的光照强度; I' 代表将 I 进行傅里叶变换后取对数得到的对数结构图。然后进行差分运算,对同一位置处的四次 B 扫所获得的相邻四帧(如图 3 所示,为第 $4j$ 至第 $4j-3$ 帧),两两相减得到相邻的两帧差分图像(如图 3

所示,第 $2j$ 至第 $2j-1$ 帧),计算公式为

$$\begin{cases} D_{2j,i,k} = I_{4j-1,i,k} - I_{4j,i,k} \\ D_{2j-1,i,k} = I_{4j-3,i,k} - I_{4j-2,i,k} \end{cases}. \quad (6)$$

求差分图像的目的是为求出静态与动态体素的值,从而利用 DSDLI 算法更好地区分静态与动态组织。而实际上,此时求出的差分图像中仍有较大噪声存在,为进一步降低噪声,需对所获得的相邻两帧差分图像求平均值,计算公式为

$$D_{j,i,k} = \frac{D_{2j,i,k} + D_{2j-1,i,k}}{2}. \quad (7)$$

此时获得的是归一化的差分图像,为更好地对比组织中的动、静态组织,需利用散斑噪声和血流信号在随机特性方面的差异性,设置一个深度方向为 N 个像素的窗口来计算 STDs,其计算公式与上文中原始的 DSDLI 算法相同。三维流图像的获得方法仍是在整个数据集中滑动此窗口。微血管的 en face 图仍是通过计算从第 n_1 个像素到第 n_2 个像素内的 STDs 获得。如图 3 所示,在不同的深度范围可获得不同的 en face 图像。

4 实验结果

为验证算法的有效性,对一个志愿者的左手手掌皮下部分微循环血流进行成像,如图 4(a)中方框所示位置处。在实验中,成像范围为 $5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$,每个 B 扫包含 1000 个 A 扫,在样品的同一位置,进行连续两次 B 扫和连续四次 B 扫,完成两

次数据采集。图 4 中(b)、(c)和(d)、(e)分别为使用原有的和新提出的 DSDLI 算法恢复出的血流 en face 图和血流横截面图。

对比两幅血流 en face 图 4[图(b)和(c)]可以发现,图 4(c)中血流成像更加清晰,尤其是在虚线框区域内,微血管数量明显增多,细节更加明显,图像的对比度也更高,可以清楚看到使用原始算法无法得到的血管。这是由于在新提出的 DSDLI 算法中,在 y 轴同一位置处需要进行四次 B 扫,对所获得的四帧图像两两作差分后求平均,所以能够更好地降噪,使得干扰大幅度减少,细节信息更加丰富。对比图 4(d)和(e),可以看出图 4(e)中的血管数目有所增加,血管的边缘也更加清晰,尤其是在虚线框标出的部位,用原有的 DSDLI 算法无法恢复出的细小血管,利用所提出的新算法进行处理后,可以在横截面图中明显看出。

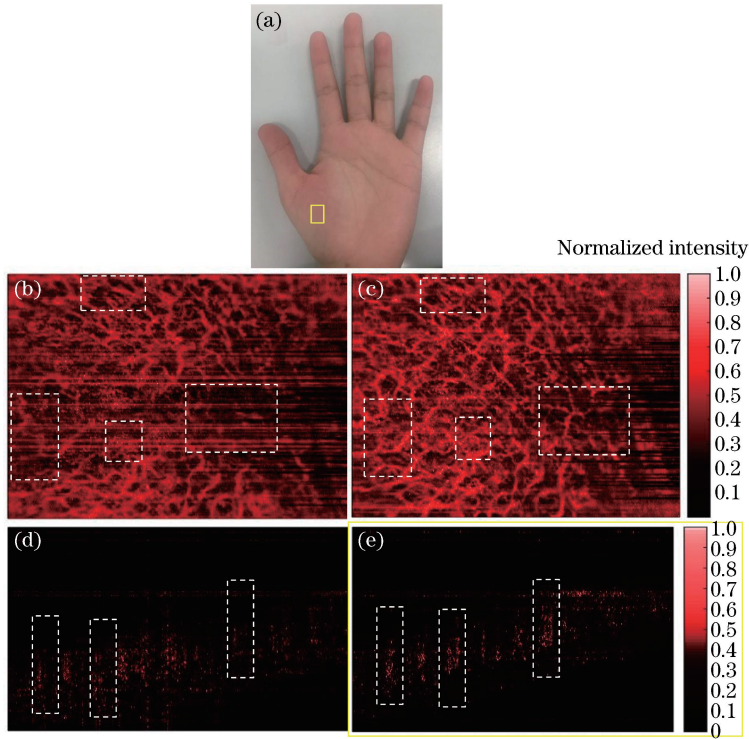


图 4 左手手掌成像结果。(a)实验所用手掌位置;(b)(c)分别为使用原有和新提出的 DSDLI 算法恢复出的血流 en face 图;(d)(e)分别为使用原有的和新提出的 DSDLI 算法恢复出的血流横截面图

Fig. 4 Imaging results of left palm. (a) Location of palm imaged in experiments; (b) (c) en-face images of blood flow recovered by existing and new DSDLI algorithms, respectively; (d) (e) cross-section images recovered by existing and new DSDLI algorithms, respectively

图 5(a)为利用所获得的结构截面图重建出的三维结构图像,图 5(b)为利用血流横截面图重建出

的三维血流图像,从中可以更加直观形象地观察到生物体的皮下血管,更有利于医学诊断。

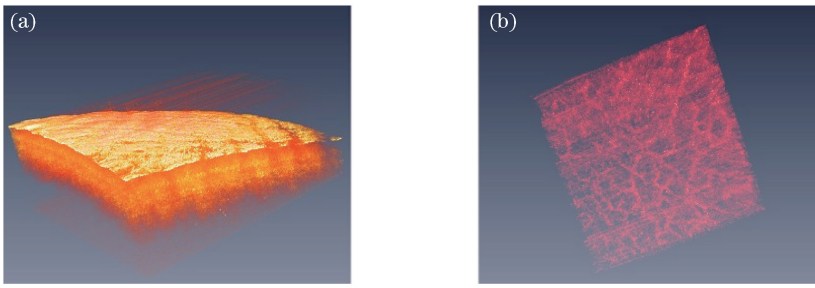


图5 三维图像。(a)利用所获得的结构截面图重建出的三维结构图像;(b)利用血流横截面图重建出的三维血流图像
Fig. 5 Three-dimensional images. (a) Three-dimensional structure image reconstructed from obtained cross-section image of structure; (b) three-dimensional blood flow image reconstructed from cross-section image of blood flow

5 结 论

提出一种基于SSOCT的重建人体皮下微血管三维结构的新算法。首先搭建一套基于SSOCT的成像系统,并利用该系统对左手手掌皮肤进行数据采集,使用改进的基于多帧B扫的DSDLI算法和原有的DSDLI算法重建样品的结构图、血流截面图及en face图,并对两种算法的结果进行对比。实验结果显示,不管是血流截面图还是en face图,基于多帧B扫的DSDLI算法重建的血流图像中能够观察到的血管都更加清晰,可以观察到用原算法无法获得的某些细节信息。因此相比于原有的血流重建算法,新提出的算法在分辨率等方面明显提高,这种提高对于医疗诊断有着重要作用。

参 考 文 献

- [1] Huang D, Swanson E, Lin C, *et al.* Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [2] Yao X W, Gan Y, Chang E, *et al.* Visualization and tissue classification of human breast cancer images using ultrahigh-resolution OCT [J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2017, 49(3): 258-269.
- [3] Fossarello M, Florence C, Napoli P E, *et al.* Evaluation of foveal avascular zone alterations in diabetic retinopathy with optical coherence tomography angiography [J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2017, 58(8): 951.
- [4] Gonçalves N P, Vægter C B, Andersen H, *et al.* Schwann cell interactions with axons and microvessels in diabetic neuropathy [J]. *Nature Reviews Neurology*, 2017, 13(3): 135-147.
- [5] Alomar F, Singh J, Jang H S, *et al.* Smooth muscle-generated methylglyoxal impairs endothelial cell-mediated vasodilatation of cerebral microvessels in type 1 diabetic rats [J]. *British Journal of Pharmacology*, 2016, 173(23): 3307-3326.
- [6] Latrive A, Teixeira L R C, Gomes A S L, *et al.* Characterization of skin port-wine stain and hemangioma vascular lesions using Doppler OCT[J]. *Skin Research and Technology*, 2016, 22(2): 223-229.
- [7] Swanson E A, Huang D, Hee M R, *et al.* High-speed optical coherence domain reflectometry [J]. *Optics Letters*, 1992, 17(2): 151-153.
- [8] Hee M R, Puliafito C A, Wong C, *et al.* Quantitative assessment of macular edema with optical coherence tomography [J]. *Archives of Ophthalmology*, 1995, 113(8): 1019-1029.
- [9] Izatt J A, Swanson E A, Fujimoto J G, *et al.* Optical coherence microscopy in scattering media[J]. *Optics Letters*, 1994, 19(8): 590-592.
- [10] Fercher A F, Hitzinger C K, Kamp G, *et al.* Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. *Optics Communications*, 1995, 117(1/2): 43-48.
- [11] Choma M A, Sarunic M V, Yang C, *et al.* Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2003, 11(18): 2183-2189.
- [12] Leitgeb R, Hitzinger C K, Fercher A F. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2003, 11(8): 889-894.
- [13] Zawadzki R J, Bower B A, Zhao M T, *et al.* Exposure time dependence of image quality in high-speed retinal *in vivo* Fourier-domain OCT [J]. *Proceedings of SPIE*, 2005, 5688: 45-52.
- [14] Yasuno Y, Madjarova V D, Makita S, *et al.* Three-dimensional and high-speed swept-source optical coherence tomography for *in vivo* investigation of

- human anterior eye segments [J]. *Optics Express*, 2005, 13(26): 10652-10664.
- [15] Huber R, Taira K, Wojtkowski M, *et al.* High-speed-frequency swept light source for Fourier domain OCT at 20-kHz A-scan rate [J]. *Proceedings of SPIE*, 2005, 5690: 96-100.
- [16] Wang R K, Jacques S L, Ma Z H, *et al.* Three dimensional optical angiography [J]. *Optics Express*, 2007, 15(7): 4083-4097.
- [17] Chen C L, Shi W S, Gao W R. Imaginary part-based correlation mapping optical coherence tomography for imaging of blood vessels *in vivo* [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2015, 20(11): 116009.
- [18] Barton J K, Stromski S. Flow measurement without phase information in optical coherence tomography images [J]. *Optics Express*, 2005, 13(14): 5234-5239.
- [19] Yao X L, Ji K H, Liu G P, *et al.* Blood flow imaging by optical coherence tomography based on speckle variance and Doppler algorithm [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2017, 54(3): 031702.
姚辛励, 季琨皓, 刘桂鹏, 等. 基于散斑方差和多普勒算法的光学相干层析术血流成像 [J]. *激光与光电子学进展*, 2017, 54(3): 031702.
- [20] Xu J, Han S, Balaratnasingam C, *et al.* Retinal angiography with real-time speckle variance optical coherence tomography [J]. *British Journal of Ophthalmology*, 2015, 99(10): 1315-1319.
- [21] Gao S S, Liu G J, Huang D, *et al.* Optimization of the split-spectrum amplitude-decorrelation angiography algorithm on a spectral optical coherence tomography system [J]. *Optics Letters*, 2015, 40(10): 2305-2308.
- [22] Chen C L. Study of Fourier domain optical coherence tomography based 3D blood flow imaging of human skin [D]. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2016.
陈朝良. 基于谱域光学相干层析术的人体皮肤三维血流成像研究 [D]. 南京: 南京理工大学, 2016.
- [23] Shi W S, Chen C L, Pasarikovski C R, *et al.* Differential phase standard-deviation-based optical coherence tomographic angiography for human retinal imaging *in vivo* [J]. *Applied Optics*, 2019, 58(13): 3401-3409.
- [24] Zhang L L, Gao W R, Shi W S. Analysis of imaging performance of optical coherence tomography based on differential standard deviation of log-scale intensity [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2018, 45(4): 0407002.
张兰兰, 高万荣, 史伟松. 基于对数强度差分标准差的光学相干层析成像性能分析 [J]. *中国激光*, 2018, 45(4): 0407002.
- [25] 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.