

基于散斑方差和多普勒算法的光学相干层析术血流成像

姚辛励, 季琨皓, 刘桂鹏, 史伟松, 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 提出了一种基于扫频光学相干层析术的散斑方差(SV)和多普勒算法结合的方法来提取人体皮肤毛细血管的血流信号。这种方法利用了SV算法获取血流信号强度和 Doppler 算法获取相位信息的优势。SV 算法对两幅结构图同一位置的强度进行方差运算。多普勒算法可以通过测量相邻 A 扫之间的相位变化来获取多普勒频移,进而获取血流流速信息,但这种方法中扫频光源的相位和采样信号随时间存在漂移,导致触发信号和采集卡模数转换之间的延迟时间在一个取样时钟周期中变化。为了校正这部分相位变化,实验系统中采用双参考镜,通过校正两参考镜相邻 A 扫之间的相位变化来对相应血流部分进行相位校正。进行了样本模拟实验和人体皮肤成像实验,SV 算法获取血流强度和经标准平面镜校正的多普勒频移来获取血流方向,综合运用两种方法得到具有方向信息的血流强度图。

关键词 医用光学; 扫频光学相干层析术; 多普勒算法; 散斑方差; 相位校正

中图分类号 TN247 **文献标识码** A

doi: 10.3788/LOP54.031702

Blood Flow Imaging by Optical Coherence Tomography Based on Speckle Variance and Doppler Algorithm

Yao Xinli, Ji Kunhao, Liu Guipeng, Shi Weisong, Gao Wanrong

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

Abstract For extracting the blood flow signal of the human skin blood capillary, a combination method of speckle variance (SV) based on the swept source optical coherence tomography, and Doppler algorithm is proposed. This method takes advantage of SV algorithm to get the blood flow signal intensity and advantage of Doppler algorithm to obtain phase. SV algorithm calculates the variance of intensity at the same location of two frames. Doppler algorithm calculates the phase shift between adjacent A scans in order to obtain frequency shift. However, the phase of the swept source output and the sampled signal drift slowly over time, causing the delay between the trigger signal and the subsequent analog to digital conversion to vary within a sample clock cycle. To correct the change in phase, double reference mirrors are used in the experimental system. We adjust the phase shift between adjacent A scans of the two reference mirrors to correct the phase of the corresponding blood flow. Sample simulation experiment and human skin imaging experiment are carried out. SV algorithm is used to obtain the intensity of blood and Doppler phase shift after correction is used to obtain the direction of blood. Blood flow intensity with direction information is obtained by combination of the two methods.

Key words medical optics; swept source optical coherence tomography; Doppler algorithm; speckle variance; phase correction

OCIS codes 170.4500; 040.1520; 140.3510

1 引言

光学相干层析术(OCT)基于低相干干涉技术,利用参考臂和样品臂的光进行干涉,经信号采集和数据

收稿日期: 2016-10-25; **收到修改稿日期:** 2016-11-08

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

作者简介: 姚辛励(1994—),男,本科生,主要从事生物医学成像方面的研究。E-mail: 18351897885@163.com

导师简介: 高万荣(1961—),男,博士,教授,主要从事生物医学成像方面的研究。E-mail: wgao@njust.edu.cn(通信联系人)

处理,恢复生物组织样品的层析图像,能够反映生物组织的结构、相位等信息^[1]。自从 20 世纪 90 年代提出以来,这种非侵入、高空间分辨率、实时成像的技术得到迅速发展。扫频光学相干层析术(SSOCT)通过采用扫频光源和单点探测器探测时间编码的光谱信息,具备与谱域 OCT 相同的快速成像能力,同时兼有时域 OCT 的点探测优势^[2],通过对干涉信号实施快速傅里叶变换(FFT)的方法来重建被测样品的结构信息,它的优点是可以同时探测到被测样品不同深度位置的信号,只需要对样品进行横向扫描即可,无需纵向扫描^[3]。SSOCT 系统使用波长扫描激光光源和平衡探测型光电探测器来测量干涉光谱,在 1000~1300 nm 波段范围内对生物组织进行成像,组织对这些波长较长的光有更小的散射,因此增加了成像深度^[4]。目前,SSOCT 被广泛应用在光电检测,皮肤、眼科和血流检测等方面,如 Wang 等^[5]利用 OCT 技术对水凝胶三维打印进行精确控制;He 等^[6]利用 OCT 获得了视网膜图像并对其进行了分层;Blatter^[7]利用 SSOCT 系统对皮肤进行成像并做病理分析;Mariampillai 等^[8]利用基于 SSOCT 系统的散斑方差(SV)算法重构出小鼠的血流分布。

对于 SSOCT 系统采集到的数据进行处理才能得到所需要的血流强度和相位信息。按成像所需信号类型有三种方法进行血流信息的提取^[9]。一是基于复数形式的 OCT 信号处理方法,如 Wang 等^[10]在 2007 年提出的探测 k 空间信号频率的变化来得到相位变化的血管造影法(OAG),后称为光学微血管造影法(OMAG),以及后来提出的多普勒域处理方法等。二是基于 OCT 信号的强度信息的处理方法,对于处理光源相位不稳定的情况有很大优势,对相位噪声不敏感。2005 年 Barton 和 Stromski 提出血流探测的散斑概念^[11],Mariampillai 等^[12]提出基于傅里叶域 OCT 系统的 SV 算法,Jonathan 等^[13]提出一种相关制图方法,Blatter 等^[14]提出基于傅里叶域锁模激光器计算连续 B 扫之间强度平方差的方法,Huang 等^[15]提出直接计算相邻 B 扫 OCT 信号强度之差的方法,Jia 等^[16-17]提出分光谱幅度解相关血管造影法。三是基于 OCT 信号的相位信息的处理方法,Leitgeb 等^[18]和 White 等^[19]在 2003 年提出基于傅里叶域 OCT 的多普勒 OCT,Fingler 等^[20]在 2007 年提出用相邻 B 扫的相位方差(PV)计算横向血流,Vakoc 等^[21]提出幅度权重相位方差方法监控肿瘤环境,Kurokawa 等^[22]提出用多普勒频移方幂代替像素值的方法。

本文提出基于 SSOCT 的 SV 算法和部分相位漂移校正的多普勒相位分辨算法的综合应用,对模拟实验和活体实验采集的数据进行处理,分别得到毛细玻璃管中流体、人体皮肤毛细血管中血流的强度和方向信息。

2 实验系统及算法原理

2.1 SSOCT 系统

图 1 为实验采用的 SSOCT 的系统示意图,采用 Axsun 公司的扫频光源作为高速扫频光源,中心波长为 1310 nm,带宽为 106 nm,扫频速率为 50 kHz。扫频光源输出的光经过环流器接口 1 进入环流器,然后由接口 2 进入 50:50 光纤耦合器,耦合器把光分为两束分别进入双参考臂和样品臂,进入参考光路的光经过分光镜被分成两束,分别进入两个放置在不同深度的同一个参考臂,参考臂出射的光先通过准直透镜准直,准直光由会聚透镜会聚到平面镜上再由平面镜反射回到光纤耦合器中。样品的后向散射光再沿原路返回到耦合器中与样品相干用参考臂返回的光发生干涉,它与另一校正用参考臂由于光程差过大干涉微弱可不予考虑,两参考臂返回的光也发生干涉。干涉光由耦合器分为两束,一束通过环流器接口 2 进入环流器,然后从环流器接口 3 出射并进入平衡探测器的正输入端,另一束由光纤耦合器探测臂 4 出射并进入平衡探测器(BPD)的负输入端。平衡探测器将探测到的干涉光强信号转换成电信号之后,由数据采集卡(DAQ,型号 ATS9350,Alazar Tech 公司)进行采集,并且每次 A 扫(扫频光源的波数扫描一个周期)信号由扫频光源输出的同步信号来触发采集,采集到的数据通过外设连接接口(PCI)总线传输到计算机进行数据处理。

样品臂是一个可移动的小型探测臂,其外形特征为一个无盖长方体,样品臂的光路如图 2 所示,光纤出来的光先由准直透镜准直,准直光入射到扫描振镜上,光束经振镜反射后再由会聚透镜会聚到样品上。物镜下方焦点处有一个固定的中空铝板,中空部分为直径 16 mm 的圆,且中空铝板下表面位于会聚透镜焦距处,在手持成像的过程中,该铝板可以确保样品表面保持在物镜焦面。

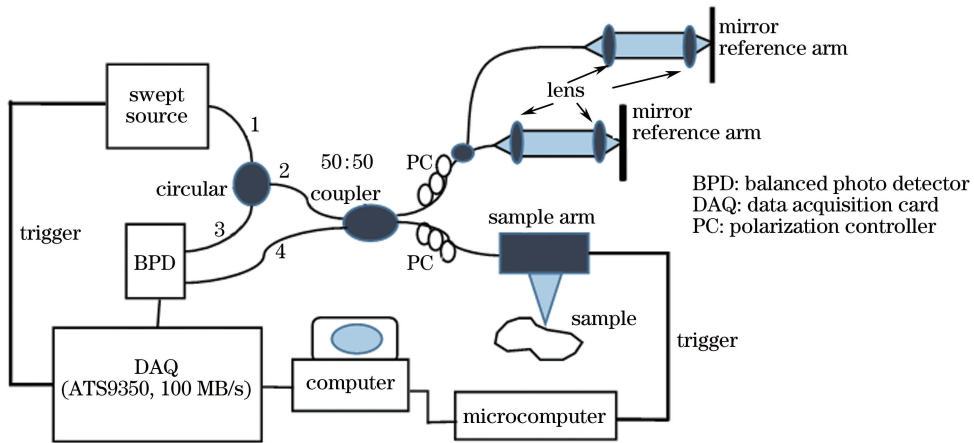


图 1 SSOCT 系统图

Fig. 1 Schematic of the SSOCT system

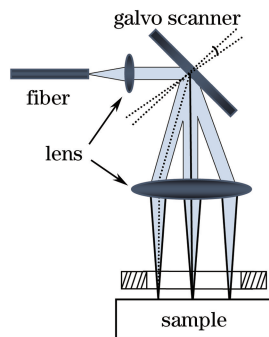


图 2 样品臂光路

Fig. 2 Light path of the sample arm

2.2 算法原理

2.2.1 信号处理算法

系统采集到 OCT 信号数据后,需要对数据进行光谱整形、减除直流项、希尔伯特变换、色散匹配,以及傅里叶变换等,利用 Matlab 进行数据的处理。

当扫频光源的波数扫描一个周期后,探测器便可采集到一次 A 扫完整的干涉光谱信号,系统采集到的干涉光谱信号强度为

$$I(k) = P_r + P_0 \int_{-\infty}^{+\infty} r^2(z) dz + 2\sqrt{P_r P_0} S[k(t)] \int_{-\infty}^{+\infty} r(z) \cos[2k(t)z + \varphi(z)] dz + \sqrt{R} \cos[2k_0 z + 2\alpha z(t + \epsilon)], \quad (1)$$

式中 P_0 为照射到样品上的光功率, z 代表样品深度坐标, $r(z)$ 和 $\varphi(z)$ 分别代表样品深度方向上反射系数的幅度和相位, $S[k(t)]$ 为光源的光功率, $k(t)$ 代表随时间变化的波数, t 代表时间, R 为标准静态平面镜的反射率, 参数 ϵ 表示触发信号和采集卡模数转换之间的时间延迟, k_0 代表扫频光源初始波数, α 代表扫频光源波数变化率, ϵ 在 0 到采样时钟周期 T_{cl} 之间变化, 且每个 A 扫的 ϵ 不同。首项 P_r 表示从参考臂返回到探测器中的光功率, 即直流信号项; 第二项表示从样品各层返回的光强以及样品各层之间的干涉光强, 即自相关项, 前两项会对最后得到的图像形成干扰背景的噪声信号; 第三项表示参考臂与样品各层之间的干涉光强, 即 SSOCT 系统探测到的干涉光谱信号的有效部分; 第四项表示样品用参考臂和校正用参考臂的干涉光强, 即用来校正相邻 A 扫之间相位漂移的部分。

由(1)式可知 z 与 k 是一个傅里叶变换对, 因此, 对采集到的信号进行傅里叶变换便可恢复出样品的深度信号。为获得所需要的血流强度图像及方向图像, 对数据信号进行处理, 如图 3 所示。经过光谱整形、减除直流项得到在波数域均匀分布的干涉光强信号 $I_j(k)$, 其中 j 为干涉信号采集过程中 A 扫的序数。对信

号 $I_j(k)$ 进行希尔伯特变换获得复解析信号 $\Gamma_j(k)$, 该步骤的目的是去除结构图像中的复共轭像。再利用数值色散补偿方法对于干涉信号进行色散补偿, 使得 SSOCT 系统的纵向分辨率接近理论值, 补偿色散后的信号表示为 $\Gamma'_j(k)$ 。对信号 $\Gamma'_j(k)$ 进行快速傅里叶逆变换 (IFFT) 即可获得与样品的深度位置 z 有关的复解析信号 $I_j(z)$ 。对复解析信号 $I_j(z)$ 取绝对值即可得到样品的结构图像, 对结构图使用 SV 算法获取血流图像。对复解析信号 $I_j(z)$ 进行相位提取获取相位图, 通过相位分辨多普勒算法和相位差校正算法来获取相邻 A 扫的相位差进而可以获取血流流速方向图像。最后, 综合运用两种方法得到具有方向信息的血流强度图, 在克服两种方法缺点的同时, 保留了两种方法的优点。

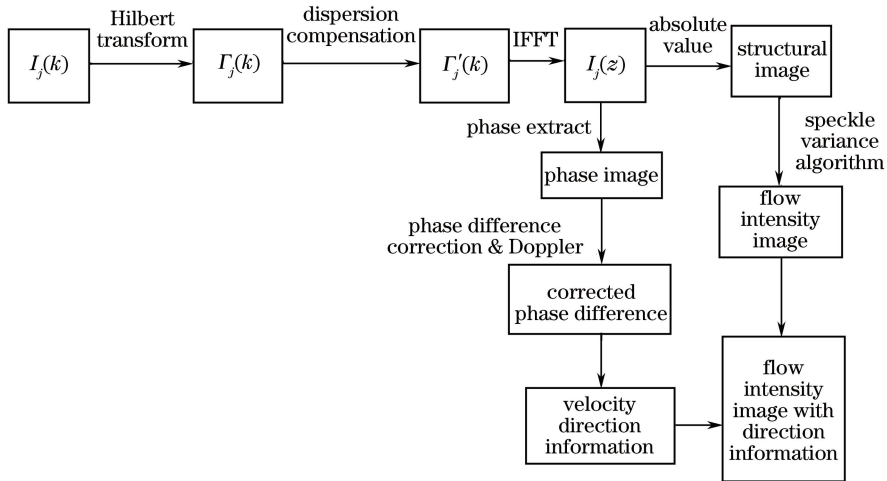


图 3 数据信号处理过程示意图

Fig. 3 Schematic of the signal data processing

2.2.2 基于相位分辨的多普勒 OCT 算法

在 OCT 系统中, 多普勒频移的计算通过希尔伯特变换把探测器得到的实数信号拓展为复解析信号 $\tilde{I}(z, t) = A(z, t) \exp[i\varphi(z, t)]$, 再求取相位 $\varphi(z, t)$,

$$\varphi(z, t) = \arctan \frac{\text{Im}[\tilde{I}(z, t)]}{\text{Re}[\tilde{I}(z, t)]}. \quad (2)$$

计算相邻 A 扫 ($n, n-1$) 之间的相位差 $\Delta\varphi(z, t)$,

$$\Delta\varphi(z, t) = \arctan \frac{\text{Im}[\tilde{I}(z, t_n) \cdot \tilde{I}(z, t_{n-1})]}{\text{Re}[\tilde{I}(z, t_n) \cdot \tilde{I}(z, t_{n-1})]}. \quad (3)$$

但是扫频光源触发和采集卡采集之间的延迟随时间变化而变化, 这会导致得到的相位差 $\Delta\varphi(z, t)$ 存在偏差, 所以需要进行一定的校正。为了理解这种延迟时间的变化给相位分辨法带来的影响, 考虑对一个位于深度 z 、反射率为 R 的标准静态平面镜所得到的干涉条纹进行研究, 其干涉信号 $S(t)$ 满足^[23]

$$S(t) \propto \sqrt{R} \cos[2k_0 z + 2\alpha z(t + \epsilon)]. \quad (4)$$

扫频光源按与波数 $k(t)$ 成线性的方式扫描, 线性方程为 $k(t) = k_0 + \alpha t$ 。由于标准静态平面镜产生的干涉条纹的相位是 $\varphi' = 2k_0 z + 2\alpha z\epsilon$, 相邻 A 扫之间的相位差 $\Delta\varphi'$ 的范围为

$$|\Delta\varphi'| = 2\alpha z |\Delta\epsilon| \leq 2\alpha z T_{cl}. \quad (5)$$

这种时序偏差引入了随深度线性增加的相位跃变, 为了校正时间引入的相位跃变, 一种通过计算两参考镜相邻 A 扫之间的相位变化的方法于 2005 年被提出^[23]。从测得的相邻 A 扫的多普勒频移 $\Delta\varphi(z, t)$ [(3)式] 中减去对应所需部分处由标准静态平面镜得到的相邻 A 扫随深度线性变化的相位跃变 $\Delta\varphi'$ [(5)式]。如图 1 所示, 在样品臂干涉范围之外放置一个标准静态平面镜, 该标准静态平面镜与原 SSOCT 参考镜发生干涉, 得到的干涉信号 $S(t)$ 可以用来计算时间引入的相位跃变 $\Delta\varphi'$ 。这样, 标准平面镜在最终的像中产生一条在样品图像边界之外的直线, 且这条直线所在的深度 z 最大, 对应相位跃变 $\Delta\varphi'$ 最大, 则需要确保样品图像部分的相位跃变可以准确测得。

用多普勒频移法得到的相邻 A 扫之间的频率差进行上述校正得到的相位差为

$$\Delta\phi_{i,j}(z,t) = \Delta\varphi_{i,j}(z,t) - \left(\frac{i}{m}\right) \Delta\varphi'_{m,j}(z,t), \quad (6)$$

式中标准平面镜位于深度 m 处,实验所需的部分位于深度 i 处。进而得到多普勒频移 $\Delta f(z,t) = [\Delta\phi(z,t)/(2\pi T)]$ (T 为相邻 A 扫之间的时间间隔), $\Delta f(z,t)$ 的正负可以用来表示流速的方向。再进一步可以得到流速 $v(z,t)\cos\theta = [\Delta f(z,t) \cdot \lambda/2]$, 式中 $v(z,t)$ 为深度 z 处的流速。

2.2.3 SV 处理算法

散斑可以用来描述从生物组织散射回来的部分相干光的信号。如果对静止的物成像,其散斑图案也不会有变化,但因为血管中有红细胞等运动的粒子,所以散斑会随机变化。通过 SV 算法可以从结构图中提取出血管的信号(变化的散斑),分离并消去背景信号(固定的散斑)^[15]。

SV 算法计算了同一像素位置在相邻帧之间基于强度的结构图的散斑的方差。若 n 为水平像素数, n 次 A 扫为一次 B 扫,一次 B 扫可以成像一个面。SV 成像是一种解相关方法,计算相邻两帧(相邻两次 B 扫)结构图对应位置处的强度方差

$$V_{ijf} = \frac{1}{2} \sum_{f=1}^2 \left[I_{ijf}(x,z) - \frac{1}{2} \sum_{f=1}^2 I_{ijf}(x,z) \right]^2 = \frac{1}{2} \sum_{f=1}^2 (I_{ijf} - I_{\text{mean}})^2, \quad (7)$$

式中 i, j, f 分别表示深度位置、水平位置、帧数, I_{mean} 表示两帧强度图对应像素位置的强度均值。

2.2.4 综合应用算法

SV 算法通过计算复解析信号的强度,具有良好的稳定性,能够很好地分离出生物组织中流动和固定两部分,得到良好的样品背景,成功地提取出样品中具有血流的信号。但是它不能够提供血管中的流速信息与血流方向信息。多普勒 OCT 算法通过获得复解析信号的相位来计算多普勒频移,不但可以得到流体的方向,还可以得到流速。因为组织的光学不均匀性,在进行多普勒 OCT 成像时,特别是在微血管中,会引入很大的背景噪声,较难消除,严重影响其成像质量。

综合应用 SV 算法和多普勒 OCT 算法,重构一个理想的样品背景,从而消除背景噪声,并且获得方向信息。将多普勒 OCT 算法所得到的方向信息引入 SV 算法构建的理想样品背景中,不影响 SV 算法所提取的血流信号。具体的处理过程是将多普勒频移得到的流体方向信息作为一个方向系数,代入血流强度图中,既可得到具有方向信息的血流强度图,同时很好地消除了多普勒 OCT 引入的背景噪声的影响。

3 实验及结果分析

3.1 模拟实验及结果

选用内径为 $300 \mu\text{m}$, 内部注入牛奶稀释液的毛细玻璃管作为样品进行模拟实验。毛细玻璃管置于混有牛奶的琼脂中,用来模拟生物组织中的血流背景,入射光束的倾角大约为 85° 。实验中每一个 B 扫中包含 1000 个 A 扫,每个 C 扫中包含 400 个 B 扫,选取其中效果较好的 B 扫图像进行算法处理,结果如图 4 所示。

图 4(a)为 SSOCT 得到的毛细玻璃管的结构图以及实验中加入的另一片平面参考镜的像。通过 SV 算法处理得到牛奶流的强度如图 4(b)所示。在显示校正的多普勒频移图像时,将得到的偏移后功率谱相对于原功率谱所偏移的百分比通过伪彩色增强映射到 $-6 \sim 6$ 区间,其中 0 定义为黑色,代表静止的无多普勒频移的位置; $-6 \sim 0$ 定义为负向多普勒频移,从绿色渐变为黑色,数值越小代表的频移越大; $0 \sim 6$ 定义为正向多普勒频移,从黑色渐变为红色,数值越大,代表的频移越大。利用多普勒 OCT 算法得到的图像即图 4(c)。将图 4(c)中得到的 Δf 信息引入牛奶流强度图 4(b)中可以得到具有方向信息的牛奶流强度图像,即图 4(d),通过伪彩色映射到 $-80 \sim 130$ 区间, $-80 \sim 0$ 表示负方向, $0 \sim 130$ 表示正方向。图 4(e)和图 4(f)表示进行多普勒频移算法得到的牛奶正负流向的信息,其伪彩色映射区间同图 4(d)。

图 4(b)为 SV 算法得到的牛奶流强度图像,加入多普勒频移算法得到的牛奶流方向信息可以得到含有牛奶流强度和方向的图像,即图 4(d)。图 4(d)中不同的颜色表示牛奶分子不同的运动方向,证明了综合应用 SV 算法与多普勒 OCT 算法确实能够获得具有方向信息的流体强度图。图 4(d)与图 4(c)相比,大部分背景噪声被消除,证明提出的方法确实能够消除背景噪声,改善成像质量。利用 SV 算法获取良好强度信息

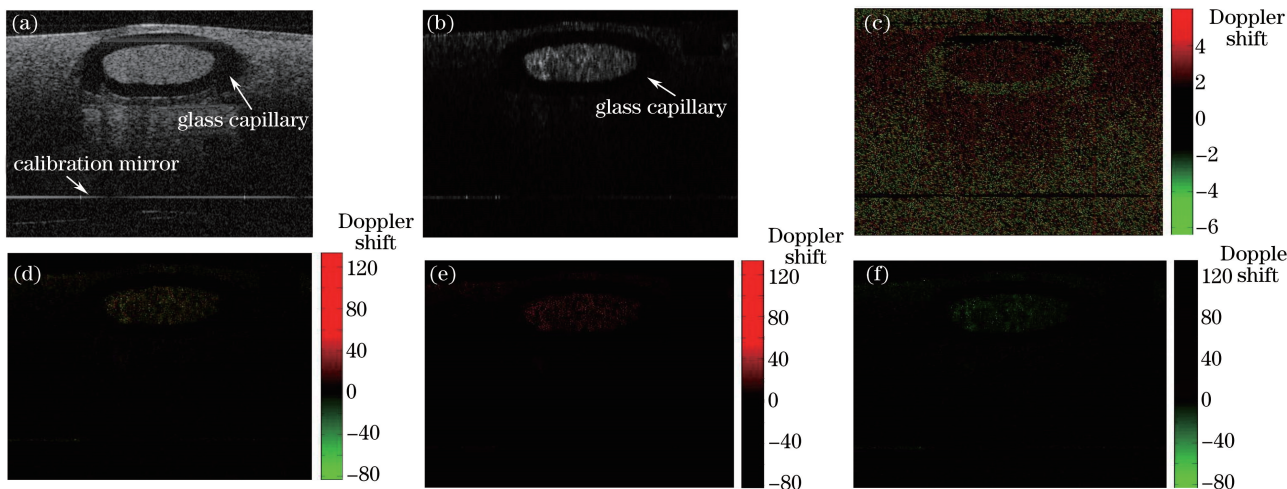


图4 注入牛奶的毛细玻璃管的成像结果。(a)结构图;(b)SV处理得到的牛奶流强度图;(c)多普勒频移得到的相位差;(d)在牛奶流强度图加入流动方向信息;(e)牛奶流正向流速部分;(f)牛奶流负向流速部分

Fig. 4 Imaging results of the glass capillary filled with milk. (a) Structural image; (b) image of the milk flow intensity obtained by the SV algorithm; (c) phase difference obtained by the Doppler algorithm; (d) image of the milk flow intensity added with flow direction; (e) positive velocity portion of the milk flow; (f) negative velocity portion of the milk flow

的优势和多普勒 OCT 算法获取速度方向的优势,既很好地消除了背景噪声,又获得了方向信息。后续对所有帧(B 扫)进行同样处理,经过整合可以得到三维成像结果。

3.2 人体皮肤活体实验

在实验中,对人体左手无名指上靠近指甲根部的皮肤处用 SSOCT 进行成像,每个 B 扫(x 方向)中包含 1000 个 A 扫,每个 C 扫(y 方向)中包含 400 个 B 扫,选取其中效果较好的 B 扫图像进行算法处理,结果如图 5 所示。

图 5(a)黑线标示的位置为手指的指甲根部部分,图 5(b)为 SSOCT 系统得到的指甲根部皮肤处的结构图以及实验中加入的另一片平面参考镜的像。通过 SV 算法处理得到血流的强度图为图 5(c)。在显示经校正的多普勒频移图像时,通过伪彩色增强映射至 $-6 \sim 6$ 区间,其中 0 定义为黑色,代表静止的无多普勒频移的位置;定义 $-6 \sim 0$ 为负向多普勒频移,从绿色渐变为黑色,数值越小,代表的频移越大;定义 $0 \sim 6$ 为正向多普勒频移,从黑色渐变为红色,数值越大,代表的频移越大。利用多普勒 OCT 算法得到的图像即图 5(d)。将图 5(d)中得到的多普勒频移 Δf 信息引入血流强度图 5(c)中得到具有方向信息的血流强度图像,即图 5(e),通过伪彩色映射到 $-150 \sim 150$ 区间, $-150 \sim 0$ 表示负方向, $0 \sim 150$ 表示正方向。图 5(f)和图 5(g)表示多普勒频移算法得到的血流正负流向的信息,其伪彩色映射区间同图 5(e)。

SV 算法处理结构图得到血流强度图像,即图 5(c),成功地除去了固体组织的部分,提取出了血流信号。多普勒 OCT 算法得到的图像由于背景噪声的影响,较难进行辨识,但提供了血流的方向信息。对图 5(c)加入改进的多普勒频移算法得到的血流方向信息后得到了具有方向信息的血流强度图像,即图 5(e)。图 5(e)不同颜色的斑点表示不同流向的血管截面图。图 5(f)和图 5(g)分别显示了正向和负向的血管截面图。后续对所有帧(B 扫)进行同样处理,可以得到三维血流成像结果。

4 结 论

基于手持式 SSOCT 系统提出一种提取血流信号强度和方向的方法,即综合应用 SV 算法和多普勒算法,对于其中多普勒算法部分中时间引入的相位跃变,实验系统中加入了一面标准平面镜(在与样品干涉范围之外)用来消除由于扫频光源触发和采集卡采集之间时间延迟变化带来的相位跃变。在不消减两种方法各自优势的前提下,得到一幅同时含有血流信号强度和方向的图像,经过多帧重复计算处理,最终可以得到人体皮肤三维血流强度和方向信息的图像。结果表明,部分噪声会对血流信号的分辨产生干扰,有待后续改进。

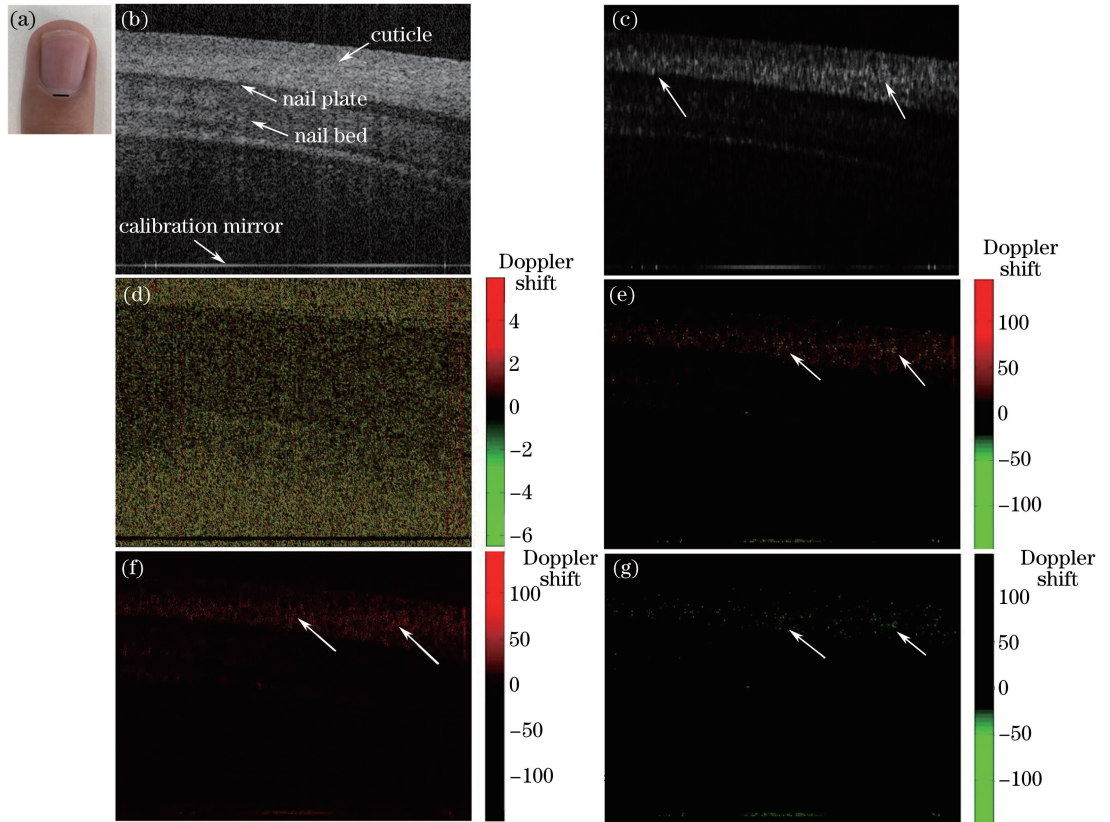


图 5 人体指甲根部皮肤处的成像结果(白色箭头指示血流信号)。(a)手指样品照片,实验对其中黑线部分进行成像;
 (b)结构图;(c)SV 算法处理得到的血流强度图;(d)多普勒频移算法得到的相位差;
 (e)在血流强度图加入血流方向信息;(f)血流正向流速部分;(g)血流负向流速部分

Fig. 5 Imaging results of the skin of the human nail root (white arrows indicate the blood flow signal). (a) Photo of the finger sample, the location marked with black line is to be imaged in the experiment; (b) structural image; (c) image of the blood flow intensity obtained by the SV algorithm; (d) phase difference obtained by the Doppler algorithm; (e) image of the blood flow intensity with blood flow direction added; (f) positive velocity portion of the blood flow; (g) negative velocity portion of the blood flow

参 考 文 献

- [1] Huang D, Swanson E A, Lin C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [2] Zhu Hailong. Swept source optical coherence tomography system based on LabVIEW[D]. Hangzhou: Hangzhou Dianzi University, 2013.
朱海龙. 基于 LabVIEW 的扫频 OCT 系统研究[D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2013.
- [3] Shi Weisong, Gao Wanrong, Chen Chaoliang. Handheld swept source optical coherence tomography for imaging human skin *in vivo* [J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(11): 1117001.
史伟松, 高万荣, 陈朝良. 人体皮肤在体手持式扫频光学相干层析系统[J]. 光学学报, 2015, 35(11): 1117001.
- [4] Wu Tong, Ding Zhihua. Development of 20 kHz swept source optical coherence tomography system [J]. Chinese J Lasers, 2009, 36(2): 503-508.
吴彤, 丁志华. 20 kHz 扫频光学相干层析系统[J]. 中国激光, 2009, 36(2): 503-508.
- [5] Wang Ling, Zhang Lielie, Zhou Qingqing, *et al.* OCT-based improvement of geometrical controllability of 3D-bioprinted porous hydrogel scaffolds[J]. Chinese J Lasers, 2016, 43(6): 0607001.
王玲, 张烈烈, 周青青, 等. 基于光学相干层析的水凝胶三维打印精准控制研究[J]. 中国激光, 2016, 43(6): 0607001.
- [6] He Qiyu, Li Zhongliang, Wang Xiangzhao, *et al.* Automated retinal layer segmentation based on optical coherence tomographic images[J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(10): 1011003.

- 贺琪欲, 李中梁, 王向朝, 等. 基于光学相干层析成像的视网膜图像自动分层方法[J]. 光学学报, 2016, 36(10): 1011003.
- [7] Blatter C, Weingast J, Alex A, *et al.* *In situ* structural and microangiographic assessment of human skin lesions with high-speed OCT[J]. Biomedical Optics Express, 2012, 3(10): 2636-2646.
- [8] Mariampillai A, Leung M K K, Jarvi M, *et al.* Optimized speckle variance OCT imaging of microvasculature[J]. Optics Letters, 2010, 35(8): 1257-1259.
- [9] Zhang A Q, Zhang Q Q, Chen C L, *et al.* Methods and algorithms for optical coherence tomography-based angiography: a review and comparison[J]. Journal of Biomedical Optics, 2015, 20(10): 100901.
- [10] Wang R K, Jacques S L, Ma Z H, *et al.* Three dimensional optical angiography[J]. Optics Express, 2007, 15(7): 4083-4097.
- [11] Barton J K, Stromski S. Flow measurement without phase information in optical coherence tomography images[J]. Optics Express, 2005, 13(14): 5234-5239.
- [12] 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.
- [13] Jonathan E, Enfield J, Leahy M J. Correlation mapping method for generating microcirculation morphology from optical coherence tomography (OCT) intensity images[J]. Journal of Biophotonics, 2011, 4(9): 583-587.
- [14] Blatter C, Klein T, Grajciar B, *et al.* Ultrahigh-speed non-invasive widefield angiography[J]. Journal of Biomedical Optics, 2012, 17(7): 070505.
- [15] Huang Y P, Zhang Q Q, Thorell M R, *et al.* Swept-source OCT angiography of the retinal vasculature using intensity differentiation-based optical microangiography algorithms[J]. Ophthalmic Surgery, Lasers and Imaging Retina, 2014, 45(5): 382-389.
- [16] Jia Y L, Tan O, Tokayer J, *et al.* Split-spectrum amplitude-decorrelation angiography with optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2012, 20(4): 4710-4725.
- [17] Jia Y L, Bailey S T, Hwang T S, *et al.* Quantitative optical coherence tomography angiography of vascular abnormalities in the living human eye[J]. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 2015, 112(18): E2395-E2402.
- [18] Leitgeb R A, Schmetterer L, Drexler W, *et al.* Real-time assessment of retinal blood flow with ultrafast acquisition by color Doppler Fourier domain optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2003, 11(23): 3116-3121.
- [19] White B R, Pierce M C, Nassif N, *et al.* *In vivo* dynamic human retinal blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain optical Doppler tomography[J]. Optics Express, 2003, 11(25): 3490-3497.
- [20] Fingler J, Schwartz D, Yang C H, *et al.* Mobility and transverse flow visualization using phase variance contrast with spectral domain optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2007, 15(20): 12636-12653.
- [21] Vakoc B J, Lanning R M, Tyrrell J A, *et al.* Three-dimensional microscopy of the tumor microenvironment *in vivo* using optical frequency domain imaging[J]. Nature Medicine, 2009, 15(10): 1219-1223.
- [22] Kurokawa K, Sasaki K, Makita S, *et al.* Three-dimensional retinal and choroidal capillary imaging by power Doppler optical coherence angiography with adaptive optics[J]. Optics Express, 2012, 20(20): 22796-22812.
- [23] Vakoc B J, Yun S H, de Boer J F, *et al.* Phase-resolved optical frequency domain imaging[J]. Optics Express, 2005, 13(14): 5483-5493