

DOI: 10.3969/j.issn.1671-024x.2025.05.008

基于时空联合奇异值分解的激光散斑血流成像方法

张芳¹, 谭茂祥¹, 苗佳琪², 宋庆宏³

(1. 天津工业大学 生命科学学院, 天津 300387; 2. 天津工业大学 电子与信息工程学院, 天津 300387; 3. 天津市人民医院, 天津 300122)

摘要: 为减小成像系统噪声和皮肤组织静态散射的干扰, 基于激光散斑对比分析提出了一种对血管结构和血流相对速度成像的方法。采用时空联合的奇异值分解(SVD)滤波法对图像进行预处理, 消除皮肤组织散射对血流图像的影响; 采用时间域激光散斑对比分析方法对血流进行成像; 使用各向异性耦合扩散滤波、自适应三维块匹配滤波和高低帽变换法等3种滤波算法进一步滤除背景噪声, 提高图像对比度, 并采用数值模拟、仿体实验、人体组织成像实验验证本文算法的有效性。结果表明: 本算法能够有效地抑制背景散射对成像的影响, 在激光散斑血流成像方面具有可行性。

关键词: 血流成像; 激光散斑对比分析; 时空联合奇异值分解(SVD); 图像增强

中图分类号: TP391; R319 文献标志码: A 文章编号: 1671-024X(2025)05-0052-07

Laser speckle blood flow imaging method based on spatiotemporal joint SVD

ZHANG Fang¹, TAN Maoxiang¹, MIAO Jiaqi², SONG Qinghong³

(1. School of Life Science, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 2. School of Electronic and Information Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 3. Tianjin Medical Union Center, Tianjin 300122, China)

Abstract: In order to reduce the interference of imaging system noise and static scattering of skin tissue, a method for imaging vascular structure and relative velocity of blood flow based on laser speckle contrast analysis is proposed. The spatiotemporal joint singular value decomposition (SVD) filtering method is used for image preprocessing to eliminate the influence of skin tissue scattering on blood flow images. Then the time-domain laser speckle contrast analysis method is adopted for blood flow imaging. Three filtering algorithms, including anisotropic coupled diffusion filtering, adaptive 3D block-matching filtering, and top-hat and bottom-hat transformations, are used to further filter out background noise and improve image contrast. The effectiveness of the proposed algorithm is verified through the numerical simulations, phantom experiments, and human tissue imaging experiments. The results show that this proposed method can effectively suppress the influence of background scattering on imaging and is feasible in terms of laser speckle blood flow imaging.

Key words: blood flow imaging; laser speckle contrast analysis; spatiotemporal joint singular value decomposition(SVD); image enhancement

血流对生物体而言十分重要, 它是评估和判断生物体内各组织器官生理状态是否正常的重要指标。激光散斑对比分析法(laser speckle contrast analysis, LASCA)是一种非接触式的新型血流成像技术, 不需要加装扫描装置就可以对血管区域进行大面积成像, 并实时提供血管结构成像和血流功能成像, 具有高分辨率、监测过程无创、成像速度快、无需使用示踪剂

等优点^[1], 使其在皮肤或组织内血流变化的动态监测方面发挥重要作用^[2]。激光散斑是一种只能用统计学方法描述的随机散射现象。当相干光被一个粗糙表面反射时, 在成像面上就会产生由许多暗点和亮点随机分布组成的颗粒图案。如果激光照射的物体中存在移动的散射粒子, 那么散斑图案会随时间而发生变化。当使用有限的曝光时间对该图像进行积分时, 带有移

收稿日期: 2023-09-20

基金项目: 天津市自然科学基金重点项目(24JCZDJC00820); 天津市卫生健康科研项目(ZC20112)

通信作者: 张芳(1981—), 女, 博士, 教授, 主要研究方向为图像处理与分析、电子散斑干涉测量技术。E-mail: hhzhangfang@126.com

动散射粒子的图像区域将出现模糊现象,对这种模糊现象的分析是激光散斑成像(laser speckle imaging, LSI)应用于生物医学的基础,被称为激光散斑衬比分析(LASCA)。

早在1981年, Fercher等^[9]率先使用散斑衬比值作为一种测量标准,将散斑的强度波动与血流信号的运动联系起来。然而,由于实际成像时存在背景组织成分和运动伪影等因素的影响,使用这种方法得到的成像结果并不十分理想,这使得流动速度较慢的血流在可视化方面变得十分困难。为了缓解这一问题,提高激光散斑衬比分析方法的性能, Miao等^[4]提出了一种基于图像配准的激光散斑衬比分析方法,不仅显著地提高了微小血管的可辨别性能,而且有效地抑制了动物呼吸和心跳引起的噪声干扰。 Song等^[9]针对成像系统中激光的强度波动对统计信息分析会产生较大影响的问题,从散斑图的概率密度函数出发,推导出信号强度与衬比值之间的理论关系,提出了一种简单的血流衬比值校正方法。以上空间域激光散斑衬比分析方法虽然能够实时监测运动粒子的全局速度分布,但是由于使用了空间滑动窗口来计算散斑衬比值,在一定程度上降低了成像的空间分辨率。 Cheng等^[6]提出了一种基于散斑时间域统计特性的激光散斑成像方法(temporal laser speckle contrast analysis, TLASCA)。该方法设定固定的积分(曝光)时间,探究移动粒子产生的散射光反射到成像面上在时间域内光场强度变化的统计特征。在此基础上, Li等^[7]提出了基于特征矩阵分解的动态散斑信号提取方法,有效提高了成像的信噪比和分辨率。

目前,激光散斑衬比成像以其较高的时空分辨率和全场实时成像的优势而被广泛应用于血流监测^[8]。 Khalil等^[9]测量了人体血管中的血流灌注量、血流速率和脉搏速率等指标。 Feng等^[10]将LASCA技术用于I型糖尿病及其微血管循环的研究中,结果表明该技术可用于糖尿病脑血管病变的早期评估。 Sawada等^[11]使用激光散斑血流成像方法来评估视网膜毛细血管中的血管阻力,证明了糖尿病患者视网膜微循环状况与颈动脉血流动力学指标密切相关。 Srienc等^[12]使用散斑分析方法测量了眼底血管的直径以及血流速率,用于监测大鼠视网膜血流变化情况。 Liu等^[13]采用LASCA和可见光光学相干断层扫描相结合的多模态成像方法,研究了啮齿类动物大脑中动脉闭塞模型急性期血管的动态反应情况。 Wang等^[14]使用LASCA实时监测大鼠血肿清除过程中相对的脑皮质血流量。

尽管激光散斑衬比分析技术已成功应用于血流

成像方面,但成像过程中仍存在着受静态散射干扰和活体实验对象呼吸脉搏的影响严重、衬比值动态范围小等问题,致使其未能在人体血流成像领域得到广泛使用。基于此,本文旨在研究抑制皮肤组织静态散射干扰对血流成像质量的影响,并进一步改进成像算法,以期加快激光散斑血流成像技术在医学领域的发展和推广。

1 基于时空联合SVD的激光散斑血流成像

为了抑制皮肤组织的静态散射干扰,扩大散斑衬比值的动态范围,本文提出了一种基于时空联合奇异值分解(singular value decomposition, SVD)滤波的激光散斑血流成像方法,以期有效去除背景皮肤组织静态散射对衬比值计算的干扰,提高成像质量,实现血流监测。

1.1 实现方案

当散射粒子运动时,成像系统会集成固定曝光时间内到达成像面上的所有光线。所以,当使用激光照射物体表面时,该表面上的散射粒子持续不断地运动,反射回来的光线在成像面上形成的散斑强度就会一直波动。如果对相机的各个感光单元在曝光时间内对光强积分,可以反映出各时刻的光强变化,直观上看到的是一幅模糊的散斑图。散射粒子移动的速度越快,散斑图像就会被模糊得越严重,这种模糊程度被定义为运动散射粒子的衬比值。粒子运动速度越大,散斑图像就会变得越模糊,衬比值越小。因此,可以用图像的模糊程度来反映散射粒子运动的快慢^[5]。利用这种分析方法,可以得到物体运动的二维分布图。 Goodman^[16]研究表明,完全发散的散斑图像,其空间域内光强的标准方差 σ_s 与其平均强度 $\langle I \rangle$ 是相等的。所以,衬比值 K 通常定义为散斑图像中光强的标准方差和平均光强的比值:

$$K = \sigma_s / \langle I \rangle = \sqrt{\langle (I - \langle I \rangle)^2 \rangle} / \langle I \rangle \quad (1)$$

传统激光散斑衬比分析法的成像质量不理想,主要是由于散斑图像采集系统的噪声以及皮肤组织背景区域静态光散射的影响,导致计算得到的血流衬比值的动态范围非常小,从而使得图像中血管部位和组织背景之间的对比度不高,尤其是对微小血管成像更加不明显。另外,由散斑衬比分析成像法得到的血流图像是散点图,血管区域连通性不好,不利于图像中血管形态的呈现。

针对上述问题,本文结合时空联合SVD滤波法和激光散斑时间衬比分析的原理设计了基于时空

联合奇异值分解的时域散斑衬比分析方法(temporal-spatio singular value decomposition-temporal laser speck-

le contrast analysis, TSSVD-TLASCA), 该方法流程如图 1 所示。

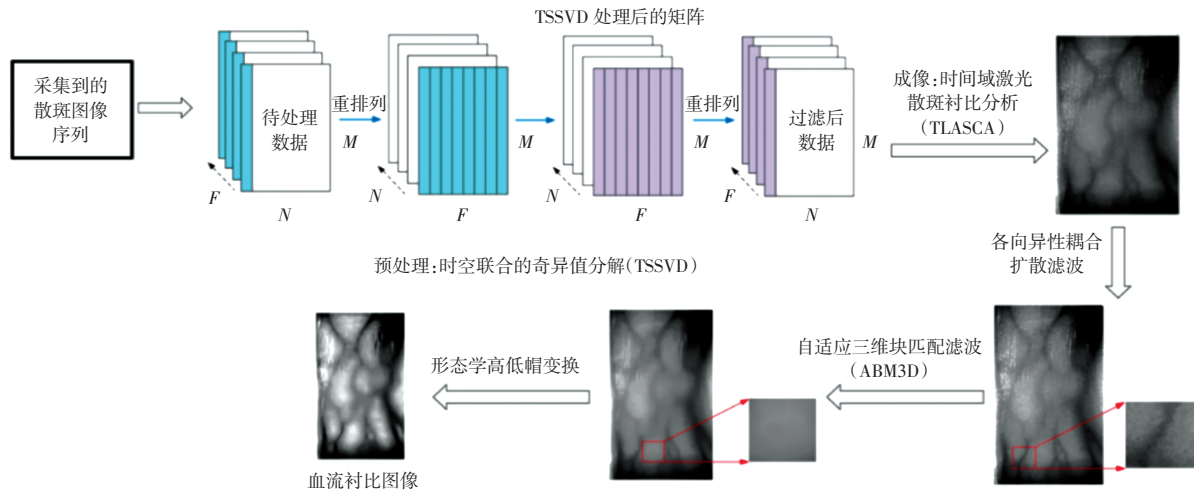


图 1 TSSVD-TLASCA 方法流程

Fig.1 Flow chart of TSSVD-TLASCA method

1.2 散斑图像预处理

通过散斑图像采集系统得到的散斑图像序列中不仅包含因血液流动引起的散斑场主要变化信息(有效信号),同时也包含有因呼吸、脉搏所引起的皮肤组织背景散射而产生的散斑场微小变化信息(噪声信号)。若要得到反映血流相对速度的高质量图像,首先要滤除背景散射的影响,即对图像进行预处理。

由于静态组织散射的信号来自低维空间,而血液流动造成的散射信号来自高维动态空间,因此,可以通过降维实现组织信号与血液信号的分离^[7]。在原信号中滤除低维的静态组织散射信号,仅保留高维的动态血流散射信号,即可达到滤除背景噪声、提高图像质量的目的。基于上述分析,本文对接收到的散斑信号进行奇异值分解,可以很好地解决散射信号的降维问题,抑制散斑图像中皮肤组织散射带来的干扰。

本文使用的是时空联合的 SVD 滤波器。这里的时域指的是相机在不同时刻采集得到的多帧散斑图像序列,空域指的是散斑采集系统某一时刻在成像面上捕获到的二维空间数据。从时间维度上来看,采集到的序列散斑信号由低空间频率的组织信号、高波动的血液灌注信号和随机白噪声组成,而且 SVD 滤波性能的高低取决于奇异值的选取范围。

奇异值分解过程中涉及的数据量庞大。假设矩阵 A 的大小为 $M \times N$, 即 $m = 1, 2, \dots, M; n = 1, 2, \dots, N$ 。使用传统的 SVD 滤波器对帧图像进行处理时,需要将尺寸为 $M \times N \times X$ 的三维数组转换成尺寸为 $MN \times X$ 的二维 Casorati 矩阵,需要在一次 SVD 计算中处理 $MN \times X$ 的数据,计算时间会非常长。

为了提高算法的数据处理能力,减少计算量,本文提出了时空联合奇异值分解(temporal-spatio singular value decomposition, TSSVD) 滤波法来对图像进行预处理。在散斑成像系统中,假设探测器相机捕获了 X 帧散斑图像序列,每帧图像的数据大小为 $M \times N$ 个像素构成的二维数组。为了进行衬比分析,设需要处理 F ($F \leq X$) 帧连续的散斑图像,每帧图像可表示为 $I(f) = I(m_f, n_f)$, 其中 $m = 1, 2, \dots, M; n = 1, 2, \dots, N; f = 1, 2, \dots, F$ 。对矩阵使用 TSSVD 分解滤波,可以分为以下 3 个步骤:

(1) 将 F 帧连续的散斑图像序列中的每一帧图像的第 n 列数据($n = 1, 2, \dots, N$)提取出来,按照顺序将取出的 F 组数据按列排布,组成一个新的大小 $M \times F$ 的二维矩阵 $I(n) = I(m, f_n)$, 共可得到 N 个这样的二维矩阵。

(2) 对第 n 个($n = 1, 2, \dots, N$)二维矩阵用 SVD 函数进行特征值分解,可得:

$$I(n) = U \Sigma V^T = \lambda_1 u_1 v_1^T + \lambda_2 u_2 v_2^T + \dots + \lambda_p u_p v_p^T \quad (2)$$

式中: $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_p$ 为降序排列的 p 个奇异值; P 为矩阵 A 的秩; 由 $\{\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p\}$ 组成奇异值矩阵对角线上的元素, Σ 中其他元素均为 0; $\{u_1, u_2, \dots, u_p\}$ 和 $\{v_1, v_2, \dots, v_p\}$ 分别为上述奇异值对应的左奇异向量矩阵和右奇异值矩阵,且相互正交,并分别组成 U 和 V 。当 A 为列满秩时,满足 $P = F$, 其中 F 是所处理的散斑图像序列的帧数。根据本文分析可知,图像中的背景组织散射信号大多为静止或低速运动的部分,且信号强度高于血流信号,这说明背景组织的散射信号所对应的奇异值大于血流信号对应的奇异值。设置散斑图像中发

生静态散射的背景组织对应的奇异值阈值为 α , 当 $\lambda_p > \alpha$ 时, λ_p 为背景组织对应的奇异值, 此时应舍弃 λ_p 对应的奇异矢量以滤除背景散射信号; 当 $\lambda_p \leq \alpha$ 时, λ_p 为血流信号对应的奇异值, 应当保留 λ_p 对应的奇异矢量。当舍掉的奇异值个数为 k 时, 保留下来的奇异值及其奇异矢量分别记为 $\{\lambda_{k+1}, \lambda_{k+2}, \dots, \lambda_p\}$, $\{u_{k+1}, u_{k+2}, \dots, u_p\}$ 和 $\{v_{k+1}, v_{k+2}, \dots, v_p\}$, 对其进行线性加权, 以重建原矩阵 $I(n)$ (记重建后的矩阵为 $\hat{I}(n)$):

$$\hat{I}(n) = \mathbf{U}_{M \times (p-k)} \boldsymbol{\Sigma}_{(p-k) \times (p-k)} \mathbf{V}_{(p-k) \times M}^T = \lambda_{k+1} \cdot \mathbf{u}_{k+1} \mathbf{v}_{k+1}^T + \lambda_{k+2} \cdot \mathbf{u}_{k+2} \mathbf{v}_{k+2}^T + \dots + \lambda_p \cdot \mathbf{u}_p \mathbf{v}_p^T \quad (3)$$

式中: $\mathbf{U}_{M \times (p-k)}$, $\boldsymbol{\Sigma}_{(p-k) \times (p-k)}$, $\mathbf{V}_{(p-k) \times M}^T$ 分别为 \mathbf{U} , $\boldsymbol{\Sigma}$ 和 \mathbf{V} 中保留的部分, 下标注了每个矩阵的维度。

对每个二维矩阵 $I(n)$ ($n = 1, 2, \dots, N$) 重复上述 SVD 分解过程, 将所有重建后的矩阵组合为一个 $M \times F \times N$ 的三维矩阵 \mathbf{B} 。

$$\mathbf{B} = [\hat{I}(1), \hat{I}(2), \dots, \hat{I}(n)] \quad (4)$$

(3) 作为步骤(1)的逆过程, 将所有 $\hat{I}(n)$ 的第 f 列 ($f = 1, 2, \dots, F$) 提取出来, 按照顺序重新恢复为一个大小为 $M \times N$ 的二维矩阵, 作为散斑图像序列的第 F 帧, 序列大小为 $M \times N \times F$ 。

具体的滤波过程如图 2 所示。经过上述操作, 对 F 帧连续的散斑图像完成了 TSSVD 滤波。在滤波过程中, 对 $M \times F$ 的数据进行了 N 次 SVD, 相对于传统的 SVD 而言, 该方法大大减少了计算量。

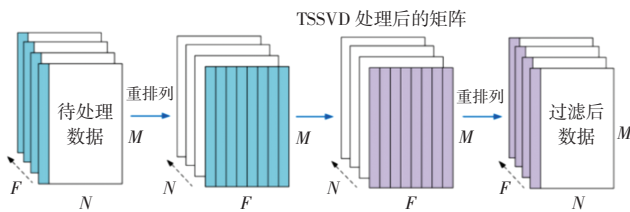


图 2 TSSVD 滤波过程示意

Fig.2 Schematic diagram of TSSVD filtering process

1.3 基于激光散斑时间衬比分析的血流成像

时间域衬比分析方法用激光散斑成像的时间统计获得血流分布的二维图像。设在时间 T 内采集了 F 帧散斑图像, 对 F 帧图像上每一点进行时间统计:

$$V_{x,y} = \frac{\langle I_{x,y,f} \rangle^2}{\langle I_{x,y,f}^2 \rangle - \langle I_{x,y,f} \rangle^2} \quad (5)$$

式中: $I_{x,y,f}$ 为第 f 帧散斑序列图像上 (x, y) 点的像素; $\langle I \rangle$ 和 $\langle I^2 \rangle$ 分别为在时间 T 内时变散斑强度的时间平均值和时间均方值, $f = 1, 2, \dots, F$ 。因为时间衬比值 $K^2 \propto \frac{1}{V}$, 则:

$$K_{x,y} = \frac{\sqrt{\langle I_{x,y}^2 \rangle - \langle I_{x,y} \rangle^2}}{\langle I_{x,y} \rangle} \quad (6)$$

图 3 为时间衬比算法的计算过程示意图。计算单位为 $1 \times 1 \times F$, 该区域沿空间方向进行滑动。根据文献[18], 时间衬比算法可以准确估计静态散射体存在时的对比度。

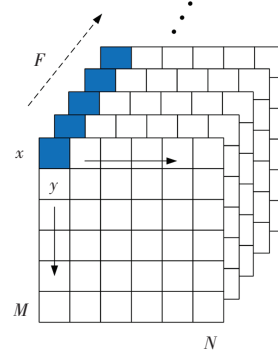


图 3 时间域激光散斑衬比分析的计算过程

Fig.3 Calculation process of time-domain laser speckle contrast analysis

1.4 图像增强

在一些微小血管中, 血液的流动速度较慢, 红细胞散射形成的散斑在帧间的变化程度和背景组织形成的动态散斑变化程度接近, 并且时间域激光散斑衬比分析方法虽然空间分辨率较高, 但都是对单点像素进行计算的, 这使得血流衬比图像中血管与背景的对比如不高, 衬比值动态范围小, 血管边缘处都以散点的形态出现, 没有形成闭合的联通区域。为了解决这一问题, 本文先后使用各向异性耦合扩散滤波^[19]、自适应三维块匹配滤波^[20] (adaptive block-matching and 3D filtering, ABM3D) 和高低帽变换的方法对图像进行增强。其中, 各向异性耦合扩散滤波有效平滑了血管内部散点噪声, 并保留了血管的边缘信息, 使得血管更加清晰; 自适应三维块匹配滤波有效地平滑了背景噪声; 高低帽变换提高了图像血管区域和背景区域的对比度, 尤其是增强了流速较慢的血管信息, 提高了图像质量。

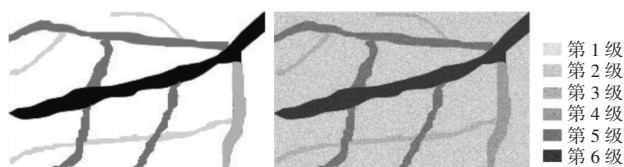
2 实验验证

本文分别利用模拟实验、皮肤和血流仿体实验以及人体手指血流成像实验验证本文提出的 TSSVD-TLASCA 算法。

2.1 数值模拟法验证

本文模拟了 200 帧血流散斑图像, 每一帧图像都被划分为 6 个灰度级。第 1 级模拟血流图像背景组织

产生的静态散斑场,不发生变化;第 2 级至第 6 级均采用 Copula 法^[21]模拟动态散斑场,其中第 2 级为背景组织因生物体呼吸等产生的动态散斑,变化速度很慢;第 3 级至第 6 级模拟血管部位因血液流动产生的动态散斑,变化速度依次增大。模拟的血流图像如图 4 所示。

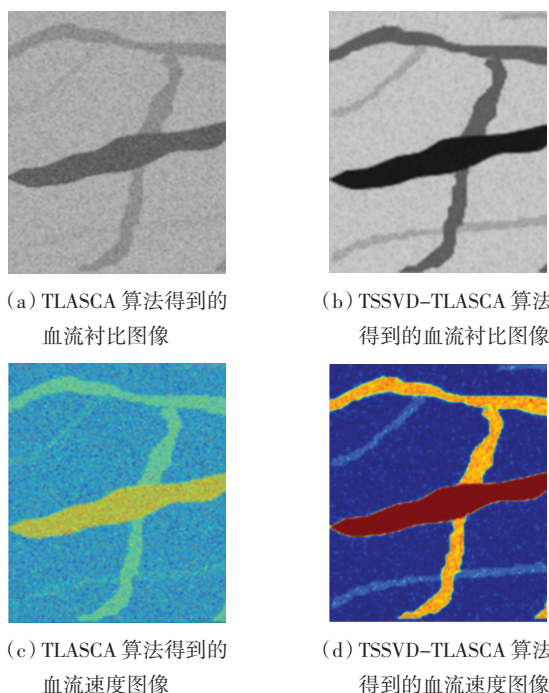


(a) 血管形态灰度 (b) 模拟的血流散斑单帧图像

图 4 模拟的血流图像

Fig.4 Simulated blood flow image

图 5 所示为经 2 种方法处理模拟散斑序列得到的血流图像。图 5(a)和图 5(b)分别为通过传统激光散斑时间衬比分析(TLASCA)和本文提出的 TSSVD-TLASCA 方法获得的衬比图像,图像灰度值越大说明血流速度越慢,灰度值越小说明血流速度越快。图 5(c)和图 5(d)分别为 2 种方法获得的血流相对速度的伪彩色图像,色度越亮说明血流速度越快。



(a) TLASCA 算法得到的血流衬比图像

(b) TSSVD-TLASCA 算法得到的血流衬比图像

(c) TLASCA 算法得到的血流速度图像

(d) TSSVD-TLASCA 算法得到的血流速度图像

图 5 经 2 种方法处理模拟散斑序列得到的血流图像
Fig.5 Blood flow images obtained by two methods of processing simulated speckle sequence

由图 5 可以看出,TLASCA 法所得的结果中含有大量背景噪声,衬比值动态范围小,并且血流较慢的小血管区域与静态组织的衬比值差别不大,说明静态组织散射对动态血流散斑场造成较大的干扰,使得算

法对血流较慢的血管辨别能力不强。相比之下,采用本文提出的 TSSVD-TLASCA 方法可以消除部分静态散射光的干扰,静态组织和血管的对比度好,血管轮廓更清晰,成像质量明显提高。该数值模拟结果验证了本文算法的正确性和可行性。

2.2 模拟皮肤和血液流动环境的仿体实验

在仿体实验中,本文设计了一个模拟皮肤和血液流动环境的皮下血管组织模型,实验装置如图 6 所示。

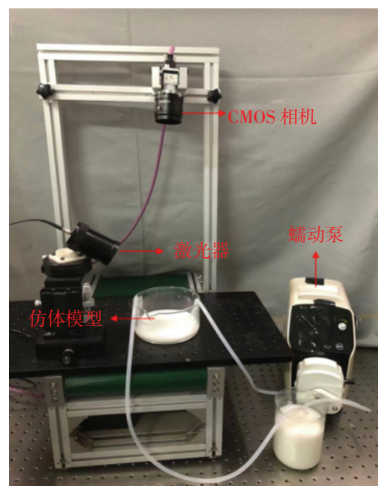


图 6 仿体实验的实验装置

Fig.6 Experimental setup of phantom experiment

在内径为 3.1 mm、管壁为 1.6 mm 的硅胶软管内填充质量分数为 3%的脂肪乳溶液模拟人体皮下组织中的毛细血管。在玻璃皿中倒入质量分数为 1%的脂肪乳溶液模拟皮下组织中的生理环境。通过图 6 所示的蠕动泵控制脂肪乳在软管内的流动速度。实验采集不同速度下的血流仿体散斑序列中的单帧图像。再对采集到的仿体散斑图像序列提取感兴趣区域之后,用本文提出的 TSSVD-TLASCA 算法计算脂肪乳溶液的相对流速图像,并进行伪彩色处理,结果如图 7 所示。

由图 7 可以明显看出血流变化,随着管内液体的流动速度不断增大,图像中软管中心区域的数值不断增大,颜色越来越红。这说明 TSSVD-TLASCA 算法可以正确估计流速的相对变化,从而验证了理论的正确性,也说明了本文实验装置的可靠性。

2.3 人体手部实验

在经过血流仿体实验验证了算法原理的正确性及实验系统的可靠性后,本文对人体手部指端第 1 指间关节和第 2 指间关节之间的区域进行实验,实验装置如图 8 所示。激光器固定在载物台底部,从下向上发射激光,光束透过手指发生散射后由德国 Basler 公司的 acA1920-155 μm 型 CMOS 摄像机接收。载物台中央有一个漏斗形的孔,可以固定手指。

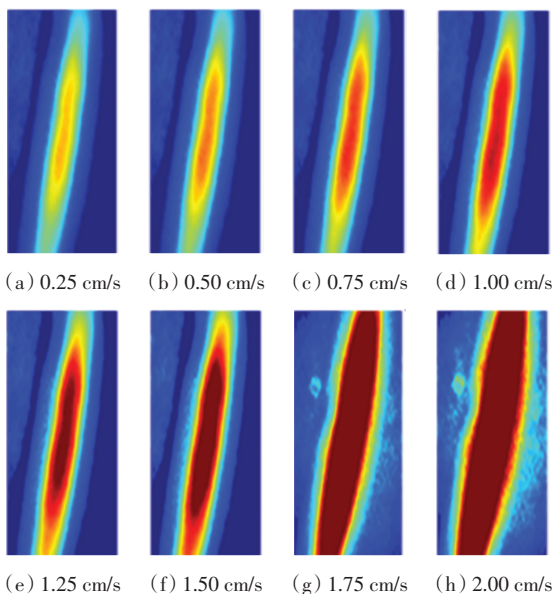


图 7 脂肪乳溶液在不同流速下经 TSSVD-TLASCA 算法计算得到的相对流速伪彩色图像

Fig.7 Pseudo-color images of relative flow rate of fat emulsion calculated by TSSVD-TLASCA algorithm at different flow rates

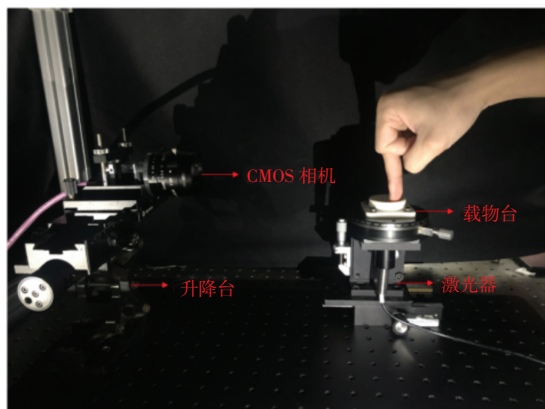


图 8 人体手指的血流散斑图像采集过程

Fig.8 Acquisition process of blood flow speckle image of human finger

为探究本文实验系统和图像处理算法对于血液流速变化的感知情况,设计了一个对照试验。在靠近手掌的部位用橡皮筋缠绕手指阻断血液流动,在图像采集 150 帧之后剪断橡皮筋使血流再灌注,继续采集 150 帧图像,用 TSSVD-TLASCA 算法分别对这 2 组 150 帧散斑图像序列计算衬比图像,观察两者的衬比图像,判断此算法是否能分辨出血管流速的变化。

采集血流图像序列并经图像处理,得到反映人体手部指端第 1 指间关节和第 2 指间关节之间区域的相对血液流速分布的衬比图像,如图 9 所示。经过反复实验,得到了血流成像算法的最佳参数范围,即

滤除的主成分个数为 1,批处理帧数为 150 帧左右时,成像效果最佳。在衬比图中,灰度值越低表示此处相对血流速度越大,反之则表示此处相对血流速度越小。因此,图 9 中的暗色部分即表示了血液流动分布情况,通过观察可以辨认出人体手指端血管的轮廓。

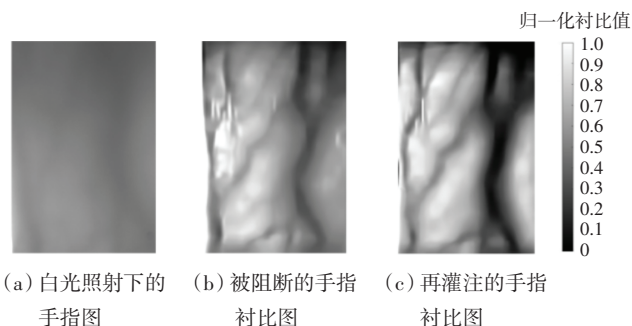


图 9 人体手指血流衬比图像

Fig.9 Contrast image of blood flow in human finger

图 9(a)为白光照射下 CMOS 相机采集到的散斑图像,图像中血管模糊,无法辨别其血管形态和血流相对速度分布情况;图 9(b)和图 9(c)分别为血流被阻断后和血流再灌注情形下采集到的散斑图像经过 TSSVD-TLASCA 算法处理得到的衬比图像。与图 9(a)相比,图 9(b)和图 9(c)对血管的成像质量明显提高了。图 10 所示为人体手指血流速度分布的伪彩色图像。图 10(a)和图 10(b)分别为图 9(b)和图 9(c)对应的伪彩色图像,从这 2 幅图像可以更加明显地看出再灌注后血流速度整体变快。

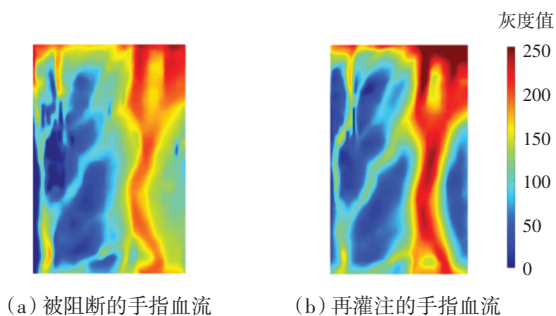


图 10 人体手指血流速度分布的伪彩色图像

Fig.10 Pseudo-color image of blood flow velocity distribution in human fingers

由图 9 和图 10 可知,利用本文设计并搭建的激光散斑衬比成像系统,结合 TSSVD-TLASCA 算法分析散斑图像像素值的变化,可以敏锐地感知血管内血流变化的信息,进一步验证了本文所提算法的可行性与系统的可靠性。

3 结 语

为了准确监测人体的健康状况,有必要对血流进

行高质量的成像。本文提出基于激光散斑衬比分析的TSSVD-TLASCA算法,在传统散斑分析法的基础上,结合SVD特征分解滤波、各向异性耦合扩散滤波、ABM3D滤波和高低帽变换,实现无创、快速血流成像。相较于传统的衬比成像方法,该算法抑制背景组织静态散射干扰的能力与成像质量大大提高。本文主要研究了人体近皮肤表面(手指部位)血流成像,未来预期能增强成像深度,进一步提升成像质量。

参考文献:

- [1] 李文博, 沈毅, 李步洪. 光学成像技术在光动力剂量监测中的应用进展[J]. 中国激光, 2020, 47(2): 0207006.
LI W B, SHEN Y, LI B H. Advances in optical imaging for monitoring photodynamic therapy dosimetry[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(2): 0207006(in Chinese).
- [2] HEEMAN W, STEENBERGEN W, VAN DAM G, et al. Clinical applications of laser speckle contrast imaging: A review[J]. Journal of Biomedical Optics, 2019, 24(8): 1-11.
- [3] FERCHER A F, BRIERS J D. Flow visualization by means of single-exposure speckle photography[J]. Optics Communications, 1981, 37(5): 326-330.
- [4] MIAO P, REGE A, LI N, et al. High resolution cerebral blood flow imaging by registered laser speckle contrast analysis[J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 2010, 57(5): 1152-1157.
- [5] SONG L P, ELSON D S. Effect of signal intensity and camera quantization on laser speckle contrast analysis[J]. Biomedical Optics Express, 2013, 4(1): 89-104.
- [6] CHENG H Y, LUO Q M, ZENG S Q, et al. Modified laser speckle imaging method with improved spatial resolution[J]. Journal of Biomedical Optics, 2003, 8(3): 559-564.
- [7] LI C X, WANG R K. Dynamic laser speckle angiography achieved by eigen-decomposition filtering[J]. Journal of Biophotonics, 2017, 10(6/7): 805-810.
- [8] 李晨曦, 陈文亮, 蒋景英, 等. 激光散斑衬比血流成像技术研究进展[J]. 中国激光, 2018, 45(2): 92-101.
LI C X, CHEN W L, JIANG J Y, et al. Laser speckle contrast imaging on in vivo blood flow: A review[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(02): 92-101(in Chinese).
- [9] KHALIL A, HUMEAU-HEURTIER A, MAHÉ G, et al. Laser speckle contrast imaging: Age-related changes in microvascular blood flow and correlation with pulse-wave velocity in healthy subjects[J]. Journal of Biomedical Optics, 2015, 20(5): 051010.
- [10] FENG W, LIU S J, ZHANG C, et al. Comparison of cerebral and cutaneous microvascular dysfunction with the development of type 1 diabetes[J]. Theranostics, 2019, 9(20): 5854-5868.
- [11] SAWADA S, TSUCHIYA S, KODAMA S, et al. Vascular resistance of carotid and vertebral arteries is associated with retinal microcirculation measured by laser speckle flowgraphy in patients with type 2 diabetes mellitus[J]. Diabetes Research and Clinical Practice, 2020, 165: 108240.
- [12] SRIENC A I, KURTH-NELSON Z L, NEWMAN E A. Imaging retinal blood flow with laser speckle flowmetry[J]. Frontiers in Neuroenergetics, 2010, 2: 128.
- [13] LIU Q, CHEN S Y, SOETIKNO B, et al. Monitoring acute stroke in mouse model using laser speckle imaging-guided visible-light optical coherence tomography[J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 2018, 65(10): 2136-2142.
- [14] WANG C, XIAN L, CHEN X R, et al. Visualization of cortical cerebral blood flow dynamics during craniotomy in acute subdural hematoma using laser speckle imaging in a rat model[J]. Brain Research, 2020, 1742: 146901.
- [15] OHTSUBO J, ASAKURA T. Velocity measurement of a diffuse object by using time-varying speckles[J]. Optical and Quantum Electronics, 1976, 8(6): 523-529.
- [16] GOODMAN J W. Some effects of target-induced scintillation on optical radar performance[J]. Proceedings of the IEEE, 1965, 53(11): 1688-1700.
- [17] 章希睿, 桑茂栋, 杜宜纲, 等. 奇异值分解滤波器在超声造影成像的应用及性能分析[J]. 应用声学, 2021, 40(1): 89-96.
ZHANG X R, SANG M D, DU Y G, et al. Application and performance analysis of singular value decomposition filter in contrast-enhanced ultrasound[J]. Journal of Applied Acoustics, 2021, 40(1): 89-96(in Chinese).
- [18] VAZ P G, HUMEAU-HEURTIER A, FIGUEIRAS E, et al. Laser speckle imaging to monitor microvascular blood flow: A review[J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2016, 9: 106-120.
- [19] SONG L P, WANG X Y, ZHANG R, et al. Improving temporal resolution and speed sensitivity of laser speckle contrast analysis imaging based on noise reduction with an anisotropic diffusion filter[J]. Journal of Optics, 2018, 20(7): 075301.
- [20] PEI L, XIAO Z T, GENG L, et al. Surface parameters measurement for braided composite preform based on gray projection[J]. Journal of Engineered Fibers and Fabrics, 2019, 14: 1-16.
- [21] DUNCAN D D, KIRKPATRICK S J. The copula: A tool for simulating speckle dynamics[J]. Journal of the Optical Society of America A: Optics, Image Science, and Vision, 2008, 25(1): 231-237.

本文引文格式:

张芳, 谭茂祥, 苗佳琪, 等. 基于时空联合奇异值分解的激光散斑血流成像方法[J]. 天津工业大学学报, 2025, 44(5): 52-58.
ZHANG F, TAN M X, MIAO J Q, et al. Laser speckle blood flow imaging method based on spatiotemporal joint SVD[J]. Journal of Tiangong University, 2025, 44(5): 52-58(in Chinese).

(责任编辑:程晓英)