

基于小波变换图像增强算法的手机 散斑衬比血流成像技术

徐昊¹, 周亮², 李然¹, 孔平²

(1. 上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 上海健康医学院附属嘉定区中心医院, 上海 201800)

摘要: 为实现激光散斑血流成像设备的便携化, 研究了手机散斑衬比血流成像技术。通过分析和重组彩色滤波阵列的光强信号, 解决了彩色图像传感器无法获取散斑信号的问题。提出了基于手机相机的散斑衬比分析方法, 使用二维离散小波变换对图像低频区域进行增强, 并使用 k -means 聚类 and Ostu 算法将背景区域和前景血流区域进行分割和去噪。最后, 为验证这两种算法在不同情况下的分割结果, 分别进行了血流模拟实验和微循环血流灌注实验。研究结果证明, Ostu 算法在不同的血流模型下有更好的分割去噪表现, 解决手机自带算法导致血流图像失真问题的同时, 提高了图像的可视化效果。

关键词: 激光散斑衬比成像; 小波图像增强; 图像去噪

中图分类号: TN 247; TP 391.4 **文献标志码:** A

Mobile phone speckle contrast blood flow imaging technology based on wavelet transform image enhancement algorithm

XU Hao¹, ZHOU Liang², LI Ran¹, KONG Ping²

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;
2. Jiading District Central Hospital Affiliated Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201800, China)

Abstract: In order to realize the portability of laser speckle blood flow imaging equipment, the mobile phone speckle contrast blood flow imaging technology is studied. By analyzing and reorganizing the light intensity signal of the color filter array, the problem that the color image sensor can not obtain the speckle signal is solved. A speckle contrast analysis method based on mobile camera is proposed. The low-frequency region of the image is enhanced by two-dimensional discrete wavelet transform, and the background region and foreground blood flow region are segmented and denoised by K-means clustering and Ostu algorithm. Finally, in order to verify the segmentation results of the two algorithms in different cases, blood flow simulation experiments and microcirculation blood perfusion experiments are carried out respectively. The results show that Ostu algorithm has better segmentation and denoising performance under different blood flow models, solves the problem of blood flow image distortion

收稿日期: 2021-07-07

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (11902190, 81830052)

第一作者: 徐昊 (1996-), 男, 硕士研究生。研究方向: 光学血流成像。E-mail: xuhao2088@163.com

通信作者: 孔平 (1979-), 女, 副教授。研究方向: 智能信息处理。E-mail: kongp@sumhs.edu.cn

caused by mobile phone's own algorithm, and improves the visualization effect of the image.

Keywords: *Laser speckle contrast imaging; Wavelet image enhancement; Image denoising*

人体微循环反映了生命体整体及局部的生理病理变化情况, 对于了解器官功能、发现和诊断各种疾病具有极其重要的作用。在无创微循环评估技术中, 激光散斑衬比成像(LSCI)是一种全场、实时、高时空分辨率的光学成像技术。该方法无需扫描即可在宽视场范围内获得相对血流速度的二维空间图, 由此检测血流的动态变化^[1]。

近年来, 人们已经开始关注如何降低 LSCI 设备的成本, 提高设备的便携性, 探讨使用低成本设备实现 LSCI 的方法。Richards 等^[2]分别使用 8 位的网络摄像头(\$35)和 14 位的工业相机(\$2000), 通过体内和体外实验, 证明了使用低成本设备的血流成像可与传统 LSCI 系统相媲美。随着移动医疗发展, 已经可以实现基于智能手机这一移动医疗平台对脉搏信号的便携采集和分析^[3]。Jakovels 等^[4]选择使用手机摄像头来代替工业相机实现 LSCI, 对比于网络摄像头, 进一步降低了成本, 提高了便携性。实验结果显示基于手机相机的 LSCI 可以提供血流变化信息, 但是由于手机相机的图像算法功能会导致散斑图像产生伪影和“虚假光强”, 所以还需要对相机传感器的数据进一步分析和进一步的图像处理。

针对上述问题, 本文对手机相机图像传感器的原始数据进行了分析和处理, 以避免图像校正算法导致的散斑信号失真。此外, 针对散斑图像在血流区域表现出低频特性的分量, 采用二维离散小波变换(DWT)对图像进行分解和增强^[5], 并基于聚类 and 分割算法进行去噪^[6], 以期提高基于手机相机的 LSCI 可视化效果。为了测试效果, 分别利用工业相机和手机相机进行血流模拟实验和微循环灌注实验, 并通过不同的处理方法比较结果。结果表明, 本文所提出的算法不仅提高了传统设备的可移植性, 而且在移动设备上获得高质量的图像。

1 研究方法

1.1 激光散斑衬比成像原理

散斑是由相干光照射在粗糙表面或随机介质发生散射时产生的^[7]。散射粒子在随机介质中的运

动会使散射光的相位发生变化, 从而改变了随机干涉图样, 产生时变散斑。在血流监测中, 红细胞是主要的散射物质, 红细胞的流动引起散斑的波动^[8]。散斑的波动率与散射粒子的速度呈正相关, 并可以被 CCD 或 CMOS 摄像机捕捉到。因此, 当曝光时间确定时, 在流量较大的区域, 散斑波动越快, 散斑图像越模糊。“散斑衬比”通常用于定量描述和分析散斑图像中的这种模糊现象, 并将其定义为标准差(SD)与平均强度的比值, 公式如下所示:

$$K = \frac{\sigma_s}{\langle I \rangle} \quad (1)$$

式中: 分母为散斑强度的均值; 分子为散斑强度的标准差。当衬比值 K 越小, 散斑图像越模糊, 运动粒子的速度越快。计算空间衬比常用方法是, 通过一个 5×5 或 7×7 的滑动框遍历整个原始图像, 将每个滑动窗得到的衬比结果组成一张衬比图像, 得到速度分布图像^[9], 如图 1 所示。

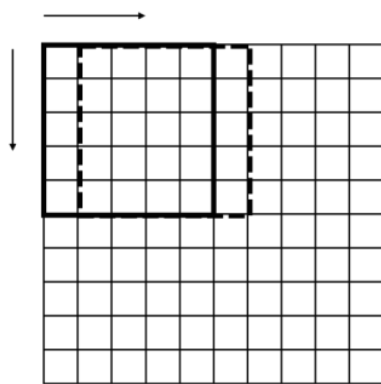


图 1 激光散斑空间衬比原理图

Fig.1 Schematic diagram of laser speckle spatial contrast calculation

1.2 基于手机相机的成像方法

使用手机相机进行 LSCI 的主要问题是, 手机相机一般采用单传感器接收图像, 上面通常会覆盖一层彩色滤波阵列(color filter array, CFA)^[10], 使其像素点只能透过特定的 RGB 颜色分量, 而滤除其他的颜色分量, 如图 2 所示。在 LSCI 实验中, 一般使用的是 650 nm 波长的氦氖激光器作为光源, 因此散斑强度信号只被记录在 CFA 的红色像素位置, 为了避免其他颜色分量的影响, 在进

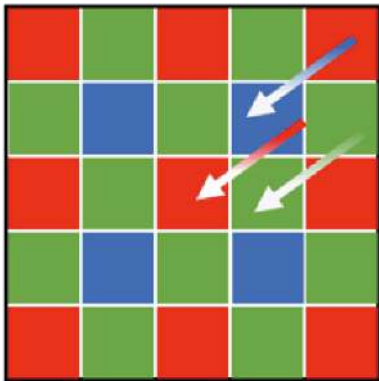


图2 彩色滤波阵列

Fig. 2 Color filter array

行衬比分析前，需要对CFA中的原始数据(RAW)进行一次采样来提取对应位置散斑信号的强度信息。这种方法虽然可以保证采集的散斑图像能反映准确的血流信息，但是由于最终得到的像素点只有原始像素点的25%，这也会降低散斑图像的分辨率。再加上手机相机传感器受到像素面积的限制，其自身的进光量远低于传统散斑血流仪使用的工业相机，不利于散斑信号的采集，血流可视化效果不理想。针对上述问题，本文在使用手机相机进行激光散斑衬比血流成像的同时，使用数字图像处理技术来提高图像质量。

1.3 血流图像增强算法

Perez-Corona 等^[11]提出了一种基于空间方向的方法来计算衬比图像。实验结果表明，该方法能实现较高的噪声衰减，并能在静态区域和动态区域之间产生更高的对比度，从而提升血流的分辨能力。但是在计算衬比的同时，还需对各方向的衬比进行计算和比较，因而处理时间较长，并且参与计算的有效像素也会减少。因此，本文从频域的角度处理图像，使用二维离散小波变化(DWT)对图像进行分解。在小波变换域中，信号的主要特征通常保留在低频分量中，而高频通常包含着图像的细节和噪声^[12]。对于血流图像，需要关注的是血流区域的特征，因此需要对低频分量进行增强，同时抑制图像的噪声。DWT是一种常用的信号分析工具，它由高通滤波器和低通滤波器组成。DWT将输入图像分解为4个不同的子带图像，如图3所示。子带LH、HL、HH分别代表图像的水平细节、垂直细节和对角细节，包含了输入图像的高频信号。子带LL代表了近似分量，包含了输入图像的低频信号^[13]。

噪声是散斑图像的主要问题，主要分布在背

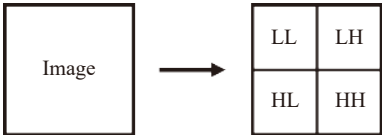


图3 DWT分解图

Fig. 3 DWT decomposition

景区域。由于DWT在分解子带时是对全局进行处理，导致高频的噪声和一些血流的细节信息无法区分，因此在处理背景噪声时，选择空间域的方法。对于背景区域的噪声，最常用的方法之一是通过掩膜法分割背景并屏蔽无效的背景区域^[14]。在该过程中，分割的方法至关重要。考虑到在散斑图像中，有较多噪声和不规则的点，因此一般的边缘检测分割方法并不适用。在基于区域的分割中，*k*-Means聚类法通过特征对图像的像素点进行聚类 and 划分^[15]。该方法以某*k*个点作为中心进行聚类，分为*k*个类别，再不断进行迭代，直到获得最好的聚类结果。达到各聚类自身尽可能的集中，而各聚类之间尽可能的离散的结果。因此，本文通过*k*-Means聚类算法对散斑图像进行前景和背景的二分类，获取掩模图像来进行背景的去噪。此外，本文还使用Ostu阈值分割方法，通过选取最适阈值对血流区域和背景区域进行分割，以此进一步提高分割的正确率^[16]。为了提高两种方法的准确性，在分割前对图像使用中值滤波进行了降噪处理。

算法流程如图4所示，针对使用手机采集到的图像，使用RAW拍照模式来保留下手机图像传感器的原始信号。为了获得其中红色像素位置的数据，需要使用开源的转换器DCRaw对采集到的RAW数据进行解析和提取，进而获得只记录红色像素点位置的新图像rRAW。

2 实验系统

为了比较使用手机相机进行血流成像的效果，分别进行模拟实验和微循环灌注实验。在模拟实验中，受测样品为2%含脂量的均质牛奶，粒径约为5~10 μm。注射器在透明的橡胶管中由步进电机推进，通过步进电机控制溶液使其向前匀速运动。在手指微循环血液灌注实验中，使用扩束镜将激光照射在受试者的手背上，然后用相机采集反射光，将采集到的图片和数据传输到计算机进行处理和分析。

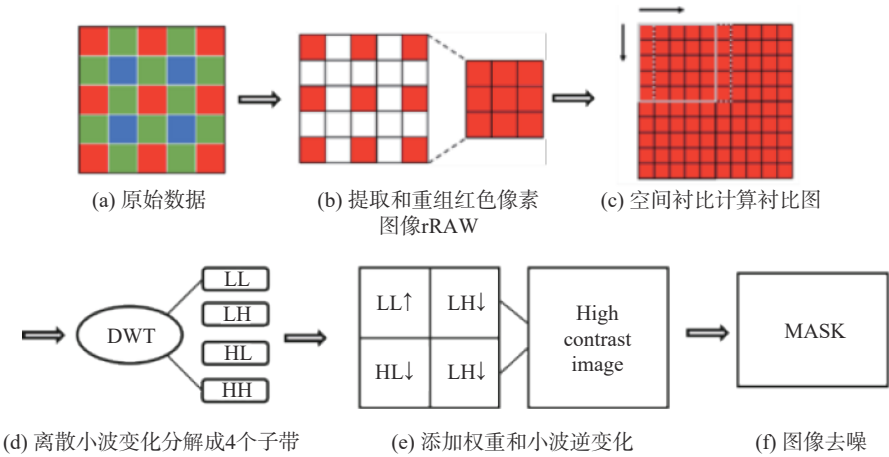


图 4 基于手机相机的算法流程图

Fig.4 Algorithm flow chart based on mobile camera

实验中使用的激光光源应选择照射在组织后,表现出高散射、低吸收的特性。常用的激光器一般为 632 nm 的红色氦氖激光器和 780 nm 的近红外激光器^[17],然而有些手机相机会自带一个红外截止滤光片(IR cut filter)^[18]。为了避免手机内置镜片的影响,本实验采用了 650 nm 的氦氖激光器。设定相机曝光时间为 20 ms,在工业相机镜头前安装一个窄带滤光片(半带宽 15~20 nm)来滤去自然光的干扰^[19]。本实验分别使用工业相机和手机相机采集图像,通过调节相机焦距,采集相同大小图像。所采用的设备及其分辨率和像素大小如表 1 所示。

表 1 相机参数

Tab.1 The camera parameters

设备	分辨率	像素面积/μm	传感器类型
工业相机 (TXG14NIR, Baumer, Frauenfeld, Germany)	1 392×1 040	6.45×6.45	CCD
手机相机 (Sony IMX498 [36])	4 608×3 456	1.12×1.12	CMOS

3 实验结果和分析

图 5(a), (b) 分别为使用工业相机进行模拟实验和微循环灌注实验的伪彩色图像结果。将血流速度设为 0~70 级,图中的蓝色到红色代表了相对速度从静止到最大。从图中的红色部分可以清晰地看出试管内的流动状态和手指的微循环灌注状态。从图像的整体来看,蓝色的背景部分仅存有少量噪声,但是动态的前景和静止的背景区域有很明显的区分,因此使用工业相机可以获得质量较高的图像结果。

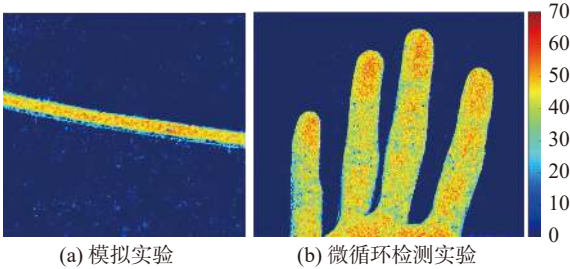


图 5 基于工业相机激光散斑衬比成像结果

Fig.5 Laser speckle contrast imaging based on industrial camera

使用手机相机检测的结果如图 6 所示。在图 6(a) 的模拟实验中,可以看到虽然可以检测出试管内的流动状态,但是背景有相当大的噪声存在。在图 6(b) 的微循环灌注中,手部的血流灌注信息也没有工业相机明显,下面将对图 6 的两幅图像使用上述的算法进行图像处理。

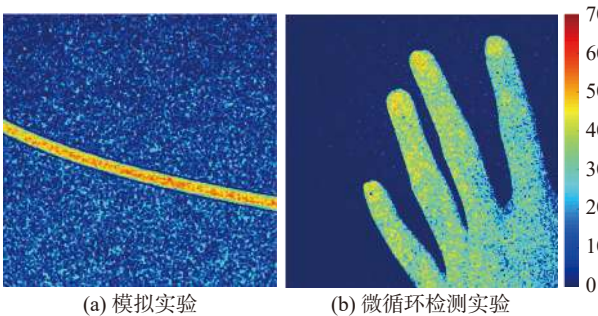


图 6 基于手机相机激光散斑衬比成像结果

Fig.6 Laser speckle contrast imaging based on mobile camera

首先通过 DWT 将图像进行分解。由于分解级别越高,包含的低频信息越少,因此选择一级小波分解^[20],并且选择具有正交对称性的 Haar 小波基函数对图像进行分解^[21]。Haar 小波变换由一组滤波器组成。其中的低通滤波器和高通滤波器分别为

$$L = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} 1 & 1 \end{pmatrix} \tag{2}$$

$$H = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} 1 & -1 \end{pmatrix} \tag{3}$$

然后对增强后的图像进行去噪，图像需要经过分割和二值化处理得到掩模，下面是模拟实验的结果，如图 7 所示。从图中可以看到图像的前景部分有较为明显的增强.由于分割出了正确的区域，背景的噪声也完全消失。同时，试管内的流动状态也更清晰明了，可视化效果得到了很大的改善。

但是对于手部的血流灌注图像，在进行两种方法的分割时出现了不同的情况。图像经过中值滤波处理后进行两种方法的分割，结果如图 8 所示。由于 *k*-Means 的聚类算法是将图像看作是一个图像特征向量的集合，只考虑底层特征向量信息，而忽视了像素的空间位置信息，因此常规的 *k*-Means 聚类方法无法对模型较为复杂的手部血流

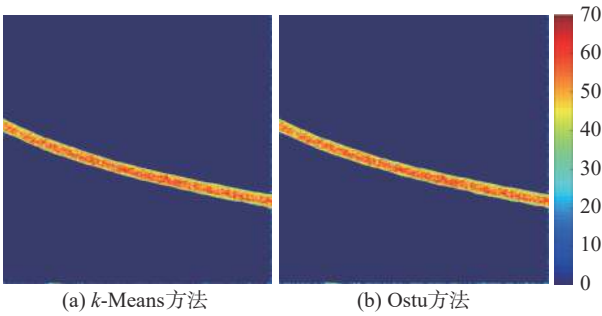


图 7 经过算法处理得到的模拟实验结果
Fig. 7 The simulation results obtained by algorithm processing

灌注图像进行分割，如图 8(a) 所示。而 Otsu 的方法是根据图像的灰度特征和类间方差，计算出一个最佳阈值并进而将图像分为前景和背景两个部分，分割的结果如图 8(b) 所示，可以从衬比图像中较好地分割出手部区域。因此，在图 8(c) 中，基于 Otsu 方法进行分割，进而得到的血流灌注图像背景噪声几乎已经完全消除，同时前景的血流信息也可以更明显地观察出来。

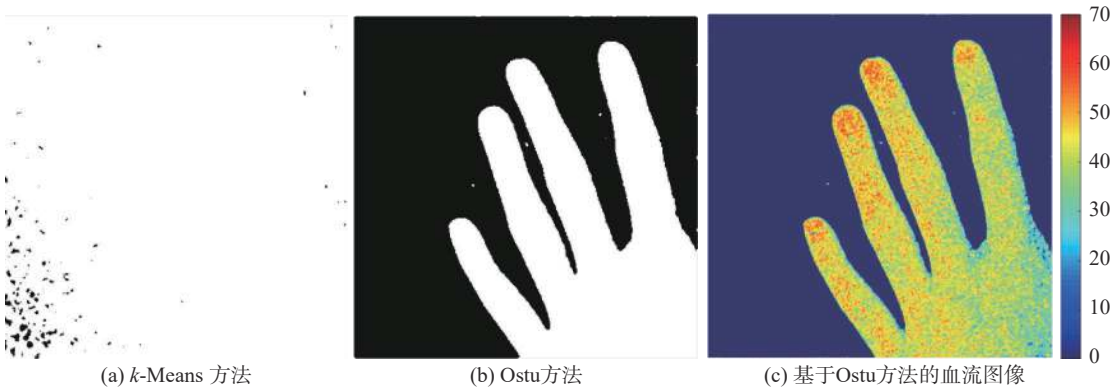


图 8 经过算法处理得到的血流灌注实验结果
Fig.8 The results of blood perfusion obtained by algorithm processing

4 结 论

本文的工作是利用手机相机采集散斑图像，在进行散斑衬比成像的同时改善可视化效果。在实验中，提取并处理传感器的原始数据，避免了手机自带图像校正算法造成的失真。对于手机相机和工业相机的硬件差距，通过使用二维离散小波变化对图像进行重构和空间域分割去噪的方法对衬比图像进行增强，从而获得高衬比分辨率的血流图像。该方法不仅可以检测体表的微循环血流灌注，而且还有助于观察细小的血管或血流信息较少的区域，降低辅助评估时的误差。

此外，研究发现，手机摄像头在移动医疗领

域仍有相当大的潜力。手机相机的彩色滤波阵列具有红色和绿色滤光单元，因此具有检测血氧饱和度的潜力。由于氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白在不同波长具有不同的光吸收系数，可以使用红绿双波长光源照射指尖，采集并分析绿色和红色像素值，得到两种脉搏波信号，然后根据比尔-朗伯定律计算出血氧饱和度^[22]，再配合激光散斑衬比成像的结果，进而多角度分析人体的生理状态。

参考文献:

[1] 孔平, 杨晖, 郑刚, 等. 激光散斑血流成像技术研究新进展[J]. 光学技术, 2014, 40(1): 21–26.

- [2] RICHARDS L M, KAZMI S M S, DAVIS J L, et al. Low-cost laser speckle contrast imaging of blood flow using a webcam[J]. *Biomedical Optics Express*, 2013, 4(10): 2269–2283.
- [3] 孟潜, 朱天宇. 一种基于智能手机的新移动医疗系统模式[J]. *计算机应用研究*, 2013, 30(7): 2055–2060.
- [4] JAKOVELS D, SAKNITE I, KRIEVINA G, et al. Mobile phone based laser speckle contrast imager for assessment of skin blood flow[C]//Proceedings of SPIE 9421, Eighth International Conference on Advanced Optical Materials & Devices. Riga: SPIE, 2014: 94210J.
- [5] 侯艳芹, 李均利, 魏平. 一种基于二维离散小波变换的医学图像增强算法 [C]//2005 年中国医学图像技术应用论坛. 上海: 中国图像图形学学会, 上海市信息学会, 上海市图像图形学学会, 2005: 72–76.
- [6] 高新波, 李洁, 姬红兵. 基于加权模糊 c 均值聚类与统计检验指导的多阈值图像自动分割算法 [J]. *电子学报*, 2004, 32(4): 661–664.
- [7] 刘谦. 激光散斑衬比成像技术及其应用的研究 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2005.
- [8] 张红艳. 面向临床应用的激光散斑血流成像系统研究 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2012.
- [9] 邱建军, 张红艳, 骆卫华, 等. 像面散斑平均尺寸对激光散斑成像的影响 [J]. *光学学报*, 2009, 29(7): 1863–1867.
- [10] 刘方. 基于 Bayer 彩色滤波阵列插值算法的研究 [D]. 成都: 电子科技大学, 2006.
- [11] PEREZ-CORONA C E, PEREGRINA-BARRETO H, RAMÍREZ-SAN-JUAN J C. Space-directional approach to improve blood vessel visualization and temporal resolution in laser speckle contrast imaging[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2019, 25(3): 032009.
- [12] 韩悦, 金恒宏, 郭旭, 等. 基于分块 DCT 变换的数字盲水印算法的应用 [J]. *光学仪器*, 2019, 41(2): 41–45.
- [13] 沈飞. 小波变换在图像处理中的应用 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2009.
- [14] 赵彦玲, 张之超, 高振明, 等. 一种简单易行的运动对象分割方法 [J]. *红外与激光工程*, 2004, 33(6): 611–614.
- [15] 司永胜, 刘刚, 高瑞. 基于 K -均值聚类的绿色苹果识别技术 [J]. *农业机械学报*, 2009, 40(S1): 100–104.
- [16] 杜奇, 向健勇, 袁胜春. 一种改进的最大类间方差法 [J]. *红外技术*, 2003, 25(5): 33–36.
- [17] 仇福康, 陈晓荣, 刘宏业, 等. 针灸疗效评估中激光散斑衬比图像稳定性研究 [J]. *光学仪器*, 2019, 41(2): 53–59.
- [18] 张萍, 王诚, 宋东璠, 等. 500 万像素手机镜头设计 [J]. *应用光学*, 2009, 30(6): 934–938.
- [19] 贾天宇, 谢滨, 闫磊. 基于 OpenCV 的运动目标检测与跟踪 [J]. *科技风*, 2015(21): 14.
- [20] 牟士杭, 杨晖, 范彦平, 等. 用小波变换提高散斑能见度光谱测量法的灵敏度 [J]. *光学仪器*, 2019, 41(1): 37–44.
- [21] 米晨, 汤秀芬, 魏凤兰. 基于 Haar 小波变换的图像分解与重构 [J]. *实验室研究与探索*, 2003, 22(2): 78–81.
- [22] 石萍, 喻洪流. 光电容积描记技术原理及其应用 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2013, 30(4): 899–904.

(编辑: 丁红艺)