

文章编号 1004-924X(2019)10-2127-09

激光散斑血流成像系统中的光源相干性

李宜璋¹, 杨 晖^{1*}, 李 然¹, 刘宏业¹, 范彦平¹, 郑 刚², 孔 平³

(1. 上海理工大学 光电信息与计算机工程学院, 上海 200093;

2. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093;

3. 上海健康医学院 上海市分子影像重点实验室, 上海 201318)

摘要:针对激光散斑血流成像系统中光源相干性对散斑衬比的影响进行了研究,提出了一种基于混合遗传算法的散斑图像恢复方案。首先,分析非完全相干光用于激光散斑血流成像系统时的劣势,说明混合遗传算法恢复被低相干性光源破坏的散斑图像的原理;使用对比度与噪声比来衡量由两种光源成像得到的静态白盘散斑图像质量;最后,将算法分别用于静态白盘散斑图像和真实的手背血流检测场景。实验结果表明,相干性较好的单纵模激光器成像得到的散斑图像,较之于相干性较差的半导体激光器成像得到的散斑图像,对比度与噪声比高出 67.2%;将算法用于质量较差的散斑图像后,其对比度与噪声比提高了 57.7%;将算法用于手背血流检测场景,进行恢复运算后,验证了手指指尖的血流灌注量平均高于手指关节 30% 的临床事实。将本算法用于激光散斑血流成像系统,可以有效消除非完全相干光给散斑衬比分析造成的影响,获得质量更好的血流图像。本算法的推广使用可以提高激光散斑血流仪器在光源选择方面的灵活性。

关键词:激光散斑血流成像;散斑衬比分析;血流灌注量;光源相干性;混合遗传算法

中图分类号: TN247; TP391.41 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20192710.2127

Source coherence in laser speckle blood imaging system

Li Yi-zhang¹, YANG Hui^{1*}, LI Ran¹, LIU Hong-ye¹, FAN Yan-ping¹, ZHENG Gang², KONG Ping³

(1. School of Optical-Electrical and Computer Engineering,
University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

2. School of Medical Instrument and Food Engineering,
University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

3. Shanghai Key Laboratory for Molecular Imaging,
Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 201318, China)

* Corresponding author, E-mail: yanghui@usst.edu.cn

Abstract: This study investigated the influence of the light source coherence in a laser speckle blood imaging system on speckle contrast analysis. Therefore, a speckle image restoration scheme based on a hybrid genetic algorithm was proposed. First, the disadvantages of using finite coherent lasers in a laser speckle blood imaging system were analyzed and the principle of a hybrid genetic algorithm used to restore speckle images destroyed by a finite coherent laser was explained. Then, the Contrast to Noise Ratio (CNR) was used to measure the quality of static white disk images from two laser

收稿日期: 2019-03-29; 修订日期: 2019-05-20.

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (No. 11572201)

sources. Finally, to verify the effectiveness of the algorithm, it was applied to the speckle image of a disk and the real blood flow detection scene on the back of a hand. Compared with the CNR of the speckle images obtained by a diode laser with low coherence, the CNR of those obtained by a single longitudinal mode laser with good coherence was 67.2% higher. When the algorithm was applied to a speckle image of poor quality, the CNR is improved by 57.7%. When it was applied to the blood flow detection scene on the back of a hand that had undergone a restoration operation, the clinical fact that the blood perfusion index of the fingertip was 30% higher than that of the finger joint was accurately measured. When the algorithm was applied to a laser speckle blood imaging system, the effect of the finite coherent laser on speckle contrast analysis could be effectively eliminated, facilitating the procurement of better blood flow images. Further popularization of this method could improve the flexibility of laser speckle blood flow instruments in laser source selection, which has certain application value.

Key words: laser speckle blood imaging; speckle contrast analysis; blood perfusion index; laser coherence; hybrid genetic algorithm

1 引言

激光散斑血流成像(Laser Speckle Blood Imaging,LSBI)是一种高时空分辨率的成像技术,它利用激光照射在生物组织上,对生物组织的后向散射信息进行散斑衬比分析后,能够将组织表层(1 mm 以内)的毛细血管及其血流的相对变化予以成像。该技术最早在临床上应用于检测视网膜血管^[1],之后被更广泛地应用于皮肤中毛细血管网的整体血液灌注情况检测^[2-5],在研究人体微循环,以及皮肤病治疗疗效检测等方面起到了重大的作用。该技术因无需结合机械扫描,结构简单的特点,在小型化、便携化方面具有很大优势。

LSBI 技术中,激光光源是系统的核心组成部分,光源的性能决定了散斑衬比分析是否准确,进而影响血流成像的质量。为了解决光源给散斑衬比分析精度带来的影响,大量研究者针对此问题展开了研究。常用的方案主要有两种,第一种是通过物理方法获得满足条件的高质量光源,如 He 等^[6]利用柱状透镜将激光光源整形为线光源后再入射到生物组织上,改变了光源的空间相干性,并对线光源扫描样品过程中得到的多幅散斑图像进行加权平均计算,整合成最后的血流图像,解决了半导体激光器针对小血管成像深度过低和模糊的问题。类似的物理方法还有光路调节法、改变激光器自身结构法和电路调节法,但以上方法在便

携式小型仪器中不易操作。另一种方案是通过软件法校正原始的散斑图像,如 Song 等^[7]提出了一种基于图像中无血流部分组织散斑强度的衬比值校正算法,该算法可以有效地减少测量中由光源信号强度波动所引入的系统误差。Li 等^[8]提出了散斑衬比频域分析方法,结合解析模型对测量到的散斑信号进行傅里叶变换,得到拟合逼近自相关函数的频域函数,从而实现校正。该方案可以消除光源稳定性不佳对相对流速测量的影响。软件校正的方法便于实施,应当在 LSBI 技术仪器化过程中重点关注。

本文主要针对光源对测量系统的影响,着重研究了光源相干性与散斑衬比分析准确性之间的联系。在理论分析的基础上,同时比较了相干长度分别为 893 μm 和 50 m 的半导体和单纵模激光器在标准白盘实验中得到的衬比值结果,并使用了一种属于软件校正方法的混合遗传算法,从图像处理的角度对被低相干性光源破坏的散斑图像进行恢复,提高了散斑衬比分析的精度,并证实了该算法在手背检测场景中有良好的运用效果。该方法弥补了半导体激光器相干性不足的劣势,可以提高 LSBI 技术在小型仪器化过程中光源选择的灵活性,从而降低成本。

2 光源相干长度对测量系统的影响

2.1 基本原理

LSBI 的基本原理如图 1 所示,具有相干性的

激光光束经过扩束镜扩束后均匀照在血管组织上。血管组织表面会产生明暗交替,随机排列的散斑图像^[9]。当血管组织中的红细胞持续移动时,反射到成像面上的光线因相位变化会引起散斑图像强度的分布变化。本系统中使用电荷耦合器件(Charge-Coupled Device, CCD)图像传感器作为成像面,每个感光单元会在曝光时间内对光强进行积分平均,获得散斑图像。红细胞运动得越快,散斑图像越模糊。通过计算动态积分散斑图像的模糊程度,进行散斑衬比分析后,可以得到血管组织的流速信息。再用伪彩色图技术可以将流速信息转换成血流图像。

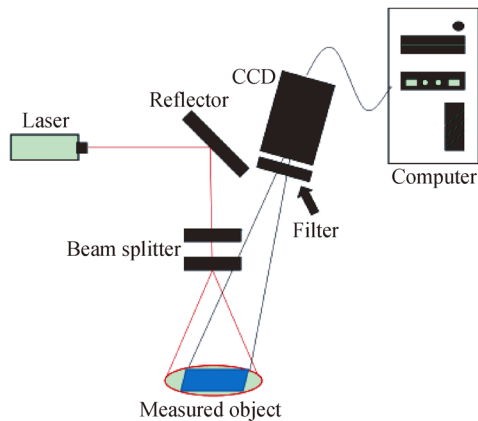


图 1 LSBI 法原理

Fig. 1 Principle diagram of LSBI

动态散斑场理论中,使用电场 $E(t)$ 的自相关函数来度量散斑的时间波动程度。归一化的电场自相关函数 $g_1(\tau)$ 如式(1)所示:

$$g_1(\tau) = \frac{|\langle E(t)E^*(t+\tau) \rangle|}{\langle E(t)E^*(t) \rangle}, \quad (1)$$

其中: τ 是延迟时间, $\langle \cdot \rangle$ 表示系统平均。

因为电场强度的波动程度无法直接测量,所以通常寻求用光强 $I(t)$ 的自相关函数来推导出电场的自相关函数。光强的自相关函数 $g_2(\tau)$ 如式(2)所示:

$$g_2(\tau) = \frac{\langle I(t)I(t+\tau) \rangle}{\langle I(t) \rangle^2}. \quad (2)$$

因为散斑光强的波动符合各态历经性,所以能够用光强变化的空间估计来取代时间估计^[10]。上述过程中因图像对比度变化引起的空间模糊程度称为衬比 K ^[11],如式(3)所示:

$$K = \frac{\sigma_I}{\bar{I}}, \quad (3)$$

其中: σ_I 表示强度波动的标准偏差, \bar{I} 表示强度波动的均值。 K 与散射子的运动速度呈负相关。

因此,只要建立 $g_1(\tau)$ 与 $g_2(\tau)$ 之间的联系,就可以用 K 来表示散射子的运动速度。

2.2 激光器相干性对测量系统的影响

散射光场是所有微粒产生的散射光的叠加^[12]。如果被散射的所有光子都能够有效地发生相干叠加,则 $E(t)$ 为零均值的随机高斯变量,根据 Siegert 关系^[13]可以得到 $g_1(\tau)$ 与 $g_2(\tau)$ 之间的联系,如式(4)所示:

$$g_2(\tau) = 1 + \beta [g_1(\tau)]^2, \quad (4)$$

其中 β 是相干因子,由光强探测器探测单元的尺寸与散斑尺寸的比值决定。

Bellini 等^[14]提出光子有效地发生相干叠加的前提是入射光的相干长度 l_c 大于散射光从组织到达成像面处光程长度统计分布的宽度 L 。光源的相干长度 l_c 的定义如式(5)所示:

$$l_c = \frac{c}{\Delta f}, \quad (5)$$

其中: Δf 是光源的频散, c 是光速。

当光子未能有效地发生相干叠加时, $g_1(\tau)$ 与 $g_2(\tau)$ 之间的联系如式(6)所示:

$$g_2(\tau) = 1 + g_1(L, \tau) g_1(L', \tau) e^{-2[(L-L')/l_c]} \int_0^\infty dL \int_0^\infty dL' D(L) D(L'), \quad (6)$$

其中: L' 是当光源为部分相干光时,散射光从组织到达成像面处光程长度统计分布的宽度; $D(L)$ 是关于 L 的路径长度分布函数。

由此可得, l_c 的长度决定了 $g_1(\tau)$ 与 $g_2(\tau)$ 之间的联系。但在实际散射光场中, L 无法直接测量,也就无法根据式(6)提取出散射光中的动力学信息。因此,通常根据血红细胞在血管中的速度分布符合 Lorentzian 谱型的假设,将入射光近似于完全相干光,使用式(4)描述的 siegert 关系,得到 K 与散射子运动速度之间的关系,如式(7)所示^[12]:

$$K = \left\{ \beta \frac{\exp(-2b) + 2b - 1}{2b} \right\}^{\frac{1}{2}}, \quad (7)$$

其中 b 是血流灌注量,其定义如式(8)所示:

$$b = \frac{T}{\tau_c}, \quad (8)$$

其中: T 是 CCD 的曝光时间; τ_c 是散斑图像波动的自相关衰减时间,反映了电场强度波动的快慢。 b 与散射子运动速度呈正相关,是从 K 中提取出

的专门用于描述血管中红细胞运动速度的指标,它具有更大的测量量程,更适合使用伪彩色技术进行二维的全场成像。

但是,Lemieux 等^[15]提出,通过比较对光源实际测量得到的四阶强度相关函数 $g^{(4)}(T, \tau, T+\tau)$ 与高斯预测的四阶强度相关函数 $g^{(4)}(T, \tau, T+\tau)'$,可以判断光源的相干长度是否能使所有的散射光子发生有效的相干叠加。并通过实验证明,使用相干长度较短的半导体激光器作为光源,会使得散射过程中较长的光路变得不连贯,从而导致式(4)描述的关系不成立。因此,光源相干性不足会破坏散斑图像,影响 $I(t)$ 的分布,使得由公式(3)计算得到的 K 会较之于散斑图像未被破坏时有所下降,即 $K \neq \left\{ \beta \frac{\exp(-2b)+2b-1}{2b} \right\}^{\frac{1}{2}}$,需要用式(6)进行修正。而使用相干长度更长的氦氖激光器时,整个散射过程为标准的高斯散射过程,不存在上述问题。

因此,LSBI 中应考虑光源相干性不足对测量结果的影响。

2.3 混合遗传算法

由上一节中的分析可知,相干性不足的半导体激光器对成像质量的影响,在于使用不准确的 Siegert 关系提取动力学信息时产生的误差。但是对于一帧散斑图像来说,这种由光源相干性引发的误差是随机产生的,散射光场中,只有一部分光子不能发生有效的相干叠加^[16]。因此,除了使用物理方法提高光源相干性之外,还可以使用软件的方法修复因光源相干性不足导致的散斑图像破坏问题,从而可以使用简化的公式(7)准确地得到散射子的运动速度信息。

本文采用了一种混合遗传算法,在传统遗传算法的基础上,将被破坏的散斑图像作为输入,利用选择、交叉和变异等现有遗传算法中的算子与一些图像处理领域常用的滤波方法相结合,利用各个基因之间的相互作用,从整体上寻求最优解。本方法能够修复散斑图像中光强分布被破坏的像素点,使得散斑图像在不丧失边缘信息,保持原先 K 的前提下变得更为平滑,更易于从散斑图像中提取出准确的散射子动力学信息。

该算法在针对输入图像 I 编码时,将图像中每一个像素上的光强表示为 $[0, 255]$ 内的整数值,每一个像素都表示为一个基因,一幅完整的图片

表示为一个个体。利用散斑图像的先验知识,设定被修复个体的可能解,将所有可能解的集合作为初始种群 P_0 ,从而完成初始化。

接下来设定适应度函数,该边缘感知特征扩散流函数^[17]如式(9)所示:

$$fitness(I_0) = \left(\sum_{\sigma} \sqrt{1 + \rho^2 |\nabla I|^2} \right) + \frac{\lambda}{2} (I_0 - I)^2, \quad (9)$$

其中: I_0 为初始种群中待评估的个体, ρ 和 λ 是平衡参数, σ 是 I_0 中所有基因的集合。根据该适应度函数判断初始种群中每个个体的适应度值,并进行排序,按照设定的中间种群数量 P_1 保留适应度较高的个体,淘汰剩余的个体。

下一步是演化。首先是交叉运算,按照交叉概率 p_1 生成 $P_1 * p_1$ 个新个体。具体方法是随机在 P_1 中选择两个个体 A, B 作为亲本,随机使用以下两种交叉算子执行运算。

单点列算子:随机选择新个体的一列基因,该列基因左边的基因来自于亲本 A,该列基因右边的基因来自于亲本 B。

单点行算子:随机选择新个体的一行基因,交叉方法类似于单点列算子。

第二个演化运算是变异运算,在上一步生成的 $P_1(1 + p_1)$ 个个体中,按照变异概率 p_2 ,选择 $P_1(1 + p_1) p_2$ 个个体,随机使用以下 3 种变异算子执行运算^[17]。

(1) 稀疏三维变换域协同过滤 (Block-Matching and 3D filtering, BM3D)

BM3D 法是一种在三维变换域上结合了滑动窗口处理法与块匹配法的图像处理方法。该方法以滑动窗口处理图像中的块,并搜索相似的块来匹配当前处理的块。匹配后的块叠加在一起形成具有较高相关性的三维数组,执行三维变换后得到匹配块的估计值,将所有重叠块估计值的加权平均值作为图像最终的估计值。将三维数组除以最终的估计值,再将图像块执行逆变换后放回原位,就得到完成处理的图像。

BM3D 法的优势是可以在保留图像边缘的同时,还原图像的纹理。

(2) 各项异性扩散

各向异性扩散是通过偏微分方程对图像进行修正的一种方法。

对于灰度图 $I(x, y, t)$,其中 (x, y) 指定空间位

置, t 为人工时间参数,各向异性扩散系数定义为:

$$\frac{\partial I(x, y, t)}{\partial t} = \text{div}[g(\|\nabla I\|) \nabla I], \quad (10)$$

其中: ∇I 为图像梯度, $\|\nabla I\|$ 为梯度大小, $g(\|\nabla I\|)$ 是边缘截止函数,可以在检测到图像边缘像素的时候降低扩散速率。图像平滑操作伴随着扩散系数,扩散速率越快,图像平滑效果越强烈。

各项异性扩散法的优势是在平滑图像的同时对边界进行锐化。

(3) 维纳印章

维纳印章法是一种基于经验维纳滤波的小波去噪方法。该方法利用图像信号子空间的小波收缩估计来设计滤波器。该方法使用了两个小波基,一个用于设计经验维纳滤波器,另一个用于对图像进行处理。

维纳印章法在偏方差权中达到了最优平衡,其优势是可以处理被退化函数退化的图像。

第三个演化运算是滤波运算,对 $P_1(1 + p_1)$ 个个体,随机使用以下两种滤波算子执行运算:高斯滤波和均值滤波。

完成一轮演化后,计算每个个体的适应度值,排序后保留适应度值最高的 P_1 个个体,如果所有个体中最高的适应度值已经满足中止阈值 f' ,或者迭代的次数达到设定的运算次数 t' ,则结束所有运算,否则再进行一轮演化过程。

最后得到的最佳个体即是输出的恢复图像。完整的算法流程如图 2 所示。

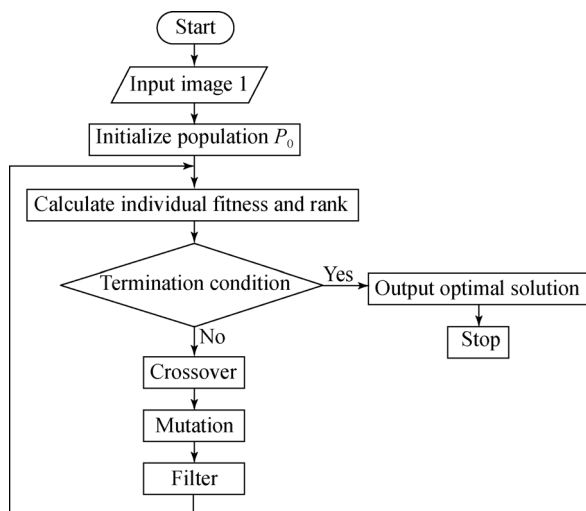


图 2 混合遗传算法流程

Fig. 2 Flowchart of hybrid genetic algorithm

3 实验

3.1 基本实验系统

本文所采用的实验系统结构如图 1 所示,激光(长春新兴产业光电技术有限公司, CNI, 中国, 参数见表 1)光束经过扩束镜扩束后均匀照在被测对象上,光斑区域直径为 10~20 cm,图像采集系统为加装了窄带滤光片(赓旭广电, 中国, 半带宽 35 nm±5 nm)的高性能近红外 CCD 相机(VLG CCD, Baumer, 瑞士, 1 392×1 040 pixel),滤光片能够隔绝环境光污染对实验结果的影响。在测试过程中, CCD 相机与测量区域的垂直距离为 50 cm,保持激光器光源出射口到反射镜的距离为 1 m,平行出射的激光与测量区域的垂直距离为 45 cm,保证经过扩束的激光能够均匀地铺满整个 CCD 成像范围。

为评价散斑图像衬比值的分析准确程度,本文使用对比度与噪声比(Contrast to Noise Ratio, CNR)^[18]来定量研究, CNR 如式(11)所示:

$$\text{CNR} = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_0}, \quad (11)$$

其中: S_A 和 S_B 分别是感兴趣区域中的有效信号与噪声背景信号的强度值, σ_0 是纯图像噪声的标准差。CNR 与图像对比度呈正相关,图像对比度越高,散斑衬比值分析越准确。

3.2 模拟实验

本文首先用一组静态实验说明光源相干性不足时,对散斑衬比分析准确性的影响。使用一个标准的白色漫反射盘,分别用半导体激光器和单纵模激光器(参数见表 1)作为光源进行照射,单纵模激光器具有窄线宽、长相干、高稳定性的优点,但是其缺点是体积大和价格昂贵;半导体激光器具有即插即用,小型化,功率大的特点,便于集成到便携式血流检测仪中,但其缺点是相干性较差。在本实验中,半导体激光器视作为相干长度不足的非完全相干光源,单纵模激光器视作为完全相干光源。在白盘区域的中央位置选取 50 pixel×50 pixel 的观测区域,并将混合遗传算法用于半导体激光器得到散斑图像,3 种不同情况下得到的衬比值结果如图 3 所示。

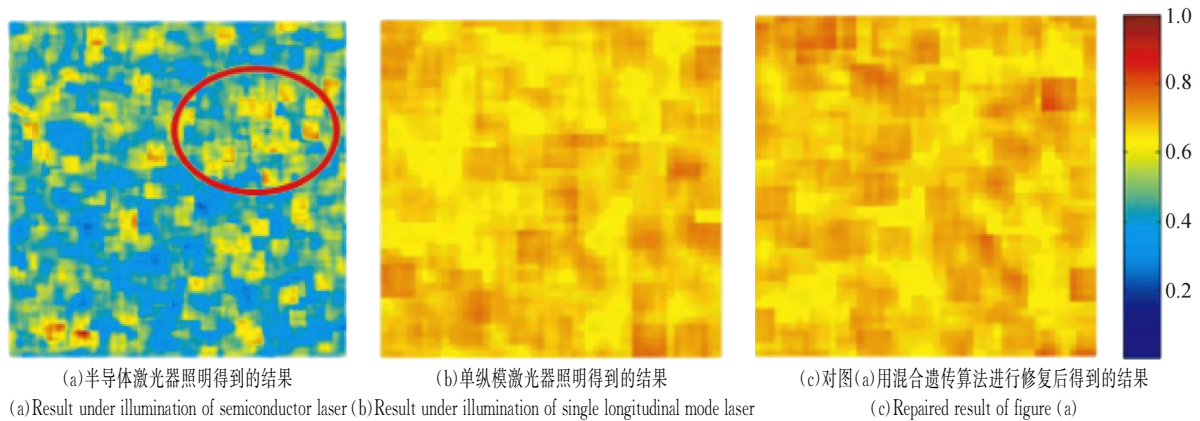


图 3 静态实验中两种不同光源下的衬比值

Fig. 3 Contrast of two different laser sources in static experiment

本文所使用光源的参数及相关评价指标分别如表 1 和表 2 所示。

表 1 实验所用激光器的参数

Tab. 1 Parameters of lasers used in experiment

项目	半导体激光器	单纵模激光器
型号	MDL-XS-785	MSL-FN-721
功率/mW	50	50
波长/nm	785±5	721±1
相干长度	893 μm	50 m
体积/mm ³	74.4×40×40	197×70×50
CCD用滤光片中心波长/nm	780±5	720±5

表 2 实验得到的相关评价指标

Tab. 2 Relevant evaluation indexes in experiment

项目	半导体激光器	单纵模激光器	修复后的散斑图像
K 平均值	0.496 9	0.682 8	0.674 9
K 均方差	0.086 6	0.033 9	0.032 3
CNR	105.954 7	177.190 3	167.152 9

由图 3 可以看出,利用半导体激光器得到的散斑图像衬比值分布较广,如图 3(a)中圆圈处,其衬比值相比于周边的数值,有较为严重的毛刺,信噪比较低。由表 2 可以看出,单纵模激光器光源得到的静态衬比平均值高于半导体激光器光源得到的衬比平均值,静态衬比值越大意味着更大的动态范围,因为在进行体表的血流检测时,观测

区域中会同时存在动态和静态的组织结构,更大的动态范围意味着可以更好地区分不同状态的区域。另外,单纵模激光器照明时,其 CNR 较半导体激光器作为光源时提高了 67.2%,意味着利用前者的散斑图像,可以进行更为准确的散斑分析。比较两种光源方案下均方差的大小可以看出,相干性较好的光源下,得到的衬比值数据较为稳定。将混合遗传算法用于半导体激光器得到的散斑图像后,其衬比值的动态范围有了提高,CNR 也提高了 57.7%,获得了良好的效果,接近于单纵模激光器照明时得到的散斑图像质量。由此说明,该算法在消除光源相干性影响方面具有一定的效果。

3.3 临床实验

本课题组前期已经采用 LSBI 技术对艾灸疗效进行了检测,证明了该技术能够对理疗过程中皮肤的血流变化进行大视角成像^[2]。LSBI 技术用于临床人体表面血流检测时,使用血流灌注量 b 指标来体现人体体表不同区域的血流流量情况。在一帧伪彩色血流图像中,不同区域的 b 指标反映了相对血流流量值。图 4 是使用半导体激光器作为照明光源时得到的人体手背血流图像。图 5 是经过混合遗传算法处理后,根据新的衬比值得到的人体手背血流图像。在本实验中,我们选择比较同一测量体系下不同区域的 b 指标相对值来评判测量准确性。

图 4 对应的散斑图像的 CNR 为 48.729 9,经过修复后散斑图像的 CNR 为 66.126 3,提高了 35.7%。另外,从图 4 中可以看到,原始血流图像的 b 指标分布很不均匀,颗粒化十分明显,几乎不

能进行后续的数值分析, 而经过混合遗传算法处理之后的血流图像, 视觉效果上更好, 能够清晰地看到手背不同区域的 b 分布情况对比, 满足血流成像仪基本的成像要求。

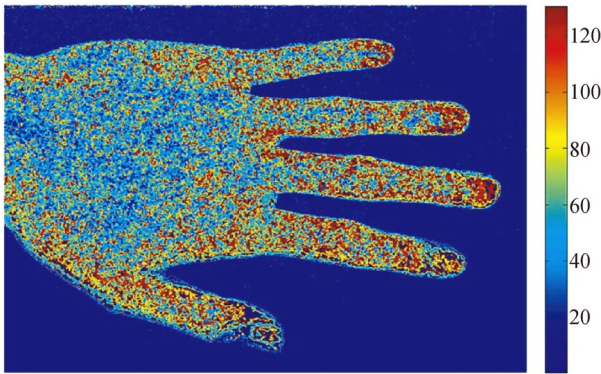


图 4 由半导体激光器照明得到的人体手背血流图像, 本图所用的显示量程为 0~130。图中手背血流量最大的部分位于手指指尖

Fig. 4 Blood flow image on the back of human hand illuminated by diode laser. The display range used in this image is 0—130. The highest blood perfusion index on the back of the hand is at the tip of the finger.

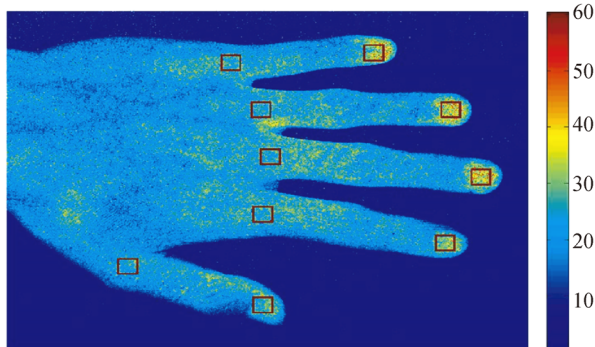


图 5 算法处理之后的手背血流图像, 图中的红框是感兴趣区域, 经过修复后其散斑衬比的动态范围扩大, 相对应地, 其血流灌注量会变小。本图中所用的显示量程为 0~60

Fig. 5 Blood flow image after processing. The rectangular is the ROI. After the repair, the dynamic range of the speckle contrast is enlarged. Correspondingly, the blood perfusion amount is reduced. The display range used in this image is 0—60.

Humeau-Heurtier^[19]指出, 由激光散斑血流仪和激光多普勒血流仪得到的静态人体手背 b 指标分布的基本原则是, 手背上手指指尖的 b 指标

会显著地高于手指关节的 b 指标。在本文的手背图中选择十个 50 pixel×50 pixel 的观测区域, 在图 5 中用方框标识出。计算各个观测区域的 b 指标的均值和均方差, 将结果记录在表 3 和表 4 中。第一组是原始的 b 指标数据, 第二组是经算法修复过后血流图像对应的 b 指标数据。由表中数据可得, 原始的 b 指标分布中, 食指和大拇指区域的指尖与关节区域的 b 指标比值不符合基本原则。而经过算法处理之后的血流图像, 所有手指区域的指尖与关节区域的 b 指标比值都符合基本原则。由数据的均方差可知, 原始的 b 指标分布在观测区域内部较为离散, 而经过混合遗传算法处理之后, b 指标的数据较为稳定, 均方差较小。由表 3 和表 4 的数据可以得到, 手指指尖的血流灌注量平均高于手指关节 30%。

表 3 人体手背静态血流灌注量(手指关节)

Tab. 3 Blood perfusion index of human hand under normal conditions (finger joints)

项目	小拇指	无名指	中指	食指	大拇指
均值 1	98.9	77.877 2	65.715 2	88.282 0	106.034 4
均方差 1	52.362 9	49.248 3	39.339 1	50.792 6	62.052 6
均值 2	24.524 8	24.858 8	24.324 8	24.055 2	22.716 0
均方差 2	6.696 5	6.803 5	6.622 8	6.291 1	6.280 7

表 4 人体手背静态血流灌注量(手指指尖)

Tab. 4 Blood perfusion index of human hand under normal conditions (finger tips)

项目	小拇指	无名指	中指	食指	大拇指
均值 1	105.29	120.960 8	119.823 6	84.937 2	81.770 4
均方差 1	81.843 4	78.222 9	72.907 2	74.372 5	90.653 0
均值 2	30.998 8	36.510 4	34.669 6	29.640 8	25.964 0
均方差 2	10.233 2	9.811 0	9.556 6	7.579 5	6.682 3

由以上分析可得, 混合遗传算法用于 LSBi 技术中, 能够消除因光源相干性所导致的散斑衬比分析误差, 得到质量更好的血流图像, 在临床实验中具有一定的推广价值。

4 结 论

本文通过混合遗传算法处理相干性较差的半导体激光器照明得到的散斑图像,消除了激光器相干性不足对系统的影响,说明该算法能够提升散斑衬比值分析的准确度,得到更为清晰的血流图像。

激光器光源相干性是从光谱中提取动力学信息的基础,实验表明:相干性较好的单纵模激光器成像得到散斑图像,较之于相干性较差的半导体激光器成像得到的散斑图像,CNR 高出 67.2%;

将算法用于质量较差的散斑图像后,其 CNR 提高了 57.7%;将算法用于手背血流检测场景,消除误差之后,准确测得了手指指尖的血流灌注量平均高于手指关节 30%的临床事实。

将该算法在衬比值分析中进行推广后,能够提高血流检测仪器的设计灵活性,在光源的选择上可以使用相干性较差,体积小的半导体激光器。通常来说,同等功率参数下,单纵模激光器的价格是半导体激光器的数倍,因此,如果能够在血流仪器中选用半导体激光器,能够显著降低整个血流仪器的价格。

参考文献:

- [1] FERCHER A F, BRIERS J D. Flow visualization by means of single-exposure speckle photography [J]. *Optics Communications*, 1981, 37 (5): 326-330.
- [2] 贾亚威,杨晖,李然,等. 激光散斑血流成像对中医理疗功效的检测 [J]. *光学精密工程*, 2017, 25 (6):1410-1417.
JIA Y W, YANG H, LI R, *et al.*. Study on the measurement of physical therapy efficiency of traditional chinese medicine based on laser speckle flow imaging [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2017, 25 (6): 1410-1417. (in Chinese)
- [3] 萨喆燕,许金森,刘庆城,等. 应用激光散斑血流成像技术观察电针对心包经线上微循环血流灌注量的影响 [J]. *中华中医药杂志*, 2018, 33 (6): 2570-2573.
SA ZH Y, XU J S, LIU Q CH, *et al.*. Effects of electro-acupuncture on microcirculation blood perfusion units of pericardium meridian by laser speckle blood flow imaging [J]. *China journal of traditional Chinese medicine*, 2018, 33 (6):2570-2573. (in Chinese)
- [4] 张小卿,董宝强,林星星,等. 基于激光散斑成像技术观察健康人筋结点与 KOA 患者结筋病灶点血流灌注量的变化 [J]. *北京中医药大学学报*, 2018, 41(7):611-616.
ZHANG X Q, DONG B Q, LIN X X, *et al.*. Blood flow changes in sinew bind point in healthy people and focus of bound sinew in patients with knee osteoarthritis observed based on laser speckle imaging [J]. *Journal of Beijing University of Traditional Chinese Medicine*, 2018, 41(7):611-616. (in Chinese)
- [5] 王杰,赵亮,李杨,等. 激光散斑血流成像技术在周围性面瘫中的初步应用 [J]. *中华耳科学杂志*, 2018, 16(4):526-531.
WANG J, ZHAO L, LI Y, *et al.*. Application of laser speckle contrast imaging in assessing peripheral facial paralysis [J]. *Chinese Journal of Otolaryngology*, 2018, 16(4):526-531. (in Chinese)
- [6] HE H, TANG Y, ZHOU F Y, *et al.*. Lateral laser speckle contrast analysis combined with line beam scanning illumination to improve the sampling depth of blood flow imaging [J]. *Optics Letters*, 2012, 37(18):3774.
- [7] 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.
- [8] LI H, LIU Q, LU H Y, *et al.*. Directly measuring absolute flow speed by frequency-domain laser speckle imaging [J]. *Optics Express*, 2014, 22 (17):21079.
- [9] RIGDEN J D, GORDON E I. The granularity of scattered optical maser light [J]. *Proceedings of IRE*, 1962, 50:2367-2368.
- [10] 蒋起. 激光散斑血流成像快速处理算法及微型化系统研究 [D]. 武汉:华中科技大学, 2013.
JIANG CH. *Research on Fast Algorithm of Laser Speckle Blood Flow Imaging Data Analysis and System Miniaturization* [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2013. (in Chinese)
- [11] 李晨曦,陈文亮,蒋景英,等. 激光散斑衬比值血流成像技术研究进展 [J]. *中国激光*, 2018, 45

- (2):0207006.
- LI CH 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 (2):0207006. (in Chinese)
- [12] GNYAWALI S C, BLUM K, PAL D, *et al.*. Re-tooling laser speckle contrast analysis algorithm to enhance non-invasive high resolution laser speckle functional imaging of cutaneous microcirculation [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7:41048.
- [13] CARPENTER D K. Dynamic light scattering with applications to chemistry, biology and physics by Bruce J. Berne; robert pecora [J]. *Journal of Chemical Education*, 1977, 54(10):A430.
- [14] BELLINI T, GLASER M A, CLARK N A, *et al.*. Effects of finite laser coherence in quasielastic multiple scattering [J]. *Physical Review A*, 1991, 44(8):5215-5223.
- [15] LEMIEUX P A, DURIAN D J. Investigating non-Gaussian scattering processes by using nth-order intensity correlation functions [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1999, 16 (7): 1651-1664.
- [16] 王锐,史瑞新. 基于多光束照明的回波光场散斑抑制机理 [J]. *光学精密工程*, 2017, 25 (9): 2333-2338.
- WANG R, SHI R X. Suppression mechanics of returning wave speckle with multibeam illumination [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2017, 25 (9): 2333-2338. (in Chinese)
- [17] DE PAIVA J L D, TOLEDO C F M, PEDRINI H. A hybrid genetic algorithm for image denoising [C]. *IEEE Congress on Evolutionary Computation*, 2015:2444-2451.
- [18] 范赐恩,冉杰文,颜佳,等. 颜色空间统计联合纹理特征的无参考图像质量评价 [J]. *光学精密工程*, 2018, 26(4):916-926.
- FAN C EN, RAN J W, YAN J, *et al.*. No-reference image quality assessment using joint color space statistical and texture feature [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2018, 26(4):916-926. (in Chinese)
- [19] HUMEAU-HEURTIER A, GUERRESCHI E, ABRAHAM P, *et al.*. Relevance of laser doppler and laser speckle techniques for assessing vascular function: state of the art and future trends [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, 60(3):659-666.

作者简介:



李宜璋(1995—),男,江苏苏州人,博士研究生,2017年于南京邮电大学获得学士学位,主要从事光电精密测试技术方面的研究。E-mail: 1332358612@qq.com

通讯作者:



杨晖(1981—),男,上海人,博士,教授,博士生导师,2003年、2006年、2009年于上海理工大学分别获得学士、硕士、博士学位,主要从事光电精密测试技术、激光测量、颗粒技术等方面的研究。E-mail: yanghui@usst.edu.cn