

# 超短曝光时间下激光散斑对比度速度分析

安晓英<sup>1,2</sup>, 张茹<sup>1,2</sup>, 宋丽培<sup>1,2,3\*</sup>, 武鹏飞<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>南开大学现代光学研究所, 天津 300350;

<sup>2</sup>南开大学光学信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300350;

<sup>3</sup>山西大学量子光学与光量子器件国家重点实验室, 山西 太原 030006

**摘要** 采用 0.205 ms 的曝光时间,研究了观测速度范围包含去相关区域和未去相关区域时的散斑对比度与观测物速度间的关系。结果表明,利用对比度随取样帧数的变化趋势,并结合时间序列散斑图像相关系数曲线,可以在复杂环境下正确区分两个区间内的速度大小;同时,选用适当散斑图像帧数进行对比度计算,可以同时为探测大速度和小速度区间的速度变化提供较高灵敏度。

**关键词** 成像系统; 散斑成像; 时间对比度; 相关系数; 曝光时间; 微小速度

中图分类号 TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201838.0411008

## Speed Analysis of Laser Speckle Contrast with Ultra-Short Exposure Time

An Xiaoying<sup>1,2</sup>, Zhang Ru<sup>1,2</sup>, Song Lipei<sup>1,2,3</sup>, Wu Pengfei<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin 300350, China;

<sup>2</sup>Key Laboratory of Optical Information Science and Technology, Ministry of Education, Nankai University, Tianjin 300350, China;

<sup>3</sup>State Key Laboratory of Quantum Optics and Quantum Optics Devices, Shanxi University, Taiyuan, Shanxi 030006, China

**Abstract** With the exposure time of 0.205 ms, the relationship between the object observation speed and the speckle contrast when the observable speed range includes a decorrelation area and a non-decorrelation area is investigated. The results indicate that, based on the variance trend of contrast with sampling frame and the correlation coefficient curve of time sequence speckle image, one can distinguish the speed difference between these two areas under complicated environment. Meanwhile, by choosing the suitable number of speckle image frames, one can provide a higher sensitivity for detecting the speed variance in the small speed range and the large speed range.

**Key words** imaging systems; speckle imaging; temporal contrast; correlation coefficient; exposure time; microvelocity

**OCIS codes** 110.6150; 030.6140; 170.3880

## 1 引 言

激光散斑对比度成像(LSCI)技术具有实时、无创和经济方便的特点,已成为一种定性测量血液流速变化的方法<sup>[1-5]</sup>。与光学相干层析成像技术及多普勒血流成像技术<sup>[6-7]</sup>相比,该技术无需逐点扫描,成像速度快,结构简单易操作。LSCI 技术有多种散

斑对比度计算方法<sup>[8]</sup>,其中时间对比度成像的空间分辨率<sup>[9-13]</sup>可达单像素级别,且静态散射源的影响很小,因此是 LSCI 的常用方法之一。在以往的研究及应用中,获取散斑图像时相机曝光时间都在毫秒量级以确保散斑模糊,没有“冻结”散斑出现<sup>[13-15]</sup>。此外,当曝光时间与去相关时间满足一定的关系时,散斑空间对比度对速度的变化具有高灵敏度<sup>[13,16-17]</sup>。

收稿日期: 2017-09-26; 收到修改稿日期: 2017-11-11

基金项目: 国家自然科学基金(61605092,61575097)、山西大学量子光学与量子器件国家重点实验室开放课题(KF201605)

作者简介: 安晓英(1994—),女,硕士研究生,主要从事光学成像方面的研究。E-mail: axy@mail.nankai.edu.cn

导师简介: 武鹏飞(1968—),男,博士,教授,主要从事光学成像方面的研究。E-mail: pwu@nankai.edu.cn

\* 通信联系人。E-mail: gm\_imo@nankai.edu.cn

Boas 等<sup>[13]</sup>指出,当曝光时间与去相关时间相近时,空间对比度具有最高的灵敏度,对血流成像来说曝光时间为 5 ms(曝光时间约等于相关时间)时对比度的对比噪声比最高。由于时间对比度分析是基于散射场变化遍历各态的前提下,即时间对比度与空间对比度值相一致<sup>[12]</sup>,因此可以理解为时间对比度分析中相机的曝光时间也应该满足类似的条件。

但是, Zakharov<sup>[18]</sup>指出,只有当曝光时间与去相关时间的比值足够大时,散斑场时间对比度随速度的变化规律才具有各向遍历的性质,因此当流速非常小,或者曝光时间非常短时,这种性质不再具备。Qin 等<sup>[3]</sup>也发现,在超短曝光时间内,时间对比度随被测速度的变化规律与通常情况下不同:对比度首先随着被测速度的增大而迅速增大,当被测速度到达某个临界速度值后才随被测速度的增大而相对缓慢减小,且增大曝光时间会减小临界速度值。

在大多情况下,观测区域常常包含多个速度,如鼠耳毛细血管( $0 \sim 1.5 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ )和小动脉( $2 \sim 15 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ )。此时,在通常的曝光时间选择范围内,选用较短的曝光时间会丢失微小血管;而增大曝光时间会导致散斑对比度减小,对速度变化的动态响应范围也会减小,不利于速度测量,且长曝光时间下获取图像的时间会增长,增加环境对测量的影响。根据 Qin 等<sup>[3]</sup>的发现,在短曝光时间下,对比度随速度的增大而迅速增大,说明此时对比度对速度变化的灵敏度很高,因此有可能通过超短曝光时间提高小速度探测的灵敏度。但同时,对比度随速度的变化曲线弯折,说明同一个对比度值可能对应两个速度,即一个大于临界速度,一个小于临界速度。这种情况下单一通过对比度值判断速度大小会引起错误判断。

本文分析研究了超短曝光时间下对比度随速度的变化趋势、对比度值与计算所用散斑图像帧数之间的关系以及时间序列散斑图像的相关系数,提出并证明了在超短曝光时间下,结合散斑图像的相关系数曲线和时间对比度随采样帧数的变化曲线,可以利用对比度正确区分速度大小,且对微小流速有较高的速度分辨率。此外,本文分析了计算时间对比度值所用的散斑图像帧数对速度变化的灵敏度,并证明了选择合适的散斑图像帧数可以同时为大速度和小速度区间提供较高灵敏度。本文的研究突破了以往散斑对比度分析中对曝光时间的限制,为使用超短曝光时间提供了依据,这有利于提高系统速

度,减小环境影响,并且能在大速度和小速度区间进行速度变化探测时同时获得较高的灵敏度。

## 2 基本原理

### 2.1 时间散斑对比度

用相干激光照射样品,在自由空间或成像平面上激光发生随机干涉形成散斑。散射粒子的运动(如血细胞的流动)引起散斑图样在时域上的模糊程度可用对比度  $K$  加以量化,即

$$K(x, y) = \sigma(x, y) / \overline{I(x, y)}, \quad (1)$$

式中  $(x, y)$  为空间坐标,  $K$  为散斑对比度值,  $\overline{I(x, y)}$  为时间序列上像素点  $(x, y)$  的平均灰度值,  $\sigma(x, y)$  为灰度值的标准偏差。

### 2.2 相关系数计算

动态散射源去相关过程极快,用低帧频相机无法捕捉其去相关过程<sup>[19-20]</sup>。用高帧频相机观察,可以得到动态散射源更详细的去相关过程。相关系数为

$$C = \frac{\text{Cov}(X, Y)}{\sigma(X)\sigma(Y)}, \quad (2)$$

式中  $\text{Cov}(X, Y)$  为两幅散斑图像  $X$  和  $Y$  的灰度值的协方差,  $\sigma(X)$ 、 $\sigma(Y)$  分别为两幅图片  $X$  和  $Y$  的灰度值的标准偏差。

### 2.3 实验方法

实验光路图如图 1(a)所示,波长为 671 nm 的激光经扩束后照射到装有牛奶稀释液的玻璃管上,牛奶对入射光进行散射,被散射后的激光经过光阑、透镜、偏振片和滤波片后在相机芯片(CMOS)上形成观察区域的相干散斑图。相机曝光时间为 0.205 ms,帧频为 570 Hz,采样图像大小为 304 pixel  $\times$  238 pixel。玻璃管外径为 4 mm,内径为 2 mm。通过针管注射泵控制牛奶稀释液流速。这里检测了 9 种牛奶流速的情况,分别为: 0, 0.016, 0.053, 0.106, 0.256, 0.531, 0.796, 1.062, 1.327 mm/s。每种情况采集 5 组数据,每组各采集 300 frame 散斑图像。

## 3 实验结果及参数分析

### 3.1 超短曝光时间下时间对比度与速度及采样帧数间的关系

为了获取超短曝光时间下时间对比度与速度间的关系,对 9 种流速选用前 50, 100, 200, 300 frame 散斑图像计算时间对比度。时间对比度与速度间的关系如图 1(b)所示。可以清楚地看出,随着流速增大,对比度值首先呈现增大趋势,在流速大约为

0.256 mm/s 时出现拐点,之后则呈现减小趋势,该趋势与 Qin 等<sup>[3]</sup>描述的一致。速度大于拐点速度时,即对比度随速度增大而减小,该区间称为大速度区间;速度小于拐点速度时,对比度值随速度增大而增大,不符合以往对比度与速度间的关系,这是本文研究的主要区间,称为小速度区间。

由图 1(b)可以看出,在小速度区间,对比度值对速度的变化非常敏感,灵敏度远高于大速度区间的。从测量速度变化的角度,该现象是非常有益的,它提供了一种灵敏检测小速度变化的可能性。此外,图 1(b)显示,当计算对比度所用帧数  $N$  不同时,对比度总体变化趋势都是随速度增大先增大后减小,且临界速度随帧数增大向小速度方向移动。但是,对不同的速度区间,对比度随采样帧数的变化呈现不同的趋势。在小速度区间,对

比度与速度保持正相关关系,如图 1(c)所示,这是因为短曝光时间下散斑呈现“冻结”状态,没有模糊及去相关<sup>[3]</sup>,且此对比度不受计算时所用散斑图像帧数的影响,并且计算所用的帧数越大,对比度越大,并最终达到一个稳定状态,对比度趋于平衡是统计学原因导致的。在大速度区间,如图 1(d)所示,虽然对比度值也随着采样帧数增大而趋于稳定,但是不同速度下对比度曲线出现交叉,当对比度达到稳定后,对比度值与速度呈负相关,这是因为当动态散射源速度快时,即使在短曝光时间下,连续积分时间内相机记录的散斑也是模糊的<sup>[3]</sup>,但是在到达稳定之前,速度为 0.256 mm/s 的对比度曲线与其他曲线发生交叉,即对比度值与速度间的关系发生反转,这也表明了 0.256 mm/s 是临界速度。

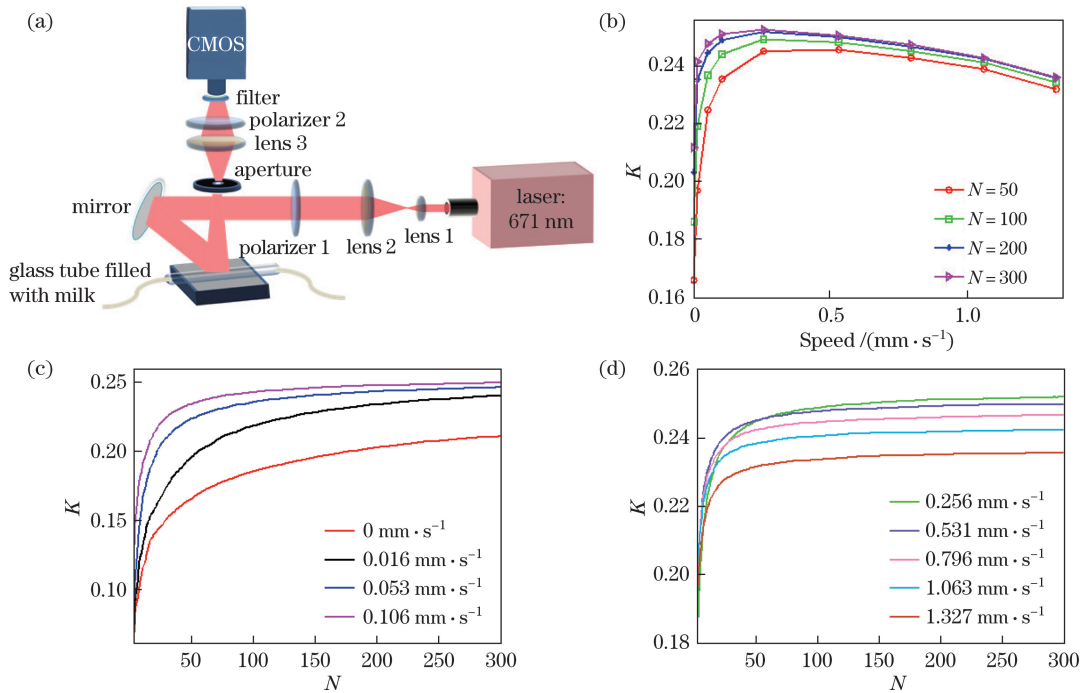


图 1 (a)实验光路图;(b)超短曝光条件下时间对比度  $K$  与速度间的关系;(c)小速度区间和 (d)大速度区间内不同速度下对比度与计算所用散斑图像帧数之间的关系

Fig. 1 (a) Experimental light path; (b) relationship between temporal contrast  $K$  and speed with ultra-short exposure time; relationship between contrast and speckle frame number under different speeds within (c) small speed range and (d) large speed range

### 3.2 最优帧数的选取分析

时间对比度随帧数变化,故选取合适的帧数进行计算至关重要。这里通过时间对比度变化选取最优帧数。通过时间对比度的相对变化量  $K_d$  衡量对比度对被测速度变化的灵敏度,即

$$K_{d(V_i, N)} = |K_{V_i, N} - K_{V_1, N}|, i = 2, \dots, 9, \quad (3)$$

式中  $V_i$  表示第  $i$  个牛奶流速,  $K_{V_i, N}$  表示帧数为  $N$ 、

牛奶速度为  $V_i$  时计算所得的时间对比度值,  $K_{V_1, N}$  表示计算帧数为  $N$ 、牛奶速度为  $V_1$  时的时间对比度值。以  $V_1 = 0$  时的对比度值作为基准,即针管泵推进速度为零、牛奶稀释液无流动时的时间对比度值;  $K_{d(V_i, N)}$  则是计算所用帧数为  $N$ 、牛奶速度为  $V_i$  时的时间对比度相对变化量。计算结果如图 2(a)、(b)所示,其中图 2(a)所示为小速度区间,图 2(b)所示

为大速度区间。从图 2(a)可以看出,时间对比度相对变化量与计算所用的散斑图像帧数  $N$  基本呈负相关,计算所用帧数越大,系统越不灵敏。其中图 2(a)中时间对比度相对变化量曲线的左侧部分有先上升后下降的趋势,说明速度很小,所用散斑图像帧数也很小时,系统的灵敏度会随着帧数的增大而增大。此外,图 2(a)所示曲线左侧有波动,是取样很少时的统计误差造成的。由图 2(a)可以看出,小速度区间的灵敏度在 50 frame 左右达到最大值;而对于大速度区间,如图 2(b)所示,取样帧数越小,灵敏度越高。但是,考虑到统计误差和图 2(b)所示左侧的波动,认为 40~50 frame 为最优取样帧数。

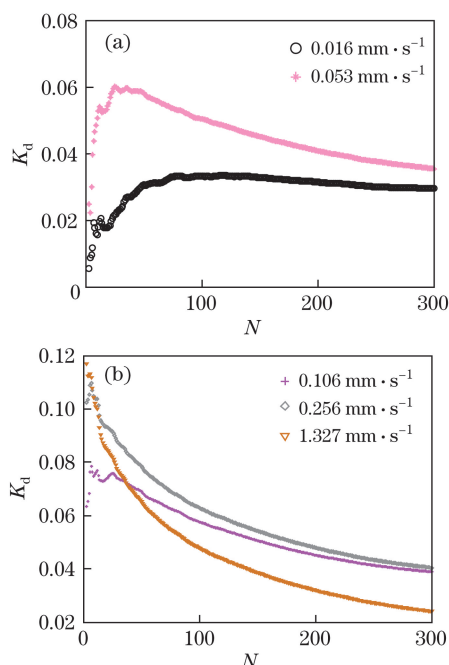


图 2  $K_d$  与  $N$  之间的关系。(a)小速度下区间;  
(b)大速度的区间

Fig. 2 Relationship between  $K_d$  and  $N$ .

(a) Small speed range; (b) large speed range

### 3.3 速度判断分析

虽然超短曝光时间条件下,对比度对小速度区间内的速度变化更为敏感,然而时间对比度值的变化规律分为两个区间,同一个对比度值可能对应两个速度,因此正确分析对比度值对应的速度以及速度变化趋势是一个至关重要的问题。针对此问题,这里分析了对比度随取样帧数  $N$  的变化曲线和时间序列散斑图像的相关系数曲线表现出来的特性,提出结合两者来实现定性分析并区分两个区间的速度。

对比度随取样帧数  $N$  的变化,由图 1(c)、(d)可以看出,如果所有的速度同时在小速度区间(如

$0 \sim 0.106 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ )或者大速度区间(如  $0.531 \sim 1.327 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ ),不同速度的对比度随取样帧数  $N$  的变化曲线不会相交。对比度值曲线随着  $N$  的增大或持续上升,如图 1(c)中  $0 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  或  $0.016 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  曲线所示,或者达到平衡后趋于重合,如图 1(c)中  $0.053 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  和  $0.106 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  曲线所示。在大速度区间,对比度随取样帧数  $N$  的变化曲线会迅速上升至稳定状态,且曲线间不是趋于重合,而是逐渐分开。这与小速度区间的变化规律不同。

由于曝光时间短,帧频大,观测物的光场去相关过程有可能被捕获到。图 3 所示为不同速度下散斑图像序列相关系数的变化,在小速度区间,如图 3(a)所示,相关系数随帧数序数  $N_{th}$  的增大而逐渐从 1 减小至稳定状态,相关系数曲线呈现缓慢下降的状态,这是由于动态散射源运动速度慢导致散斑变化较慢,因此散斑图像之间的去相关慢<sup>[21]</sup>。在大速度区间,如图 3(b)所示,相关系数迅速减小,且在第 2~5 帧时失去相关性,无法观察到相关系数逐渐减小的动态变化,这同样是因为动态散射源运动速度快导致散斑的变化快,所以散斑图像之间迅速去相关<sup>[21]</sup>。因此,通过计算时间序列散斑图的相关系数随散斑图序数  $N_{th}$  的变化曲线图,观察相关系数的变化趋势并结合两个速度区间内对比度值与帧数

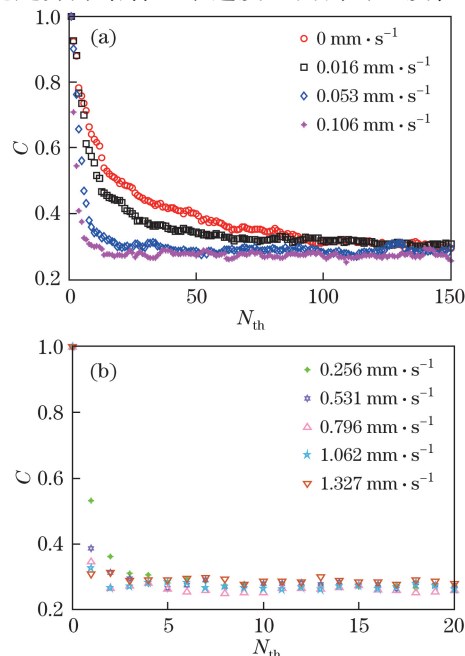


图 3 相关系数  $C$  与帧数序数  $N_{th}$  间的关系。

(a)小速度区间;(b)大速度区间

Fig. 3 Relationship between correlation coefficient  $C$  and frame index  $N_{th}$ .

(a) Small speed range;

(b) large speed range



$N$  的关系,就可以判断极短曝光时间下观测区域内不同的速度属于哪个速度区间,并依此进一步判断速度的增大和减小。

以  $0.016, 0.256, 0.531, 1.327 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  四个速度为例,图 4(a)所示为四个速度下的对比度图像。单纯从对比度图像判断,最左侧图像对应最小速度,最右侧其次,中间两幅对应的速度接近。四个速度下的时间对比度随取样帧数  $N$  的变化曲线如图 4(b)所示,可以看出,黑线一直保持上升趋势,因此对应最小的速度,且上升越缓慢,速度越小;蓝线和红线迅速趋于平稳,且两条线间的距离逐渐增大至稳定

值,因此属于大速度区间,由于稳定后红线在蓝线下方,因此红线对应的速度大于蓝线对应的速度;绿线在上升过程中与红线相交,因此处于临界速度范围内,即大于黑线对应的速度而小于红线和蓝线对应的速度。因此根据该对比度曲线可知,图 4(a)中速度从小到大的排序应为从左到右,这与实际情况相符。散斑图像时间序列的相关系数曲线也可以进一步验证,如图 4(c)所示,四个速度的散斑图像的相关系数曲线呈现明显的不同,去相关越快,速度越大。因此,结合图 4(b)和图 4(c)可以准确定性判断速度的大小。

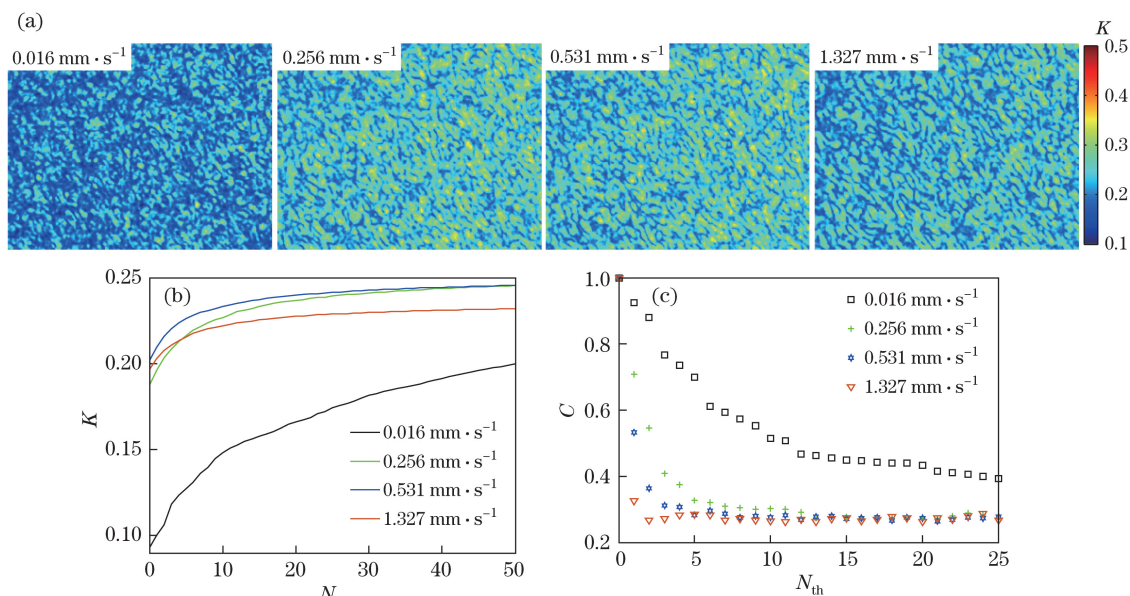


图 4 (a)不同被测速度下的时间对比度;(b)  $K$  与  $N$  间的关系;(c)散斑图像时间序列的相关系数  
Fig. 4 (a) Temporal contrast under different measured speeds; (b) relationship between  $K$  and  $N$ ;  
(c) correlation coefficient of time sequence speckle image

### 3.4 超短曝光时间与长曝光时间下的速度灵敏度对比分析

对曝光时间分别为  $0.205 \text{ ms}$  和  $10.73 \text{ ms}$  两种情况下获取的散斑图像进行了时间对比度相对变化量  $K_d$  的分析,并分析计算对比度所用帧数对  $K_d$  的影响。其中,  $10.73 \text{ ms}$  的散斑图像是由  $0.205 \text{ ms}$  曝光时间下获取的散斑图像依据文献[1,22]所述方法合成所得。因此,长曝光时间对应的帧频为  $0.205 \text{ ms}$  曝光时间下的  $1/7$ ,即  $81.4 \text{ Hz}$ 。为了保证长、短曝光时间下帧频的一致性,在计算曝光时间  $0.205 \text{ ms}$  下对比度随模拟计算帧数  $N_s$  的变化关系时,每隔 7 frame 进行取样,因此帧频同样为  $81.4 \text{ Hz}$ ,计算结果如图 5 所示。在实验中短曝光时间下,50 frame 约为灵敏度最高的取样数量,对应于图 5(a)中模拟帧数  $N_s = 7$ 。对比图 5(a)、(b)

可以看出,在 60 frame 以内时,小速度区间 ( $0 \sim 0.106 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ ) 内超短曝光时间下的  $K_d$  值明显大于长曝光时间下的  $K_d$  值,并且  $K_d$  值随着速度的增大而增大,但是在长曝光时间下,  $K_d$  值随速度的变化是混乱的,因此在长曝光时间下不能准确地判断该速度区间内速度的大小;对于大速度及临界速度区间 ( $0.256 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  和  $1.327 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ ),超短曝光时间下只有  $1.327 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  的  $K_d$  值小于长曝光时间下的  $K_d$  值,但是这两个速度仍能明显区分。图 5(a)中  $0.106 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  和  $0.256 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  的曲线几乎重合,这是超短曝光下对比度随速度先增大后减小的规律造成的,如 3.3 节所述,此情况可以利用对比度随采样帧数  $N$  的变化以及相关系数曲线进行区分。由此可见,相对于长曝光时间,超短曝光时间对小速度检测更优越,且能同时用于具有两个速度区间的情况。

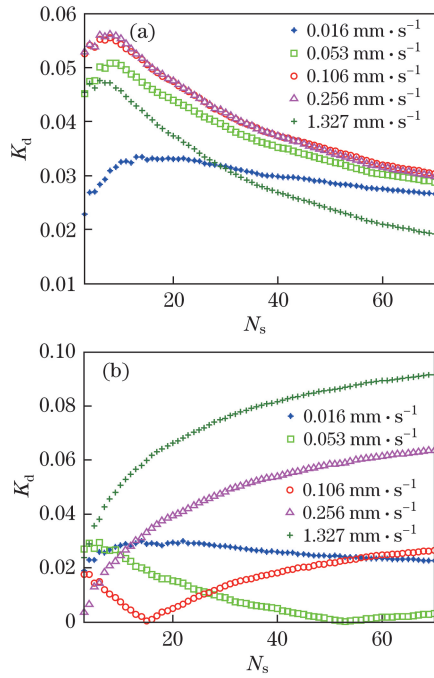


图5 不同曝光时间下  $K_d$  与  $N_s$  间的关系。

(a)短曝光时间 0.205 ms;(b)长曝光时间 10.73 ms

Fig. 5 Relationship between  $K_d$  and  $N_s$  under different exposure time. (a) Short exposure time of 0.205 ms; (b) long exposure time of 10.75 ms

## 4 分析与讨论

这里提出的超短曝光时间在微秒量级,远小于血液循环散斑成像中常用的曝光时间(1~100 ms)<sup>[14,16,23]</sup>。

本文激光散斑时间对比度规律是在超短曝光时间和高帧频条件下产生的,因此相机接收光强小,而在生物成像中,皮肤组织等静态散射会造成较多的光损失,故实现激光散斑对比度成像比较困难。根据已有研究可知,采用曝光时间为 2.5 ms、频率为 400 Hz 可以实现对老鼠耳部血管的散斑对比度成像<sup>[3]</sup>。使用灵敏度和信噪比较高的相机会进一步提高成像质量。超短曝光时间与高帧频相结合,减小了成像时间以及环境对实验造成的影响。本方法对相机要求较高,但是随着高速相机的应用,超短曝光时间、高帧频下时间对比度成像会越来越容易实现。

时间对比度、相关系数及时间对比度变化(尤其是小速度时)曲线都出现波动,有两方面原因。1) 570 Hz 采样频率是所用相机的最高频率,此时相机稳定性不能达到最佳效果。相机最大频率为 27 kHz,实验采样频率为 2 kHz 时,相关系数曲线平滑<sup>[19]</sup>。因此,如果能使用频率更大、稳定性更好

的相机,会达到更好的实验效果。2) 当计算对比度所用的散斑帧数只有几帧时,数据准确性不够,没有达到数据收敛条件,也会造成曲线波动。特别是小速度情况下,散斑图像强度分布在相邻两帧之间变化很小,环境及实验条件的变化对最后结果稳定性的影响很大。

在模拟长曝光时间的实验中,由于使用长曝光时间时,散斑图像是相机对曝光时间内的光场强度积分的结果,而模拟合成实际是离散取样后再在时间上取平均,因此只有当相邻两帧之间的间隔时间非常短时,模拟结果才与积分结果即实验结果近似相等<sup>[1,22]</sup>。但是,由于模拟长曝光时间时,相邻两帧之间的间隔时间较长(约为 1.55 ms),即两帧之间有约 1.55 ms 的时间段是没有被记录的,因此与实际长曝光时间的连续积分有一定的差距,且此差距体现在模拟合成的散斑图像的标准偏差值比实验结果小。根据(1)式可知,标准偏差越小,时间对比度越小,而根据(2)式可知,当标准偏差变小时,相关系数变大,标准偏差的变化造成这两个参数的模拟值与实际值在具体数值上有一定偏差。然而,通过对某一速度多个不同曝光时间进行实验和模拟结果比较,发现时间对比度和相关系数的模拟结果与实验结果有一定偏差,但它们随计算时的帧数及帧数序列的变化具有相同的规律,因此可以用来进行定性的规律分析。

由于静态散射源也会引起时间对比度的变化,需要考虑并去除静态散射源的影响。可以采用长曝光时间(如增大到大于 200 ms)的方法,此时对比度趋于稳定且对比度值主要由静态散射源引起<sup>[24]</sup>,将计算结果与正文所描述的时间对比度值相比较,进一步区分时间对比度变化是由静态散射源还是由散射粒子移动所引起的。

## 5 结 论

在超短曝光时间(小于常用的曝光时间且存在未去相关的散斑场)与高帧频相结合下,研究了激光散斑时间对比度随速度在两个速度区间的变化规律及散斑场的相关特性,证明了超短曝光时间可以对小速度提供更高灵敏度。结合对比度与散斑帧数及时间序列散斑图像间的相关系数曲线,可以有效地区分速度所在的不同区间,解决了超短曝光情况下对比度与速度不是一一对应的问题,从而实现观察区域速度的有效定性分析。在超短曝光时间和高帧频实验条件下,利用 50 frame 散斑图像

计算对比度可以对大速度与小速度检测同时提供较高的灵敏度。

研究表明,所提出的超短曝光时间下的速度分析方法可以更加有效地定性分析微小速度及小速度与大速度同时存在时的速度变化情况,同时具有计算时间短以及受实验与环境影响较小等优点。

下一步将研究超短曝光时间下对比度与速度间的定量关系,并利用超短曝光时间对生物组织进行活体的血液循环检测,进一步研究超短曝光时间在生物研究、疾病诊断和治疗方面的应用。

### 参 考 文 献

- [1] Dragojević T, Bronzi D, Varma H M, *et al.* High-speed multi-exposure laser speckle contrast imaging with a single-photon counting camera[J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(8): 2865.
- [2] Kirkpatrick S J, Duncan D D, Wang R K, *et al.* Quantitative temporal speckle contrast imaging for tissue mechanics[J]. *Journal of the Optical Society of America A: Optics Image Science & Vision*, 2007, 24(12): 3728-3734.
- [3] Qin J, Wang R. High-speed dynamic laser speckle imaging of changes of microcirculation *in vivo* [C]. *Proceedings of SPIE*, 2011, 7898: 78980C.
- [4] Parthasarathy A B, Kazmi S M S, Dunn A K. Quantitative imaging of ischemic stroke through thinned skull in mice with multi exposure speckle imaging[J]. *Biomedical Optics Express*, 2010, 1(1): 246-259.
- [5] Le T M, Paul J S, Alnashash H, *et al.* New insights into image processing of cortical blood flow monitors using laser speckle imaging[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2007, 26(6): 833-842.
- [6] Lu Y, Li Z L, Wang X Z, *et al.* Development of 50 kHz intravascular swept source optical coherence tomographic system[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2017, 44(2): 0207001.  
卢宇, 李中梁, 王向朝, 等. 50 kHz 血管内扫频光学相干层析成像系统 [J]. *中国激光*, 2017, 44(2): 0207001.
- [7] 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.
- [8] Rege A, Senarathna J, Li N, *et al.* Anisotropic processing of laser speckle images improves spatiotemporal resolution[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, 59(5): 1272-1280.
- [9] Cheng H, Yan Y, Duong T Q. Temporal statistical analysis of laser speckle images and its application to retinal blood-flow imaging[J]. *Optics Express*, 2008, 16(14): 10214-10219.
- [10] Cheng H, Luo Q, Zeng S, *et al.* Modified laser speckle imaging method with improved spatial resolution[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2003, 8(3): 559-564.
- [11] Li P, Ni S, Zhang L, *et al.* Imaging cerebral blood flow through the intact rat skull with temporal laser speckle imaging[J]. *Optics Letters*, 2006, 31(12): 1824-1826.
- [12] Ni S L. Research on speckle contrast related factors in laser speckle imaging[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2006: 29-31.  
倪松林. 激光散斑成像中散斑衬比影响因素的研究 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2006: 29-31.
- [13] Boas D A, Dunn A K. Laser speckle contrast imaging in biomedical optics[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2010, 15(1): 011109.
- [14] Liu Q. Laser speckle contrast imaging and its biomedical applications[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2005: 21-43.  
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: 21-43.
- [15] Dunn A K, Kazmi S M S, Balial S. Optimization of camera exposure durations for multi-exposure speckle imaging of the microcirculation[J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(7): 2157.
- [16] Fercher A F, Briers J D. Flow visualization by means of single-exposure speckle photography[J]. *Optics Communications*, 1981, 37(5): 326-330.
- [17] Yuan S, Devor A, Boas D A, *et al.* Determination of optimal exposure time for imaging of blood flow changes with laser speckle contrast imaging[M]. *Applied Optics*, 2005, 44(10): 1823-1830.
- [18] Zakharov P. Ergodic and non-ergodic regimes in temporal laser speckle imaging[J]. *Optics Letters*, 2017, 42(12): 2299-2301.
- [19] Rajan V, Varghese B, Leeuwen T G V, *et al.* Speckle size and decorrelation time; space-time correlation analysis of coherent light dynamically scattered from turbid media[J]. *Optics Communications*, 2008, 281(6): 1755-1760.
- [20] Song L, Zhou Z, Wang X, *et al.* Simulation of speckle patterns with pre-defined correlation distributions[J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, 7(3): 798-809.
- [21] Yoshimura T. Statistical properties of dynamic speckles[J]. *Journal of the Optical Society of America*

- A, 1986, 3(3): 1032-1054.
- [22] Sun S, Hayesgill B R, He D, *et al.* Multi-exposure laser speckle contrast imaging using a high frame rate CMOS sensor with a field programmable gate array[J]. Optics Letters, 2015, 40(20): 4587.
- [23] Ramírezsanjuan J C, Huang Y C, Salazarhermenegildo N, *et al.* Integration of image exposure time into a modified laser speckle imaging method[J]. Physics in Medicine & Biology, 2010, 55(22): 6857-6866.
- [24] Elson D S, Song L. Multi-exposure speckle imaging using phantoms for blood flow and tissue perfusion[C]. IEEE Conference on Lasers & Electro Optics & The Pacific Rim Conference on Lasers and Electro-Optics, 2009.