文章编号:0253-2239(2009)07-1863-05

像面散斑平均尺寸对激光散斑成像的影响

邱建军 张红艳 骆卫华 李鹏程 骆清铭

(华中科技大学 Britton Chance 生物医学光子学研究中心, 湖北 武汉 430074)

摘要 以激光散斑衬比分析为基础的激光散斑成像技术,是一种无需扫描的全场光学成像方法,在监测生理及病 理状态下组织血流动态变化中的应用日益广泛。在实际应用中,像面散斑平均尺寸等多种因素影响散斑衬比值, 使得该技术在反映血流变化的准确性方面受到影响。采用一种成像散斑计算机模拟方法研究了像面散斑平均尺 寸对成像散斑统计特性的影响,分析了成像参数与像面散斑尺寸的定量关系,并通过物理模型实验对模拟结果进 行了验证。研究结果确认了合理的像面散斑平均尺寸计算公式,证实了散斑衬比值随像面散斑平均尺寸增大而减 小的现象,并为确定合理的成像参数提供了依据。

Impact of Averaged Image Speckle Size on Laser Speckle Imaging

Qiu Jianjun Zhang Hongyan Luo Weihua Li Pengcheng Luo Qingming

(Britton Chance Center for Biomedical Photonics, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan, Hubei 430074, China)

Abstract Laser speckle imaging technique, based on laser speckle contrast analysis, is a full field optical imaging method which does not need scanning. It is getting increasing use in monitoring dynamic fluctuation of blood flow in tissues in physiological and pathological situations. In practice, various factors such as averaged image speckle size have impact on speckle contrast, making the accuracy of this technique affected in reflecting blood flow changes. This study investigates the impact of averaged image speckle size on statistical characteristics of image speckle pattern by simulating image speckle pattern. The quantitative relation between imaging parameters and averaged image speckle size is analyzed. The results are finally validated by phantom experiment. These results confirm the reasonable formula for calculating averaged image speckle size and the phenomenon that speckle contrast increases with increasing averaged image speckle; size, providing a basis for determining reasonable imaging parameters. **Key words** imaging optics; laser speckle; average speckle size; contrast; image speckle; simulation

1 引

引

言

以激光散斑衬比分析(LASCA)为基础的激光散 斑衬比成像是一种非接触式的全场血流成像方法, 最早由 Fercher 和 Briers 在 1981 年提出并应用于 眼底视网膜血流检测^[1]。与传统的扫描激光多普勒 技术相比,LASCA 无需扫描便可快速得到生物组织 的二维血流分布图^[2,3],同时具有系统较为简单,价 格低廉等优势,在监测生理及病理状态下组织血流 动态变化中的应用日益广泛。已有研究小组将其应 用于大鼠中风模型及功能激活情况下皮层血流变化 的研究^[4,5]。

激光散斑现象的本质是激光被光学粗糙表面散 射后在空间上的随机相干叠加^[6]。按照在散射面与 接收面之间有无透镜,可以将散斑场分为"主观散 斑"和"客观散斑"。由于采用了成像透镜,一般又将 "主观散斑"称为"成像散斑"^[7]。散斑受到运动的散 射粒子的调制,因而包含了物体运动速率的信息^[8]。 Goodman 提出了"散斑衬比"的概念对这一调制的 结果进行定量描述^[6]。其定义为 $K = \sigma_I / \overline{I}$,其中 K 为散斑衬比, σ_I 为散斑强度的标准偏差, \overline{I} 为散

收稿日期: 2008-10-11; 收到修改稿日期: 2008-11-25

基金项目:国家 863 计划(2007AA02Z303)和国家自然科学基金(30500115,30711120171)资助项目。 作者简介:邱建军(1983-),男,博士研究生,主要从事激光散斑成像方法的研究。E-mail: hustqjj@gmail.com 导师简介:骆清铭(1966-),男,教授,博导,主要从事生物医学光子学方面的研究。E-mail: qluo@gmail.com

29 卷

斑强度的均值。在一定的曝光时间下,散射粒子运 动速率越大,得到的散斑图案越模糊,因而 K 值越 小,反之K值越大。LASCA方法即是通过计算空 间邻域内(通常为 5 pixel×5 pixel)的 K 值得到二 维血流分布图[7~9]。在实际应用中,像面散斑平均 尺寸,CCD 特性参数以及多次散射等多种因素影响 散斑衬比值[10],使得散斑衬比成像技术在反映血流 变化的准确性方面受到影响。Duncan 通过客观散 斑模拟,研究了静态散斑场 K 值与散斑平均尺寸和 邻域大小之间的定量关系[11]。但实际散斑衬比成 像得到的是成像散斑,客观散斑模拟的结果不能反 映成像散斑中 K 值与散斑平均尺寸和邻域大小的 定量关系。同时,对于像面散斑平均尺寸的计算,目 前存在着两种不同的表述[12,13],需要加以确认。本 文在 Osten 等人工作的基础上^[14],将成像散斑计算 机模拟技术应用于像面散斑平均尺寸与静态衬比关 系的研究,确认了合理的像面散斑平均尺寸与成像 系统参数关系的表达式,进而研究了像面散斑平均 尺寸,邻域大小与 K 值的定量关系,并通过物理模 型实验对模拟结果进行了验证。

2 原理与方法

2.1 成像散斑模拟方法

最简单的散斑成像系统由散射面、薄透镜和成 像面组成,如图1所示。



图 1 散斑成像系统示意图 Fig. 1 Schematic diagram of speckle imaging system

与客观散斑模拟直接采用快速傅里叶变换 (FFT)的方法不同,成像散斑模拟采用严格的傅里 叶变换。这是因为 FFT 用于成像散斑模拟时,在采 样精度上将造成较大的损失^[14]。成像散斑模拟可 以分以下三步进行^[14]:

1)模拟平面光场经散射面散射后在紧贴透镜前的位置形成的客观散斑场。根据随机行走模

型[6],该处第1个观察点的光场由以下表达式描述:

$$A_{\rm obj} = \sum_{n=1}^{N} \frac{A_n}{r_n!} \exp(ikr_n!), \qquad (1)$$

其中 N 为散射面上随机分布的散射微元数目,r_{nl}为 第 n 个散射微元到此接收面上第 l 点的距离,A_n为 第 n 个散射微元的振幅,k 为波数。

2)模拟经透镜后紧贴透镜位置处的散斑场。 在成像系统中,薄透镜的作用是对散斑场相位进行 调制^[15]。由于透镜的相位调制作用,该处第 *l* 个观察点的光场可由下式近似表示:

$$A_{l} = A_{\text{obj}} \exp\left[-i\frac{k}{2f}(x_{l}^{2} + y_{l}^{2})\right], \qquad (2)$$

其中 f 为透镜焦距, x_l, y_l 为第l 点的坐标。透镜为 直径 D 的圆, 其范围以外的光场复振幅置为零。

3) 模拟成像面上的散斑场。与步骤1类似,成 像面上第 *m* 个观察点的光场由下式表示:

$$A_{\rm img} = \sum_{l=1}^{L} \frac{A_l}{r_{\rm im}} \exp(ikr_{\rm im}), \qquad (3)$$

其中 L 为经透镜后紧贴透镜位置处微元数目, r_{lm} 为 步骤 2 所得散斑场上第 l 个点到成像面第 m 个观察 点的距离,即 $r_{lm} = \sqrt{z^2 + (x_l^2 - u_m^2) + (y_l^2 - v_m^2)}$ 。

本文通过 C 语言程序模拟生成了不同放大倍数 M 和透镜直径 D 下的成像散斑强度分布图,其中放大倍数 M 值的大小由图 1 中 d_2 和 d_1 的比值 决定。其他参数设置如下:激光波长为 632.8 nm, 散射面直径为 3 mm,散射面上均匀分布的散射微 元数目为 20000 个,以保证像面散斑强度概率密度 分布服从理论的负指数分布^[6]。透镜焦距 f 设为 100 mm。成像面为 3 mm×3 mm 的矩形,像素数 目为 300×300。因此,成像面采样间隔为 10 μ m× 10 μ m,与一般的 CCD 相机像素尺寸相当。

2.2 散斑成像模型实验

为了印证模拟所得结果的正确性,本文进行了 对应的散斑成像模型实验。如图 2 所示,以水平静 置的白色塑料圆盘作为散射面,波长为 632.8 nm 的 He-Ne 激光(美国 Melles Griot 公司,功率 15 mW)扩束至直径 20 mm 后以 30°入射角入射,散 射光经体视显微镜(Z16 APO,德国 Leica 公司)后 由 CCD 相机(PixelFly QE,德国 PCO Computer 公 司;像素尺寸 6.45 μ m×6.45 μ m)以 20 ms 曝光时 间收集。通过调节成像系统放大倍数及数值孔径, 获得—系列具有不同像面散斑尺寸的散斑图。模型 实验与程序模拟所得散斑图像数据由 Matlab 软件 进行分析处理。



图 2 散斑成像模型实验系统图



3.1 成像系统参数对散斑尺寸的影响

程序模拟了不同放大倍数 M 和透镜直径 D 下的 成像散斑强度分布图。由图 3(A)可见,当 D 为定值 时,像面散斑尺寸随 M 增大而增大。同时由几何光 学知识,视场范围随放大倍数的增大而减小,图 3(A) 准确反映出了这一关系。当 M=0.5 时,像面上所呈 现的散斑场直径 1.5 mm,为散射面直径的 0.5 倍;而 当 M=1 时,像面散斑场直径为3 mm,与散射面直径 相等。图 3(B)表明,当 M 为定值时,像面散斑尺寸随 D 增大而减小。因此,由模拟结果可知,像面散斑平 均尺寸随 M 增大而增大,随 D 增大而减小。





3.2 像面散斑平均尺寸计算公式

在研究像面散斑平均尺寸与散斑衬比的定量关系时,应计算像面散斑平均尺寸的大小。关于像面散斑平均尺寸的大小。关于像面散斑平均尺寸的理论计算公式,存在着两种不同的 表述。第一种表述如下^[13]:

$$r_{\rm s} \approx 1.22 \ \lambda (1+M)F, \tag{4}$$

其中 r_s 表示像面散斑平均尺寸,λ 为波长,M 为系 统放大倍数,F 为成像系统 F 数,即透镜焦距 f 与 透镜直径 D 的比值。另一种表述为^[12]:

$$r_s \approx 2.44 \ \lambda MF.$$
 (5)

(5)式中各变量名称与(4)式相同。通常在使用显 微镜系统时,F数未知,无法由公式计算直接得到 像面散斑平均尺寸的大小。一种常用的测量方法 是通过计算成像散斑某一区域内灰度值的归一化 自协方差函数,取曲线纵坐标值 1/2 处所对应的 横坐标的宽度近似估算像面散斑平均尺寸^[16]。程 序模拟了 D 为 3 mm,M 值分别为 0.5,1,1.5,2,3 五种情况下的成像散斑图。分别用上述三种方法 对所得散斑图进行散斑平均尺寸计算。结果如 表1 所示。

表1 三种方法所得像面散斑平均尺寸的比较

Table 1 Comparison of averaged image speckle size obtained by three different methods

Methods	Averaged image speckle size $/\mu m$				
	(<i>M</i> =0.5)	(M=1)	(M=1.5)	(M=2)	(M=3)
Equation (4)	38.6	51.5	64.3	77.2	102.9
Equation (5)	25.7	51.5	77.2	102.9	154.4
Normalized autocovariance estimate	33.4 \pm 3.9	49.7 ± 3.3	57.8 ± 3.2	71.9 ± 5.5	96.1 \pm 4.5

表1中,归一化自协方差估计所得结果为选取 10个不同区域计算并求均值和标准偏差的结果。 显然,这种估计所得结果与由(4)式计算所得结果更 为接近,而与(5)式计算得到的结果则存在着明显的 偏差。因此,应采用(4)式作为像面散斑平均尺寸的 理论计算公式。像面散斑平均理论计算公式的确认 为模拟成像散斑时成像参数的选择提供了指导。

3.3 散斑平均尺寸对衬比计算的影响

图 4 给出了由程序模拟和白盘模型实验所得成 像散斑的统计分析结果。图 4 (a)和(b)分别为由程 序模拟所得不同散斑尺寸 r_s 下散斑衬比的均值 $\langle K \rangle$ 及衬比的"衬比"^[11] $\sigma_K / \langle K \rangle$ 与空间邻域大小 $N_s^{1/2}$ 的关系曲线,其中 N_s 表示邻域内所有像素数。 (c),(d)分别为对应于(a)和(b)的模型实验结果。 图 4 中所得结果为 10 次计算的均值。 $\langle K \rangle$ 可以反 映衬比测量值与理论值的接近程度,而 $\sigma_K / \langle K \rangle$ 可以 反映衬比测量精度。图 4(a)与(c)的结果表明:对 于某一给定散斑尺寸 r_s 的成像散斑图, $\langle K \rangle$ 随邻域 的增大而增大,而对于不同 r。下的成像散斑图,同 一邻域计算所得 $\langle K \rangle$ 随 r_s 的增大而减小。(a)中的 曲线逐渐趋近于理论值1,而(c)中的曲线则趋近于 小于1的某个常数,这是因为程序模拟并没有考虑 噪声因素,而实验条件下环境噪声、成像系统噪声等 因素都会对衬比值产生影响。由图 4(a)所示结果 进一步发现,当邻域内散斑颗粒数目为15以上时, 所得(K)与理论值的偏差在 5%以内。图 4(b)与 (d)的结果表明:对于某一给定 r。的成像散斑图, $\sigma_{K}/\langle K \rangle$ 随邻域的增大而减小,而对于不同 r_{s} 下的 成像散斑图,同一邻域计算所得 $\sigma_K/\langle K \rangle$ 随 r_s 的增 大而增大。因此,通过图 4 中程序模拟与模型实验 结果的对比,证明了程序模拟所得结果的正确性。 同时,图4的结果表明,散斑尺寸与邻域大小共同影 响衬比测量精度。在实际应用中,应综合考虑衬比 测量精度与图像空间分辨率之间的平衡,合理洗择 成像系统参数和邻域大小。



图 4 模拟所得不同散斑尺寸下成像散斑衬比的均值(a)及衬比的"衬比"(b)随空间邻域变化曲线随空间邻域变化曲线; (c),(d)分别为对应于(a)和(b)的模型实验结果

Fig. 4 Mean value of speckle contrast (a) and contrast of speckle contrast (b) as a function of spatial kernel for different speckle sizes of numerical generated image speckle patterns; (c) and (d) are results of phantom experiments corresponding to (a) and (b), respectively

4 结 论

将成像散斑计算机模拟技术应用于静态散斑衬 比影响因素的研究,确认了合理的像面散斑平均尺 寸理论计算公式,并在此基础上研究了散斑衬比与 像面散斑平均尺寸及空间邻域大小的定量关系。通 过程序模拟与物理模型实验相结合,证实了静态散 斑衬比值随像面散斑平均尺寸增大而减小的现象。 研究结果为确定合理的成像参数提供了依据,并为 进一步研究如 CCD 特性参数,多次散射等多种因素 共同作用下散斑衬比变化趋势打下了基础。

参考文献

- A. F. Fercher, J. D. Briers. Flow visualization by means of single-exposure speckle photography[J]. *Opt. Commun.*, 1981, 37(5):326~330
- 2 J. D. Briers. Laser doppler and time-varying speckle: a reconciliation[J]. J. Opt. Soc. Am. A, 1996, **13**(2):345~350
- 3 J. D. Briers. Laser doppler, speckle and related techniques for blood perfusion mapping and imaging [J]. *Physiol. Meas.*, 2001, 22(4):R35~R66
- 4 T. Durduran, M. G. Burnett, G. Yu et al.. Spatiotemporal quantification of cerebral blood flow during functional activation in rat somatosensory cortex using laser speckle flowmetry[J]. Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism, 2004, 24(5): 518~525
- 5 A. K. Dunn, A. Devor, A. M. Dale *et al.*. Spatial extent of oxygen metabolism and hemodynamic changes during functional activation of the rat somatosensory cortex [J]. *Neuroimage*,

2005, 27(2):279~290

- 6 J. W. Goodman. Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications [M]. Berlin: Roberts and Company, 2006
- 7 J. D. Briers, S. Webster. Laser speckle contrast analysis (LASCA): a nonscanning, full-field technique for monitoring capillary blood flow[J]. J. Biomed. Opt., 1996, 1(2):174~ 179
- 8 M. D. Stern. In vivo evaluation of microcirculation by coherent light scattering[J]. Nature, 1975, 254(5495):56~58
- 9 J. D. Briers, G. J. Richards, X. W. He. Capillary blood flow monitoring using laser speckle contrast analysis (LASCA) [J]. J. Biomed. Opt., 1999, 4(1):164~175
- 10 D. D. Duncan, S. J. Kirkpatrick. Can laser speckle flowmetry be made a quantitative tool? [J]. J. Opt. Soc. Am. A, 2008, 25 (8):2088~2094
- 11 D. D. Duncan, S. J. Kirkpatrick, R. K. Wang. Statistics of local speckle contrast[J]. J. Opt. Soc. Am. A, 2008, 25(1):9 ~15
- 12 S. Yuan, A. Devor, D. A. Boas *et al.*. Determination of optimal exposure time for imaging of blood flow changes with laser speckle contrast imaging[J]. *Appl. Opt.*, 2005, 44(10): 1823~1830
- 13 B. Choi. Linear response range characterization and in vivo application of laser speckle imaging of blood flow dynamics[J]. J. Biomed. Opt., 2006, 11(4):041129
- 14 E. Kolenovic, W. Osten, W. Jüptner. Non-linear speckle phase changes in the image plane caused by out of plane displacement [J]. Opt. Commun., 1999, 171(4~6):333~344
- 15 J. W. Goodman. Introduction To Fourier Optics [M]. Roberts
 & Co, 2005
- 16 Y. Piederrière, J. Cariou, Y. Guern *et al.*. Scattering through fluids: speckle size measurement and Monte Carlo simulations close to and into the multiple scattering [J]. *Opt. Express*, 2004, **12**(1):176~188