

生物组织的动态双散射模型*

孙振杰 刘迎 马艺闻

(天津大学理学院物理系光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300072)

摘要 激光被生物组织散射后形成的动态随机光场可以看作是两部分光场的叠加,例如皮肤组织的散射,可被视为表皮组织的散射和皮下微血管中的红血球散射两部分,动脉血管中红血球的散射及其周围组织的散射。讨论了两部分光场在合成场中所占比重不同对合成场统计性质的影响。

关键词 动态散斑, 双散射, 生物组织

中图分类号 Q631 文献标识码 A

Model of Dynamic Double-scattering in Biology Tissues

SUN Zhen-jie LIU Ying MA Yi-wen

(College of Science, Key Laboratory of Opt - electronics Information Technical Science, EMC, Tianjin 300072)

Abstract The dynamic random optical field, which is formed after the laser is scattered by biology tissues, can be regarded as the superposition of two segmental optical fields. For example, the scattering of skin tissues can either be composed of the scattering of epidermis tissues and erythrocytes in endermic capillary, or be composed of the scattering of erythrocytes in artery and the tissues around them. This paper describe how the different proportions of the two segmental optical fields affect the statistic properties of the composed field.

Key words dynamic speckle, double-scattering, biology tissues

1 引言

生物组织是具有生命活力的动态散射介质,其光学参数、几何参数、运动特性等都会对散射光产生影响,使散射光场携带了生物组织的信息。因此可以用统计理论和分析方法研究光与生物物质相互作用,将光视为信息载体,通过对散射光的统计参数测量,研究生物组织的生理活动规律。例如,激光多普勒血流仪^[1],激光散斑法测量微循环^[2],皮肤烧伤诊断^[3]等实用技术的研究和应用。

从理论上研究激光被生物组织散射的现象是很困难的,在研究像皮肤这样的生物组织时,通常是建立一个半无限深的层状模型,研究方法有漫散射近似理论、动态激光散斑, Monte Carlo 方法等。本文考虑了一种双散射理论模型,此模型突破了层状模型的限制,根据皮肤散射的物理过程,将接收面的散射光场仅仅看作两部分光场之和。在图 1 中,散射光 D 和 E 部分由于没有受到运动红细胞的调制,因此形成了

合成光场中的慢变化部分,而散射光中的 H, G 和 F 部分受到运动红血球的散射,形成合成光场中的快速涨落部分,在接收面的光场是这两部分之和。在圆型复高斯随机过程假设条件下,研究了合成场的一阶和二阶统计性质,讨论了两部分光场在合成场中所占比重不同对合成场统计性质的影响。

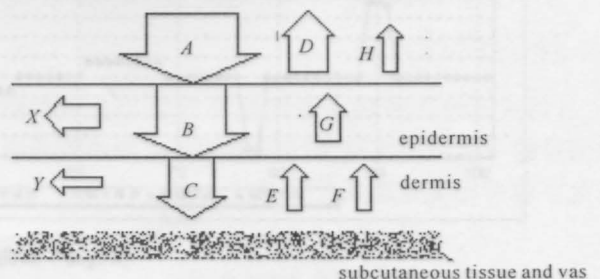


图 1 激光在皮肤组织中的散射过程
Fig. 1 Scattering process of laser in skin tissue

2 理论分析

慢变化光场的复振幅用 $A_1(t) = \sqrt{k_1} a_1(t)$ 表

* 光电信息技术科学教育部重点实验室资助课题。

示,快变化光场的复振幅用 $A_2(t) = \sqrt{k_2}a_2(t)$ 表示,合成场振幅为:

$$A(t) = A_1(t) + A_2(t) \quad (1)$$

设场振幅 $A(t)$ 是一复高斯分布的随机变量, $A(t) = A_1(t) + A_2(t)$, $A(t)$ 的统计性质可以用其二阶矩表示,常用的二阶矩是场振幅 $A(t)$ 的统计自相关函数

$$\Gamma_A = \langle A^*(t')A(t) \rangle \quad (2)$$

式中 $t' = t + \tau$, τ 是延迟时间, $\langle \rangle$ 表示系综平均, “*” 表示共轭. 对于一个光学测量系统来说, 光强是更具有实际意义的物理量, 光强 $I(t)$ 的统计相关为:

$$\Gamma_I = \langle I(t')I(t) \rangle = \langle A^*(t')A(t')A^*(t)A(t) \rangle \quad (3)$$

因此,强度相关是场振幅的四阶矩. 为进一步简化, 假设在接收面形成的散斑场 $A(t)$ 是局部平稳的, 且深度是随机的, 散斑场 $A(t)$ 服从零均值圆型复高斯统计^[4], 按照此统计性质, 归一化强度涨落的统计自相关 $G_{\Delta I}(\tau) = |\Gamma_A(\tau)|^2$, 利用(1)式, (2)式, 可以得到:

$$G_{\Delta I}(\tau) = (\Gamma_{A_1}^* + \Gamma_{A_2A_1}^* + \Gamma_{A_1A_2}^* + \Gamma_{A_2}^*) \times (\Gamma_{A_1} + \Gamma_{A_2A_1} + \Gamma_{A_1A_2} + \Gamma_{A_2}) \quad (4)$$

根据理论模型, 可进一步假设场振幅 $A_1(t)$ 和 $A_2(t)$ 统计是独立的, 即上式中有 $\Gamma_{A_1A_2}^* = \Gamma_{A_2A_1}^*$, $\Gamma_{A_1A_2} = \Gamma_{A_2A_1}$, 因此, 式(4)可以简化为:

$$G_{\Delta I}(\tau) = k_1^2 G_{\Delta I}^{(1)}(\tau) + k_2^2 G_{\Delta I}^{(2)} + 2k_1 k_2 G_{\Delta I}^{(1,2)}(\tau) \quad (5)$$

式中 $G_{\Delta I}^{(1)} = |\Gamma_{a_1}|^2$, $G_{\Delta I}^{(2)} = |\Gamma_{a_2}|^2$, $G_{\Delta I}^{(1,2)} = \Gamma_{a_1}^* \Gamma_{a_2} + \Gamma_{a_1} \Gamma_{a_2}^*$, k_1 和 k_2 分别表示散射光处在混合光场中, 光场 $A_1(t)$ 和 $A_2(t)$ 其强度各占一定比重, 即 $k_1 + k_2 = 1$. 根据对光场 $A_1(t)$ 和 $A_2(t)$ 的统计假设, 它们的归一化强度涨落的统计自相关函数具有如下形式:

$$\left. \begin{aligned} G_{\Delta I}^{(1)} &= \exp(-\alpha\tau^2), \\ G_{\Delta I}^{(2)} &= \exp(-\beta\tau^2), \\ G_{\Delta I}^{(1,2)} &= \cos\gamma \exp\left(-\frac{\alpha + \beta}{2}\tau^2\right) \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

式中 α, β 是与运动状态有关的参数, 即 $\alpha, \beta \propto 1/\tau_c^2$, τ_c 是相关时间. 在本文所讨论的情况下, 有 $\alpha \ll \beta$. γ 是与照明波长和光路结构有关的参数.

3 结果讨论

在式(5)中, 参数 k_1 和 k_2 表示了合成光场中慢变化场强度和快变化场强度各占比例. 快变化场携带了微循环血流运动的信息, 慢变化是表皮散射和皮下组织散射引起的, 组织的蠕动和测量时人体的无意识运动, 使其散射光也可称时间的函数, 但其运动强度远比携带血流信息的光场要小得多, 从这种意义上讲, 我们称 $A_1(t)$ 为“静散射”, 称 $A_2(t)$ 为“动散射”.

对于皮肤散射, 静散射和动散射在合成光场中所占比例随表皮厚度不同会有很大变化, 图2是动散射运动水平不变, 自相关函数随 k_1 的变化曲线. 从图中可见, 静散射成分的增加使相关曲线变形, 若按照相关曲线下降到 1/2 处取相关时间值, 其 k_1 的变化关系如图3所示.

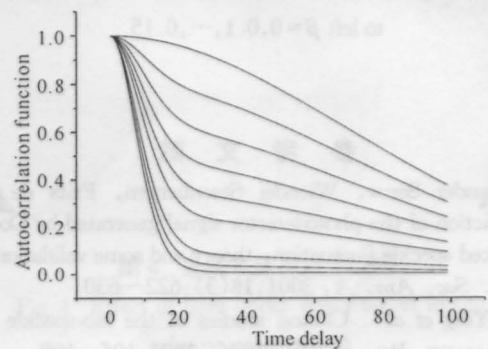


图2 自相关函数随 k_1 的变化. $\alpha = 0.0001, \beta = 0.01, \gamma = 0$, 从下往上各曲线 k_1 依次为 0.0, 0.1, …, 0.9

Fig. 2 Changes of autocorrelation function.

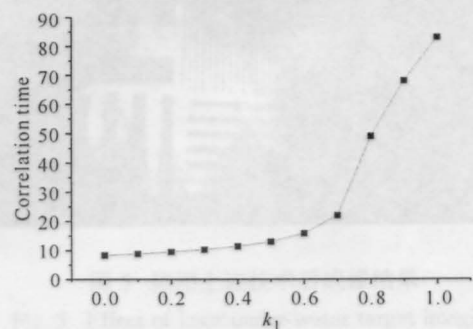


图3 相关时间随 k_1 的变化关系

Fig. 3 Changes of correlation time with k_1

图4显示了当静散射和动散射所占比重不变时, 即 k_1 和 k_2 不变, 自相关函数随动散射的运动水平的变化. 图5中横坐标是无静散射分量时散斑信号的相关时间, 纵坐标是有静散射分量时散斑信号的相关时间. 由图可知, 静散射分量使散斑信号的相关时间增加, 即趋向降低散斑信号的频率. 图5

为线性关系曲线,这一特性表明即使在静散射分量存在的不利条件下,微循环运动水平变化与相关函数的变化仍保持线性关系。

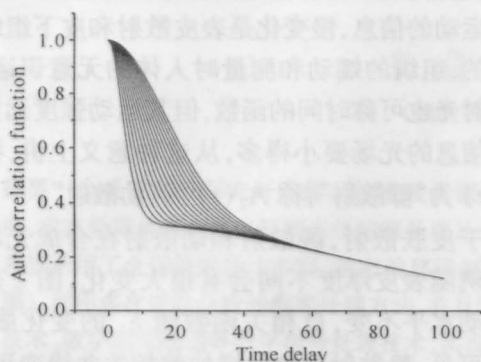


图4 自相关函数随 β 的变化. $\alpha=0.0001, \gamma=1, k_1=0.5, k_2=0.5$, 从右往左各曲线 β 依次为 $0.0, 0.01, \dots, 0.15$

Fig.4 Changes of autocorrelation function with β . From right to left $\beta=0, 0.1, \dots, 0.15$

参 考 文 献

- 1 Alexander Serov, Wiendel Steenbergen, Frits de Mul. Prediction of the photodetector signal generated by Doppler-induced speckle fluctuation; theory and some validations. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2001, **18**(3):622~630
- 2 Liu Ying *et al.*. Clinical studies of the bio-speckle blood flow meter. *Proc. SPIE*, 1996, **2887**:106~108

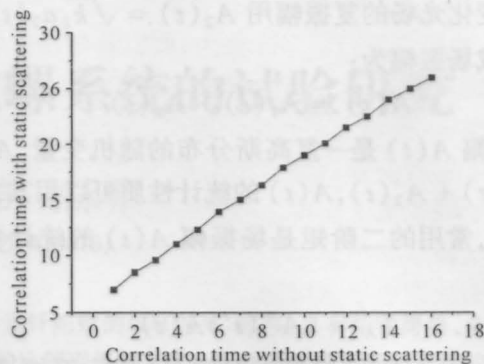


图5 无静散射与有静散射时相关时间的关系. $\alpha=0.0001, \beta=0.01, \gamma=1, k_1=0.5, k_2=0.5$

Fig.5 Relation of correlation time with and without static scattering

以上的结论与文献报道的实验研究结果基本一致^[5]。

- 3 刘 迎,张西芹,马世宁. 漫射光强度涨落测量皮肤烧伤深度的模拟实验研究. *中国激光*, 1999, **A26**(12):1123~1126
- 4 刘培森. 散斑统计光学基础. 北京: 科学出版社, 1987. 5~40
- 5 张小娟,刘 迎,马世宁. 皮肤表皮厚度对微循环测量的影响. *光电子·激光*, 1999, **10**(1):70~71