

混浊介质二维后向漫散射穆勒矩阵的测量*

胡锐 邓勇 鲁强 骆清铭**

(华中科技大学生物医学光子学教育部重点实验室, 武汉 430074)

摘要 研制了一套实验系统用于测量混浊介质的后向漫散射穆勒矩阵. 在系统中, 激光被调制成为所需偏振态, 聚焦于混浊介质表面. 利用 CCD 相机配合相应的偏振元件, 测量入射点周围区域的后向散射光中特定偏振态的能量空间分布, 并由测量值计算出介质的后向漫散射穆勒矩阵. 描述了系统的组成、测量原理以及方法, 分别测量了消偏振分光棱镜的反射穆勒矩阵和浓度 1.5% 的脂肪乳溶液的后向漫散射穆勒矩阵. 实验证明: 该系统能够完全消除样品表面镜面反射光的干扰, 精确的测量混浊介质的后向漫散射穆勒矩阵; 并可望用于生物组织的研究中.

关键词 生物光学与光生物物理学; 后向漫散射穆勒矩阵; 偏振成像; 混浊介质; 斯托克斯矢量

中图分类号 Q632; O436.3 **文献标识码** A

0 引言

混浊介质尤其是生物组织的光学特性逐渐成为一研究热点^[1~3]. 研究表明, 当把偏振光束聚焦并垂直入射到散射介质表面时, 测量并分析入射点周围区域每点的位置与该点后向漫散射光偏振态和强度的函数关系, 可以确定介质的约化散射系数、吸收系数以及散射粒子平均大小等特性参量^[4,5]. 此类研究中, 当入射光的偏振态不同时, 介质后向漫散射光的强度、偏振态的空间分布模式也不同. 因此, 仅仅测定某特定偏振入射光时介质的后向漫散射光的空间分布模式不能全面描述其后向漫散射特性, 因而引入偏振光学中的穆勒矩阵形式以便全面描述介质的后向漫散射特性. 关于介质后向漫散射穆勒矩阵的测量已有文献涉及^[6~9]. 测量系统一般采用中间穿孔的平面镜收集样品的后向漫散射光, 其不足在于: 1) 利用普通金属膜平面镜收集信号光时会改变光的偏振态^[10], 从而给测量带来误差. 2) 系统在避免了样品表面镜面反射光干扰的同时也丢失了样品表面光入射点处的后向散射信息.

本文设计了一套混浊介质的后向漫散射穆勒矩阵测量系统. 系统中利用不改变入射光偏振态的消偏振分光棱镜代替中间穿孔的平面镜, 因此有更好的测量效果. 并且这种设计既解决样品表面镜面反射干扰测量结果的问题, 又不损失光入射点处的后向漫散射光的信息. 文中详细描述了系统的组成, 推导了测量原理以及方法, 最后利用系统测量了消偏振分光棱镜的镜面反射穆勒矩阵和浓度为 1.5%

的脂肪乳溶液的后向漫散射穆勒矩阵, 并对结果进行了详细的分析.

1 系统组成

如图 1, 系统可以划分为入射光调制和信号光探测两个部分. 入射光调制部分的作用是产生测量所需要的偏振光束, 其光源是功率 10 mW 的 He-Ne 激光器, 发射波长 632.8 nm 的激光. 偏振片 P_1 用来对激光起偏, 产生直线偏振光. 半波片 R_1 作为直线偏振光的旋光器使用, 把直线偏振光的偏振方向旋转到所需方位. 四分之一波片 R_2 用来产生圆偏振光, 当其快轴与入射线偏光的偏振方位呈 45° 角时, 则可产生圆偏振光, 呈 0° 或 90° 时则不改变直线偏振光的偏振态. 因此, 设定 R_1 、 R_2 快轴的方向, 可以把激光调制成任意所需偏振态. 透镜 L_1 ($f=190$ mm) 把偏振光束聚焦后, 通过消偏振分光棱镜反射到样品表面, 样品表面光斑直径 $d \approx 0.1$ mm. 其中消偏振分光棱镜不改变光束的偏振态, 50% 的能量透过, 50% 的能量被反射.

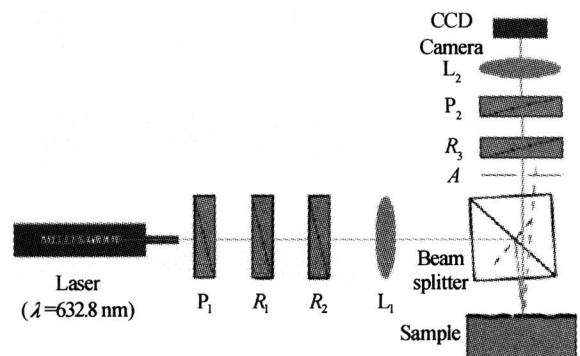


图 1 后向散射穆勒矩阵测量系统

Fig. 1 The system measuring diffuse backscattering Mueller matrices of highly scattering media

当入射光束到达被测混浊介质表面时, 一部分

* 国家自然科学基金(30470460, 60278017, 60440420131)资助项目

** Tel: 027-87792033-84 Email: qluo@mail.hust.edu.cn
收稿日期: 2005-04-07

因介质表面镜面反射而逸出,一部分则在介质中发生漫散射后逸出样品表面,而其后向散射部分就是系统需测的信号光. 系统中,假设棱镜斜面与入射光束呈 45° ,则镜面反射光和信号光的逸出方向重合,严重干扰信号光的测量. 因此,棱镜斜面必须在此基础上偏移一个微小角度,使镜面反射光和信号光的逸出方向错开,然后通过调节光阑 A 屏蔽镜面反射光. 信号光通过光阑后进入信号光探测部分. 这部分是用来测量信号光中的不同偏振成分的能量空间分布. 这部分中,四分之一波片 R_3 和线性偏振器 P_2 组成一个检偏器,通过调节 R_3 快轴和 P_2 偏光轴的方位角,可以提取出信号光中任意所需偏振成分. 然后通过透镜组 L_2 在 CCD 相机中成像,获得其能量的空间分布,供计算斯托克斯矢量和穆勒矩阵所用.

因为系统光源为相干光源,所以实测一些复合散射体(如脂肪乳溶液)的后向漫散射穆勒矩阵时,原始图像中含有大量的散斑. 并且由于样品内部粒子无规则运动导致拍摄过程中散斑的位置在图像中随机分布,影响成像质量. 因此,对此类样品测量时,需延长 CCD 相机的曝光时间,使曝光时间内散斑在空间各点的能量积分趋于平均,从而消除了散斑对成像质量的影响.

2 测量原理及方法

在系统中,定义包含光源、探测器和入射点三点的平面作为散射平面. 在此基础上建立如图 2 的参

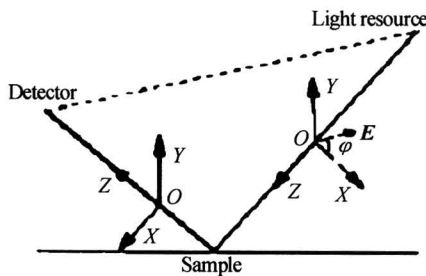


图 2 散射平面和空间坐标系

Fig. 2 Scattering plane and coordinate system

照系. 图中, Z 轴沿着光传播方向, Y 轴垂直于散射平面, X 轴平行于散射平面. 在平面 XOY 内,任意光束的电矢量 E 均可以分解为 X, Y 轴两个方向的电矢量 E_x, E_y . 定义其斯托克斯矢量为

$$S = \begin{pmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \langle |E_x|^2 + |E_y|^2 \rangle \\ \langle |E_x|^2 - |E_y|^2 \rangle \\ \langle 2E_x E_y \cos \delta \rangle \\ \langle 2E_x E_y \sin \delta \rangle \end{pmatrix} \quad (1)$$

式中 δ 为 E_x, E_y 的相位差,三角括号表示对其中物理量进行时间平均. 显然, S_0 的物理意义是光束的

总能量. 斯托克斯矢量各项除以 S_0 , 就是归一化斯托克斯矢量. 归一化斯托克斯矢量通过四个元素全面的记录了光束的偏振特性.

对于任意线性光学系统,假设其输入光的斯托克斯矢量为 S_{in} , 输出光的斯托克斯矢量为 S_{out} . 因为 S_{in}, S_{out} 均为 4 元列向量,所以该系统对光的作用可以用一个 4×4 矩阵描述,即

$$S_{out} = M \times S_{in} \quad (2)$$

式中 M 即是系统的穆勒矩阵,它全面的记录光学系统对入射光偏振态的影响. 这里光学系统可以是标准光学元器件,也可是文中的混浊介质. 因此,当光束穿过光学系统时,利用其斯托克斯矢量左乘系统穆勒矩阵就可以得到输出光的斯托克斯矢量.

设从样品逸出的信号光斯托克斯矢量为

$$S_{bs} = (S_0 \ S_1 \ S_2 \ S_3)^T \quad (3)$$

式中: T 表示矩阵的转置. S_{bs} 的每个元素都是一幅二维图像,对应于系统成像区域的后向漫散射光斯托克斯矢量的各分量.

信号光经过四分之一波片 R_3 和偏振片 P_2 后,成像于 CCD 相机内. 假设进入 CCD 相机的光束斯托克斯矢量为 S_{CCD} ,该过程可以用以下等式描述

$$S_{CCD} = M_p(\theta_1) \times M_R(\theta_2) \times S_{bs} \quad (4)$$

式中, θ_1 为偏振片偏光轴与 X 轴的夹角, $M_p(\theta_1)$ 为偏振片的穆勒矩阵,是 θ_1 的函数; θ_2 是波片的快轴相对 X 轴的夹角, $M_R(\theta_2)$ 是四分之一波片的穆勒矩阵,为 θ_2 的函数^[11]. S_{CCD} 第一个元素对应进入 CCD 相机的光能量,即是 CCD 测量值.

通过测量信号光中四种偏振成分的强度空间分布就可以得到信号光斯托克斯矢量 S_{bs} 的测量值. 表 1 中列出四种偏振成分的归一化斯托克斯矢量以

表 1 获得斯托克斯矢量值所必须进行的四种测量

测量值	θ_1	θ_2	测量值理论表达式	该偏振成分归一化斯托克斯矢量
I_x	0°	0°	$\frac{1}{2}(S_0 + S_1)$	$(1 \ 1 \ 0 \ 0)^T$
I_y	90°	0°	$\frac{1}{2}(S_0 - S_1)$	$(1 \ -1 \ 0 \ 0)^T$
I_{45°	45°	45°	$\frac{1}{2}(S_0 + S_2)$	$(1 \ 0 \ 1 \ 0)^T$
I_r	45°	0°	$\frac{1}{2}(S_0 + S_3)$	$(1 \ 0 \ 0 \ 1)^T$

及测量其能量空间分布时偏振片 P_2 的偏光轴方位角 θ_1 和波片 R_3 快轴的方位角 θ_2 ,以及把 θ_1, θ_2 代入式(5)计算出的各测量值的理论表达式. 通过表中表达式就可以反推出 S_{bs} 的测量值

$$S_{bs} = \begin{pmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_x + I_y \\ I_x - I_y \\ 2I_{45^\circ} - I_x - I_y \\ 2I_r - I_x - I_y \end{pmatrix} \quad (5)$$

在测量样品的后向漫散射穆勒矩阵时,入射光依次被调制成方位角为 0° 、 45° 和 90° 的线偏光以及右旋圆偏光,其归一化斯托克斯矢量如下

$$\begin{aligned} \mathbf{H} &= (1 \ 1 \ 0 \ 0)^T \\ \mathbf{V} &= (1 \ -1 \ 0 \ 0)^T \\ \mathbf{P} &= (1 \ 0 \ 1 \ 0)^T \\ \mathbf{R} &= (1 \ 0 \ 0 \ 1)^T \end{aligned} \quad (6)$$

依次按照上述斯托克斯矢量测量方法测出四种情况下信号光的斯托克斯矢量 \mathbf{H}_{out} 、 \mathbf{V}_{out} 、 \mathbf{P}_{out} 和 \mathbf{R}_{out} , 分别代入式(2), 可以解得穆勒矩阵的值

$$M = (\mathbf{H}_{\text{out}} \ \mathbf{V}_{\text{out}} \ \mathbf{P}_{\text{out}} \ \mathbf{R}_{\text{out}}) \begin{pmatrix} \frac{1}{2} & \frac{1}{2} & -\frac{1}{2} & -\frac{1}{2} \\ \frac{1}{2} & -\frac{1}{2} & -\frac{1}{2} & \frac{1}{2} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

3 实验材料准备

为了验证系统以及测量方法,并评估系统的测量误差,本文设计了两组实验:

第一组中测量了系统中消偏振分光棱镜的镜面反射穆勒矩阵. 消偏振分光棱镜是常用光学元件,其理论的镜面反射穆勒矩阵是已知的. 因此,对比测量值与理论值,可以评估测量方法的正确性,对系统的误差分析. 具体测量方法是:在系统中,把消偏振分光棱镜翻转 180° ,微调棱镜斜面使其把入射光直接镜面反射到系统的信号光探测部分. 然后调节系统成像区域大小为 $0.08 \text{ mm} \times 0.08 \text{ mm}$,只对照射光斑成像,最后依上文所述方法测量其镜面反射穆勒矩阵.

第二组中测量了浓度 1.5% 的脂肪乳溶液的后向漫散射穆勒矩阵. 脂肪乳溶液是一种高散射乳浊液,粒子平均直径约 $100 \mu\text{m}$,有良好的散射特性,并且对波长为 632.8 nm 的激光几乎没有吸收. 生物组织是一种高散射的介质,有很多与脂肪乳溶液相似的光学特性,因此在研究中经常用脂肪乳溶液模拟生物组织. 实验中溶液被置在样品台上,深度约为 2 cm ,调节成像区域面积为 $1.8 \text{ mm} \times 1.8 \text{ mm}$,然后按照上述方法测量其后向散射穆勒矩阵.

4 实验结果与讨论

消偏振分光棱镜的镜面反射穆勒矩阵测量值如图 3. 矩阵每幅图像都在原始图像的基础上做了归一化处理,即都被除以第一幅图的最大值. 然后对每幅图像空间平均,并除以第一幅图像平均值,可以得到归一化的平均穆勒矩阵

$$M_{\text{average}} = \begin{pmatrix} 1.0000 & -0.0464 & -0.0270 & -0.0966 \\ -0.0382 & 0.9779 & -0.0319 & 0.0626 \\ 0.0484 & 0.0483 & -0.9326 & -0.0500 \\ 0.0516 & -0.0458 & 0.0531 & -0.9930 \end{pmatrix} \quad (8)$$

因为,理想消偏振分光棱镜的镜面反射是不改变光的偏振态的. 但是系统的坐标系经过镜面反射后,与原坐标系呈镜面对称,所以理想平面镜的穆勒矩阵为

$$M_{\text{ideal}} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (9)$$

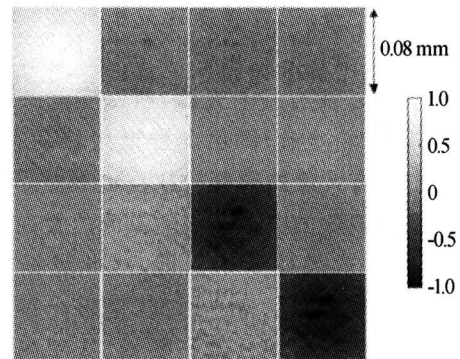


图 3 消偏振分光棱镜的反射穆勒矩阵
Fig. 3 Specular reflecting Mueller matrix of the non-polarizing beamsplitter

对比可以看出,测量值与理论值元素之间的相对误差最大为 9.66%. 影响系统的测量误差主要有:1) 系统中各偏振元件的光轴方位角机械误差. 2) 系统光学元件的本身缺陷. 比如偏振片、分光棱镜均与理想状态有一定差距. 3) CCD 相机本身的电子噪音和测量环境中的背景噪音均对测量结果的影响.

浓度为 1.5% 的脂肪乳溶液的后向漫散射穆勒矩阵测量值如图 4. 该图同样经过归一化处理,并使用伪彩色进行图像增强,其中:暖色调表示正值,冷色调表示负值. 经伪彩色增强的图像直观描述了介质后向漫散射穆勒矩阵各元素的方位特性. 矩阵中各图像模式的方位呈现以下特点:大部分图像都具有一定的对称性;而且大多数图像模式之间具有的相似性,甚至把某些图像模式的方位做一定角度旋转就能够得到其他的图像. 当任意偏振态的激光束垂直聚焦到样品表面时,把该测量值和入射光斯托克斯矢量代入式(2)中,都可以得到入射点周围各空间位置的后向漫散射光斯托克斯矢量,因此该矩阵全面的描述了混浊介质的后向漫散射特性. 除此之外,该测量结果体现了实验系统以下优点:1) 实验系统有效的排除了样品镜面反射的干扰;2) 样品处于

成像区域内每点(包括光入射点处)的后向漫散射光均在图像中得到反映. 3) 实验结果图中没有观测到大颗粒散斑图样, 从而证明, 测量过程中延长 CCD 相机曝光时间的方法能够很好的消除散斑在探测过程的负面作用.

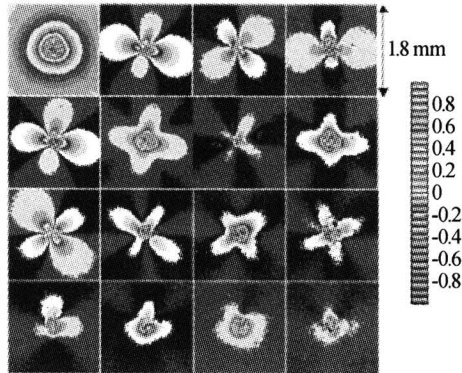


图4 浓度为 1.5% 脂肪乳的二维后向漫散射穆勒矩阵
Fig. 4 The diffuse backscattering Mueller matrix of a 1.5% Intralipid solution

5 结论

综上所述, 利用本实验系统测量混浊介质的后向漫散射穆勒矩阵, 能够有效的分离混浊介质的漫后向散射光和表面镜面反射光, 排除镜面反射光的干扰, 并且保留了光入射点处的后向漫散射光的信息, 从而达到比较好的测量效果. 由于脂肪乳溶液跟生物组织光学特性的相似性, 从而证明了本系统在生物组织的偏振特性的研究中有应用前景.

参考文献

- 1 骆清铭, 李再光. 生物组织中激光传输规律的模拟与检验. *光子学报*, 1995, **24**(2): 125~129
Luo Q M, Li Z G. *Acta Photonica Sinica*, 1995, **24**(2): 125~129
- 2 许棠, 张春平, 王新宇, 等. 连续光在生物组织中能流率分布的漫射近似和模拟. *光子学报*, 2003, **32**(5): 571~575
Xu T, Zhang C P, Wang X Y, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2003, **32**(5): 571~575
- 3 张琳, 张连顺, 许棠, 等. 生物组织的光学参量的离体和在线无损测量. *光子学报*, 2004, **33**(11): 1377~1381
Zhang L, Zhang L S, Xu T, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2004, **33**(11): 1377~1381
- 4 Kienle A, Lilge L, Patterson M S, *et al.* Spatially resolved absolute diffuse reflectance measurements for noninvasive determination of the optical scattering and absorption coefficients of biological tissue. *Applied Optics*, 1996, **35**(13): 2304~2314
- 5 Hielscher A H, Mourant J R, Bigio I J. Influence of particle size and concentration on the diffuse backscattering of polarized light from tissue phantoms and biological cell suspensions. *Applied Optics*, 1997, **36**: 125~135
- 6 Bartel S, Hielscher A H. Monte Carlo simulations of the diffuse backscattering Mueller matrix for highly scattering media. *Applied Optics*, 2000, **39**(10): 1580~1588
- 7 Yang P, Wei H, Kattawar G W, *et al.* Sensitivity of the backscattering Mueller matrix to particle shape and thermodynamic phase. *Applied Optics*, 2003, **42**(21): 4389~4395
- 8 Hielscher A H, Eick A A, Mourant J R, *et al.* Diffuse backscattering Mueller matrices of highly scattering media. *Optics Express*, 1997, **1**(13): 441~453
- 9 Nezhuvungal A, Li Y F, Anumula H, *et al.* Mueller matrix optical imaging with application to tissue diagnostics. *Proc SPIE*, **4961**: 137~146
- 10 田志伟. 偏振光及其应用. 上海: 上海科学技术出版社, 1957. 44
Tian Z Y. *Polarized Light and It's Application*. Shanghai: Shanghai Scientific & Technical Publishers, 1957. 44
- 11 新谷隆一, 范爱英, 廉昌鹤. 偏振光. 北京: 原子能出版社, 1994. 61~69
Xingu L Y, Fan A Y, Lian C H. *Polarized Light*. Beijing: Atomic Publisher, 1994. 61~69

Measurement of the Two-dimensional Diffuse Backscattering Mueller Matrix of Turbid Medium

Hu Rui, Deng Yong, Lu Qiang, Luo Qingming

*The Key Laboratory of Biomedical Photonics of Ministry of Education, Huazhong University
of Science and Technology, Wuhan 430074*

Received date: 2005-04-07

Abstract A polarization-imaging system was developed to measure the two-dimensional diffuse backscattering Mueller matrix of turbid medium. In the system of a polarized, collimated laser beam was focused to a small point on the medium, and the multiply scattered, diffusely backreflected light around this point was recorded with a CCD camera. The system and the theory of measurement were described in detail in the paper. And then, the specular reflecting Mueller matrix of the non-polarizing beamsplitter and the two-dimensional diffuse backscattering Mueller matrix of a 1.5% Intralipid solution were measured. The result confirms that the system can avoid the specular reflectance of the sample and exactly measure the Mueller matrix of the sample.

Keywords Biological optics and biophysics; Diffuse backscattering Mueller matrix; Turbid medium; Polarization-imaging; Stokes vector



Hu Rui was born in 1980. He received B. S. degree from Huazhong University of Science and Technology in 2002. He started his research on biomedical optics in 2003. Now he is a master student in Huazhong University of Science and Technology. His research interests include photoelectronic technology and application in biomedical engineering.