

# 视细胞浓度分布对散射光偏振性的影响

叶海水 高志山 何 军 李 阳 秦震宇

(南京理工大学电光学院, 江苏 南京 210094)

**摘要** 人眼视网膜是一种具有高散射特性的生物组织。基于米氏散射理论研究光在视网膜组织中的传输过程对生物组织散射成像具有重要意义。根据解剖学上视网膜结构与细胞分布的特点,引入分子动力学领域的静态结构因子修正辐射传递理论,并采用离散坐标法求解视细胞对散射光偏振性的影响。结果表明散射光偏振性取决于视细胞尺寸与浓度分布等因素。在不同的极角和光程位置,散射光束的偏振性呈现波动性变化,视锥细胞核比视杆细胞核具有更强的散射特性,散射光束的偏振特性变化随散射角的增大而增大。

**关键词** 医用光学;散射;辐射传递理论;离散坐标法;光偏振性;静态结构因子

**中图分类号** O436.2 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201232.0317002

## Visual Cell Concentration Effect on the Polarization of Scattered Light

Ye Haishui Gao Zhishan He Jun Li Yang Qin Zhenyu

(School of Electronic and Optoelectronic Technology, Nanjing University of Science and Technology,  
Nanjing, Jiangsu 210094, China)

**Abstract** Human's eye is a biological tissue with high scattering. Analysis on light propagation in human's eye based on Mie theory has great significance on the research of multi-scattering imaging in biological tissue. According to the anatomical retinal structure and cellular distribution, a static structure factor from molecular dynamics is introduced to revise the radiative transfer theory, and the polarization of scattered light is numerically solved by the discrete ordinate method (DOM). The numerical results show that the polarization of scattered light depends on the cellular size and concentration distribution etc. Light polarization fluctuates for different polar angles and optical paths, and cone nucleus has more intrinsic polarization than rod nucleus. The variance of scattered light polarization increases as the scattering angle increases.

**Key words** medical optics; scattering; radiative transfer theory; discrete ordinate method; light polarization; static structure factor

**OCIS codes** 290.4020; 290.4210; 260.5430; 170.3660

### 1 引 言

在复杂的人眼系统中,视网膜是一种具有多层结构的高散射特性组织。在解剖学上,视网膜视部主要分为色素上皮层、视锥视杆细胞层等 10 层,分布的细胞主要包括色素上皮细胞、视细胞等<sup>[1,2]</sup>。考虑到细胞的尺寸接近于光波长量级,均可视作米氏散射的微粒,光束与单个粒子的相互作用基于米氏散射理论<sup>[3,4]</sup>描述的散射与吸收过程。生物组织

中粒子分布的随机性与多样性决定了处理光束在生物组织中的传输是研究粒子多重散射过程,主要包括电磁理论<sup>[5]</sup>和辐射传输理论<sup>[6]</sup>。根据辐射传输理论,研究光在介质中的传输问题时通常需要建立动态守恒的辐射传输方程(RTE)。由于精确求解辐射传输方程的困难,研究者提出了一些近似处理,包括漫反射近似<sup>[7]</sup>与 Kubelka-Munk(KM)理论<sup>[8]</sup>。

基于漫反射近似,Hammer 等<sup>[9]</sup>采用双积分球

**收稿日期**: 2011-08-04; **收到修改稿日期**: 2011-11-01

**基金项目**: 国家自然科学基金(60678048, 60977008)资助课题。

**作者简介**: 叶海水(1986—),男,博士研究生,主要从事眼视光学理论与视网膜三维成像等方面的研究。

E-mail: yhs.1986@163.com

**导师简介**: 高志山(1966—),男,博士,教授,主要从事眼视光学理论与光学测试技术等方面的研究。

E-mail: zhishgao@mail.njust.edu.cn(通信联系人)

的实验方法测量出漫反射和漫透射通量,并结合逆向蒙特卡罗模拟(IMCM)的方法,研究了眼底病变组织的光学散射系数与吸收系数以及各向异性因子等参数,为病变组织的早期诊断提供参考依据。Sardar等<sup>[10]</sup>在Hammer的工作基础上,增加了光束偏振性的探讨,研究了完整的视网膜组织的散射特性。在层状结构的视网膜介质中,散射光的光学特性对入射光束的偏振态非常敏感,因此数值求解过程中不能忽略偏振态。研究表明视网膜组织具有显著的内在偏振特性,且病变组织比健康组织更加明显,故偏振态检测也可作为病变诊断的依据。双积分球测量时将视网膜样本看做“黑匣子”,漫射通量反映了视网膜组织散射与吸收的宏观统计效应,忽略了视网膜具体某个方向的漫射通量变化,因此逆向倍增法求解的偏振态是所有散射方向的平均统计量,反映的是视网膜组织整体的内在偏振特性。为了细致地分析不同散射方向的偏振特性,本文根据视网膜组织结构和视细胞分布的特点,采用数值方法模拟不同方向的多重散射过程,理论模型正是基于KM理论。对于稀疏分布的介质,各个散射粒子的散射认为是彼此独立的过程,因此采用相位矩阵描述粒子散射的影响。对于密集分布的介质,独立散射的假设会过高地估计散射,采用稀疏分布的相位矩阵不足以描述光子在密集分布介质中的散射过程<sup>[11~13]</sup>。从严格的场理论考虑,分子动力学领域的静态结构因子能够描述不同散射方向上粒子浓度分布引起的散射几率变化,即修正后的相位矩阵不仅兼顾了粒子尺寸分布的影响因素,还补充了粒子浓度分布对动态散射的影响。

粒子尺寸分布和粒子浓度分布是影响介质散射特性的两个重要因素。以特定方向入射的光束在散射介质中的传播过程携带了介质的内部结构信息,在散射方向的终端位置检测到的散射光束物理特性就是介质内部结构信息的载体,如研究不同散射方向上的光束偏振特性变化,根据这些测量结果就能反演出散射介质的内部结构信息。数值模拟的过程有助于研究者了解介质内部的多重散射过程,数值结果对应着不同散射方向上的偏振特性,为反演介质的内部结构信息提供必要的理论和数学模型基础。

本文根据解剖学上视网膜结构与视细胞分布的特点,采用静态结构因子描述视细胞浓度分布对散射相位矩阵的影响。修正后的辐射传输方程,是一个包含散射空间方位和视细胞浓度分布的微分方

程,且方程右边的非齐次项是关于散射空间方位的二次积分。结合离散坐标法(DOM)离散化处理修正后的辐射传输方程,转换成 $N$ 个方向的微分方程,计算结果随方向数量 $N$ 的增加趋于稳定的收敛值。

## 2 散射理论

人眼视网膜组织是一种复杂的多层结构,根据细胞分布的特点,解剖学文献中通常认为视网膜可以分解为10层。与人眼视觉相关的主要为视锥视杆细胞层,主要细胞为视杆细胞和视锥细胞等视细胞,均由细胞内节、外节以及胞体组成,其中内节实现细胞代谢的功能,外节完成光能向神经电能转换的作用<sup>[1,2]</sup>。

视杆细胞内节呈长柱体,视锥细胞内节呈椭球体,在中央凹区域附近,直径均为 $1.0\sim 1.5\ \mu\text{m}$ 。胞体结构中主要为细胞核,在视细胞中比较明显,近似为球体。在中央凹区域附近,视杆细胞胞体略小于视锥细胞胞体,前者直径为 $4\sim 6\ \mu\text{m}$ ,而后者直径为 $6\sim 8\ \mu\text{m}$ <sup>[1]</sup>。

由于检查技术和样本限制,目前视网膜细胞地形图的研究只局限于几种主要细胞和分层,包括视细胞地形图、神经节细胞地形图等。最为典型的是Delint等<sup>[14,15]</sup>制作的视细胞地形图和神经节细胞地形图。基于Curcio提出的视网膜铺片和激光视网膜切削方法,复旦大学眼耳鼻喉科医院的楚艳华<sup>[16]</sup>在2004年研究了视细胞的分布特征,包括视锥细胞内节和胞体浓度分布、视杆细胞内节和胞体浓度分布等。中央凹内有极高浓度的视锥细胞,周边区域视锥细胞内节的浓度急剧衰减,变化的趋势是随着离心度增加而减小,视锥细胞胞体浓度的减少趋势较缓,在周边区域内仍维持高浓度的分布。中央凹区域不存在视杆细胞,视杆细胞内节在离心度为 $0.1\sim 0.2\ \text{mm}$ 后出现,且随着离心度增加而增多。视杆细胞胞体也呈现同样的变化趋势,不同的是内节与胞体的高浓度区域不同,前者的离心度位于 $4\ \text{mm}$ 左右,后者在离心度超过 $1\ \text{mm}$ 后基本维持稳定的浓度分布。从无视杆细胞区域至细胞出现的小凹周边,视杆细胞浓度迅速增长;到达锯齿边缘区域,视杆细胞浓度缓慢下降。

辐射传输理论基于能量守恒的原理,建立了粒子在介质传输过程中不同空间方位内因吸收和散射造成的粒子数变化规律,即前一个方位的损耗量必然贡献于后一个方位的增加量。KM理论是辐射传

输理论的一种近似模型,这种模型中讨论了偏振光的散射过程。矢量辐射传输方程(VRTE)中的  $\mathbf{I}(\tau, \mu, \varphi)$  包含  $I, Q, U$  和  $V$  4 个斯托克斯参数:

$$\mu \frac{\partial}{\partial \tau} \mathbf{I}(\tau, \mu, \varphi) + \mathbf{I}(\tau, \mu, \varphi) = \frac{\omega}{4\pi} \int_{-1}^1 \int_0^{2\pi} \mathbf{P}(\mu, \mu', \varphi, \varphi') \times \mathbf{I}(\tau, \mu', \varphi') d\varphi' d\mu' + \mathbf{Q}(\tau, \mu, \varphi), \quad (1)$$

式中  $\tau \in [0, \tau_0]$  为光程,即沿着离心度方向散射粒子偏离中央凹的距离,为了处理方便,统一采用归一化的数值,  $\tau_0 = 1, \mu \in [-1, 1]$  为极角  $\theta$  的余弦值,  $\varphi \in [0, 2\pi]$  为球坐标系中的方位角,  $\omega$  为散射粒子的反照率。反照率与粒子尺寸相关,由于介质中的粒子尺寸存在多样性,因此反照率一般取平均值。等式右边第一项积分中的  $\mathbf{P}$  为相位矩阵,表示沿着  $(\mu', \varphi')$  方位入射到  $\tau$  处向  $(\mu, \varphi)$  方位发生散射的几率,如图 1 中所示;第二项表示光源照明。

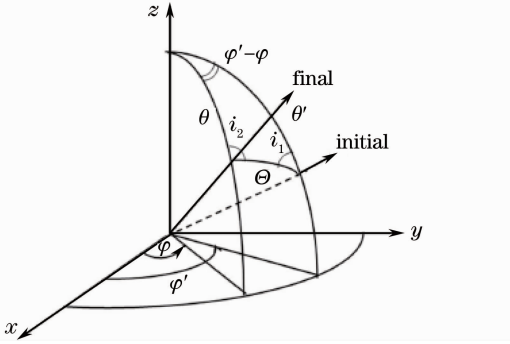


图 1 散射粒子的坐标系,  $\mu = \cos \theta, \mu' = \cos \theta'$   
Fig. 1 Coordinate of scattering particle,  $\mu = \cos \theta,$   
 $\mu' = \cos \theta'$

矢量辐射传输方程的数值解法主要包括离散坐标法<sup>[17,18]</sup>、球形谐波法(SHM)<sup>[19]</sup>、倍增法(DM)<sup>[20]</sup>、 $F_N$ 法<sup>[21]</sup>以及蒙特卡罗法(MCM)<sup>[22]</sup>等。矢量  $\mathbf{I}(\tau, \mu, \varphi)$  是包含 4 个元素的列向量,将矢量的辐射传输方程转换为标量的辐射传输方程。(1)式右边第一项的二重积分是辐射传输方程求解的关键,常用方法包括相位矩阵的傅里叶级数展开<sup>[17,18]</sup>和球形谐波函数<sup>[23,24]</sup>展开,前者将相位矩阵分解为余弦项和正弦项两部分,如(2)式所示;后者采用勒让德多项式展开相位矩阵,如(3)式所示。

$$\mathbf{P}(\mu, \mu', \varphi, \varphi') = \frac{1}{2} \mathbf{C}^0(\mu, \mu') + \sum_{m=1}^L \mathbf{C}^m(\mu, \mu') \cos[m(\varphi - \varphi')] + \mathbf{S}^m(\mu, \mu') \sin[m(\varphi - \varphi')], \quad (2)$$

$$\mathbf{P}(\cos \Theta) = \sum_{l=0}^L \chi_l \mathbf{P}_l(\cos \Theta), \quad (3)$$

式中  $\chi_l$  为勒让德系数;  $\Theta$  为散射角,如图 1 中的坐标系所示,它与散射前后空间方位  $(\mu, \varphi)$  及  $(\mu', \varphi')$  的关系为

$$\cos \Theta = \cos \theta \cos \theta' + \sin \theta \sin \theta' \cos(\varphi - \varphi'). \quad (4)$$

$\mathbf{B}_l$  是 Greek 常数构成的  $4 \times 4$  矩阵,它揭示了介质中粒子的 Mie 散射特性,它与相位矩阵有本质的联系,因此也是 Mie 散射的特征常数。 $\mathbf{B}_l$  表示为

$$\mathbf{B}_l = \begin{bmatrix} \beta_l & \gamma_l & 0 & 0 \\ \gamma_l & \alpha_l & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \zeta_l & -\epsilon_l \\ 0 & 0 & \epsilon_l & \delta_l \end{bmatrix}. \quad (5)$$

在化简(1)式所示的辐射传输方程时,相位矩阵进行(2)式中所示的傅里叶分解,既完成方位角的分离,并采用两个独立的极角余弦  $\mu$  和  $\mu'$  表示相位矩阵傅里叶分解后的余弦分量和正弦分量。当  $m \neq 0$  时,展开后的正弦分量和余弦分量在方位角  $[0, 2\pi]$  范围内的积分均为 0,仅保留下零频的余弦分量,化简后的辐射传输方程为

$$\mu \frac{\partial}{\partial \tau} \mathbf{I}_*(\tau, \mu) + \mathbf{I}_*(\tau, \mu) = \frac{\omega}{2} \sum_{l=0}^L \Pi_l(\mu) \mathbf{B}_l \int_{-1}^1 \Pi_l(\mu') \mathbf{I}_*(\tau, \mu') d\mu' + \mathbf{Q}(\tau, \mu), \quad (6)$$

式中  $\mathbf{I}_*(\tau, \mu) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \mathbf{I}(\tau, \mu, \phi) d\phi$ 。

球形谐波函数展开的相位分量是不同次勒让德多项式之和,根据勒让德多项式推论<sup>[25]</sup>可知,在  $[0, 2\pi]$  范围内关于散射角余弦值的  $l$  次勒让德多项式对方位角的积分值是两个极角余弦值的  $l$  次勒让德多项式乘积后的求和,可表示为

$$\int_0^{2\pi} P_l(\cos \Theta) d\phi = 2\pi \sum_{l=0}^L P_l(\cos \theta) P_l(\cos \theta'). \quad (7)$$

结合上述的勒让德多项式推论,采用球形谐波函数<sup>[24]</sup>处理的辐射传输方程可以进一步转化为

$$\mu \frac{\partial}{\partial \tau} \mathbf{I}^m(\tau, \mu) + \mathbf{I}^m(\tau, \mu) = \frac{\omega}{2} \sum_{l=m}^L \chi_l^m P_l^m(\mu) \int_{-1}^1 P_l^m(\mu') \mathbf{I}^m(\tau, \mu') d\mu' + \mathbf{S}(\tau, \mu), \quad (8)$$

式中  $\chi_l^m = \frac{(l-m)!}{(l+m)!} \chi_l$ ,  $P_l^m(\mu)$  是  $l$  次  $m$  阶的连带勒让德多项式,  $\mathbf{I}^m(\tau, \mu)$  是  $\mathbf{I}(\tau, \mu, \phi)$  傅里叶展开后的余弦项。

(6)式和(8)式的共同点是化简了辐射传输方程右边第一项对方位角在 $[0, 2\pi]$ 内的积分,而保留了对极角余弦在 $[-1, 1]$ 内的积分。常用的一种处理积分方法<sup>[17,18]</sup>就是采用高斯-勒让德积分公式对连续积分区域离散化,转化为数个特征坐标点的加权求和过程,这种方法称为离散坐标法。引入 $[-1, 1]$ 区间内 $N$ 个高斯积分点 $\mu_n$ 和相应的权值 $\omega_n$ 可得

$$\mu \frac{\partial}{\partial \tau} \mathbf{I}_*(\tau, \mu) + \mathbf{I}_*(\tau, \mu) = \frac{\omega}{2} \sum_{l=0}^L \Pi_l(\mu) \mathbf{B}_l \sum_{n=1}^N \omega_n \mathbf{I}_*(\tau, \mu_n) + \mathbf{Q}(\tau, \mu). \quad (9)$$

研究光在视网膜组织的传输时,中央凹及中央凹周围的视细胞呈现不同的浓度分布特性,这决定了在求解辐射传输方程时必须考虑粒子浓度的影响,即粒子浓度的空间分布决定了光子从空间方位 $(\mu', \varphi')$ 向空间方位 $(\mu, \varphi)$ 散射的几率,直接体现在辐射传输方程中相位矩阵受到粒子浓度分布的影响,故引入静态结构因子<sup>[26~28]</sup>修正多重散射的相位矩阵,可表示为

$$\mathbf{P}_T(\mu, \mu', \varphi, \varphi') = \mathbf{P}(\mu, \mu', \varphi, \varphi') \mathbf{T}(\mu, \mu', \varphi, \varphi'). \quad (10)$$

静态结构因子称为修正因子,考虑到视细胞在离心度上的浓度分布 $\rho(\tau)$ ,处理过程是将密集分布的视细胞等效成一个集群,集群的回转半径<sup>[26,27]</sup> $R_g$ 描述了视细胞在集群中的分散程度,它与视细胞浓度分布的关系为

$$\rho = (R_g)^d, \quad (11)$$

式中参量 $d$ 表示分形维数,描述视细胞对集群空间的填充程度。视锥和视杆细胞核呈规则的球状,根据 Hausdorff 维的定义<sup>[28]</sup>可知两者的分形维数分别为 1.348 和 1.328。由于静态结构因子精确计算的复杂性,一般采取截止函数近似处理,其中最常用的是指数形式的截止函数<sup>[29]</sup>,可表示为

$$\mathbf{T}(q\xi_R) = \frac{\mathbf{T}(0) \sin[(d-1)\arctan(q\xi_R)]}{(d-1)q\xi_R(1+q^2\xi_R^2)^{(d-1)/2}}, \quad (12)$$

$$q = \frac{4\pi \sin \Theta}{\lambda}, \quad \xi_R = \left[ \frac{2}{d(d+1)} \right]^{1/2} R_g. \quad (13)$$

求解引入修正因子后的辐射传输方程时,修正后的相位矩阵也可以采用傅里叶级数展开和球形谐波函数展开的方法进行相同的处理,即修正因子和原相位矩阵分别傅里叶分解成余弦项和正弦项,由

于三角函数的正交性,两者余弦项与正弦项的乘积在 $[0, 2\pi]$ 内的积分为 0,仅保留两者的零频项之积,可表示为

$$\mu \frac{\partial}{\partial \tau} \mathbf{I}_*(\tau, \mu) + \mathbf{I}_*(\tau, \mu) = \frac{\omega}{2} \mathbf{T}_0(\mu, \mu') \sum_{l=0}^L \Pi_l(\mu) \mathbf{B}_l \sum_{n=1}^N \omega_n \mathbf{I}_*(\tau, \mu_n) + \mathbf{Q}(\tau, \mu). \quad (14)$$

(14)式是一个关于斯托克斯参量的常微分方程,它具有指数形式的齐次解,通解包括齐次解和特解。本文采用离散坐标法求解视细胞作为散射粒子群的辐射传输方程,数值模拟结果如下所述。

### 3 数值计算

眼科解剖学研究中并没有提供足够的视细胞尺寸分布数据,本文的研究前提是忽略散射粒子的尺寸分布,认为视细胞的尺寸分别为:球形视杆细胞核的半径为 2.5  $\mu\text{m}$ ;视锥细胞核的半径为 3.5  $\mu\text{m}$ 。数值模拟中分别讨论多个视杆细胞和视锥细胞对光偏振性的影响,视细胞作为独立的散射粒子,统计视细胞浓度分布的区域仅为视细胞层。视网膜组织对近红外光的吸收作用主要体现在色素细胞上,视细胞对吸收的贡献可以忽略不计,因此复折射率只有实部(为 1.336),近红外光束的波长选择为 0.82  $\mu\text{m}$ 。表 1,2 详细地列举了视锥细胞核和视杆细胞核的 Greek 常数。考虑到米氏散射系数及相位函数计算的收敛性,截取的序列级数项为 20,傅里叶分解的最高阶数 $L=13$ 。

引入视细胞浓度分布作为相位矩阵的修正因子后,采用离散坐标法求解辐射传输方程。计算起点为中央凹,极角余弦为 $\mu_0=1.0$ ,即入射光从极角 $0^\circ$ 方向入射中央凹,散射粒子沿离心度排列,距离中央凹最远处为 $\tau_0=1$ ,即文中讨论的散射边界。入射光为偏振度为 1 的线偏振光,斯托克斯参数为 $[1 \ 0 \ 1 \ 0]^T$ 。在方位角分离的处理中,相位矩阵在 $\varphi-\varphi'=\pi/2$ 处傅里叶级数展开。表 3,4 分别列举了光束在视锥细胞核介质中传播时,不同极角和光程位置的散射光斯托克斯参量。表 5,6 分别列举了光束在视杆细胞核介质中传播时,不同极角和光程位置的散射光 4 个斯托克斯参量。

表 1 视锥细胞核的 Greek 常数

Table 1 Greek constants of cone nucleus

$l$	$\beta_l$	$\alpha_l$	$\zeta_l$	$\delta_l$	$\gamma_l$	$\epsilon_l$
0	1	0	0	0.9569655	0	0
1	2.4076645	0	0	2.453204	0	0
2	3.0749527	4.2234982	4.1024754	3.0068596	-0.0297791	0.0448752
3	2.8663564	3.6734287	3.7362118	2.9603066	-0.0197195	0.1854892
4	2.2127338	2.9774493	2.8569756	2.151458	-0.0174967	0.2843168
5	1.2679587	1.7043361	1.7354013	1.3153125	-0.2155368	0.3290374
6	0.5756047	0.8331549	0.7953801	0.5755111	-0.2059955	0.1125451
7	0.1777279	0.2617939	0.2364108	0.1721197	-0.1101346	0.0341312
8	0.0422229	0.062092	0.0485048	0.0361063	-0.034429	0.0055664
9	0.0077309	0.0112129	0.0073932	0.0056339	-0.0072841	0.000608
10	0.0010837	0.001559	0.0008449	0.0006493	-0.0011434	0.000051
11	0.0000808	0.0001324	0.000033	0.0000166	-0.0001402	0.0000056
12	0.0000363	0.0000331	0.0000444	0.0000437	-0.0000156	0.0000004
13	0.0000417	0.0000426	0.0000449	0.0000436	-0.0000049	0.000003

表 2 视杆细胞核的 Greek 常数

Table 2 Greek constants of rod nucleus

$l$	$\beta_l$	$\alpha_l$	$\zeta_l$	$\delta_l$	$\gamma_l$	$\epsilon_l$
0	1	0	0	0.906426	0	0
1	2.103441	0	0	2.230343	0	0
2	2.202018	3.892307	3.609701	2.076645	-0.146413	0.146133
3	1.345319	2.26592	2.364044	1.448862	-0.346193	0.324651
4	0.61072	1.110069	1.015914	0.628524	-0.363947	$9.59 \times 10^{-2}$
5	0.186863	0.337266	0.265091	0.171734	-0.166738	$2.23 \times 10^{-2}$
6	$4.12 \times 10^{-2}$	$7.14 \times 10^{-2}$	$4.44 \times 10^{-2}$	$3.03 \times 10^{-2}$	$-4.36 \times 10^{-2}$	$2.73 \times 10^{-3}$
7	$6.55 \times 10^{-3}$	$1.08 \times 10^{-2}$	$5.29 \times 10^{-3}$	$3.79 \times 10^{-3}$	$-7.39 \times 10^{-3}$	$2.05 \times 10^{-4}$
8	$7.76 \times 10^{-4}$	$1.22 \times 10^{-3}$	$4.86 \times 10^{-4}$	$3.57 \times 10^{-4}$	$-8.91 \times 10^{-4}$	$7.45 \times 10^{-6}$
9	$4.27 \times 10^{-5}$	$8.54 \times 10^{-5}$	$1.45 \times 10^{-5}$	$1.49 \times 10^{-6}$	$-8.55 \times 10^{-5}$	$3.30 \times 10^{-6}$
10	$5.03 \times 10^{-5}$	$4.53 \times 10^{-5}$	$4.87 \times 10^{-5}$	$5.17 \times 10^{-5}$	$-1.50 \times 10^{-5}$	$7.26 \times 10^{-6}$
11	$5.28 \times 10^{-5}$	$5.60 \times 10^{-5}$	$5.62 \times 10^{-5}$	$5.18 \times 10^{-5}$	$-6.97 \times 10^{-6}$	$5.14 \times 10^{-6}$
12	$2.44 \times 10^{-5}$	$3.00 \times 10^{-5}$	$3.12 \times 10^{-5}$	$2.44 \times 10^{-5}$	$-2.08 \times 10^{-6}$	$1.81 \times 10^{-6}$
13	$3.36 \times 10^{-6}$	$6.64 \times 10^{-7}$	$1.95 \times 10^{-6}$	$9.64 \times 10^{-7}$	$-9.16 \times 10^{-6}$	$7.52 \times 10^{-6}$

表 3 视锥细胞介质中的斯托克斯参量  $I(\tau, \mu, \varphi)$  和  $Q(\tau, \mu, \varphi)$

Table 3 Stokes parameters  $I(\tau, \mu, \varphi)$  and  $Q(\tau, \mu, \varphi)$  in cone cell medium

$\mu$	$I(\tau, \mu, \varphi)$				$Q(\tau, \mu, \varphi)$			
	$\tau=0$	$\tau=0.1\tau_0$	$\tau=0.5\tau_0$	$\tau=\tau_0$	$\tau=0$	$\tau=0.1\tau_0$	$\tau=0.5\tau_0$	$\tau=\tau_0$
-1	0.05750	0.06355	0.0948	0.15630	0	0	0	0
-0.8	0.30821	0.29970	0.25130	0.15630	0.00938	0.00838	0.00471	0
-0.6	0.32353	0.31869	0.27369	0.15630	0.00082	0.00058	0.00056	0
-0.4	0.34041	0.34438	0.31601	0.15630	-0.02041	-0.01902	-0.01122	0
-0.2	0.32531	0.34752	0.37756	0.15630	-0.04505	-0.04254	-0.02821	0
0	0.22124	0.27371	0.38771	0.43056	-0.04948	-0.04982	-0.03625	-0.01687
0.2	0	0.07866	0.30314	0.45999	0	-0.00682	-0.01476	-0.00895
0.4	0	0.03681	0.22688	0.45408	0	0.00648	0.01452	0.01207
0.6	0	0.05577	0.30132	0.58883	0	0.0031	0.00688	0.00391
0.8	0	0.193	0.79102	1.24857	0	-0.01143	-0.03895	-0.04884
1	0	0	0	0	0	0	0	0

表 4 视锥细胞介质中斯托克斯参量  $U(\tau, \mu, \varphi)$  和  $V(\tau, \mu, \varphi)$   
 Table 4 Stokes parameters  $U(\tau, \mu, \varphi)$  and  $V(\tau, \mu, \varphi)$  in cone cell medium

$\mu$	$U(\tau, \mu, \varphi)$				$V(\tau, \mu, \varphi)$			
	$\tau=0$	$\tau=0.1\tau_0$	$\tau=0.5\tau_0$	$\tau=\tau_0$	$\tau=0$	$\tau=0.1\tau_0$	$\tau=0.5\tau_0$	$\tau=\tau_0$
-1	0	0	0	0	0	0	0	0
-0.8	0.01346	0.01176	0.00591	0	0.01113	0.01012	0.00454	0
-0.6	0.00609	0.00532	0.00209	0	0.05756	0.05412	0.03284	0
-0.4	0.00111	0.00145	-0.00038	0	0.09442	0.09372	0.07081	0
-0.2	0.01130	0.01232	0.00685	0	0.11499	0.12414	0.13051	0
0	0.02998	0.03441	0.02522	0.00587	0.08952	0.11401	0.17589	0.17888
0.2	0	0.01709	0.03068	0.01047	0	0.03839	0.16347	0.26264
0.4	0	0.00151	-0.00166	-0.0166	0	0.0222	0.15116	0.31870
0.6	0	-0.01487	-0.05367	-0.0747	0	0.04845	0.25860	0.50148
0.8	0	-0.02389	-0.0856	-0.11407	0	0.18889	0.76678	1.19458
1	0	0	0	0	0	0	0	0

表 5 视杆细胞介质中斯托克斯参量  $I(\tau, \mu, \varphi)$  和  $Q(\tau, \mu, \varphi)$   
 Table 5 Stokes parameters  $I(\tau, \mu, \varphi)$  and  $Q(\tau, \mu, \varphi)$  in rod cell medium

$\mu$	$I(\tau, \mu, \varphi)$				$Q(\tau, \mu, \varphi)$			
	$\tau=0$	$\tau=0.1\tau_0$	$\tau=0.5\tau_0$	$\tau=\tau_0$	$\tau=0$	$\tau=0.1\tau_0$	$\tau=0.5\tau_0$	$\tau=\tau_0$
-1	0.05179	0.05724	0.08538	0.14077	0	0	0	0
-0.8	0.31631	0.30684	0.24763	0.14077	-0.0044	-0.0047	-0.00396	0
-0.6	0.31695	0.31475	0.26782	0.14077	-0.00303	-0.0045	-0.0062	0
-0.4	0.31962	0.33010	0.30997	0.14077	0.00326	-0.00033	-0.00779	0
-0.2	0.29672	0.33003	0.38106	0.14077	0.01272	0.00621	-0.01117	0
0	0.19461	0.26196	0.41862	0.44340	0.01931	0.01130	-0.01675	-0.02753
0.2	0	0.10239	0.38490	0.53339	0	-0.00638	-0.03184	-0.04636
0.4	0	0.08638	0.38325	0.60828	0	-0.01722	-0.05976	-0.07579
0.6	0	0.11620	0.49079	0.77649	0	-0.02431	-0.08392	-0.10554
0.8	0	0.19280	0.76425	1.15287	0	-0.02307	-0.08114	-0.1041
1	0	0	0	0	0	0	0	0

表 6 视杆细胞介质中斯托克斯参量  $U(\tau, \mu, \varphi)$  和  $V(\tau, \mu, \varphi)$   
 Table 6 Stokes parameters  $U(\tau, \mu, \varphi)$  and  $V(\tau, \mu, \varphi)$  in rod cell medium

$\mu$	$U(\tau, \mu, \varphi)$				$V(\tau, \mu, \varphi)$			
	$\tau=0$	$\tau=0.1\tau_0$	$\tau=0.5\tau_0$	$\tau=\tau_0$	$\tau=0$	$\tau=0.1\tau_0$	$\tau=0.5\tau_0$	$\tau=\tau_0$
-1	0	0	0	0	0	0	0	0
-0.8	0.01189	0.00979	0.00399	0	-0.01623	-0.01318	-0.00712	0
-0.6	0.01450	0.01101	0.00278	0	0.02567	0.02843	0.02405	0
-0.4	0.00818	0.00346	-0.00528	0	0.06788	0.07489	0.07194	0
-0.2	-0.00597	-0.01267	-0.02399	0	0.09391	0.11366	0.14755	0
0	-0.01994	-0.03061	-0.04896	-0.04426	0.06571	0.10532	0.21114	0.22503
0.2	0	-0.02392	-0.06717	-0.07024	0	0.05535	0.23176	0.33708
0.4	0	-0.02085	-0.07078	-0.08467	0	0.06419	0.28330	0.45032
0.6	0	-0.01763	-0.06407	-0.08294	0	0.10398	0.42581	0.65707
0.8	0	-0.01168	-0.0438	-0.05938	0	0.18677	0.72469	1.06688
1	0	0	0	0	0	0	0	0

图 2(a)和(b)描述了光束在视锥细胞核介质传播中,在不同极角余弦  $\mu$  和光程位置  $\tau$  处的散射光偏振度,其中(a)和(b)分别反映了视锥细胞核浓度分布修正前后的内在偏振特性。由图中可知,修正

前后的散射光偏振特性呈波动变化,即在不同极角和光程位置能够检测到偏振度小于或者等于 1 的偏振光。图 2(a)与(b)的对比结果表明,引入视锥细胞核浓度分布因素的辐射传输模型数值模拟的结果

略小于修正前的模型,且当粒子分布的密集程度增大时,修正前后的数值模拟结果差异也随之增大。

图 2(c),(d)具有与图 2(a),(b)相同的特点,模拟结果显示出图 2(c),(d)的数值高于图 2(a),(b),这表明视锥细胞核比视杆细胞核具有更强的内在散

射特性,这是因为在中央凹及周边区域,视锥细胞核的密集程度高于视杆细胞核,且前者的尺寸也明显大于后者,即光子与视锥细胞核发生碰撞的几率也大于视杆细胞核,表现为视杆细胞核的散射特性弱于视锥细胞核。

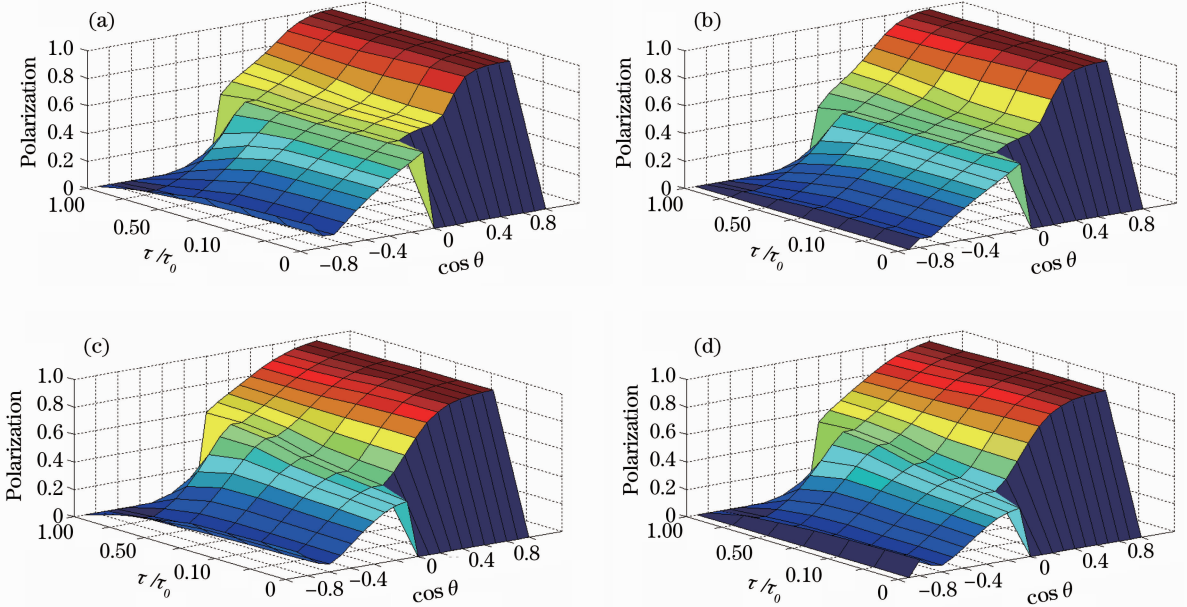


图 2 散射光的偏振度。(a) 视锥细胞核修正前;(b) 视锥细胞核修正后;(c) 视杆细胞核修正前;(d) 视杆细胞核修正后  
Fig. 2 Polarization of scattered light. (a) Data of cone nucleus before correction; (b) data of cone nucleus after correction; (c) data of rod nucleus before correction; (d) data of rod nucleus after correction

图 2 中 4 幅图的共性是极角余弦接近 1 时,散射光束的偏振度均呈现峰值,结合线偏振光以  $\mu_0 = 1$  入射的特点,这说明随着散射角度的增大,散射光束的偏振特性变化越明显,即与入射方向一致的散射光(前向散射)偏振度变化最小,与入射方向相反的散射光(后向散射)偏振度变化最大。

## 4 结 论

生物组织通常是一种具有吸收或者散射特性的多结构介质,研究光在生物组织中的传输过程,对生物组织的结构分析与组织成像具有重要的意义。散射光束的偏振特性变化揭示了生物组织对光传输的影响。本文中以人眼视细胞作为研究对象,结合解剖学上视细胞浓度分布的特点,引入分子动力学领域的静态结构因子修正辐射传输方程。在数值模拟过程中,采用离散坐标法求解散射光束的偏振特性。结果表明散射光的偏振特性呈现波动性的变化,在不同极角和光程位置能检测到部分偏振光或线偏振光,视锥细胞核比视杆细胞核具有更强的内在偏振特性。散射角度越大,散射光的偏振特性变化越大,

即前向散射光的偏振特性变化很小,后向散射光的偏振特性变化很大。

由于相关的视网膜解剖学数据稀缺,本文的研究工作局限于讨论视细胞的浓度分布对散射光偏振性的影响,今后可结合视细胞的尺寸分布讨论散射光偏振性的变化。绘制更加完整的视网膜各层组织的地形图,将有助于光束在视网膜组织中传输的深入研究。

**致谢** 感谢 Instituto de Estudos Avancados (Brazil) 的 R. D. M. Garcia 教授提供的详实计算数据作为数值模拟的验证结果以及无私的帮助。

## 参 考 文 献

- 1 Wang Hailin, Lu Li, Tao Jun *et al.*. Atlas of Ophthalmic Anatomy [M]. Shenyang: Liaoning Science Press, 2002. 160~169  
王海林, 卢丽, 陶军等. 眼科解剖学图谱[M]. 沈阳: 辽宁科学技术出版社, 2002. 160~169
- 2 Li Qiuming, Zheng Guangying. Ophthalmic Anatomy [M]. Zhengzhou: Zhengzhou University Press, 2002. 112~114  
李秋明, 郑广瑛. 眼科应用解剖学[M]. 郑州: 郑州大学出版社, 2002. 112~114

- 3 Q. Fu, L. W. Sun. Mie theory for light scattering by a spherical particle in an absorbing medium [J]. *Appl. Opt.*, 2001, **40**(9): 1354~1361
- 4 C. F. Bohren. Recurrence relation for the Mie scattering coefficients [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1987, **4**(3): 612~613
- 5 Lai Jiancheng, Li Zhenhua, He Anzhi. Review of light transporting in biological tissues [J]. *Acta Laser Biology Sinica*, 2004, **13**(3): 167~172  
来建成, 李振华, 贺安之. 生物组织光传输理论概论[J]. *激光生物学报*, 2004, **13**(3): 167~172
- 6 K. Stamnes, S. Tsay, W. Wiscombe *et al.*. Numerically stable algorithm for discrete ordinate method radiative transfer in multiple scattering and emitting layered media [J]. *Appl. Opt.*, 1988, **27**(12): 2502~2509
- 7 A. Ishimaru. Diffusion of light in turbid material [J]. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(12): 2210~2215
- 8 W. S. Friauf. A simplified application of the Kubelka-Munk theory to absorption spectroscopy [J]. *Appl. Opt.*, 1968, **7**(12): 2417~2418
- 9 M. Hammer, A. Roggan, D. Schweitzer *et al.*. Optical properties of ocular fundus tissue: an *in vitro* study using the double-integrating sphere technique and inverse Monte Carlo simulation [J]. *Phys. Med. Biol.*, 1995, **40**(6): 963~978
- 10 D. K. Sardar, R. M. Yow, A. T. C. Tsin *et al.*. Optical scattering, absorption, and polarization of healthy and neovascularized human retinal tissues [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2005, **10**(5): 051501
- 11 Sun Xianming, Shen Jin, Wei Peiyu. Light scattering by a spheroid particle with many densely packed inclusions [J]. *Acta Physica Sinica*, 2009, **58**(9): 6222~6226  
孙贤明, 申 晋, 魏佩瑜. 含有密集随机分布内核的椭球粒子光散射特性研究 [J]. *物理学报*, 2009, **58**(9): 6222~6226
- 12 Sun Xianming, Wang Haihua, Shen Jin. Study on light backscattering by spheroid with inclusion [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(8): 0829001  
孙贤明, 王海华, 申 晋. 含核椭球粒子后向散射特性研究 [J]. *光学学报*, 2011, **31**(8): 0829001
- 13 Wang Hongxia, Ma Jin, Song Zibiao *et al.*. Light scattering properties of fractal aggregates [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(3): 0329001  
王红霞, 马 进, 宋仔标 等. 分形凝聚粒子的光散射特性研究 [J]. *光学学报*, 2011, **31**(3): 0329001
- 14 P. J. Delint, C. Weissenbruch, T. T. J. M. Berendschot *et al.*. Photoreceptor function in unilateral amblyopia [J]. *Vision Res.*, 1998, **38**(4): 613~617
- 15 A. Roorda, D. R. Williams. The arrangement of the three cone classes in the living human eye [J]. *Nature*, 1999, **397**(6719): 520~522
- 16 Chu Yanhua. Investigation of Layered Human Retinal Cell with Excimer Laser Cutting Technique and Observation of Amblyopic Eye Retina with the Adaptive Optic System [D]. Shanghai: Fudan University, 2004. 13~49  
楚艳华. 视网膜细胞分布特征及自适应光学系统对弱视人眼视网膜的研究[D]. 上海: 复旦大学, 2004. 13~49
- 17 R. D. M. Garica, C. E. Siewert. A simplified implementation of the discrete-ordinate method for a class of problems in radiative transfer with polarization [J]. *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, 2011, **112**(18): 2801~2813
- 18 C. E. Siewert. A discrete-ordinates solution for radiative-transfer models that include polarization effects [J]. *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, 2000, **64**(3): 227~254
- 19 L. B. Barichello, R. D. M. Garcia, C. E. Siewert. A spherical-harmonics solution for radiative transfer problems with reflecting boundaries and internal sources [J]. *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, 1998, **60**(2): 247~260
- 20 J. E. Hansen, J. W. Hovenier. The doubling method applied to multiple scattering of polarized light [J]. *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, 1971, **11**(6): 809~812
- 21 R. D. M. Garcia, C. E. Siewert. The  $F_N$  method for radiative transfer models that include polarization effects [J]. *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, 1989, **41**(2): 117~145
- 22 K. Hestenes, K. P. Nielsen, L. Zhao *et al.*. Monte Carlo and discrete-ordinate simulation of spectral radiances in a coupled air-tissue system [J]. *Appl. Opt.*, 2007, **46**(12): 2333~2350
- 23 M. Benassi, C. E. Siewert. On eigenvalue calculations for radiative transfer models that include polarization effects [J]. *Zeitschrift Für Angewandte Mathematik and Physik*, 1984, **35**(3): 308~320
- 24 M. Benassi, C. E. Siewert. A generalized spherical harmonics solution basic to the scattering of polarized light [J]. *Zeitschrift Für Angewandte Mathematik and Physik*, 1985, **36**(1): 71~88
- 25 P. S. Mudgett, L. W. Richards. Multiple scattering calculation for technology [J]. *Appl. Opt.*, 1971, **10**(7): 1485~1502
- 26 S. Gangopadhyay, I. Elminyawi, C. M. Sorensen. Optical structure factor measurements of soot particles in a premixed flame [J]. *Appl. Opt.*, 1991, **30**(33): 4859~4864
- 27 J. Hoshen. Percolation and cluster structure parameters; the radius of gyration [J]. *J. Phys. A: Math. Gen.*, 1997, **30**(24): 8459~8469
- 28 M. M. Dodson, S. Kristensen. Hausdorff dimension and diophantine approximation [C]. *Proceeding of Symposia in Pure Mathematics*, 2003, 305~347
- 29 C. M. Sorensen, J. Cai, N. Lu. Test of static structure factors for describing light scattering from fractal soot aggregates [J]. *Langmuir*, 1992, **8**(8): 2064~2069

栏目编辑: 李文誌