

# 生物组织的散射相函数及其二阶光学参量的性质<sup>\*</sup>

刘 迎 张小娟 胡佑周

(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:** 生物组织是一种复杂介质,在许多情况下仅仅用各向异性因子  $g$  来描述其散射特性是不够的。由于二阶参量  $\gamma$  是一个与相函数的二阶矩  $g_2$  有关,并表示与一阶参量  $g_1$  关系的量,因此用  $g$  和  $\gamma$  两个参量能更好地描述组织的光学性质。对几种目前用于描述人体组织的相函数及其二阶参量作了简要讨论,在此基础上研究了相函数的选取对测量参量  $\gamma$  的影响。研究表明  $\gamma$  是一个可测量的组织参量。研究工作对于建立含有相函数高阶矩的漫散射理论,对如何测量生物组织的高阶参量  $\gamma$ ,并能够准确测量其它光学参量具有重要理论意义和实际应用价值。

**关键词:** 生物光学; 相函数; 高阶光学参量; 光学特性

中图分类号: O572 文献标识码: A

## Scattering Phase Function of Biological Tissue and the Properties of Second-Order Optical Parameter

Liu Ying Zhang Xiaojuan Hu Youzhou

(Key Laboratory of Optoelectronics Information and Technical Science Ministry of Education, Department of Physics College of Science, Tianjin University, Tianjin 300072)

(Received 12 May 2003; revised 22 August 2003)

**Abstract:** Biological tissue is a complex medium, only anisotropic factor  $g$  is not enough to describe its scattering properties in many situations. The scattering properties of tissues can be characterized with parameters  $g$  and  $\gamma$ , where  $\gamma$  is a quantity that relates to second-order moment  $g_2$  of phase function, and shows the relationship between  $g_2$  and first-order moment  $g_1$ . Some phase functions used to characterize the tissues at present and their second order parameter  $\gamma$  are studied, and the influence of phase function choice on  $\gamma$  measurement is discussed. The results demonstrate that  $\gamma$  is a measurable tissue quantity. These researches have teoretical significame and are practically valuable to consummate diffuse scattering theory and measure high-order parameter  $\gamma$  of tissues and other optical parameters.

**Key words:** biological optics; phase function; high-order optical parameter; optical properties

## 1 引 言

许多医学诊断和治疗的光学技术迫切需要我们了解生物组织的光学性质。近年来,基于漫散射理论的组织光学参量测量技术,由于它们具有无创或微创的特点,日益受到人们的关注<sup>[1~3]</sup>。漫散射近似理论用参量  $\mu_a$ 、 $\mu'_s$  描述组织的光学性质,其中约

化散射系数  $\mu'_s = \mu_s(1-g)$ ,  $g$  是散射角余弦的平均值,称为组织的各向异性常量<sup>[4]</sup>。到目前为止,多种生物组织在可见光到近红外范围内的  $\mu_a$ 、 $\mu_s$ 、 $g$  值,已经通过各种测量技术得到<sup>[5]</sup>。然而,生物组织是一种复杂介质,这种复杂性是通过散射相函数来描述的,仅仅用  $g$  来描述是不够的。1999 年 Bevilacqua 和 Depeursinge<sup>[6]</sup> 用空间分辨漫反射方法测量小体积生物组织光学参量时发现,  $\mu_a$ 、 $\mu'_s$  的计算受散射相函数的影响很大,为了减小这种影响,引入了一个与散射相函数有关的新的光学参量  $\gamma$ 。2001 年 Kienle 等<sup>[7]</sup> 用蒙特卡罗方法研究了漫散射

<sup>\*</sup> 国家自然科学基金(60278004)资助课题。

E-mail: liuying56@vip.sina.com

收稿日期:2003-5-12;收到修改稿日期:2003-08-22

近似理论仅考虑相函数的一阶矩给组织光学参量测量带来的误差,进一步说明了引入一个新的组织光学参量  $\gamma$  的必要性。

本文对几种目前用于描述人体组织的相函数,及其一阶参量  $g_1$  和二阶参量  $\gamma$  作了简要讨论,在此基础上研究了选取相函数出现的误差对测量参量  $\gamma$  的影响。本文的研究对如何测量生物组织的参量  $\gamma$ ,以及如何准确测量其它光学参量具有重要理论意义和实际应用价值。

## 2 组织的散射相函数 $p(s, s')$ 及其二阶参量 $\gamma$

散射相函数  $p(s, s')$  是粒子将  $s$  方向的入射波散射到  $s'$  方向的概率,假设  $p(s, s')$  仅与  $s$  和  $s'$  之间的夹角  $\theta$  有关,则  $p(s, s') = p(\cos \theta)$ 。由于光在生物组织中的前向散射特性 ( $0 < \cos \theta \leq 1$ ),所以一般

Table 1 The values of  $g_1$ ,  $\gamma$  of several phase functions

Phase function $p(\theta)$	First-order $g = g_1$	Second-order $\gamma$
$p_{\text{HG}}(\theta) = \frac{1}{2} \frac{1 - g_{\text{HG}}^2}{(1 + g_{\text{HG}}^2 - 2g_{\text{HG}} \cos \theta)^{3/2}}$	$g_{\text{HG}}$	$1 + g_1$
$p_{\text{HG-HG}}(\theta) = \alpha p_{\text{HG}}(\theta, g_{\text{HG1}}) + (1 - \alpha) p_{\text{HG}}(\theta, g_{\text{HG2}})$	$\alpha g_{\text{HG}} + (1 - \alpha) g_{\text{HG2}}$	$\frac{1 - g_1(g_{\text{HG1}} + g_{\text{HG2}}) + g_{\text{HG1}} \cdot g_{\text{HG2}}}{1 - g_1}$
$p_{\text{Fried-Jacques}}(\theta) = \alpha p_{\text{HG}}(\theta) + \frac{1}{2}(1 - \alpha)$	$\alpha g_{\text{HG}}$	$\frac{1 - g_1^2/\alpha}{1 - g_1}$
$p_{\text{Tissue}}(\theta) = \alpha p_{\text{HG}}(\theta) + \frac{3}{8}(1 - \alpha)(1 + \cos^2 \theta)$	$\alpha g_{\text{HG}}$	$\frac{1 - [g_1^2/\alpha + 0.1(1 - \alpha)]}{1 - g_1}$
$p_{\text{MHG}}(\theta) = \alpha p_{\text{HG}}(\theta) + \frac{3}{2}(1 - \alpha) \cos^2 \theta^{[7]}$	$\alpha p_{\text{HG}}$	$\frac{1 - [g_1^2/\alpha + 0.4(1 - \alpha)]}{1 - g_1}$

相函数可以表示为勒让德多项式  $P_N(\cos \theta)$  之和<sup>[4]</sup>:

$$\begin{cases} p(\cos \theta) = \sum_{N=0}^{\infty} \frac{2N+1}{4\pi} g_N P_N(\cos \theta), \\ g_N = \int_0^{\pi} P_N(\cos \theta) p(\cos \theta) \sin \theta d\theta, \end{cases} \quad (1)$$

式中系数  $g_N$  是相函数的勒让德  $N$  阶矩,这样相函数可以用一组参量表示  $\{g_1, g_2, g_3, \dots\}$ ,例如 HG 相函数和组织相函数可以用参量  $\{g_1, g_1^2, g_1^3, \dots\}$  和  $\{g_1, g_1^2/\alpha + 0.1(1 - \alpha), g_1^3/\alpha^2, \dots\}$  表示,相函数的不同体现在这些参量之间的关系上。在处理多重散射问题中,通常只考虑相函数的必要的阶次,从而使问题简化。在漫散射近似理论框架中,只用到相函数的一阶矩  $g$  (注意  $g = g_1$ ),因此与相函数的具体形式无关。光学参量  $\gamma$  定义为:  $\gamma = (1 - g_2)/(1 - g_1)$ ,是一个与相函数的二阶矩有关,并表示与一阶参量关系的

用 Henyey-Greenstein(HG) 相函数  $p_{\text{HG}}(\theta)$  来描述散射几率<sup>[4]</sup>。

然而近年来许多研究发现一些组织的散射角分布与 HG 相函数有较大差别,因为对于实际的生物组织来说,组织内部的粒子密度、粒径大小分布并不相同,单一的 HG 相函数不能反映组织的这种复杂性,因此提出了一些组合相函数(见表 1),用组合相函数中的第二项表示组织中粒子产生的大角度散射。

Marchesini 等<sup>[8]</sup>测量人体的肝脏、肺及子宫内壁组织  $p(\cos \theta)$  的曲线,用两个 HG 相函数组合表示他们的实验结果(见表 1  $p_{\text{HG-HG}}$ ); Fried 等<sup>[9]</sup>和 Jacques 等发现牙釉质和真皮组织的散射相函数能够表示为 HG 相函数与一个各向同性分布之和[见表 1  $p_{\text{Fried-Jacques}}(\theta)$ ]; Bevilacqua 建议采用瑞利散射分布来对应于比波长小的粒子的散射<sup>[6]</sup>,得到组织相函数  $p_{\text{Tissue}}(\theta)$ 。

量。利用(1)式,代入表一中相函数的表示式,可以得到这些相函数的一阶参量  $g_1$  和二阶参量  $\gamma$  的表达式,表一列举了推导结果。

参量  $\gamma$  与  $g_1$  关系式差别在一定程度上反映不同

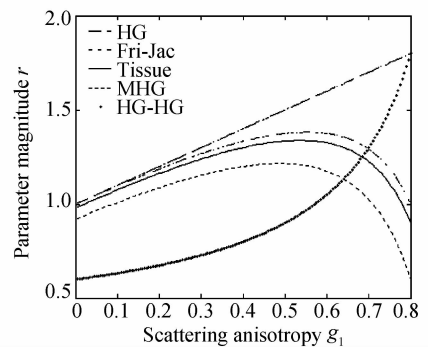


Fig. 1 Relationships between  $\gamma$  and  $g_1$  when  $\alpha = 0.80$  for  $p_{\text{HG}}$ ,  $p_{\text{Fried-Jacques}}$ ,  $p_{\text{Tissue}}$ ,  $p_{\text{MHG}}$  and when  $g_{\text{HG1}} = 0.80$ ,  $g_{\text{HG2}} = -0.50$  for  $p_{\text{HG-HG}}$

生物组织的散射特性的差异。图 1 是表 1 中五种相函数的  $\gamma$  随  $g_1$  变化曲线,从图中可以看出:(1)相函数  $p_{HG}(\theta)$  的  $\gamma$  与  $g_1$  成线性关系( $\gamma=1+g_1$ );(2)而组合相函数  $p_{Fried-Jacques}(\theta)$ 、 $p_{Tissue}(\theta)$  和  $p_{MHG}(\theta)$  的  $\gamma$  随  $g_1$  的变化具有相同的趋势;(3)  $p_{HG-HG}(\theta)$  的  $\gamma$  随  $g_1$  变化与另一个参量  $g_{HG2}$  的选取有关,因此较其他相函数有较大的适用范围,例如当  $g_{HG2}=0$  时,  $p_{HG-HG}(\theta) = p_{Fried-Jacques}(\theta)$ 。

### 3 相函数的选取对 $\gamma$ 测量的影响

由于参量  $\gamma$  与相函数有关,因此可以通过理论分析或实验测量得到组织的相函数,从而得到该组织的  $\gamma$  值。理论分析是依据对组织的简化模型(例如米氏散射)的分析,得到散射相函数的解析表达式。由于实际组织的复杂性,理论方法具有很大局限性。从实验上测量组织的相函数,首先要测量微小组织样品的光散射角分布,然后将实验数据与选取的函数拟合,确定函数的参量,得到该组织的相函数。

Table 2  $\gamma$  of experimental and fitted phase functions and their relative errors

Error / %	Fitted	$p_{HG}(\theta)$	$p_{HG-HG}(\theta)$	$p_{Fried-Jacques}(\theta)$	$p_{Tissue}(\theta)$	$p_{MHG}(\theta)$
Experiment						
$p_{HG-HG}(\theta)$ (1.40)		24.29 (1.74)		1.43 (1.42)	0.71 (1.39)	3.57 (1.35)
$p_{Fried-Jacques}(\theta)$ (1.19)		24.37 (1.48)	1.68 (1.17)		5.04 (1.13)	14.29 (1.36)
$p_{Tissue}(\theta)$ (1.11)		32.43 (1.47)	0.90 (1.12)	5.41 (1.17)		10.81 (1.23)
$p_{MHG}(\theta)$ (0.87)		95.40 (1.70)	2.30 (0.89)	35.63 (1.18)	5.75 (0.92)	

Note: The numbers values in the bracket are  $\gamma$

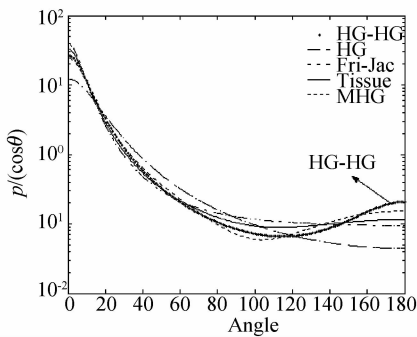


Fig. 2 Phase function  $p_{HG-HG}(\theta)$  is used as the experimental data, and fit it with other phase functions

从表 2 中,我们可以看到:

1) 第 2 列数据表明:当实际组织的散射性质需要用组合相函数描述时,如果采用  $p_{HG}(\theta)$  拟合实验数据,将给参量  $\gamma$  的测量带来很大误差,这是因为

在下面的分析中,我们在假设组织的散射角分布可以精确测量的情况下,通过选择不同的相函数与实验数据拟合,研究了选取相函数出现的误差对测量参量  $\gamma$  的影响。我们用表 1 中的一个相函数作为一种组织相函数的实验测量值,用其余四种相函数与这组实验数据拟合,确定这些相函数中的具体参量。

根据人体组织光学参量  $g$  取值范围<sup>[5]</sup>,并选取不同的  $a$  值,我们对多种情况进行了研究,研究结果具有一致性。表 2 列举了一组研究结果:以  $p_{HG-HG}(\theta)$  ( $a=0.95$ ;  $g_{HG1}=0.82$ ;  $g_{HG2}=-0.54$ ),  $p_{Fried-Jacques}(\theta)$ 、 $p_{Tissue}(\theta)$  和  $p_{MHG}(\theta)$  (这三种相函数均为  $a=0.65$ ;  $g_{HG}=0.85$ ) 的散射角分布作为实验数据(见表 2 第 1 列),采用遗传算法优化拟合确定拟合相函数中的参量(见表 2 第 2~6 列)。括号内数据是作为实验测量相函数及相应拟合相函数的  $\gamma$  值,括号外数据为实验和拟合  $\gamma$  值的相对误差,其中以  $p_{HG-HG}(\theta)$  为实验数据,由其他四种相函数拟合的结果如图 2 所示。

$p_{HG}(\theta)$  不能描述后向散射 ( $-1 \leq \cos \theta < 0$ ) 情况,因此得不到准确的  $\gamma$  值;

2)  $p_{HG-HG}(\theta)$  能较好地描述各种组织的散射情况,用它拟合其它三种组合相函数时,得到的  $\gamma$  值误差比较小(见表 2 中第 3 列数据);

3) 较  $p_{HG-HG}(\theta)$  稍差一些的是  $p_{Tissue}(\theta)$  (见表 2 中第 5 列数据);

4)  $p_{Fried-Jacques}(\theta)$  和  $p_{MHG}(\theta)$  二者相互拟合差异较大,这是由于  $p_{Fried-Jacques}(\theta)$  含有均匀散射项 ( $\cos \theta=0$ ) 但不存在后向散射峰,而  $p_{MHG}(\theta)$  不含有均匀散射项但存在较强后向散射峰的缘故(参见表 1 和图 2);

5) 在任何情况下  $p_{HG-HG}(\theta)$  和  $p_{Tissue}(\theta)$  总能够非常好的拟合, $\gamma$  值的相对误差小于 1%。

结论 由于二阶参量  $\gamma$  是一个与相函数的二阶矩

$g_2$  有关,并表示与一阶参量  $g_1$  关系的量,因此用  $g$  和  $\gamma$  两个参量能更好地描述组织的光学性质。例如  $\gamma=1+g$  的组织具有强的前向散射特性,而  $\gamma<1+g$  的组织会呈现较强的后向散射峰。然而在许多情况下,我们并不能精确地测量组织的相函数,并且由于必须采取离体测量,其测量结果与实际活体组织的相函数存在较大的差别。无创的测量技术是以间接测量方式得到生物组织的光学参量,其基本原理是依据光与生物组织相互作用的理论模型,从测量的反射或透射的数据反演得到描述该生物组织的光学参量。本文的研究表明,为理论模型选取合适的相函数是十分必要的。例如,当实际组织的散射性质需要用组合相函数描述时,如果采用  $p_{HG}(\theta)$  拟合实验数据,将给参量  $\gamma$  的测量带来很大误差。具有三个参量的  $p_{HG-HG}(\theta)$  相函数较其他三种组合相函数有很好的可塑性,这是因为复杂的组合相函数总比简单的组合相函数拟合得好,但是拟合过程往往是冗长的,而且多参量的物理含义是很难赋予的。具有两个参量的  $p_{Tissue}(\theta)$  相函数也具有有良好的可塑性,用  $p_{Tissue}(\theta)$  相函数拟合其它三种组合相函数时,得到的  $\gamma$  值误差在 5% 左右。本文的研究工作对于建立含有相函数高阶矩的漫散射理论,对测量组织的参量  $\gamma$ ,并能够准确测量其它光学参量具有重要意义。

### 参 考 文 献

1 Xie Shusen, Zheng Wei, Li Buhong *et al.*. Optical

- properties of normal and cancerous human lung tissues irradiated by a violet  $Kr^+$  laser. *Acta Optica Sinica* (光学学报), 2000, **20**(2):229~233 (in Chinese)
- 2 Zhang Xiqin, Liu Ying, Ma Shining. Study of statistical properties of photons migration in bio-tissue. *Acta Optica Sinica* (光学学报), 2000, **20**(2):223~228 (in Chinese)
- 3 Wang Jiangan, Wang Guiying, Xu Zhizhan. Monte Carlo simulations for time characteristics of light propagation in scattering medium. *Acta Optica Sinica* (光学学报), 2001, **21**(2):155~157 (in Chinese)
- 4 Akira Ishimaru. *Wave Propagation and Scattering in Random Media* (随机介质中波的传播和散射). Huang Yunheng, Zhou Shijian Transl. Beijing: Science Press, 1986. 197~200 (in Chinese)
- 5 Wai-Fung Cheong, Prah S A, Welch A J. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE Quant. Electron.*, 1990, **26**(12):2166~2185
- 6 Bevilacqua F, Piguat D, Marquet P *et al.*. In vivo local determination of tissue optical properties: application to human brain. *Appl. Opt.*, 1999, **38**(22):4939~4950
- 7 Kienle A, Forster F K, Hibst R. Influence of the phase function on determination of the optical properties of biological tissue by spatially resolved reflectance. *Opt. Lett.*, 2001, **26**(20):1571~1573
- 8 Marchesini R, Bertoni A, Andreola S *et al.*. Extinction and absorption coefficients and scattering phase functions of human tissues in vitro. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(12):2318~2324
- 9 Fried D, Glena R E, Featherstone J D B *et al.*. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. *Appl. Opt.*, 1995, **34**(7):1278~1285