

与组织微观结构相关的散射参数 γ 及其测量方法

李文艳¹, 王兴², 刘迎^{1*}

天津大学理学院光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300072

摘要 研究了光源附近微区的漫反射率 R_ϕ 与收集孔径 ϕ 、约化散射系数 μ'_s 和散射相函数相关的参数 γ 之间的关系。根据不同的生物组织, 选取不同的散射相函数, 采用 Monte Carlo 模拟方法得到了光子经生物组织后的漫反射率数据, 用得到的数据来验证反射率 R_ϕ 与无量纲的约化散射系数 $\mu'_s\phi$ 之间的关系。结果表明: 当 $\mu'_s\phi < 2$ 时, R_ϕ 对散射相函数的变化是敏感的, 且与 $\mu'_s\phi$ 呈线性关系, 其斜率与 γ 呈二次函数关系。光源附近微区的漫反射率 R_ϕ 对 γ 的变化是敏感的, 这为测量与生物组织微观结构相关的散射参数 γ 提供了一种较为简单的方法。

关键词 医用光学; 组织光学; 半经验模型; 蒙特卡罗模拟; 二阶光学参量; 散射相函数

中图分类号 O436

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP56.181701

Scattering Parameter γ Related to Tissue Microstructure and Measuring Method

Li Wenyan¹, Wang Xing², Liu Ying^{1*}

Key Laboratory of Opt-Electronics Information Technology and Science of the Ministry of Education (Tianjin University), School of Science, Tianjin University, Tianjin 300072, China

Abstract The relationship between diffuse reflectance R_ϕ measured close to the source and parameter γ related to collecting aperture ϕ , reduced scattering coefficient μ'_s , and scattering phase function is discussed. According to different biological tissues, different scattering phase functions are selected, and the diffuse reflectance data of photons passing through biological tissues are obtained by Monte Carlo simulation. The relationship between the reflectance R_ϕ and dimensionless reduced scattering coefficient $\mu'_s\phi$, where ϕ is the collection aperture of scattered light, is validated by the data obtained. It is found that when $\mu'_s\phi < 2$, R_ϕ is sensitive to the change of the scattering phase function and has a linear relation with $\mu'_s\phi$. The slope of R_ϕ is a quadratic function with respect to γ . Results demonstrate that the diffuse reflectance R_ϕ of the micro-area near the light source is sensitive to the change of γ . This provides a simple method for measuring γ related to the microstructure of biological tissues.

Key words medical optics; tissue optics; semi-empirical model; Monte Carlo simulation; second-order optical parameter; scattering phase function

OCIS codes 170.3660; 120.5820; 170.5280

1 引言

生物医学光学一直是科学研究和高新技术的热点领域^[1-3], 相关的组织光学基础研究也不断取得进展^[4-6]。表征生物组织光学特性的一些参量, 如吸收系数 μ_a 、散射系数 μ_s 和各向异性因子 g 可以通过多种测量技术得到^[7]。其中 $g = \langle \cos \theta \rangle$, 是单粒子散射角余弦的平均值, 与生物组织的微观结构有关。

但是, 对 g 的测量是通过测量约化散射系数 μ'_s 得到的, $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$ 。由于对 μ'_s 的测量是被平均在一个大体的组织中, 所以 μ'_s 对组织微观结构的改变不敏感。而参数 γ 是一个与散射相函数相关的参量, 可被用于获取组织的微观结构信息, 近年备受关注^[7-13]。2017 年, 卜敏等^[10] 通过研究发现, γ 与生物细胞的形态、大小、核质比有关, 并且对因老化和病变而导致的细胞的形态、大小以及细胞核的

收稿日期: 2019-01-04; 修回日期: 2019-03-01; 录用日期: 2019-04-10

基金项目: 国家自然科学基金(60278004)

* E-mail: liuying56@163.com

变化是敏感的; McClatchy 等^[8]将参数 γ 作为一种内源性和无标记的对比机制来区分不同的组织类型,并使用宽场结构光对表层皮肤组织进行成像。

参数 γ 是一个与散射相函数相关的参量。散射相函数 $P(\theta)$ (θ 为散射角)描述了生物组织的单粒子散射特性,因此组织形态的改变会使 $P(\theta)$ 发生变化,从而导致 γ 发生变化。然而,当远离光源时,生物组织的散射特性表现为散射系数 μ'_s 的各向同性散射,因此光信号对组织形态的改变不敏感;但当测量靠近光源时,光源附近的光子经历了相对较少的散射,光信号对每次散射的方向很敏感。为了描述这种亚扩散的光传输机制,Bevilacqua 等^[14]引入了参数 γ ,他们发现,引入 γ 能更好地描述光源附近微区的漫反射光。Canpolat 等^[12]的研究表明,光源附近微区的漫反射光对散射相函数是灵敏的,并且与光在生物组织中的大角度散射事件有关。刘迎等^[13]对几种用于描述人体组织相函数的 g 和 γ 进行了研究。

在实际应用中,需要一个数学模型将可测量的宏观量(例如反射率)与表征生物组织散射特性的参量 μ'_s 和 γ 联系起来。通过 Boltzmann 输运方程近似得到的含有 γ 解的数学表达式相当复杂^[15],限制了其在实际中的应用。近年来,一些专家学者基于半经验公式和 Monte Carlo (MC) 模拟结果提出了一些相对简单的模型^[16-17]。Gamm 等^[18]从朗伯比尔定律出发,假设生物组织的散射相函数可以用 P_{MHG} 描述,给出了一个含有 γ 的半经验公式。本文研究的半经验模型^[19]是本课题组依据光子迁移理论得到的,并在前期采用 Henyey-Greenstein 相函数^[16]和 Tissue 相函数^[5]对该模型进行了研究。王兴等^[6]根据 Intralipid 的球状分形结构特征,利用该模型测量了 Intralipid 的 γ 值,验证了该模型的有效性。本文研究了相函数对该模型的影响。经研究发现反射率与无量纲的约化散射系数 $\mu'_s \phi$ (ϕ 为散射光的收集孔径)呈线性关系,其斜率 k 是关于 γ 的二次函数,然而对于不同的散射相函数, k 与 γ 的二次函数关系会发生很大变化。

2 与散射相函数相关的参数 γ

在光传输理论中,由于散射相函数 $P(\theta)$ 描述了单个粒子散射波强度的角分布,所以其与生物组织的微观结构有关。球形粒子的散射相函数可以利用 Mie 理论计算得到^[20],一些非球形粒子的散射相函数可以通过对 Mie 相函数进行修正得到^[9]。由于

Mie 散射相函数的表达式相当复杂,所以在实际应用中通常用以 g 为参数的 Henyey-Greenstein (HG) 相函数 $P_{\text{HG}}(\theta)$ 来代替。Canpolat 等^[12]在 MC 模拟计算中用 HG 相函数替代 Mie 散射的散射光分布,发现 HG 相函数在描述大角度散射时不能很好地描述光源附近的散射光。为此,提出了改进后的 HG 相函数 P_{MHG} ^[21],即

$$P_{\text{MHG}}(\theta) = \alpha P_{\text{HG}}(\theta) + (1 - \alpha) \frac{3}{2} \cos^2 \theta, \quad (1)$$

式中: α 和 $1 - \alpha$ 为两种粒子所占的比例; θ 为散射角。针对不同的生物组织,研究人员也提出了一些组合相函数。例如:用 $P_{\text{HG}}(\theta)$ 与 Rayleigh 散射相函数的组合来描述含有小粒子生物组织的散射特性^[14],表达式为

$$P_{\text{Tissue}}(\theta) = \alpha P_{\text{HG}}(\theta) + (1 - \alpha) \frac{3}{8} (1 + \cos^2 \theta). \quad (2)$$

用两个 $P_{\text{HG}}(\theta)$ 组合来描述人体肺和子宫内壁组织的散射特性^[22],表达式为

$$P_{\text{HG-HG}}(\theta) = \alpha P_{\text{HG}}(\theta, g_{\text{HG1}}) + (1 - \alpha) P_{\text{HG}}(\theta, g_{\text{HG2}}), \quad (3)$$

式中: g_{HG1} 为第一个 HG 相函数的各向异性因子; g_{HG2} 为第二个 HG 相函数的各向异性因子。用 $P_{\text{HG}}(\theta)$ 与一个各向同性分布的散射相函数的组合来描述牙釉质和真皮组织的散射特性^[23],表达式为

$$P_{\text{Fried-Jacques}}(\theta) = \alpha P_{\text{HG}}(\theta) + \frac{1}{2} (1 - \alpha). \quad (4)$$

Passos 等^[24]提出用球状分形结构相函数来描述脑和肝脏组织的散射特性,表达式为

$$P_{\text{eff}}(\theta) = \frac{\sum_{i=1}^N d_i^{-a} \sigma_s(d_i) P(\theta, d_i)}{\sum_{i=1}^N d_i^{-a} \sigma_s(d_i)}, \quad (5)$$

式中: a 代表分形维数; N 为总粒子个数; d_i 为第 i 个粒子的直径; $\sigma_s(d_i)$ 为直径为 d_i 的粒子的散射截面; $P(\theta, d_i)$ 为直径为 d_i 的粒子的散射相函数。

对于这些组合相函数,仅用参数 g 表征其特性是不够的,因此引入二阶参量 γ 。参数 γ 的定义为

$$\gamma = \frac{1 - g_2}{1 - g_1}, \quad (6)$$

式中: g_1 、 g_2 为散射相函数的一阶和二阶 Legendre 矩,其值可以通过下式得到:

$$\begin{cases} P(\cos \theta) = \sum_{m=0}^{\infty} \frac{2m+1}{4\pi} g_m P_m(\cos \theta) \\ g_m = \int_0^{\pi} P_m(\cos \theta) P(\cos \theta) \sin \theta d\theta \end{cases}, \quad (7)$$

式中: $P(\cos\theta)$ 为散射相函数, $P_m(\cos\theta)$ 为 Legendre 多项式其中的一项。(7)式表明可以将这些相函数用一组离散的数值表示为 $\{g_1, g_2, g_3, \dots, g_m\}$, g_m 为 m 阶 Legendre 矩, $g_1 = g$ 是各向异性因子。参数 γ 与散射相函数 $P(\theta)$ 的前两阶矩 g_1, g_2 有关, 是一个二阶参量。如果两个相函数的 g 和 γ 相同, 则两个相函数是二阶相似的。图 1 表示的是不同的散射相函数下 g 和 γ 之间的关系。通过观察可以发现, 参数 γ 与 g 的关系在一定程度上能够反映散射相函数的差异, 因此生物组织的散射特性也可以用一组参数 (g, γ) 来表示。对于大部分生物组织, g 的取值范围为 $0.60 \sim 0.99$, γ 的值为 $1.37 \sim 2.20$ (其中皮肤的 γ 值最低, 脑组织的 γ 值最高)^[20]。

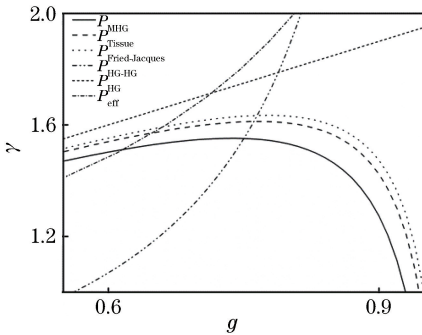


图 1 不同散射相函数下 γ 和 g 的关系

Fig. 1 Relationship between γ and g under different phase functions

3 参数 γ 的测量方法

图 2 是漫反射测量示意图。假设光束垂直入射到一个半无限均匀介质界面上, 经过介质的随机散射和吸收后, 光源附近的背向散射光被收集。图中的 θ_{NA} 为发散角。

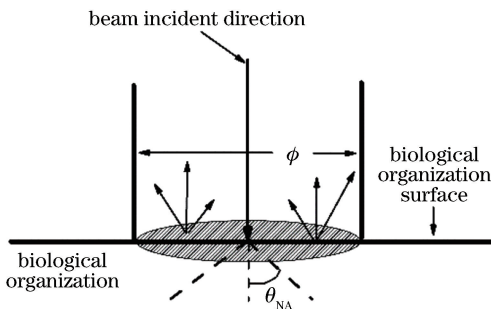


图 2 小孔径收集漫反射光示意图

Fig. 2 Diagram of diffuse reflectance collection by small aperture

根据光子迁移理论可知, 对于小的探测器收集孔径, 漫反射率 R_ϕ 可以表示为^[19]

$$R_\phi = \frac{k_1 \mu'_s}{1 + k_2 \mu_a}, \quad (8)$$

式中: k_1 和 k_2 与收集孔径 ϕ 、二阶参数 γ 有关。 k_2 随 ϕ 与 γ 的变化很小 ($1.5 < k_2 < 2.0$)^[6]。对于弱吸收介质 (例如 $\mu_a = 0.001 \text{ mm}^{-1}$) 来说, $k_2 \mu_a \ll 1$, 通过引入一个无量纲的参量 $\mu'_s \phi$, (8)式可变换为

$$R_\phi = k(\mu'_s \phi) + k_0, \quad (9)$$

式中: k, k_0 均与二阶参数 γ 有关。本文选取 Tissue 相函数和球状分形结构相函数, 用 MC 进行模拟, 以验证 R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 呈线性关系, 并研究 k, k_0 与参数 γ 的函数关系。

3.1 采用 Tissue 相函数时 k, k_0 与 γ 之间的关系

Tissue 相函数中的 Rayleigh 相函数描述的是小粒子的散射特性, 其表达式为

$$P_{\text{Tissue}}(\cos\theta, g_{\text{HG}}, \alpha) = \alpha P_{\text{HG}}(\cos\theta, g_{\text{HG}}) + (1 - \alpha) \frac{3}{8} (1 + \cos^2\theta). \quad (10)$$

本文选取 $g = 0.8$, γ 值在 $1.37 \sim 2.20$ 间选取 5 个值, $\gamma \in \{1.3, 1.4, 1.5, 1.6, 1.7\}$ 。对于已知 $g_1 = g = 0.8$ 和 γ 不同的取值, 根据

$$\begin{cases} g_1 = \alpha g_{\text{HG}} \\ \gamma = \frac{1 - g_2}{1 - g_1} = \frac{1 - [g_1^2/\alpha + 0.1(1 - \alpha)]}{1 - g_1} \end{cases}, \quad (11)$$

可以确定 g_{HG} 和 α 的值。

在 MC 研究中, 根据给定的吸收系数 μ_a 、散射系数 μ_s 和散射相函数 $P(\theta)$, 模拟发射并跟踪 10^6 个光子在组织中的随机输运过程, 记录光子从界面逸出的位置以及光纤收集孔径 ϕ 内收集到的光子数, 从而得到不同收集孔径下的反射率 R_ϕ 。大部分组织的折射率在 $1.34 \sim 1.62$ 之间 (如角质层的折射率为 1.55 , 晶状体表面的折射率为 1.386)^[4], 此处取折射率 $n = 1.4$, 没有考虑折射率的影响。本文选取 $\mu_a = 0.001 \text{ mm}^{-1}$, 研究的是弱吸收情况。大部分组织的 μ'_s 在 $0.4 \sim 8.0 \text{ mm}^{-1}$ 之间取值, 本文在 $0.5 \sim 6.0 \text{ mm}^{-1}$ 范围内取了 12 个值, 根据 $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$ 可以得到相应的 μ_s 。因此, 需要进行 $12 \times 5 = 60$ 次 MC 计算, 共得到 $12 \times 5 \times 5 = 300$ 组反射率数据。

图 3 是 $\gamma = 1.5$ 和 $\gamma = 1.7$ 时 R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 之间的关系, 实线是拟合曲线, 其拟合优度均高于 0.99 。由图 3 可见, R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 之间为良好的线性关系。 γ 不同, 曲线的斜率也就不同 (图中没有显示 γ 为 $1.3, 1.4, 1.6$ 的曲线), 因此 (9) 式中 k 是 γ 的函数。拟合后的函数关系为

$$k = -2.857\gamma^2 + 7.791\gamma + 6.415, \quad (12)$$

$$k_0 = 2.13\gamma^2 - 3.762\gamma - 0.5476, \quad (13)$$

拟合优度均为 0.996。图 4 为 k 与 γ 之间的关系,从图中可以看出 k 与 γ 是二次函数关系。

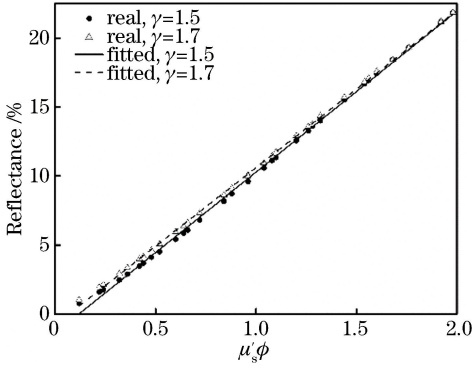


图 3 R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 之间的关系

Fig. 3 Relationship between R_ϕ and $\mu'_s \phi$

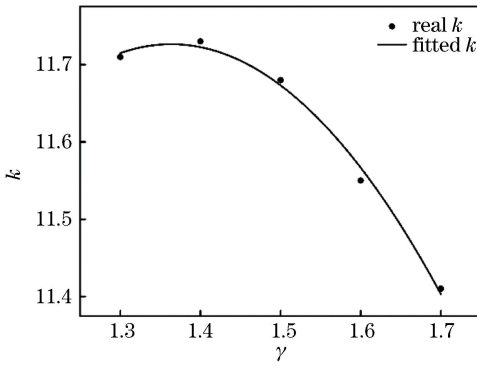


图 4 k 与 γ 之间的关系

Fig. 4 Relationship between k and γ

3.2 采用球状分形结构相函数时 k 、 k_0 与 γ 之间的关系

在球状分形结构模型下,生物组织的光学特性是所有粒子的综合效应,其等效的各向异性因子 g_{eff} 以及二阶参量 γ_{eff} 的表达式为

$$\left\{ \begin{aligned} g_{\text{eff}} &= \frac{\sum_{i=1}^N d_i^{-a} \sigma_s(d_i) g(d_i)}{\sum_{i=1}^N d_i^{-a} \sigma_s(d_i)}, \\ \gamma_{\text{eff}} &= \frac{\sum_{i=1}^N d_i^{-a} \sigma_s(d_i) [1 - g_2(d_i)]}{\sum_{i=1}^N d_i^{-a} \sigma_s(d_i) [1 - g_1(d_i)]} \end{aligned} \right., \quad (14)$$

式中: a 为分形维数; $g(d_i)$ 为分形相函数中直径为 d_i 的各向异性因子; $\sigma_s(d_i)$ 、 $g_1(d)$ 和 $g_2(d)$ 分别为直径为 d_i 的粒子的散射截面、一阶 Legendre 矩和二阶 Legendre 矩。在确定了入射光波长和相对折射率后, $\sigma_s(d_i)$ 、 $g_1(d)$ 和 $g_2(d)$ 可以根据 Mie 理论

计算得到^[17]。本文选取了 5 个 γ_{eff} 值, $\gamma_{\text{eff}} \in \{1.4, 1.5, 1.6, 1.7, 1.8\}$, 通过 γ_{eff} 的值可以计算得到 5 个 g_{eff} 的值, $g_{\text{eff}} \in \{0.54, 0.61, 0.66, 0.71, 0.75\}$ 。图 5 是球状分形结构相函数下 g_{eff} 和 γ_{eff} 关系曲线。

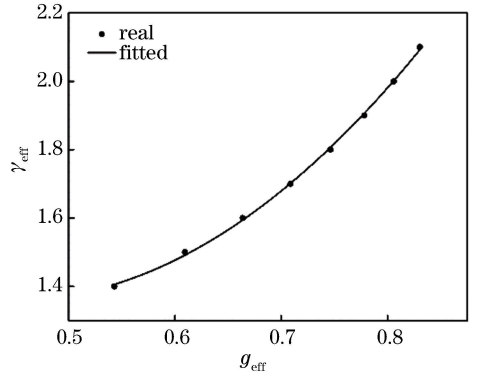


图 5 g_{eff} 与 γ_{eff} 之间的关系

Fig. 5 Relationship between g_{eff} and γ_{eff}

图 6 是 $\gamma=1.5$ 和 $\gamma=1.7$ 下 R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 之间的关系,实线是拟合曲线,拟合优度分别为 0.998 和 0.999。由图 6 可知 R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 之间呈很好的线性关系。 γ 不同,曲线的斜率也不同(图中没有显示 γ 为 1.3、1.4、1.6 的曲线)。拟合(9)式后得到如下函数关系:

$$k = 0.315\gamma_{\text{eff}}^2 - 0.77\gamma_{\text{eff}} + 9.94, \quad (15)$$

$$k_0 = -7.55\gamma_{\text{eff}} + 15.5. \quad (16)$$

拟合优度分别为 0.995 和 0.999。图 7 为 k 随 γ 的变化曲线,可以看出在研究范围内 k 与 γ 是二次函数关系。

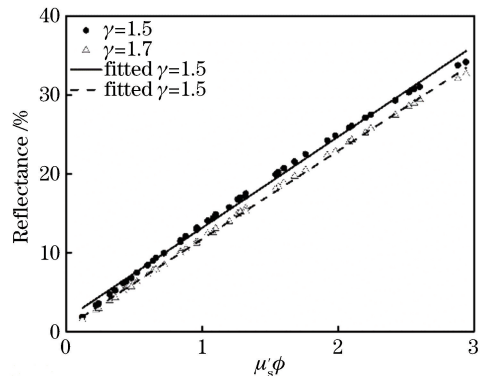


图 6 R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 之间的关系

Fig. 6 Relationship between R_ϕ and $\mu'_s \phi$

4 结果与分析

4.1 散射相函数 $P(\theta)$ 对半经验模型的影响

上面分别采用 Tissue 相函数和球状分形结构相函数验证了反射率与无量纲的约化散射系数 $\mu'_s \phi$ 之间的线性关系。研究表明斜率 k 是关于 γ 的二次

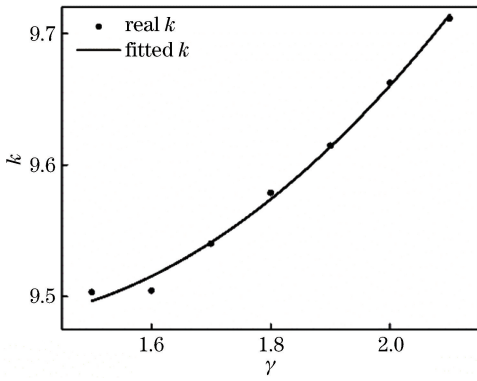


图 7 k 与 γ 之间的关系

Fig. 7 Relationship between k and γ

函数,如(12)式和(15)式所示,图 4 和图 6 是两种相函数下 k 与 γ 的关系。观察图 4 和图 6 可知,两种模型中 k 与 γ 的二次函数关系有很大区别:在 Tissue 相函数下, k 随 γ 的增加先增加后减小;在球状分形结构相函数下, k 随 γ 的增大呈单调递增的趋势。出现这种情况是由于两种散射相函数下 g 和 γ 的关系不同(见图 1)。

为了验证上述结果的正确性,在 Tissue 相函数下又计算了部分 γ 的反射率数据。选取 $\gamma \in \{1.45, 1.55, 1.65, 1.75\}$, $g = 0.8$, 且 μ_a, μ'_s 和 ϕ 的值仍与上述 Tissue 相函数 MC 模拟中的取值相同。将模拟得到的数据代入到组织相函数的经验公式(12)中,得到的结果如表 1 所示。通过表 1 可以看出,用这种方法测量组织相函数下的其他 γ 计算值与模拟得到的测量值之间的误差较小。为了研究其他散射相函数是否对组织相函数模型有影响,选取了一些不同的散射相函数对该模型进行研究。表 1 是选取了球状分形结构相函数、 $P_{\text{MHG}}(\theta)$ 和 $P_{\text{Fried-Jacques}}$ 三种相函数下 $g = 0.8$ 和 $\gamma = 1.65$ 的实验数据进行验证的结果。

表 1 γ 的真实值和测量值

Table 1 Actual values and measured values of γ

Phase function	Actual measured value	Model calculated value	Relative percentage error / %
P_{Tissue}	$\gamma = 1.45$	$\gamma = 1.459$	0.62
	$\gamma = 1.55$	$\gamma = 1.570$	1.20
	$\gamma = 1.65$	$\gamma = 1.653$	0.18
	$\gamma = 1.75$	$\gamma = 1.741$	0.51
P_{MHG}	$\gamma = 1.65$	$\gamma = 1.570$	4.80
$P_{\text{Fried-Jacques}}$	$\gamma = 1.65$	$\gamma = 1.471$	10.80
P_{eff}	$\gamma = 1.65$	No solution	100

从表 1 可以看出,用三种不同的相函数数据拟合组织相函数下测量 γ 的模型时会出现不同程度的误差, P_{MHG} 与 P_{Tissue} 的误差最小,而 P_{eff} 与 P_{Tissue} 的误差最大。通过比较这几种相函数的表示形式可以发现: P_{Tissue} 与 P_{MHG} 两项表达式中的第一项完全相同,第二项较为相似; P_{Tissue} 与 $P_{\text{Fried-Jacques}}$ 两项表达式中的第一项完全相同,第二项的表达形式则不同; P_{Tissue} 与 P_{eff} 的表达式完全不同。

4.2 $\mu'_s \phi$ 的取值范围对测量结果的影响

图 8 显示了选取 Tissues 相函数时 $\mu'_s \phi$ 在 $0.0 \sim 6.0$ 范围内的反射率, R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 的拟合结果见表 2。从表 2 中可以看出 $\mu'_s \phi < 3.5$ 时的拟合优度大于 0.99。在 3.1 节研究 Tissues 相函数下 k 与 γ 之间的关系时并没有选取 $\mu'_s \phi < 3.5$ 这个范围,而是选取了 $\mu'_s \phi < 2.0$ 。

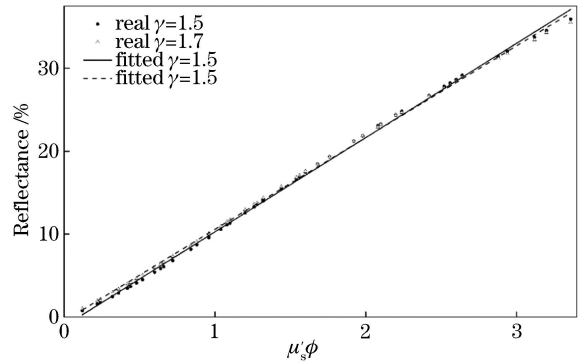


图 8 R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 关系的部分放大图

Fig. 8 Partially enlarged view of relationship between R_ϕ and $\mu'_s \phi$

表 2 R_ϕ 与 $\mu'_s \phi$ 的线性拟合结果

Table 2 Linear fitting results between R_ϕ and $\mu'_s \phi$

Range of value	6.0	3.5	2.0
Goodness of fit	0.9861	0.9988	0.9983

表 3 给出了在 $\mu'_s \phi < 3.5$ 和 $\mu'_s \phi < 2$ 范围内用(9)式反演 γ 的结果。

表 3 γ 的实际值与测量值

Table 3 Actual values and measured values of γ

$\mu'_s \phi$	Actual value of γ	Measured value of γ
< 3.5	$\gamma = 1.45$	$\gamma = 1.690$
	$\gamma = 1.75$	$\gamma = 1.810$
< 2.0	$\gamma = 1.45$	$\gamma = 1.459$
	$\gamma = 1.75$	$\gamma = 1.741$

从表 3 中可以看出:当 $\mu'_s \phi < 3.5$ 时,对已知 γ

的反射率数据利用(12)式得到测量值与实际值偏差很大;当 $\mu'_s\phi < 2$ 时, γ 的测量值与实际误差偏差较小。所以 ϕ 的取值是由 $\mu'_s\phi < 2$ 决定,本文在这个范围内选取 $\phi \in \{0.24, 0.44, 0.64, 0.84, 1.04\}$ 。利用图8可以阐明出现这种情况的原因。 $\gamma=1.5$ 和 $\gamma=1.7$ 的曲线在 $\mu'_s\phi \approx 2$ 时出现了交叉点,其他 γ 值下的曲线也交于这一点(图中没有显示其他 γ 值下的曲线),因此本文选取了 $\mu'_s\phi < 2$ 这个范围进行讨论。

5 结 论

小孔径探测器只能收集到光源附近微区内的散射光,这些散射光携带了组织的微观形态信息。散射相函数 $P(\theta)$ 与生物组织的微观结构有关。本文选用 Tissue 相函数和球状分形结构相函数验证反射率与无量纲的约化散射系数 $\mu'_s\phi$ 呈线性关系,并且其斜率与 γ 之间呈二次函数关系。研究发现 k 与 γ 的二次函数关系会因相函数不同而有很大差异,这表明利用(9)式所示的模型测量生物组织参数 γ 或对生物组织进行监测时,需要选择合适的 $P(\theta)$,选择的 $P(\theta)$ 与实际生物组织单粒子散射特性的差别决定了测量误差。研究表明选择合适的 $\mu'_s\phi$ 范围是非常重要的,对 Tissues 相函数,当 $\mu'_s\phi < 2$ 时,用该模型能够更精确地测量 γ 值。与目前文献报道的其他测量方法相比,该模型具有非常简单的数学形式,能够更好地使该技术应用于无创或微创的活体检测。

参 考 文 献

[1] Chen X, Lu J L, Li P C. Viscoelasticity measurement of biological tissues using laser speckle techniques: a review[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(2): 0207005.
陈肖, 陆锦玲, 李鹏程. 生物组织黏弹性激光散斑检测方法研究进展[J]. 中国激光, 2018, 45(2): 0207005.

[2] Chen C J, Yang S H, Xing D. Progress and application of photoacoustic microscopy technique [J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(3): 0307008.
陈重江, 杨思华, 邢达. 光声显微成像技术研究进展及其应用[J]. 中国激光, 2018, 45(3): 0307008.

[3] Kong W, Gao F, Fan J Y, *et al.* Application of confocal line scanning imaging technique in biomedical imaging [J]. Laser & Optoelectronics Progress,

2018, 55(5): 050003.

孔文, 高峰, 樊金宇, 等. 线扫描共聚焦成像技术在生物医学成像中的应用[J]. 激光与光电子学进展, 2018, 55(5): 050003.

- [4] Xing Y C, Zhu Q B, Huang M. Inversion of optical parameters of biological tissues based on improved standard diffusion approximation model[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2016, 53(9): 091701.
邢永春, 朱启兵, 黄敏. 基于改进标准漫射近似模型的生物组织光学参数反演[J]. 激光与光电子学进展, 2016, 53(9): 091701.
- [5] Liu Y, Luo W Q, Wang R D, *et al.* Sub-diffuse scattering of biological tissues and its application to spectroscopy[J]. Chinese Journal of Lasers, 2017, 44(8): 0807001.
刘迎, 罗雯倩, 王汝丹, 等. 生物组织的亚扩散散射及其光谱技术的应用[J]. 中国激光, 2017, 44(8): 0807001.
- [6] Wang X, Li W Y, Qiao Y Q, *et al.* Method to quantitate parameter γ related to tissue microstructure by reflectance measured at microdomains close to the source [J]. Acta Optica Sinica, 2018, 47(9): 0917002.
王兴, 李文艳, 乔艳青, 等. 利用光源附近微区漫反射测量组织微观结构参数 γ 的方法[J]. 光子学报, 2018, 47(9): 0917002.
- [7] Cheong W F, Prah S A, Welch A J. A review of the optical properties of biological tissues [J]. IEEE Journal of Quantum Electronics, 1990, 26(12): 2166-2185.
- [8] McClatchy D M, Rizzo E J, Wells W A, *et al.* Wide-field quantitative imaging of tissue microstructure using sub-diffuse spatial frequency domain imaging [J]. Optica, 2016, 3(6): 613-621.
- [9] van Leeuwen-van Zaane F, Gamm U A, van Driel P B A A, *et al.* *In vivo* quantification of the scattering properties of tissue using multi-diameter single fiber reflectance spectroscopy [J]. Biomedical Optics Express, 2013, 4(5): 696-708.
- [10] Bu M, Hu S S, Lu W, *et al.* Numerical calculation and analysis of Mie scattering phase function of nucleated cells[J]. Chinese Journal of Lasers, 2017, 44(8): 0807003.
卜敏, 胡双双, 陆伟, 等. 有核细胞 Mie 相函数的计算与分析[J]. 中国激光, 2017, 44(8): 0807003.
- [11] Kanick S C, McClatchy D M, Krishnaswamy V, *et al.* Sub-diffusive scattering parameter maps recovered using wide-field high-frequency structured

- light imaging[J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(10): 3376-3390.
- [12] Canpolat M, Mourant J R. High-angle scattering events strongly affect light collection in clinically relevant measurement geometries for light transport through tissue[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2000, 45(5): 1127-1140.
- [13] Liu Y, Zhang X J, Hu Y Z. Scattering phase function of biological tissue and the properties of second-order optical parameter [J]. *Acta Optica Sinica*, 2004, 24(7): 877-880.
刘迎, 张小娟, 胡佑周. 生物组织的散射相函数及其二阶光学参量的性质[J]. *光学学报*, 2004, 24(7): 877-880.
- [14] Bevilacqua F, Depeursinge C. Monte Carlo study of diffuse reflectance at source-detector separations close to one transport mean free path [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1999, 16(12): 2935-2945.
- [15] Hull E L, Foster T H. Steady-state reflectance spectroscopy in the P_3 approximation [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2001, 18(3): 584-599.
- [16] Ma Z, Liu Y, Lian G. Semi-empirical model for biological tissue diffuse reflectance measurement with small aperture [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2015, 42(3): 0304001.
马招, 刘迎, 廉鸽. 小孔径测量生物组织漫反射的半经验模型[J]. *中国激光*, 2015, 42(3): 0304001.
- [17] Zonios G, Dimou A. Modeling diffuse reflectance from semi-infinite turbid media: application to the study of skin optical properties [J]. *Optics Express*, 2006, 14(19): 8661-8674.
- [18] Gamm U A, Kanick S C, Sterenborg H J C M, *et al.* Quantification of the reduced scattering coefficient and phase-function-dependent parameter γ of turbid media using multidiameter single fiber reflectance spectroscopy: experimental validation [J]. *Optics Letters*, 2012, 37(11): 1838-1840.
- [19] Gao Z, Ma Z, Liu Y, *et al.* Semi-empirical analytical mode with highorder parameter of the biological tissue optical diffuse reflectance [J]. *Acta Physica Sinica*, 2014, 63(13): 134208.
高震, 马招, 刘迎, 等. 含有高阶参量的生物组织光学漫反射的半经验解析模型 [J]. *物理学报*, 2014, 63(13): 134208.
- [20] Wang Q H, Zhang Y Y, Lai J C, *et al.* Application of Mie theory in biological tissue scattering characteristics analysis [J]. *Acta Physica Sinica*, 2007, 56(2): 1203-1207.
王清华, 张颖颖, 来建成, 等. Mie 理论在生物组织散射特性分析中的应用 [J]. *物理学报*, 2007, 56(2): 1203-1207.
- [21] Tian H J, Liu Y, Wang L J. Influence of the third-order parameter on diffuse reflectance at small source-detector separations [J]. *Optics Letters*, 2006, 31(7): 933-935.
- [22] Marchesini R, Bertoni A, Andreola S, *et al.* Extinction and absorption coefficients and scattering phase functions of human tissues *in vitro* [J]. *Applied Optics*, 1989, 28(12): 2318-2324.
- [23] 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 [J]. *Applied Optics*, 1995, 34(7): 1278-1285.
- [24] Passos D, Hebden J C, Pinto P N, *et al.* Tissue phantom for optical diagnostics based on a suspension of microspheres with a fractal size distribution [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2005, 10(6): 064036.