

光在多层匹配生物组织中的时域传输模型*

王喜昌 华 臻 孟兆昆

(烟台大学光电信息技术学院, 山东烟台 264005)

摘 要 建立了匹配介质的 n 层半无限厚频域方程的解, 并对频域进行傅里叶变换, 计算出时域方程的时间分辨漫反射 (Time-resolved Reflectance). 为检验漫射模型的准确性, 将时间分辨漫反射与蒙特卡罗 (Monte Carlo) 模拟结果进行了比较, 结果表明两者符合得很好. 研究表明: 该时域漫射模型可以判断生物组织和病变的光学特性.

关键词 组织光学; 生物组织; 吸收系数; 约化散射系数; 蒙特卡罗模拟

中图分类号 Q632 **文献标识码** A

0 引言

随着医疗上光诊断和治疗应用的日益广泛, 促使人们对光在生物组织中光能量的传输和分布作深入的研究, 确定光的治疗方案通常要计算组织中光分布, 如光动力疗法和激光外科等. 而生物组织具有分层结构, 有关研究表明, 生物组织表面的时间分辨漫反射 (Time-resolved Reflectance) 与每层组织的光学参量有确定的函数关系.

目前, 半无限厚光迁移模型^[1]、两层模型^[2]已经被广泛应用. 在我国, 大多数研究者研究了半无限厚介质模型. 来建成^[3]等人用辐射传输理论研究了散坐标法在计算生物组织内光场空间角分布中的应用. 许裳^[4]等人用半无限厚介质的蒙特卡罗模拟验证了传统的三种边界条件的半无限介质模型. 而程树英等人^[5]使用蒙特卡罗模拟了面光源在半无限厚生物介质的能量分布. 也有人用实验验证了半无限厚介质的理论^[6,7]. 而两层介质模型在国内研究较少, 张连顺^[8]、Alwin Kienie^[9]和张琳等人^[10]研究了生物组织两层介质模型, 这些研究, 将漫射理论应用到医疗和诊断中奠定了基础.

实际上, 人体表面组织由多层介质组成. 因而半无限厚介质模型和两层介质模型不能真正反映生物组织的基本情况. 在国际上, 对多层介质的研究只能采用费时的蒙特卡罗模拟, 这种方法不能应用于医疗诊断中, 通常使用它验证理论的正确性.

本文中, 在三层稳态漫射模型^[11,12]的基础上, 建立了任意层 (n 层) 匹配介质的频域方程, 并通过傅里叶变换将它转化为时域. 为验证结果的正确性, 在半无限厚介质的蒙特卡罗模拟的基础上^[4,5], 建立 n 层介质的时域蒙特卡罗模拟. 结果表明该漫

射模型和蒙特卡罗模拟符合的很好, 而且该时域漫射模型可以包含生物组织和病变的光学特性.

1 理论模型

设一正弦频率调制的光束垂直照射到 n 层人体组织中, 每层组织宽度为无限宽. 以皮肤表面组织为例建立模型 (如图 1). 整个模型采用柱坐标系

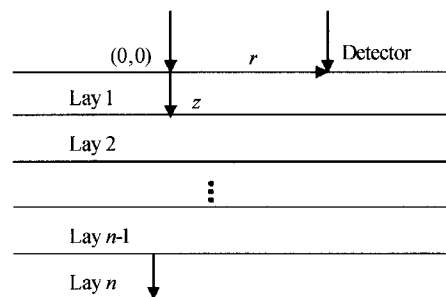


图 1 n 层皮肤几何模型
Fig. 1 Geometry of n -layer skin model

(r, z), r 轴平行于介质表面. 假设在光的入射方向 (z 方向) 为无限厚. 其中, 前面 ($n-1$) 层为有限厚度, 其厚度分别为 L_1, L_2, \dots, L_{n-1} . 一束光照射在表面介质中 (第一层介质), 光束在深度为 $z = z_0 = 1/(\mu'_{s1} + \mu_{a1})$ 的最上层介质被散射; 探测器放置在 r 处; 第 i 层吸收系数为 μ_{ai} , 第 i 层约化散射系数 (Reduced Scattering Coefficients) 为 μ'_{si} , 其表达式为 $\mu'_{si} = \mu_{si}(1-g)$, μ_{si} 是散射系数, g 为各向异性因子, 原始坐标点为: $(0, 0)$, 这样, 生物组织的频域的漫射方程可以表达为

$$D_1 \Delta \Psi_1(r) - (\mu_{a1} + j \frac{\omega}{c}) \Psi_1(r) = -\delta(x, y, z - z_0) \quad (0 \leq z < L_1) \quad (1)$$

$$D_i \Delta \Psi_i(r, z) - \mu_{ai} \Psi_i(r, z) = 0 \quad L_{i-1} \leq z < L_i \quad 2 \leq i \leq n \quad (2)$$

式中, $D_i = 1/3(\mu'_{si} + \mu_{ai})$, Ψ_i 是第 i 层的能流率. $\omega = 2\pi f$, f 是入射光的调制频率, c 是光在介质中的速度.

* 国家自然科学基金 (No. 10404022) 资助项目
Tel: 0535-6902506 Email: wangxichang@ytu.edu.cn
收稿日期: 2005-05-08

每层之间的边界条件为

$$D_i \frac{\partial \Psi(r, z)}{\partial z} \Big|_{z=L_i} = D_{i+1} \frac{\partial \Psi(r, z)}{\partial z} \Big|_{z=L_i},$$

$$z = z_1, z_2, z_3, i = 1, 2, n-1 \quad (3)$$

与

$$D_i \frac{\partial \Psi(r, z)}{\partial z} \Big|_{z=L_i} = D_{i+1} \frac{\partial \Psi(r, z)}{\partial z} \Big|_{z=L_i},$$

$$z = z_1, z_2, z_3, i = 1, 2, n-1 \quad (4)$$

采用比较精确的外推边界条件^[13], 在 $-z_b$ 处能流率为零即

$$\Psi(r, -z_b) = 0 \quad (5)$$

方程(5)是组织与空气交接处的外推边界条件^[13], 方程里面的 z_b 表达式为^[11]

$$z_b = \frac{1+R_{\text{eff}}}{1-R_{\text{eff}}} 2D_1$$

式中, R_{eff} 表示光在边界处的内部反射率, 可以根据参考文献^[13]进行计算.

同时, 假设在无限远处, 能流率为零, 也就是当 $z \rightarrow \infty$ 时

$$\Psi(z) = 0 \quad (6)$$

通过使用傅里叶变化和拉普拉斯变化方法, 通过上面的漫射方程与外推边界条件, 通过特别复杂的推导, 建立了频域的 n 层漫射方程的解, 其解为

$$\Psi_i(r, z) = \frac{1}{2\pi_0} \int_0^\infty \phi_i(z, s) s J_0(sr) ds \quad (7)$$

式中 J_0 是零阶 Bessel 函数

$$\phi_1(z, s) = \frac{\sinh a_1(z_b + z_0)}{D_1 a_1} \times \frac{D_1 a_1 l_1 \cosh a_1(L_1 - z) + D_2 a_2 m_1 \sinh a_1(L_1 - z)}{D_1 a_1 l_1 \cosh a_1(L_1 + z_b) + D_2 a_2 m_1 \sinh a_1(L_1 + z_b)} - \frac{\sinh a_1(z_0 - z)}{D_1 a_1} \quad 0 \leq z < z_0 \quad (8)$$

$$\phi_1(z, s) = \frac{\sinh a_1(z_b + z_0)}{D_1 a_1} \times \frac{D_1 a_1 l_1 \cosh a_1(L_1 - z) + D_2 a_2 m_1 \sinh a_1(L_1 - z)}{D_1 a_1 l_1 \cosh a_1(L_1 + z_b) + D_2 a_2 m_1 \sinh a_1(L_1 + z_b)} \quad z_0 \leq z < L_1 \quad (9)$$

$$\phi_{i+1}(z, s) = \frac{\sinh a_1(z_b + z_0)}{D_1 a_1} \frac{\prod(D_i a_i l_i)}{\prod(h_i)} \times \frac{[D_{i+1} a_{i+1} l_{i+1} \cosh(a_{i+1}(L_{i+1} - z)) + D_{i+2} a_{i+2} m_{i+1} \sinh(a_{i+1}(L_{i+1} - z))]}{D_{i+1} a_{i+1} l_{i+1} \cosh a_{i+1}(L_{i+1} - L_i) + D_{i+2} a_{i+2} m_{i+1} (\sinh a_{i+1}(L_{i+1} - L_i))} \quad 2 \leq i+1 \leq n-1 \quad (10)$$

$$\phi_n(z, s) = \frac{\sinh a_1(z_b + z_0)}{D_1 a_1} \times \frac{\prod(D_{n-1} a_{n-1} l_{n-1})}{\prod(h_{n-1})} \times \exp(a_n(L_{n-1} - z)) \quad (11)$$

$$a_i^2 = (D_i s^2 + \mu_{ai} + j \frac{\omega}{c}) / D_i$$

这里

$$m_{n-1} = 1, l_{n-1} = 1 \quad (12)$$

$$m_{n-2} = D_n a_n \cosh a_{n-1}(L_{n-1} - L_{n-2}) + D_{n-1} a_{n-1} \sinh a_{n-1}(L_{n-1} - L_{n-2}) \quad (13)$$

$$l_{n-2} = D_n a_n \sinh a_{n-1}(L_{n-1} - L_{n-2}) + D_{n-1} a_{n-1} \cosh a_{n-1}(L_{n-1} - L_{n-2}) \quad (14)$$

$$m_i = D_{i+1} a_{i+1} l_{i+1} \sinh a_{i+1}(L_{i+1} - L_i) + D_{i+2} a_{i+2} m_{i+1} \cosh a_{i+1}(L_{i+1} - L_i) \quad (15)$$

$$l_i = D_{i+1} a_{i+1} l_{i+1} \cosh a_{i+1}(L_{i+1} - L_i) + D_{i+2} a_{i+2} m_{i+1} \sinh a_{i+1}(L_{i+1} - L_i) \quad (16)$$

$$\prod(D_i a_i l_i) = (D_1 a_1 l_1) \times (D_2 a_2 l_2) \times (\dots) \times D_i a_i l_i \quad (17)$$

$$h_1 = D_1 a_1 l_1 \cosh a_1(L_1 + z_b) + D_2 a_2 m_1 \sinh a_1(L_1 + z_b) \quad (18)$$

$$h_i = D_i a_i l_i \cosh a_i(L_i - L_{i-1}) + D_{i+1} a_{i+1} m_i (\sinh a_i(L_i - L_{i-1})) \quad (19)$$

$$\prod h_i = h_1 \times h_2 \times (\dots) \times h_i \quad (20)$$

至此建立了 n 层生物组织的频域模型, 并给出

了外推边界条件下的数学表达式.

2 时域研究

对于光在组织中传输的时域模型, 目前, 只有半无限厚介质模型给出了漫射模型的严格解. A. Kienle 在解决两层介质模型时, 通过多个频域的傅立叶变换, 将频域转化为时域, 得到时域的解. 南开大学的张连顺博士在解决两层体系中也采用这种方法. 因而在解决 n 层介质体系中也采用此方法. 下面叙述这种方法.

为了验证给出的漫射方程, 将漫射方程转化为实际可以测量的量——反射率, R. C. Haskell^[11] 给出了在表面计算反射率的办法, 其方程为

$$R(\omega, \rho) = \int_{2\pi} d\Omega [1 - R_{\text{ires}}(\theta)] \times \frac{1}{4\pi} [\Phi_1(\omega, \rho, z=0) + 3D_1 \frac{\partial \Phi_1(\omega, \rho, z=0)}{\partial z} \cos \theta] \times \cos \theta \quad (20)$$

这里, $R_{\text{ires}}(\theta)$ 是非涅耳反射系数, 对于第一层介质的折射率, θ 为入射角. 对于不同的折射率 N_1 , 方程(20)可以写为

$$R(\omega, \rho) = C_1 \Phi_1(\rho, z=0) + C_2 D_1 \frac{\partial \Phi_1(\rho, z)}{\partial z} \Big|_{z=0} \quad (21)$$

这里, C_1 和 C_2 是与第一层折射率 N_1 有关的

数, 如果 $N_1=1.4, C_1=0.118, C_2=0.306$.

将频域转化为时域, 按照 A. Kienle 的方法, 采用频率为 ($\omega=195.31 \text{ M}, 195.31 \times 2, \dots, 195.31 \times 512$) 进行计算, 进行傅里叶变换, 可以得到时域模型 $R(\rho, t)$, 并画出时域曲线图形.

3 理论验证和应用

蒙特卡罗方法已经成为研究光与强散射介质相互作用的常用方法和非实验检验标准, 蒙特卡罗模拟过程中主要有光子的发射、光子步长的计算和在组织中的传输、光子的吸收和散射、确定光子被散射后新的运动方向、判断光子在组织边界是透射还是发生全发射, 判断光子的权重若小于某一阈值则终止光子的追踪, 开始对第二个光子的重复. 通过大量光子的统计, 确定光在生物体内的传输特性. 目前, 很多人对蒙特卡罗方法进行了研究, 如许裳^[4]、程树英^[5] 等人在光子学报发表的文章阐述了半无限厚介质中的蒙特卡罗模拟, 并与前人的单层半无限厚介质模型进行了比较. 在此基础上, 参考相关的文献, 建立了 n 层生物组织的半无限厚介质的蒙特卡罗模拟, 此模型可以包含相关的蒙特卡罗模拟. 以此验证 n 层半无限厚介质模型是否正确. 本节中, 首先根据模型计算时间分辨漫反射, 并用蒙特卡罗模拟进行比较, 然后阐述用模型计算的时间分辨漫反射包括生物组织的光学特性和病变信息, 可以为医疗和诊断提供服务.

首先, 以五层或者六层生物组织的的时域模型验证理论的正确性.

图2显示了五层混浊介质的时间分辨漫反射 $R(\rho, t)$, 他们的参量为 $\mu_{a1}=0.02 \text{ mm}^{-1}, \mu'_{s1}=1.2 \text{ mm}^{-1}, L_1=2 \text{ mm}, \mu_{a2}=0.015 \text{ mm}^{-1}, \mu'_{s2}=1.0 \text{ mm}^{-1}, L_2=1 \text{ mm}, \mu_{a3}=0.02 \text{ mm}^{-1}, \mu'_{s3}=1.3 \text{ mm}^{-1}, L_3=3 \text{ mm}, \mu_{a4}=0.015 \text{ mm}^{-1}, \mu'_{s4}=0.8 \text{ mm}^{-1}, L_4=1 \text{ mm}, \mu_{a5}=$

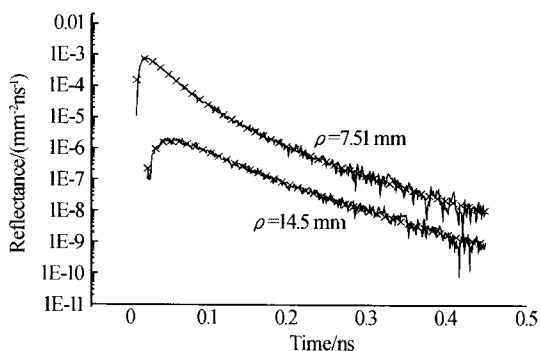


图2 应用方程(21)计算的时间分辨漫反射(\times)与蒙特卡罗模拟的比较(线)

Fig. 2 Comparison of the time-resolved reflectance calculated with Eq. (21)(\times) to Monte Carlo simulations(line)

0.01 mm^{-1} 和 $\mu'_{s5}=0.67 \text{ mm}^{-1}$, 折射率为 1.4, 上面的两个曲线为 $\rho=7.51 \text{ mm}$ 的曲线, 直线表示蒙特卡罗模拟的结果, 符号(\times)表示五层匹配混浊介质漫射方程的结果, 下面的两个曲线为 $\rho=14.5 \text{ mm}$ 的曲线, 直线表示蒙特卡罗模拟的结果, 符号(\times)表示五层匹配混浊介质漫射方程的结果(这里, 为了区别 $\rho=7.51 \text{ mm}$ 和 $\rho=14.5 \text{ mm}$ 的蒙特卡罗模拟的区别, 将 $\rho=14.5 \text{ mm}$ 的曲线除以 10.0).

从图2中, 明显可以看出. 多层半无限厚匹配介质的生物组织的时间分辨漫反射和蒙特卡罗方法的高度符合.

图3显示了六层混浊介质的时间分辨漫反射 $R(\rho, t)$, 他们的参量为 $\mu_{a1}=0.02 \text{ mm}^{-1}, \mu'_{s1}=1.2 \text{ mm}^{-1}, L_1=2 \text{ mm}, \mu_{a2}=0.01 \text{ mm}^{-1}, \mu'_{s2}=1.0 \text{ mm}^{-1}, L_2=1 \text{ mm}, \mu_{a3}=0.015 \text{ mm}^{-1}, \mu'_{s3}=1.0 \text{ mm}^{-1}, L_3=3 \text{ mm}, \mu_{a4}=0.02 \text{ mm}^{-1}, \mu'_{s4}=1.3 \text{ mm}^{-1}, L_4=3 \text{ mm}, \mu_{a5}=0.01 \text{ mm}^{-1}, \mu'_{s5}=0.8 \text{ mm}^{-1}, L_5=1 \text{ mm}, \mu_{a6}=0.01 \text{ mm}^{-1}$ 和 $\mu'_{s6}=0.67 \text{ mm}^{-1}$, 折射率为 $N=1.4$, 上面的两个曲线为 $\rho=7.51 \text{ mm}$ 的曲线, 直线表示蒙特卡罗模拟的结果, 符号(\times)表示六层匹配混浊介质漫射方程的结果, 下面的两个曲线为 $\rho=14.5 \text{ mm}$ 的曲线, 直线表示蒙特卡罗模拟的结果, 符号(\times)表示六层匹配混浊介质漫射方程的结果(这里, 为了区别 $\rho=7.51 \text{ mm}$ 和 $\rho=14.5 \text{ mm}$ 的蒙特卡罗模拟的区别, 将 $\rho=14.5 \text{ mm}$ 的曲线除以 10.0).

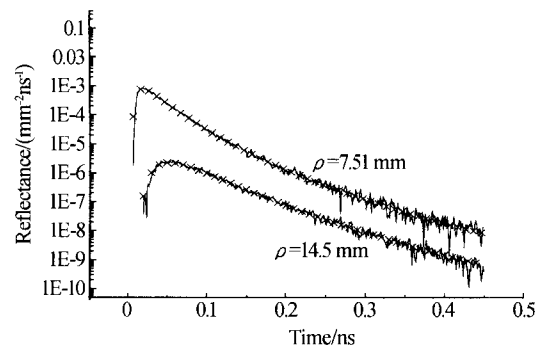


图3 应用方程(21)计算的时间分辨漫反射(\times)与蒙特卡罗模拟的比较(线)

Fig. 3 Comparison of the time-resolved reflectance calculated with Eq. (21)(\times) to Monte Carlo simulations(line)

在图3中, 时间分辨漫反射与时间的关系. 从图中可以看出六层匹配介质的漫射方程与蒙特卡罗模拟高度符合, 此图进一步说明模型精确地描述时间分辨漫反射.

半无限厚介质模型和两层半无限厚介质模型表明, 生物组织的光学特性能够从时间分辨漫反射中反映出来. 因而下面以生物的皮肤模型为例说明 n 层体系时间分辨漫反射包含生物组织的光学特性.

皮肤组织可以分为表皮、真皮、肌肉和脂肪四层介质组成,如果在真皮和肌肉间产生病变,则可以分为表皮、真皮、病变层、肌肉和脂肪五层介质模型.就以五层介质模型说明时间分辨漫反射包含病变层的信息.

假设生物组织的光学参量为 $\mu_{a1}=0.01\text{ mm}^{-1}$, $\mu_{s1}=1.5\text{ mm}^{-1}$, $L_1=1\text{ mm}$, $\mu_{a2}=0.005\text{ mm}^{-1}$, $\mu_{s2}=1.5\text{ mm}^{-1}$, $L_2=1\text{ mm}$, $\mu_{a4}=0.01\text{ mm}^{-1}$, $\mu_{s4}=1.0\text{ mm}^{-1}$, $L_4=4\text{ mm}$, $\mu_{a5}=0.01\text{ mm}^{-1}$, $\mu_{s5}=1.5\text{ mm}^{-1}$. 图4是病变层($\mu_{a3}=1.5\text{ mm}^{-1}$, $L_3=2\text{ mm}$)的吸收系数不同(分别为 0.01 mm^{-1} , 0.05 mm^{-1} , 0.09 mm^{-1})而产生的时间分辨漫反射(距离光源 7.5 mm)与时间的曲线.从图中可以看出时间越长,越容易识别病变层的信息.这与半无限厚模型或者两层边无限厚介质模型一致.图5是病变层 $\mu_{a3}=0.02\text{ mm}^{-1}$, $\mu_{s3}=1.5\text{ mm}^{-1}$ 的厚度不同($L_3=1, 3, 5\text{ mm}$)而产生的差异.可以看出,当病变层的厚度增加时,时间越小,越不容易区分,时间越大,区分越明显.也就是说,生物组织的光学特性和病变信息能够通过模型展示出来.

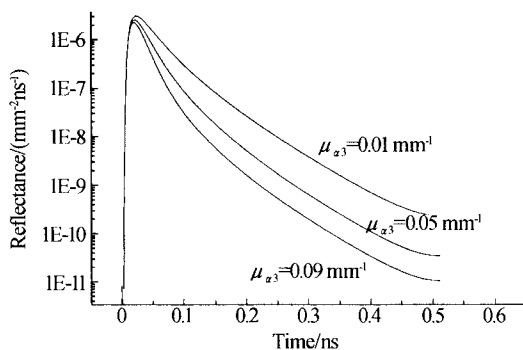


图4 五层体系吸收系数变化时,计算时间分辨漫反射产生的效果

Fig. 4 Calculated the time-resolved reflectance showing the effect of varying the absorption coefficient of five layer

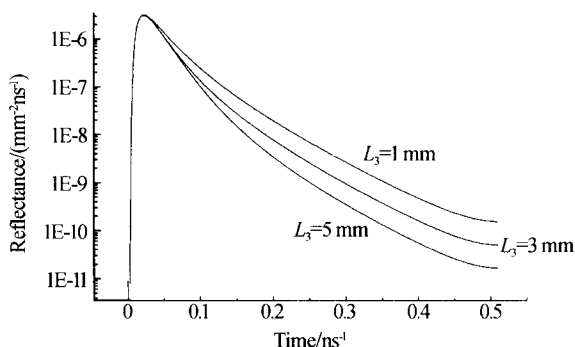


图5 五层体系厚度变化时,计算时间分辨漫反射产生的效果

Fig. 5 Calculated the time-resolved reflectance showing the effect of varying the thickness of five layer

从图4、图5中,可以清楚地看到,用 n 层匹配

介质的漫射模型可以反映生物组织的光学特性和病变信息.

4 结论

在三层稳态漫射模型的基础上,建立了时域的 n 层半无限厚生物组织的漫射模型.该模型和其他的模型相比,具有如下特点:1)半无限厚生物介质模型将生物组织看成一个完全相同的介质.他虽然可以推断一些模拟组织的光学特性^[3~7].但与生物组织表面(如皮肤)是一个多层介质不符合.两层介质模型虽然比半无限厚介质模型有很大的进步.但是还不能正确反映人体表面组织是多层介质的特点;2)目前国内外对多层介质没有很好的模型,在解决多层介质时,只能采用蒙特卡罗模拟,而这方面需要大量的时间,而且不能够应到适时的医疗检测中;3)克服半无限厚介质模型和两层半无限厚介质模型的缺点,建立了适合生物组织的 n 层半无限厚生物组织漫射介质模型.同时在光子学报刊登的相关的半无限厚的蒙特卡罗模拟基础上,建立任意层次的蒙特卡罗模拟程序进行验证.结果表明,漫射模型与蒙特卡罗模拟符合的很好;4)漫射模型可以包含两层半无限厚介质模型和半无限厚介质模型.也就是说,两层半无限厚介质模型和半无限厚介质模型是我们模型的一个简化形式.如果设 $n=2$,则方程为两层介质模型,此时结果与在国际著名刊物上的相关文献完全一致^[9].由于半无限厚介质模型是两层介质模型的简化形式.所以模型包括两层半无限厚介质模型和半无限厚介质模型.因而模型可以应用到医疗和诊断中;5)计算结果显示,模型包含生物组织的光学特性和病变信息,因而,在医疗、诊断和科研中,具有潜在和广泛的应用价值.

参考文献

- 1 Kienle A, Patterson M S. Determination of the optical properties of semi-infinite turbid media from frequency-domain reflectance close to source. *Phys Med Biol*, 1997, **42**(10):1801~1819
- 2 Pham T H, Spott T, Svaasand L O, et al. Quantifying the properties of two-layer turbid media with frequency-domain diffuse reflectance. *Appl Opt*, 2000, **39**(25):4733~4745
- 3 来建成,李振华,王春勇,等. 散坐标法在计算生物组织内光场空间角分布中的应用. *光子学报*, 2003, **32**(10):1254~1258
- 4 Lai J C, Li Z H, Wang C Y, et al. *Acta Photonica Sinica*, 2003, **32**(10):1254~1258
- 5 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
- 5 程树英, 沈鸿元, 陈美峰. 面光源对人肺组织中光能分布的影响. *光子学报*, 2003, **32**(10):1251~1253
Cheng S Y, Shen H Y, Chen M F. *Acta Photonica Sinica*, 2003, **32**(10):1251~1253
- 6 朱丹, 骆清铭, 曾绍群, 等. 用于组织光学特性参量测量的改进型双积分球系统. *光子学报*, 2001, **32**(10):1175~1181
Zhu D, Luo Q M, Zeng S Q, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2001, **32**(10):1175~1181
- 7 张西芹, 刘迎, 邢达, 等. 漫散射光自相关用于生物介质成像的实验研究. *光子学报*, 2002, **31**(3):273~276
Zhang X Q, Liu Y, Xing D, *Acta Photonica Sinica*, 2002, **31**(3):273~276
- 8 张连顺, 张春平, 王新宇, 等. 两层生物组织光学特性参量无损测量的模拟研究. *发光学报*, 2003, **124**(1):56~60
Zhang L S, Zhang C P, Wang X Y, *et al.* *Chinese Journal of Luminescence*, 2003, **124**(1):56~60
- 9 Kienle A, Patterson M S, Dognitz N, *et al.* Noninvasive determination of the optical properties of two-layered turbid media. *Appl Opt*, 1998, **37**(4):779~791
- 10 张琳, 张连顺, 许棠, 等. 生物组织光学参量的离体和在本体无损测量. *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
- 11 王喜昌, 宫彦军, 宋东草, 等. 平稳状态下匹配介质三层慢射方程的空间分辨漫反射. *光学学报*, 2005, **25**(3):377~381
Wang X C, Gong Y J, Song D C, *et al.* *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(3):377~381
- 12 Wang Xichang, Gong Yanjun, Song Dongcao. The steady-state spatially resolved reflectance of a three-layered mismatched, the international. *Journal of Infrared and Millimeter Waves*, 2005, **26**(3):413~422

Time Domain Model of Light Transport in Multi-layer Matched Biological Tissues

Wang Xichang, Hua Zhen, Meng Zhaokun

Department of physics, Yantai University, Shandong Yantai 264005

Received date: 2005-05-08

Abstract The solution of the diffuse equations of a n -layered matched medium in frequency domain was set up. Through Fourier transform, the time-resolved reflectance can be computed. In order to test accuracy of the model, the time-resolved reflectance are compared with Monte-Carlo simulation. The results show that the model is described with good accuracy. The research show the optical properties of biological tissue and disease can be determined by the model.

Keywords Tissue optics, Biological tissue; Absorption coefficients; Reduced scattering coefficients; Monte Carol simulation



Wang Xichang was born on September 2, 1968. He received a doctoral degree from Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics, CIS in 1999, where he majored in colorimetry and bio-optics. Now he works in the physics Department of Yantai University as an associate professor.