

反卷积在生物组织光传输特性研究中的应用

来建成, 李振华, 王春勇, 贺安之

(南京理工大学信息物理与工程系, 江苏 南京 210094)

摘要: 生物组织中的光传输特性可以以点扩散函数表征, 即在线状光束入射条件下, 生物组织中某一深度层面上的光强度场分布。为获得点扩散函数的具体形式, 已发展了多种理论分析方法, 其中以 Monte Carlo 模拟方法最具代表性。但现有理论计算方法都要以生物组织的光学参数已知为前提, 而光学参数的准确度直接影响着计算的精度。从线性平移不变系统理论出发, 生物组织内一定深度层面上的光强分布被看成是光源强度分布与点扩散函数的卷积, 从而提出通过测量在轴对称的准直扩展光源照射条件下, 组织中特定层面上的光强度分布, 利用反卷积重建生物组织的点扩散函数的方法, 并将这种方法应用于典型生物组织透射面上点扩散函数的重建, 得到了相应的点扩散函数。实验结果与 Monte Carlo 模拟的结果吻合较好, 表明该方法从实验上获得生物组织点扩散函数的正确性和有效性。

关键词: 生物组织; 光分布; Monte Carlo 模拟; 反卷积; 点扩散函数

中图分类号: Q811.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1000-6737(2002)03-0365-05

生物组织中的光传输问题是组织光学研究的热点问题之一, 是激光应用于医学诊疗的前提和基础^[1]。生物组织光透射特性的研究对于生物组织的各种光学参数的反演、生化指标的无创伤测定、激光治疗剂量的确定及光学层析技术都具有重要意义。

目前, 对于生物组织光传输特性的研究, 已发展了多种理论分析方法, 如: Monte Carlo 模拟^[2,3]、漫射近似理论^[4]、电报方程法^[5]、反向倍加法^[6]等, 其中 Monte Carlo 法计算精度高, 计算结果一般被用来作为检验其他近似方法准确性的依据, 但是其应用受到计算量的限制。在以往的研究中^[7], 将 Monte Carlo 方法和卷积相结合来研究面光源照射下, 生物组织中的光分布问题。在该方法中, 生物组织被看成是一个线性空不变系统。在线状光束入射下, 生物组织内某一深度层面上的光强度分布被定义为“点扩散函数”, 它能表征生物组织该深度上的光传输特性。这样, 任意准直面光源照射下, 组织内特定深度层面上的光分布可以由该点扩散函数和光源光强分布的卷积表示。

在现有的方法中, 该点扩散函数是通过 Monte Carlo 模拟获得的, 但是由于生物组织的种类繁多, 而且已知光学参数的生物组织不多^[8], 因而该方法的应用受到了极大的限制。如果点扩散函数能通过实验途径获得, 那必将突破该方法的局限性, 使其能得到更广泛的应用。理想的线状光束只有在数学

意义上存在, 在光学中光束的横向尺寸与光束的发散角是一对矛盾, 光束的横向尺寸减小, 光束的发散角必然变大, 两者不可兼得, 因而在实验上不可能实现无限细线状光束入射条件, 以致未见从实验上获得该类点扩散函数的报道。

本文力图从实验的角度获得生物组织点扩散函数, 从光学系统理论出发, 提出了一种实验上间接获取生物组织点扩散函数的方法——在实验测量具有一定光束直径的准直激光束照射下, 生物组织内一定深度层面上的光强度分布以及该准直光束的光强分布基础上, 利用反卷积来反演生物组织的点扩散函数。本文利用该方法对典型的生物组织(猪的肌肉和真皮组织)透射面上的点扩散函数进行了测量和反演, 并将肌肉组织的反演结果与 Monte Carlo 模拟的结果进行了比较, 两者基本吻合。

1 理论模型

生物组织在一定的条件下可以看成是一个线性平移不变系统, 在组织透射面上的光场分布是入射光源光强分布与生物组织的点扩散函数的卷积, 如

收稿日期: 2001-11-09

基金项目: 江苏省青年科技基金资助项目

作者简介: 来建成, 1978 年生, 博士研究生, 电话: (025)4315019,

E-mail: haz@mail.njust.edu.cn.

式(1)

$$\psi(x,y,z_b)=\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}f(x-x',y-y',z_0)h(x',y',z_b)dx'dy' \quad (1)$$

其中： f 、 h 、 ψ 分别为照射光源、生物组织内一定深度层面上的点扩散函数和该光源照射下，组织内该深度层面上的光强度分布。

公式(1)只是在完全理想状态下，生物组织一定深度($z=z_b$)层面上的光分布的数学描述，其中 $z=z_0$ 为入射面。但是在实际的实验研究中必然有噪声的存在，因而公式(1)改写成

$$\psi(x,y,z_b)=\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}f(x-x',y-y',z_0) \cdot h(x',y',z_b)dx'dy'+n(x,y,z_b) \quad (2)$$

其中 $n(x,y,z_b)$ 是背景噪声项。这样根据公式(2)就可以发展一种间接测量生物组织点扩散函数的方法。将激光束通过扩束和准直，达到实验中所用的局部平面波入射的要求，即该准直光束可以由线状光束的线性和表示。然后通过扩束准直的激光束照射生物组织，在生物组织内和生物组织透射面上形成经由生物组织调制的光场分布。只要测得了经生物组织调制的光场分布和入射光源光强的分布，由公式(2)就可以反演计算 $h(x,y,z_b)$ 。图象处理技术^[9]中已经发展了多种计算方法，例如约束复原法、非约束复原法、逆滤波、约束去卷积等等，但是这些方法计算的难度和计算量都很大。本文针对生物组织的点扩散函数与实验中采用的光源的对称性，对公式(2)进行简化，通过数字图象处理^[9]中的滤波处理，认为可以将噪声项 $n(x,y,z_b)$ 除去。将公式(1)在柱坐标系下进行改写

$$\psi(r,\theta,z_b)=\int_0^{2\pi}\int_0^{\infty}f(R,\beta,z_0)h(r',\theta',z_b)r'dr'd\theta' \quad (3)$$

这里：

$$R=\sqrt{r^2+r'^2-2rr'\cos(\theta-\theta')} \quad (4)$$

$$\beta=\theta+\arcsin\left(\frac{r'\sin(\theta-\theta')}{R}\right) \quad (5)$$

$r, r', \theta, \theta', R, \beta$ 的含义由图 1 表示。

定性分析分层生物组织点扩散函数的特点，可以知道，点扩散函数与 θ 角无关，只与径向位置 r 有关。而经准直后的入射激光光能分布是典型的高斯分布，也仅与径向 r 有关。这样就定性的知道在该类轴对称的光源照射下，生物组织内特定深度层面上的光分布 $\psi(r,\theta,z_b)$ 也具有类似的对称性，即

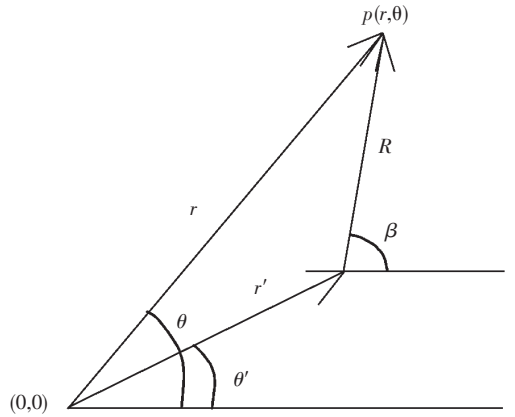


Fig.1 The meanings of $r, r', \theta, \theta', R, \beta$

与 θ 无关仅与 r 有关系，因而为了简化计算，我们只计算得 $\theta=0^\circ$ 条件下， $h(r,0,z_b)$ 沿径向的光分布，然后根据轴对称性得到整个面上的光分布，同时只研究特定面 $z=z_b$ 上的光分布。本文研究的是透射面上的光分布，则 z_b 为生物组织的厚度，因而，式(3)可以化简为式(6)：

$$\psi(r,\theta,z_b)=\int_0^{2\pi}\int_0^{\infty}f(\sqrt{r^2+r'^2-2rr'\cos(\theta')},z_0) \cdot h(r',z_b)r'dr'd\theta' \quad (6)$$

将(6)式通过离散化得到如下卷积方程组。

$$\psi(i)=\sum_{j=0}^N\sum_{k=0}^Mf_{ijk}h_{z_b}(j)j\Delta r' \quad (7)$$

或 $\sum_{j=0}^N\sum_{i=0}^Mf_{ijk}h_{z_b}(j)j\Delta r'=\psi(k)$

这样就将求点扩散函数的过程转化为求解 $h(i)$ 的大小，即求解线性方程组(7)。解线性方程组的方法很多，本文采用LU分解法来求解，算法如下：先求得系数矩阵为 $F(i,j)$ ，则(7)式变为：

$$\psi=Fh \quad (8)$$

对 F 进行LU分解

$$LUh=PFh=p\psi=B \quad (9)$$

通过LU分解已经得到了上三角矩阵 U 和下三角矩阵 L ，以及变换阵 P ，具体计算步骤为：

$$LY=LUh=B \quad (10)$$

$$Uh=Y \quad (11)$$

由于 L 和 U 分别为下三角矩阵和上三角矩阵，因而 Y 和 h 的求解变得非常简单。

具体的算法如下：

由 $LY=LUh=B$ 可求得 Y 的递推公式为

$$\begin{cases} Y_1=B_1, \\ Y_i=B_i-\sum_{k=1}^{i-1} L_{ik}Y_k, \quad (i=2,3,\dots,n) \end{cases} \quad (12)$$

由 $Uh=Y$ 求 h 的递推公式:

$$\begin{cases} h_n=Y_n, \\ h_i=(Y_i-\sum_{k=i+1}^n U_{ik}h_k)/U_{ii}, \quad (i=n-1,\dots,2,1) \end{cases} \quad (13)$$

2 生物组织透射面上光强分布信息的提取

根据本文第二部分描述的反卷积重建方法,

设计了测量准直高斯光场照射下,生物组织透射面上光强分布的实验装置,如图 2 所示。利用 CCD 结合 Beam Profiler (Photon Inc. 公司) 对实验中的光强分布进行提取和分析。通过数字图像处理滤去噪声,以获得更接近实际光场分布的灰度图像。实验中,利用波长为 632.8 nm 的 TEM00 模 He-Ne 激光作为实验用光源,功率 3 mW,分别对典型的生物组织(猪的肌肉组织和真皮组织)进行了测量,得到了组织透射面上光强分布的灰度图像;同时取走生物组织样品,对入射光源的光强分布进行测量得到了相应的入射光源的强度分布,如图 3。在实验中,所用生物组织样品的几何参数如表 1。

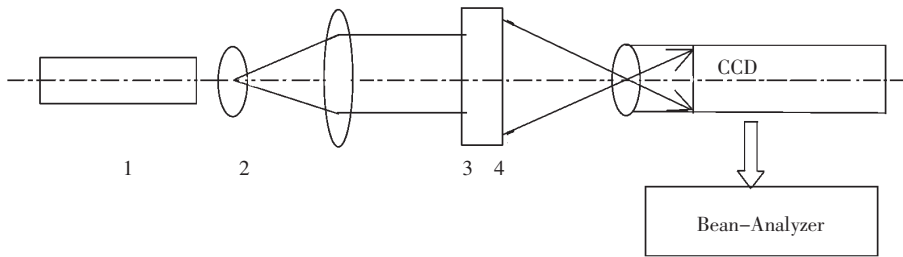


Fig.2 Drawing of measuring principles by experiment.

1. He-Ne laser; 2. Collimating lens; 3. Sample; 4. Ground glass

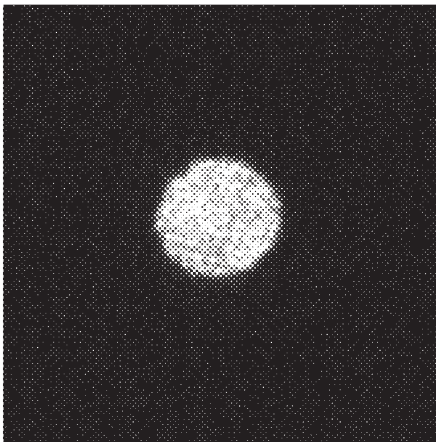


Fig.3 Incident light source

图像应用上文提出的点扩散函数的重建方法进行了反演计算,得到了相应生物组织的点扩散函数在 $\theta=0^\circ$ 时沿径向 r 方向的分布曲线。由于点扩散函数的分布具有轴对称性,因而只要得到了点扩散函数沿 $\theta=0^\circ$ 角度方向的分布曲线就可以由对称性获得点扩散函数分布。

3.1 肌肉组织透射面上的点扩散函数

在准直激光束的照射下,在肌肉组织透射面上利用 CCD 拍摄到的光强度分布场的灰度图,如图 4 所示。在对灰度图进行相应的处理后,利用反卷积

3 典型生物组织点扩散函数的重建

在实验中,对 Ne-He 激光进行扩束和准直形成有一定光束直径的准直光束,以其作为照射光源,在该准直光源的照射下,对典型生物组织(猪的肌肉、真皮组织等)进行了实验测量,获得了透射面上的光场分布,并对获取的光场分布图进行了数值滤波以除去实验中存在的噪声。对经过滤波处理的

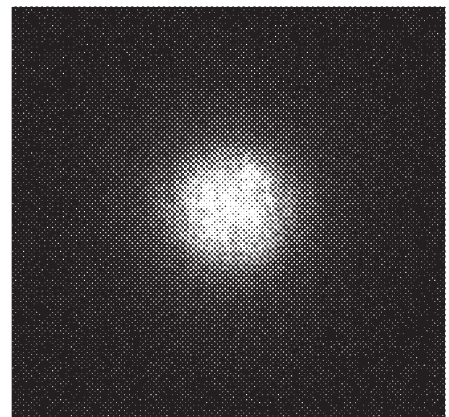


Fig.4 Light distribution on the transmitted surface of the musculature

重建算法对其相应的点扩散函数进行了重建计算,得到了点扩散函数在 $\theta=0^\circ$ 时沿半径方向 r 的分布曲线,如图5所示。

根据参考文献[8]给出的肌肉组织的光学参数,我们同时也利用 Monte Carlo 方法对文中所述的肌肉组织透射面上的点扩散函数进行了模拟计算,得到了相应点扩散函数,其具有轴对称的性质,而且在 $\theta=0^\circ$ 时,沿半径方向 r 的分布曲线,如图6所

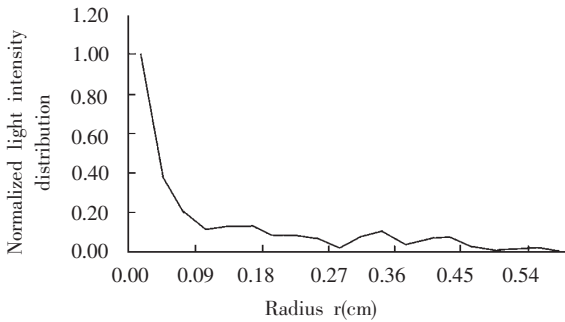


Fig.5 Distribution of point-spread function over radius obtained by the reconstruction method

示。将由实验测量的光场信息结合反卷积重建方法得到的肌肉组织透射面上的点扩散函数(图5)与相应的光学参数与几何参数条件下,利用 Monte Carlo 方法得到的模拟结果(图6)进行比较,两者吻合较好。由比较得到结果的一致性充分说明了本文提出的利用反卷积来反演生物组织内某一深度层面上的点扩散函数方法的正确性,有效性。实验中猪的肌肉组织的几何参数和光学参数如表1,2。

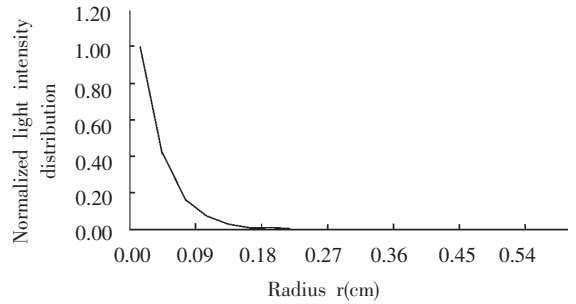


Fig.6 Distribution of point-spread function over radius obtained by Monte Carlo method

Table 1 The geometrical parameters of tissues' sample used in the experiment

	Length(cm)	Width(cm)	Thickness(cm)	State
Dermis Porcine	5.0	5.0	0.3	Frozen
Muscle Porcine	5.0	5.0	0.3	Frozen

Table 2 The optical parameters of musculature at wavelength 633 nm

Scatter coefficient	Absorption coefficient	Anisotropy coefficient	Thickness
cm^{-1}	cm^{-1}	g	cm
40.0	1.0	0.97	0.3

3.2 真皮组织透射面上的点扩散函数

准直的入射激光束经过一定厚度的猪的真皮组织调制后,在真皮组织透射面上形成一定的光强场分布。对获得的灰度图经过中值滤波等数字图像处理后的二维图象数据,应用前文提出的反演算法重建出了真皮组织透射面上的点扩散函数,其在 $\theta=0^\circ$ 时,沿半径方向 r 的分布曲线,如图7所示。

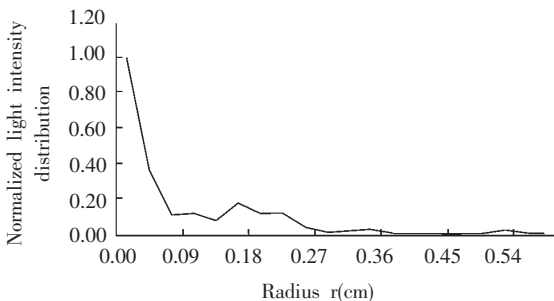


Fig.7 Distribution of point-spread function over radius obtained by the reconstruct method

实验中所用真皮组织的几何参数如表1所示。本文提出的方法适用于任何分层组织(可以是单层或多层)中某一层面上点扩散函数的反演重建。

4 结论

本文根据线性系统理论,提出了一种利用反卷积算法求得生物组织一定深度层面上点扩散函数的方法。该算法基于对生物组织中特定层面上光强分布的实验测量结果,反演计算得到该层面上的点扩散函数。本文对准直高斯光束照射下,典型生物组织样品(猪的肌肉组织和真皮组织)透射面上的光场进行了实验测量,获得了相应的光场分布数据;并利用本文提出的基于反卷积算法的点扩散函数重建方法对所测量生物组织的点扩散函数进行了反演,得到了相应的结果。对已知光学参数的肌肉组织样

品透射面上的点扩散函数进行了 Monte Carlo 模拟, 并与利用本文提出的反演方法得到的结果进行了比较, 两者吻合较好, 说明由本方法从实验测量反演生物组织的点扩散函数的可行性与正确性。

本方法适用于任何分层生物组织内某一深度层面上点扩散函数的反演计算, 尤其适用于不能准确得到光学参数的各类生物组织内光分布规律的研究。通过测量具有轴对称光源入射条件下生物组织内光强场的灰度分布, 就可以利用该方法反演得到生物组织该深度层面上的点扩散函数, 结合卷积计算就可以获得任意形状、任意强度分布的光束入射条件下生物组织内光场的分布。同时, 该方法从实验上得到了生物组织的点扩散函数, 将为从生物组织的点扩散函数出发反演生物组织的光学参数方法的实现提供了可能性。

参考文献:

[1] 奥尔巴什特 ML. (刘普和, 等译) 激光在医学和生物学中的应

用[M]. 北京: 科学出版社, 1983.

- [2] Jentink HW, De Mul FFM, Hermesen RGM, et al. Monte Carlo simulations of laser Doppler blood flow measurement in tissue [J]. *Applied Optics*, 1990,29(16):2371-2381.
- [3] Wang LH, Jacques SL. Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered tissues[D]. University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, 1992.
- [4] Ishimaru A. Wave propagation and Scattering in Random Media[M]. New York: Academic, 1978.
- [5] Durian DJ, Rudnick J. Photon migration at short times and distances and in cases of strong absorption[J]. *J Opt Soc Am*, 1997, A14(1):235-245.
- [6] Prah SA, Van Gemert MJC, Welch AJ. Determining the optical properties of turbid media by using the adding-double method [J]. *Applied Optics*, 1993,32:559-568.
- [7] 来建成, 李振华, 王振东, 等. 面光源照射下, 生物组织中光分布的计算机模拟[J]. *光电子·激光*, 2001,12(3):306-309.
- [8] Cheong WF, Scott AP, Ashley JW. A Review of the Optical Properties of Biological Tissues [J]. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 1990,26(12):2166-2185.
- [9] 阮秋琦. 数字图象处理基础 [M]. 北京: 中国铁道出版社, 1988.206-288.

APPLICATION OF DECONVOLUTION IN THE RESEARCH OF LIGHT TRANSMITTING PROPERTY IN BIOLOGICAL TISSUES

LAI Jian-cheng, LI Zhen-hua, WANG Chun-yong, HE An-zhi

(Department of information physicals & engineering, Nanjing university of science & technology, Nanjing 210094, China)

Abstract: Many methods have been proposed to investigate light distribution in the bio-tissues irradiated by a beam of pencil light--point-spread function(psf). Among them, Monte Carlo method is the most effective and exact one. But all the existing methods depend on the exact determination of optical parameters of the bio-tissues. In this paper, bio-tissues are regarded as a linear space invariant system, thus the light distribution in the bio-tissues of certain depth is the convolution of incident light source and point-spread function of bio-tissue. On the contrary, if the light distribution in certain depth of the bio-tissue can be measured by experiment, one can obtain the psf by deconvolution of the source and the measured light distributions. Based on this consideration, a new method to determine psf is proposed, and which is applied in reconstructing the point-spread function of two kinds of typical bio-tissues--porcine dermis and muscle, and the corresponding point-spread functions are obtained. The results are compared with those obtained by Monte Carlo method, which verified that the reconstructing method is effective tools to obtain the point-spread function of bio-tissue. The method proposed in this paper can be used in the research of light transmitting property of all bio-tissues, especially for the tissues whose optical parameters are unknown.

Key Words: Bio-tissues; Monte Carlo simulation; Light distribution; Deconvolution; Point-spread function