

文章编号: 1001-3806(2010)06-0743-04

生物组织光学特性参量的图像测量研究

杨丽^{1,2}, 孙建华¹

(1. 中国民航大学理学院, 天津 300300; 2. 天津大学光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300072)

摘要: 为了测量生物组织的光学特性参量, 采用 CCD 漫反射法和透射法, 通过分析 CCD 摄取的待测样品表面的漫反射光分布图像, 利用漫射近似理论, 实现了漫反射法对生物组织模拟液 (intralipid-20% 稀释液)、牛肌肉、猪肌肉和鸡胸肉光学特性参量的测量, 获得了样品的吸收系数和有效散射系数; 测量了不同浓度生物组织模拟液的透射光强度, 根据 Beer-Lambert 定律, 实现了透射法对光学特性参量的测量, 获得了样品的散射系数, 进而得到了有效散射系数; 并将漫反射法和透射法对同种样品光学特性参量的测量结果以及他人的测量结果进行了比较。结果表明, 漫反射法和透射法的测量结果有很好的吻合性, 测量生物组织光学特性参量采用的 CCD 测量装置和处理方法具有较高的精度。

关键词: 测量与计量; 医用光学与生物技术; 光学特性参量; 透射法; 漫反射法

中图分类号: Q632 **文献标识码:** A **doi:** 10.3969/j.issn.1001-3806.2010.06.007

Photography measurement of optical parameters of biological tissues

YANG Li^{1,2}, SUN Jian-hua¹

(1. Science College, Civil Aviation University of China, Tianjin 300300, China; 2. Key Laboratory of Opto-Electronic Information Science and Technology of Ministry of Education, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract: To measure optical parameters of biological tissues, CCD diffusing reflection and transmission measurements were introduced. Analyzing the CCD photograph of diffusing reflection distribution on the specimen surface, the reduced scattering coefficient and absorption coefficient of biological tissue simulating liquid (intralipid-20% diluents), beef, pork and chicken were derived from nonlinear regression of the diffusion equation with spatially resolved steady-state diffuse reflectance which was measured by the CCD diffusing reflection measuring equipment. The scattering coefficient was derived from linear regression of the Beer-Lambert equation with transmission light intensity of biological tissue simulating liquid of different titer which was measured by the CCD transmission measuring equipment, and then the reduced scattering coefficient was also deduced. Optical parameters of the same specimen measured by CCD diffusing reflection and transmission measurements were compared with those measured by others, and they were coherent. It is shown that the experimental CCD equipment and the treatment methods used to measure optical parameters have a high accuracy.

Key words: measurement and metrology; medical optics and biotechnology; optical parameter; transmission measurement; diffusing reflection measurement

引言

生物组织中的光传输是组织光学的研究热点之一。了解光在组织中的空间和时间分布, 对光动力学治疗、医学成像、监测组织的生理状态和组织结构等的研究有重要的理论和实际意义^[1]。光在生物组织中的分布和传输主要由生物组织本身的光学特性参量所决定, 组织体的漫反射光是组织本身固有的吸收与散

射之间相互作用的结果, 因此, 可以通过测量漫反射光在组织表面的分布来研究其光学特性^[2]。无论是基于激光的诊断还是治疗, 光或激光只有透过皮肤及肌肉, 才能传到皮下组织和器官^[3], 因此, 通过测量组织表面漫射光分布来确定组织体尤其是人体组织的光学特性参量, 是激光生物医学的关键性工作。

测量组织表面的漫反射光分布的方法主要有: 光纤逐点扫描法和 CCD 视频摄像测量法。传统的光纤逐点扫描存在如下问题: 测量时间较长, 测量过程中生物组织的参量以及光纤与组织表面的距离都有可能发生变化; 近光源区的光分布无法测量; 集成光纤阵列接触组织表面测量, 组织表面会因受压而对组织的实际生理状态产生一定的影响。用 CCD 测量生物组织表面的漫反射光分布或透射光分布是 20 世纪 90 年代出

基金项目: 教育部科学技术研究重大项目资助项目 (10410); 中国民航大学科研启动基金资助项目 (qd02x11)

作者简介: 杨丽 (1959-), 女, 博士, 教授, 硕士生导师, 现主要从事激光技术及其应用的研究。

E-mail: y_lyang@yahoo.com.cn

收稿日期: 2009-12-22; 收到修改稿日期: 2010-03-18

现的新技术^[4]。与传统的光纤逐点扫描法相比, CCD 视频摄像技术的测量精度和效率有了很大的提高, 并且可以测量近光源区的光强空间分布。BOLT^[5] 用 CCD 测定了生物组织模型的反射率随位置的分布, 通过绝对测量法求出了生物组织模型的光学特性参量; KIENLE^[6] 等人用 CCD 非接触法, 在波长为 633nm 的光照射下, 测量组织表面的漫反射光分布, 用蒙特卡罗仿真算法训练的神经网络得到了牛肌肉、鸡胸等生物组织的光学特性参量; XIE^[7] 等人用波长为 633nm 的 He-Ne 激光, 采用联合测定组织体表面漫反射率和体内光能流率分布, 并利用漫射理论和 Monte Carlo 模型的部分结论对猪肌肉获得了其吸收系数和有效散射系数, 为 CCD 测试装置应用于生物组织光学参量测量提供了实验依据。

在本文的研究中, 设计了生物组织表面激光散射图像的 2 维 CCD 测量装置, 实现了生物组织模拟液 (intralipid-20% 稀释液)、牛肌肉、猪肌肉和鸡胸肉等生物组织的有效散射系数和吸收系数的测量。并利用 CCD 测量了不同浓度生物组织模拟液 (intralipid-20% 稀释液) 的透射光强度, 根据 Beer-Lambert 定律, 反演其散射系数, 进而得到了其有效散射系数。漫反射法和透射法对同一种样品的光学特性参量测量结果进行了比较, 结果表明, 两者有很好的吻合性, 激光图像技术能准确地用于测量组织光学特性参量。

1 实验装置与方法

1.1 无损法测量 μ_a, μ_s'

实验中用于测试的生物组织模拟液样品为 intralipid-20% 的稀释液, 记做样品 I10。样品 I10 的配置比例为: 取 intralipid-20% 母液 10mL, 加入 240mL 蒸馏水稀释配制成为 250mL 生物组织模拟液 I10。用 CCD 漫反射法测量生物组织的吸收系数 μ_a 和有效散射系数 μ_s' 的实验装置的光路如图 1 所示。

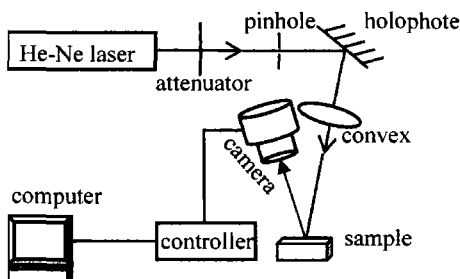


Fig. 1 Optical path of experiment setup of CCD diffusing reflection measurement

图 1 中, He-Ne 激光器发出的激光光束 (波长 632.8nm, 功率 11.13mW) 经衰减器、光阑 ($\varnothing 0.1\text{mm}$) 和凸透镜以较小的入射角 ($5^\circ \sim 10^\circ$) 入射到生物组织样品的表面上, 其漫反射光形成以入射光束入射点为

中心光强逐渐向外衰减的圆形分布, 由 2 维 CCD 对其成像。较小的人射角可以避免垂直入射时样品表面的镜面反射对 CCD 成像的影响。由于 CCD 摄像所需的人射光功率较小, 一般在 $1\mu\text{W} \sim 100\mu\text{W}$ 范围内, 因此, 用光衰减器对入射光束功率进行衰减以防止 CCD 饱和。测量所用 CCD 为 150CLM 型数码显微镜用冷却型 CCD, 分辨率为 (1392×1040) 像素, 灵敏度设置为 200, 曝光时间设置为 0.1s。调整好 CCD 的焦距和通光量即可对实验样品表面的漫反射光进行取像, CCD 获取的图像数据馈送到 CCD 控制器进行存储和简单计算, 再送计算机作进一步的图像分析和处理。整个实验过程在暗室中进行。

采用 Hamamatsu 公司开发的 Simple-PCI 图像分析软件, 可直接对 CCD 摄取的图像进行分析, 精确地读取图像中任一坐标点的相对光强值; 也可以把图像的相对光强值与空间像素的关系直接导出到 Excel, 在较短的时间内即可获得 CCD 图像的分析数据。

定标的方法是在与实验样品相同焦距平面的位置安装一把毫米刻度的标尺, 用 CCD 拍摄标尺的图像, 由图像中标尺的刻度就可以确定某一长度与像素数的比例关系。按此比例常数可以将相对光强与像素的关系换成相对光强与空间坐标的关系。

光在生物组织中的传输可用辐射传输方程来描述^[8]。由于实验样品的尺寸大于光子的实际传输路程, 可以认为是半无限大介质。当无限细准直光束垂直入射到组织表面时, 在漫射近似^[9]条件及外延边界条件下, 且漫射系数 D 取为:

$$D = \frac{1}{3\mu_s'} \quad (1)$$

此时, 漫射解为:

$$R(\rho) = \frac{1}{4\pi} \left[z_0 \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_1} \right) \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_1)}{r_1^2} + (z_0 + 2z_b) \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{r_2} \right) \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} r_2)}{r_2^2} \right] \quad (2)$$

式中, $z_0 = 3D$; $\mu_{\text{eff}} = (\mu_a/D)^{1/2}$; $r_1^2 = z_0^2 + \rho^2$; $r_2^2 = (z_0 + 2z_b)^2 + \rho^2$; $z_b = \frac{1 + R_{\text{eff}}}{1 - R_{\text{eff}}} \cdot 2D$; $R_{\text{eff}} = 0.493$ ^[10]。 ρ 为在组织表面上考察点到入射光束的垂直距离。

用 MATLAB 程序, 将 CCD 测得的 $R(\rho)$ 与 (2) 式非线性拟合, 即可获得生物组织的吸收系数 μ_a 和有效散射系数 μ_s' 。

1.2 透射法测量 μ_s, μ_s'

CCD 透射法测量生物组织模拟液的散射系数 μ_s 的实验装置的光路如图 2 所示。用于测量生物组织模拟液样品 I10 的散射系数 μ_s , 以验证上述无损法测量

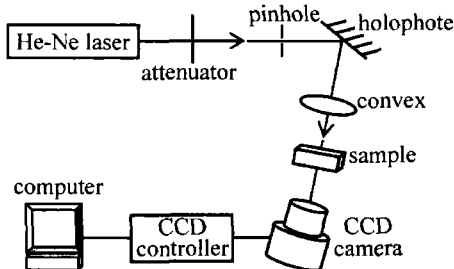


Fig. 2 Optical path of experiment setup of CCD transmission measurement 的精度。

He-Ne 激光器发出的激光光束(波长 632.8nm)经衰减器、光阑(∅0.1mm)和凸透镜垂直入射到装有样品 I10 的石英槽上,被测样品的厚度为 5mm。CCD 在另一侧距离样品池 30cm 处接收透射光强。

透射法测量散射系数的实验原理是依据 Beer-Lambert 定律:

$$E_c = E_i \cdot \exp[-(\mu_a + \mu_s) \cdot cd] \quad (3)$$

式中, E_c 为准直透射光强; E_i 为样品池上的垂直入射光强; c 为样品 I10 的浓度; d 为样品池中所盛样品的厚度。对(3)式两端取对数,则 $\ln(E_c)$ 与 (cd) 成直线关系,其斜率的负值即为 $\mu_a + \mu_s$ 。由于 intralipid 溶液是一种高散射低吸收介质^[11], $\mu_s \gg \mu_a$, 因此 $\mu_a + \mu_s \approx \mu_s$ 。实验中,保持入射光强、样品池的位置以及 CCD 的焦距和通光量不变,用蒸馏水改变样品池中样品 I10 的浓度,可以获取不同浓度 I10 溶液所对应的相对透射光强。用 MATLAB 程序作 $\ln(E_c)$ 与 (cd) 的线性拟合,求其斜率的负值即可得 μ_s 。由于在漫射近似条件^[9]下,存在以下关系:

$$\mu_{s'} = \mu_s \cdot (1 - g) \quad (4)$$

本实验中所用的生物组织模拟液 I10 的散射各向异性因子 $g = 0.75$ ^[5], 将透射法测得的散射系数 μ_s 带入到(4)式可以得到由透射法得到的有效散射系数 $\mu_{s'}$ 。

2 实验结果与分析

2.1 漫反射法和透射法对样品 I10 的 $\mu_{s'}$ 测量结果

漫反射法的测量结果如图 3 所示。图 4 是测量结

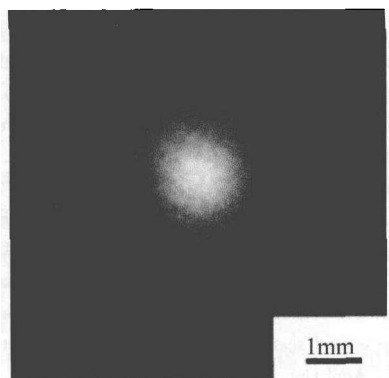


Fig. 3 Diffusing reflection distribution on the specimen surface

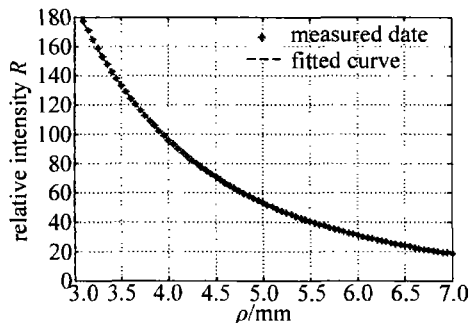


Fig. 4 Nonlinear fitting curve of diffusing reflection measurement 果与(2)式的非线性拟合曲线。由此可得: $\mu_a = 0.0211 \text{mm}^{-1}$, $\mu_{s'} = 1.147 \text{mm}^{-1}$ 。

利用如图 2 所示的 CCD 透射法的实验装置光路,测量不同浓度的样品 I10 的透射光强。经过 SIMPLE-PCI 软件的分析就可以得到不同浓度的样品 I10 所对应的相对透射光强,结果如表 1 所示。用 MATLAB 软件对

Table 1 Relative transmitted intensity of specimen I10 with different concentrations

volume fraction of sample	0.30	0.32	0.34	0.36	0.38	0.40	0.42	0.44
relative transmission intensities E_c	223	144	83	56	30	23	15	8

表 1 中的结果作 $\ln(E_c)$ 与 (cd) 的线性拟合,其斜率为 -4.652 , 即生物组织模拟液样品 I10 的散射系数 $\mu_s = 4.652$ 。将 μ_s 代入(4)式,可得有效散射系数: $\mu_{s'} = 1.163 \text{mm}^{-1}$ 。

比较漫反射法获得的有效散射系数 $\mu_{s'}$ 与透射法获得的有效散射系数 $\mu_{s'}$, 其误差为: $\Delta\mu_{s'}/\mu_{s'} = 1.38\%$ 。考虑到测量方法和所用数学模型的不同也会造成最终结果的差异,存在上述误差是合理的。比较可见,本文中设计的基于 CCD 的漫反射法测量生物组织光学特性参数的测量装置和处理方法具有较高的精度。

2.2 无损法对实际生物组织的 $\mu_{s'}$ 和 μ_a 测量结果

在上述研究的基础上,采用漫反射法对牛肌肉、猪肌肉和鸡胸肉 3 种实际的生物组织进行了测量。实验前将新鲜的牛肌肉、猪肌肉和鸡胸肉等组织冷冻好且表面切平,样品的体积分别为: $10\text{cm} \times 10\text{cm} \times 6\text{cm}$, $8\text{cm} \times 8\text{cm} \times 5\text{cm}$ 和 $7\text{cm} \times 6\text{cm} \times 3\text{cm}$, 被测表面尺寸分别为: $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, $8\text{cm} \times 8\text{cm}$, $8\text{cm} \times 8\text{cm}$ 。3 种样品依次固定在图 1 所示的样品台上。图 5 为 CCD 拍摄的牛肌肉、猪肌肉和鸡胸肉表面的漫反射光分布的图像。

通过 SIMPLE-PCI 软件对上述 CCD 图像进行分析,可以得到 3 种实际生物组织表面上的任意一点所对应的漫反射相对光强值。用 MATLAB 软件对漫反射相对光强值 R 和光心距 ρ 做非线性拟合,非线性拟合曲线如图 6 所示。

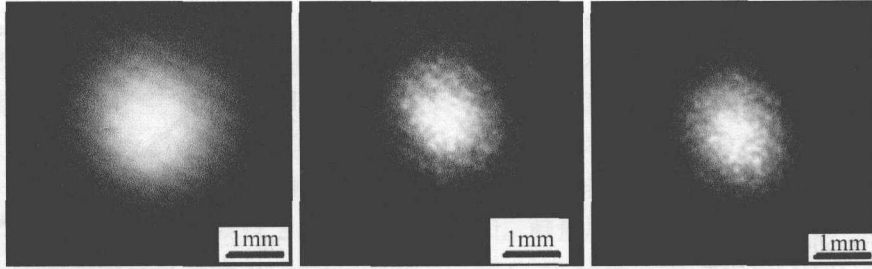


Fig. 5 Diffusing reflection distribution of three kinds of bio-tissue surfaces

a—bovine muscle b—suidae muscle c—chicken breast chicken

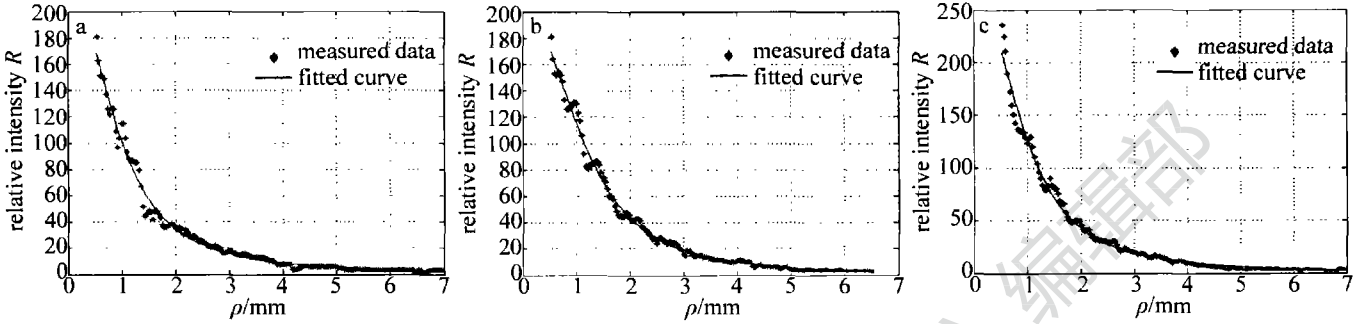


Fig. 6 Nonlinear regression curve of three kinds of bio-tissues

a—bovine muscle b—suidae muscle c—chicken breast chicken

Table 2 Comparison between measurement results of three kinds of bio-tissues with others

testers	bovine muscle tissue		suidae muscle tissue		chicken breasts tissue	
	$\mu_{a,b}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{s,b}'/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{a,p}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{s,p}'/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{a,c}/\text{mm}^{-1}$	$\mu_{s,c}'/\text{mm}^{-1}$
KIENLE ^[6]	0.096	0.53	—	—	0.0038	0.42
XIE ^[7]	—	—	0.04	0.27	—	—
this paper	0.0974	0.513	0.0387	0.328	0.0039	0.441

通过非线性拟合同时可以得到3种生物组织的有效散射系数 μ_s' 和吸收系数 μ_a 。本文中的实验结果与他人的测量结果的比较如表2所示。

由表2可见,本文中测得的光学参量与他人报道的数据非常接近。分析造成上述差别的原因可能有以下几个方面的因素:CCD自身的暗电流以及环境中存在微小的噪声光源;所用样品的差异以及对样品处理方法的不同;测量方法和所用数学模型的不同也会造成最终结果的差异。上述误差是在允许范围内的^[12]。

总之,由于生物组织光学特性的复杂性以及对微弱信号检测的困难,同时,由于样品的制备、检测技术、数学模型等的差异,目前,不同文献中所报道的结果均存在着一定的差异,作者采用的CCD漫反射法具有快速、无损、结构简单、测量方便的优点。

3 结 论

介绍了CCD测量生物组织光学特性参量实验装置,给出了CCD测量生物组织光学特性参量的测量方法和结果。并且将漫反射法和透射法对同种样品光学特性参量的测量结果进行了比较,对比的结果显示,两种方法的测量结果具有很好的吻合性,激光图像技术

能准确地用于测量组织光学特性参量。实现了对intralipid-20%稀释液(样品I10)、牛肌肉、猪肌肉和鸡胸肉等生物组织的有效散射系数和吸收系数的测量。在上述研究的基础上,将有望进一步把CCD技术应用于活体生物组织的光学特性参量测量,使CCD技术更广泛的应用于生物组织疾病诊断领域。

参 考 文 献

- [1] PATTERSON M S, WILSON B C, WYMAN D R. The propagation of optical radiation in tissue. II: Optical properties of tissues and resulting fluence distributions[J]. *Lasers in Medical Science*, 1991, 6(4): 379-390.
- [2] LI Zh M, LIU X H. The theoretical analysis of thermal interaction between laser and bio-tissue[J]. *Journal of Optoelectronics · Laser*, 2002, 13(8): 860-863 (in Chinese).
- [3] LAI J Ch, LI Zh H, WANG Ch Y, et al. Light transmitting properties of muscle tissues and modification of radiative transfer theory[J]. *Laser Technology*, 2007, 31(3): 265-280 (in Chinese).
- [4] SPLINTER R, NNANEY G A, LITTMAN L, et al. Monitoring tissue optical characteristics in situ using a CCD camera[J]. *Lasers in the Life Sciences*, 1994, 6(1): 15-25.
- [5] BOLT R A, ten BOSCH J J. Method for measuring position-dependent volume reflection[J]. *Appl Opt*, 1993, 32(24): 4641-4645.
- [6] KIENLE A, LILGE L, PATTERSON M S, et al. Spatially resolved absolute diffuse reflectance measurements for noninvasive determination of the optical scattering and absorption coefficients of biological tissue[J]. *Appl Opt*, 1996, 35(13): 2304-2314.

(下转第769页)

由正向电流和反向电流之比定义的整流因数随 PS 孔隙度的改变也有所变化,室温下 $4\text{mA}/\text{cm}^2$, $9\text{mA}/\text{cm}^2$, $14\text{mA}/\text{cm}^2$ 样品的整流因数在 $\pm 7.3\text{V}$ 的比值分别为 285, 370 和 595。二极管的理想因子定义为^[12]: $n = \frac{q}{kT} \times$

$\frac{\partial V}{\partial \ln J}$, 其中, q 是电子电荷, J 是电流密度, V 是偏压, k

是玻尔兹曼常数, T 为绝对温度。理想因子表示实际二极管与理想二极管的偏差,得到的 $4\text{mA}/\text{cm}^2$, $9\text{mA}/\text{cm}^2$, $14\text{mA}/\text{cm}^2$ 样品的理想因子 n 的值分别为 73, 80 和 86 ($T=300\text{K}$, $2\text{V} \sim 4\text{V}$)。理想因子的值较大表明制作的异质结与理想二极管的偏差较大,这是因为 ZnS 和 PS 之间的晶格失配较大。当 ZnS 薄膜沉积在 PS 衬底上时,其界面陷阱态密度较大^[12],同时,由于 PS 的表面粗糙,以它为衬底生长 ZnS 薄膜也会导致器件的理想因子的值较大。

3 结 论

用脉冲激光沉积法成功地在不同孔隙度的 PS 衬底上生长了 ZnS 薄膜。随着衬底 PS 孔隙的增多, ZnS 薄膜衍射峰的强度减小,但薄膜的生长仍沿立方 β -ZnS (111) 方向具有高度择优取向;而且 ZnS 薄膜表面越来越不平整,薄膜表面甚至出现一些空洞和裂缝,这是由于孔隙的增多导致衬底 PS 的结构更加粗糙所致;随着衬底 PS 孔隙的增多, ZnS/PS 复合体系的光致发光谱中出现了一个新的绿光发射,归因于 ZnS 的缺陷中心发光, ZnS 的蓝、绿光与 PS 的红光相叠加,整个 ZnS/PS 复合体系呈现出较强的白光发射。ZnS/PS 异质结的 I - V 特性曲线呈现出与普通二极管相似的整流特性,正向电流随着衬底 PS 孔隙的增多而增大。

参 考 文 献

[1] VELUMANI S, ASCENCIO J A. Formation of ZnS nanorods by sim-

ple evaporation technique[J]. Appl Phys, 2004, A79(1):153-156.

[2] JIU Zh X, ZHANG B L, YAO N. ZnS thin film deposited by pulsed lasers and its luminescent characteristic[J]. Laser Technology, 2004, 28(6):620-624(in Chinese).

[3] YANO S, SCHROEDER R, SAKIA H, *et al.* High-electric-field photocurrent in thin-film ZnS formed by pulsed-laser deposition[J]. A P L, 2003, 82(13):2026-2028.

[4] MOROZOVA N K, KARETNIKOV I A, PLOTNICHENKO V G, *et al.* Transformation of luminescence centers in CVD ZnS films subjected to a high hydrostatic pressure[J]. Semiconductors, 2004, 38(1):36-41.

[5] CANHAM L T. Silicon quantum wire array fabrication by electrochemical and chemical dissolution of wafers[J]. A P L, 1990, 57(10):1046-1048.

[6] DOU Y W, HU M, CUI M, *et al.* Research of porous silicon prepared by electrochemical method[J]. Journal of Functional Materials, 2006, 37(3):395-398(in Chinese).

[7] LIU Y L, LIU Y C, YANG H, *et al.* The optical properties of ZnO films grown on porous Si templates[J]. J Phys, 2003, D36(21):2705-2708.

[8] WANG C F, LI Q Sh. Study on photoluminescence characteristic of zinc sulfide/porous Si composites[J]. Laser Technology, 2008, 32(2):128-130(in Chinese).

[9] ZHANG P, KIM P S, SHAM T K. Nanostructured CdS prepared on porous silicon substrate: structure, electronic, and optical properties[J]. J A P, 2002, 91(9):6038-6043.

[10] XU D Sh, GUO G L, GUI L L. Controlling growth and field emission property of aligned carbon nanotubes on porous silicon[J]. A P L, 1999, 75(4):481-484.

[11] GOKARNA A, BHORASKAR S V, PAVASKAR N R, *et al.* Optoelectronic characterisation of porous silicon/CdS and ZnS systems[J]. Physica Status Solidi, 2000, A182(1):175-179.

[12] GOKARNA A, PAVASKAR N R, SATHAYE S D, *et al.* Electroluminescence from heterojunctions of nanocrystalline CdS and ZnS with porous silicon[J]. J A P, 2002, 92(4):2118-2124.

[13] NASRALLAH T B, AMLOUK M, BERNEDE J C, *et al.* Structure and morphology of sprayed ZnS thin films[J]. Physica Status Solidi, 2004, A201(14):3070-3076.

[14] PENG Y C, HE Y L. The research development on light emitting properties of Si-based nanometer materials[J]. Chinese Journal of Quantum Electronics, 1999, 16(1):1-8(in Chinese).

(上接第 746 页)

[7] XIE Sh S, HUANG L H, ZHENG W, *et al.* Measurement of the optical properties of mammalian tissues in vitro[J]. Optical Journal, 1996, 25(2):97(in Chinese).

[8] KIENLE A, PATTERSON M S. Improved solutions of the steady-state and the time-resolved diffusion equations for reflectance from a semi-infinite turbid medium[J]. J O S A, 1997, 14(1):246-254.

[9] ISHIMARU A. Wave propagation and scattering in random media[M]. New York: Academic Press, 1978:142-157.

[10] HASKELL R C, SVAASAND L O, TSAY T T, *et al.* Boundary con-

ditions for the diffusion equation in radiative transfer[J]. J O S A, 1994, 11(10):2727-2741.

[11] van STAVEREN H J, MOES C J M, van MARIE J, *et al.* Light scattering in intralipid-10% in the wavelength range of 400-1100nm[J]. Appl Opt, 1991, 30(31):4507-4514.

[12] XU H P, PATTERSON M S. Determination of the optical properties of tissue-simulating phantoms from interstitial frequency domain measurements of relative fluence and phase difference[J]. Optics Express, 2006, 14(14):6485-6501.