

文章编号: 0258-7025(2007)04-0582-06

采用空间分辨漫反射测定胃组织光学特性

魏华江¹, 邢达^{1*}, 巫国勇², 陈雪梅³, 何博华⁴, 鲁建军²

¹ 华南师范大学激光生命科学研究所暨激光生命科学教育部重点实验室, 广东 广州 510631
² 中山大学² 第一附属医院外科,³ 第一附属医院眼科, 广东 广州 510080
⁴ 广东药学院临床医学系外科, 广东 广州 510224

摘要 研究了人正常胃黏膜及黏膜下层组织对 488 nm, 514.5 nm, 532 nm, 630 nm 和 632.8 nm 的激光的光学特性及其差异, 实验采用空间分辨反射光和 CCD 探测器以及非线性拟合确定组织光学特性。结果表明, 人正常胃黏膜及黏膜下层组织对五个波长的激光的吸收系数、约化散射系数、光学穿透深度、漫射系数、漫反射率和漫反射率的位移都是随着激光波长的变化而变化的。其吸收系数的最大值在 532 nm, 其值为 0.482 mm^{-1} , 最小值在 632.8 nm, 其值为 0.224 mm^{-1} , 最大差异在 532 nm 和 632.8 nm 之间, 其值为 115%, 最小差异在 488 nm 和 532 nm 之间, 其值为 1.90%。其约化散射系数的最大值在 488 nm, 其值为 5.93 mm^{-1} , 最小值在 632.8 nm, 其值为 3.87 mm^{-1} , 最大差异在 488 nm 和 632.8 nm 之间, 其值为 53.2%, 最小差异在 514.5 nm 和 532 nm 之间, 其值为 3.25%。其光学穿透深度的最大值在 632.8 nm, 其值为 0.612 mm, 最小值在 488 nm, 其值为 0.341 mm。其漫射系数的最大值在 632.8 nm, 其值为 0.084 mm, 最小值在 488 nm, 其值为 0.055 mm。其漫反射率的最大值在 630 nm, 其值为 0.356, 最小值在 532 nm, 其值为 0.271。其 Δx 的最大值在 632.8 nm, 其值为 0.153 mm, 最小值在 488 nm, 其值为 0.100 mm。可见, 人正常胃黏膜/黏膜下层组织对五个波长的激光的光学特性参数存在明显的差异。

关键词 医用光学与生物技术; 组织光学; 光学特性; 人胃黏膜/黏膜下层组织; 激光; 空间分辨漫反射

中图分类号 R 318.51 文献标识码 A

Using Spatially Resolved Reflectance to Measure Optical Properties of Stomach Tissue

WEI Hua-jiang¹, XING Da¹, WU Guo-yong²,
CHEN Xue-mei³, HE Bo-hua⁴, LU Jian-jun²

¹ Key Laboratory of Laser Life Science of Ministry of Education and Institute of Laser Life Science, South China Normal University, Guangzhou, Guangdong 510631, China
² Department of Surgery, ³ Department of Ophthalmology, The First Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou, Guangdong 510080, China
⁴ Department of Surgery, Guangdong College of Pharmacy, Guangzhou, Guangdong 510224, China

Abstract The optical properties and differences for normal human stomach mucosa/submucosa tissues *in vitro* at 488 nm, 514.5 nm, 532 nm, 630 nm and 632.8 nm wavelengths of laser were determined in this paper. Measurements were performed using a charge coupled device (CCD) detector, and optical properties were assessed from the measurements using the spatially resolved reflectance, and nonlinear fitting of diffusion equation. The results of measurement showed that absorption coefficients, reduced scattering coefficients, optical penetration depths, diffusion constants, diffuse reflectance and shifts of the diffuse reflectance of the tissue samples at five different laser wavelengths vary with a change of laser wavelength. The maximum absorption coefficient for tissue samples is 0.482 mm^{-1} at 532 nm, and the minimum absorption coefficient is 0.224 mm^{-1} at 632.8 nm; the

收稿日期: 2006-07-19; 收到修改稿日期: 2006-08-31

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(60378043, 30470494), 广东省自然科学基金(015012, 04010394)和广东省科技计划项目(2004B10401011)资助课题。

作者简介: 魏华江(1961—), 男, 广东人, 副教授, 研究方向为激光医学及组织光学。E-mail: weihj@scnu.edu.cn

* 通信联系人。E-mail: xingda@scnu.edu.cn

maximum difference in the absorption coefficients is 115% between 532 nm and 632.8 nm, and the minimum difference is 1.90% between 488 nm and 532 nm. The maximum reduced scattering coefficient for tissue samples is 5.93 mm^{-1} at 488 nm, and the minimum reduced scattering coefficient is 3.87 mm^{-1} at 632.8 nm; the maximum difference in the reduced scattering coefficients is 53.2% between 488 nm and 632.8 nm, and the minimum difference is 3.25% between 514.5 nm and 532 nm. The maximum optical penetration depth for tissue samples is 0.612 mm at 632.8 nm, and the minimum optical penetration depth is 0.341 mm at 488 nm. The maximum diffusion constant for tissue samples is 0.084 mm at 632.8 nm, and the minimum diffusion constant is 0.055 mm at 488 nm. The maximum diffuse reflectance for tissue samples is 0.356 at 630 nm, and the minimum diffuse reflectance is 0.271 at 532 nm. The maximum shift of the diffuse reflectance of the oblique incidence for tissue samples is 0.153 mm at 632.8 nm, and the minimum shift of the diffuse reflectance of the oblique incidence is 0.100 mm at 488 nm. It is obvious that there were distinct differences in the optical parameters for normal human stomach mucosa/submucosa tissues at five different laser wavelengths.

Key words medical optics and biotechnology; tissue optics; optical properties; human stomach mucosa/submucosa tissue; laser; spatially resolved reflectance

1 引言

利用激光技术和内窥镜技术进行消化系统的临床诊断和治疗已逐渐成为消化系统疾病诊断和治疗的重要手段。例如,用适当剂量的632.8 nm He-Ne 激光照射大鼠的胃黏膜,能够促进慢性萎缩性胃炎的胃黏膜功能恢复,疗效显著^[1]。以630 nm的染料激光对大鼠胃作光动力(PDT)治疗,与用1064 nm的 Nd:YAG 激光辐射大鼠胃壁导致胃黏膜下胶原纤维损伤机制及其差异的比较研究,为 Nd:YAG 激光与光动力联合治疗消化道肿瘤方法的选择和联合应用提供了依据^[2]。用488 nm和514.5 nm的 Ar⁺ 激光联合内窥镜以适当的激光剂量对损伤出血处进行光凝固,表明 Ar⁺ 激光辐射对胃黏膜出血具有较好的止血作用^[3]等。可见,人胃黏膜/黏膜下层组织光学特性对于激光应用于胃肠道的医学诊断和临床治疗是非常重要的。在生物医学光子学的研究及其应用中,测量组织表面的漫反射率和透射率是组织光学特性非入侵法测量的一个非常关键的问题^[4~8]。目前,最为常见的是采用稳态光的空间分辨技术联合光纤技术探测组织表面的漫反射光^[9,10]。但由于光纤探测器与组织接触所产生的压力导致获取的组织光学特性的误差,以及难以准确测量入射光斑中心及其周边微区的漫反射光等的限制,而 Wang 等^[11~13]采用稳态光的空间分辨技术联合 CCD 数字视频照相技术,测量生物组织表面的漫反射光来获取组织光学特性的方法,是非入侵测定生物组织光学特性的技术,具有无接触、非入侵、在体、原位、可视化和实时探测等优点。本文采用稳态光的空间分辨漫反射率技术以及非线性最小二乘法获取人胃黏膜/黏膜下层组织对临床上常用于胃肠道诊断和治疗的激光波长(488 nm, 514.5 nm,

532 nm, 630 nm和632.8 nm)的光学特性,并对其进行了分析和比较,为激光应用于胃肠道黏膜/黏膜下层的诊断和治疗提供一点有益的参考数据。

2 理论基础

生物组织的空间分辨反射问题的实验和理论研究已有许多研究报道^[11~14]。研究表明,测量生物组织的空间分辨反射率能够定量地反演生物组织的吸收和散射特性,已被广泛应用到医学领域的血氧计^[15]、光动力学疗法^[16]以及血糖监测^[17]等。从空间分辨漫反射率测量数据反演生物组织的光学特性参数,需要建立实验测量数据与光学特性参数相关的理论模型,通过非线性拟合的方法反演所测量的生物组织的光学特性参数。目前,最为广泛使用的是蒙特卡罗(Monte Carlo)模型以及基于玻尔兹曼(Boltzmann)方程的漫射近似各种解释模型,或这两种理论模型结合产生的混合模型。其中,漫射模型以其简单、快捷的特点在实际应用中最为广泛。以连续光斜入射到半无限大生物组织表面时,根据漫射理论,并使用外延边界条件和镜像光源的方法,在圆柱坐标系中漫射光在生物组织表面的径向分布可表示为^[11]

$$R(r) = 3D \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{\rho_1} \right) \frac{\exp(-\rho_1 \mu_{\text{eff}})}{\rho_1^2} + (3D + 4AD) \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{\rho_2} \right) \frac{\exp(-\rho_2 \mu_{\text{eff}})}{\rho_2^2}, \quad (1)$$

式(1)为空间分辨漫反射率的一个精度较高的模型。式中

$$\mu_{\text{eff}} = (\mu_a/D)^{1/2}, \quad (2)$$

$$D = \frac{1}{3(0.35\mu_a + \mu'_s)}, \quad (3)$$

$$\delta = 1/\mu_{\text{eff}}, \quad (4)$$

$$A = (1 + r_i)/(1 - r_i), \quad (5)$$

$$r_i = -1.440n_{\text{rel}}^{-2} + 0.710n_{\text{rel}}^{-1} + 0.668 + 0.0636n_{\text{rel}}, \quad (6)$$

$$n_{\text{rel}} = n_{\text{tissue}}/n_{\text{ambient}}, \quad (7)$$

$$\Delta x = \frac{\sin\alpha_i}{n_{\text{tissue}}(\mu'_s + 0.35\mu_a)}, \quad (8)$$

$$D = \frac{\Delta x n_{\text{tissue}}}{3\sin\alpha_i}, \quad (9)$$

μ_{eff} 为有效衰减系数, δ 为光学穿透深度, D 为漫射系数, r 为光束入射点到考察点的径向距离, ρ_1 和 ρ_2 分别为两个光源到空气-组织界面任意一点的距离^[11,18]。设生物组织的折射率为 $n_{\text{tissue}} = 1.4$, 环境的折射率为 $n_{\text{ambient}} = 1$, r_i 为内反射系数, Δx 为入射光束在组织表面形成的光斑的中心到组织表面的漫反射光形成的圆形图案圆心之间的距离(即漫反射光成像的图案中心相对入射光斑的图案中心的位移), α_i 为入射光束的入射角。从式(2)和(3)可得到吸收系数和约化散射系数的表达式

$$\mu_a = D\mu_{\text{eff}}^2, \quad (10)$$

$$\mu'_s = 1/(3D - 0.35\mu_a), \quad (11)$$

可见, 只要通过无损的方法测量出生物组织表面的漫反射率 R_∞ 分布、入射光束的入射角 α_i 以及 Δx , 则可计算出漫射系数 D , 然后采用非线性最小二乘法对式(1)进行非线性拟合获取有效衰减系数 μ_{eff} , 则可反演所测量的生物组织对入射光的吸收系数和约化散射系数及其他光学参数。

3 材料和方法

3.1 样品的制备

实验用组织样品来自 11 个手术切除的人新鲜离体正常胃壁组织, 切除后立即用生理盐水冲洗掉表面的血液, 并尽快将样品用生理盐水保存致超低温($-75\text{ }^\circ\text{C}$)冰箱速冻冷藏。实验前, 将所有组织样品用冰冻切片机制成, 生成 11 个面积为 $25\text{ mm} \times 25\text{ mm}$, 厚度为 $(10.6 \pm 0.3)\text{ mm}$ 的自然组织样品。然后分别将组织样品在自然状态及室温为 $20\text{ }^\circ\text{C}$ 环境下分别进行光学特性的测量, 从手术切除到样品准备和测量全过程在 24 h 内完成。

3.2 组织漫射常数和漫反射率测量及其实验装置

测量生物组织的漫射常数和漫反射光分布的实验装置如图 1 所示。辐照光源分别为氩离子激光器(COHERENT, model: INNOVA 70, U. S. A.), 调

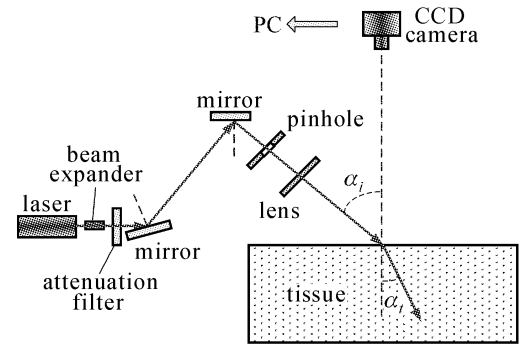


图 1 测量漫射常数和漫反射光分布的实验装置示意图
Fig. 1 Schematic diagram of experimental setup as used for the measurement of the diffusion constant and the distribution of diffuse reflection light

节激光器输出 488 nm 和 514.5 nm 激光, 532 nm 的激光(LBO double-frequency, COHERENT, USA, model: Verdi-V10), 630 nm 的半导体激光(中国科学院半导体所), 632.8 nm 的 He-Ne 激光(南京激光仪器厂), 这五个波长的激光分别被 25 倍扩束镜扩束、准直后通过光衰减器(Attenuation Filter)衰减到不大于 5 mW 。激光经反射镜反射后经过 2.0 mm 光阑和焦距为 35.2 mm 的透镜后以与组织界面法线方向分别成 45° 和接近 0° 入射到胃壁的上皮组织表面。用二维 CCD 探测器(Nikon, Cool Pix, 995, Japan)分别对两个角度入射的光在组织表面产生的漫反射光摄取图像, 分辨率为 $795\text{ pixel} \times 596\text{ pixel}$ 。然后, 移动组织样品, 改变入射光到达组织的入射点, 重复摄取图像十次(曝光时间约为 0.8 s)以减小组织样品不均匀对成像测量的影响, 由 CCD 探测器获取的图像信号经 CCD 控制器输送到电子计算机进行图像分析和数据处理。采用 CCD 摄取图像所需的入射光的光功率较小, 通过增减衰减片或调节激光的输出功率以防止 CCD 探测器的饱和, 调节透镜可改变入射光束的直径以达到最佳的成像效果。实验摄取图像的分析 and 数据处理采用 MATLAB 软件编写的图像分析系统, 该系统可直接对 CCD 探测器摄取的彩色 24 位图像和黑白 8 位图像进行分析处理, 也可对二维图像直接读取 x 或 y 轴方向以及任意方向的光强或光强分布, 读取任意点的坐标并以数据文件(dat)形式储存实验数据, 用纯文本文件形式把实验摄取的光强分布值与空间坐标的对应关系以数据形式给出。通过对 45° 和接近 0° 入射角入射的光在组织表面产生的漫反射率的峰值对应的坐标的分析获取峰值的位移 Δx , 并对所测数据取均

值。该系统操作简单,能通过电子计算机即时分析处理 CCD 探测器获取的图像。

3.3 统计学处理方法

组织光学参数以均数和标准差 ($X \pm SD$) 表示,采用 t 检验, $p < 0.05$ 为有显著性差异,利用统计软件 SPSS10 作统计处理。

4 结 果

图 2 为人胃黏膜/黏膜下层组织的吸收特性 μ_a , 散射特性 μ'_s , 光学穿透深度 δ , 漫射系数 D , 漫反射率以及漫反射率的位移 Δx 随着激光波长的变化而变化的情况。

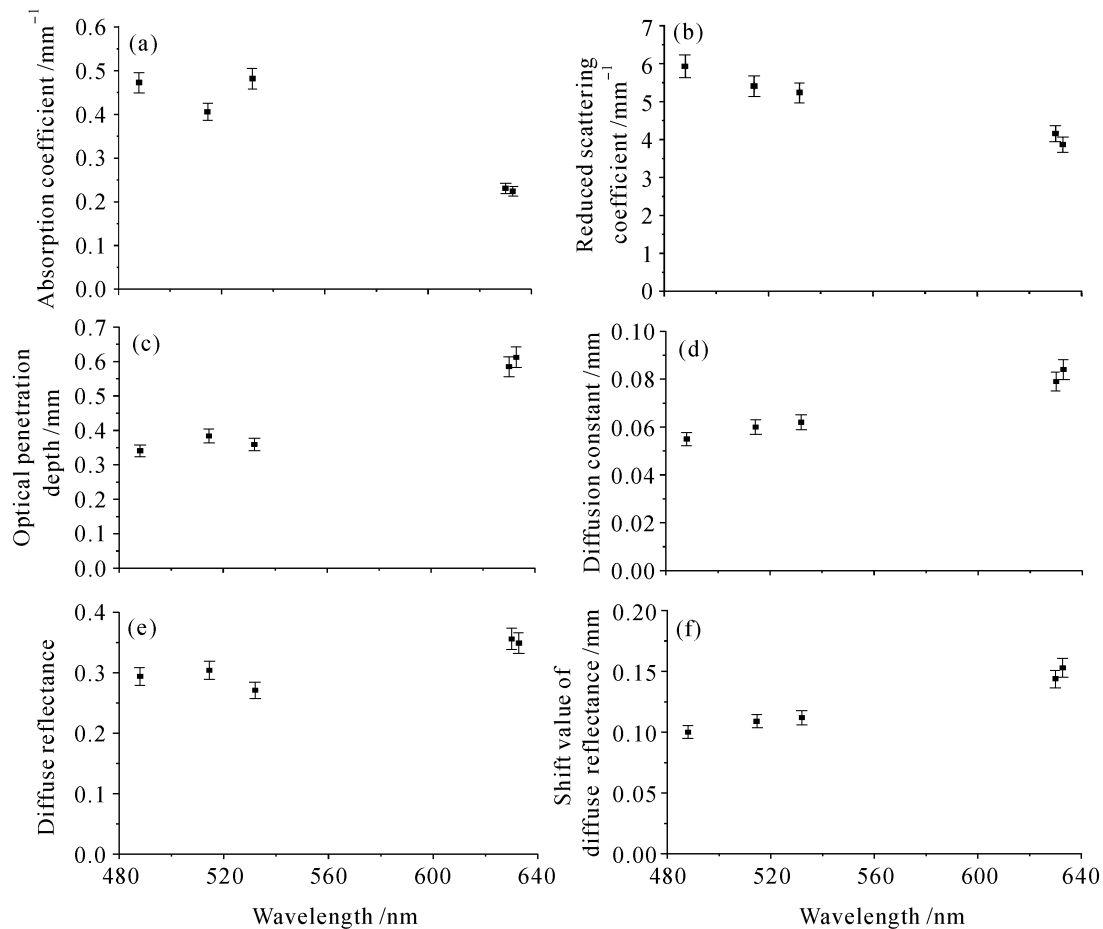


图 2 人正常胃黏膜/黏膜下层组织的吸收系数(a),约化散射系数(b),光穿透深度(c),漫射系数(d),漫反射率(e)和漫反射率分布沿水平轴的位移(f)随激光波长的变化关系

Fig. 2 Absorption coefficients (a), reduced scattering coefficients (b), optical penetration depths (c), diffusion constants (d), diffuse reflectance (e) and shifts of the diffuse reflectance distributions along the horizontal-axis (f) for normal human stomach mucosa/submucosa tissue vary with a change of laser wavelength

5 讨 论

从实验结果可得,正常人胃黏膜/黏膜下层组织对不同波长的激光的吸收系数是随着激光波长的增大而明显改变的,如图 2(a)所示。其最大值在 532 nm,其值为 $(0.482 \pm 0.012) \text{ mm}^{-1}$,而最小值在 632.8 nm,其值为 $(0.224 \pm 0.005) \text{ mm}^{-1}$ 。与其对 488 nm 的吸收系数相比,组织样品对 514.5 nm 的吸收系数小 14.2%,对 532 nm 的大 1.90%,对 630 nm 的吸收系数明显地小 51.2%,对 632.8 nm 的小 52.6%。较其对 514.5 nm 的吸收系数,对 532 nm 的吸收系数明显地要大 18.7%,其对 630 nm 的小

43.1%,对 632.8 nm 的小 44.8%。较其对 532 nm 的吸收系数,对 630 nm 的吸收系数明显地要小 52.1%,对 632.8 nm 的小 53.5%。

组织样品的约化散射系数是随激光波长的增大而明显减小的,如图 2(b)所示。其最大值在 488 nm,其值为 $(5.93 \pm 0.15) \text{ mm}^{-1}$,而最小值在 632.8 nm,其值为 $(3.87 \pm 0.09) \text{ mm}^{-1}$ 。较其对 488 nm 的约化散射系数,组织样品对 514.5 nm 的约化散射系数要小 8.77%,对 532 nm 的小 11.6%,对 630 nm 的小 29.9%,对 632.8 nm 的小 34.7%。较其对 514.5 nm 的约化散射系数,对 532 nm 的小

3.14%，对630 nm的小23.1%，对632.8 nm的小28.5%。较其对532 nm的约化散射系数，对630 nm的小20.6%，对632.8 nm的小26.2%。

光学穿透深度是随激光波长的增大而明显改变的，如图2(c)所示。其最大值在632.8 nm，其值为 (0.612 ± 0.016) mm，而最小值在488 nm，其值为 (0.341 ± 0.009) mm。较其对488 nm的光学穿透深度，组织样品对514.5 nm的光学穿透深度要大12.6%，其对532 nm的大5.28%，对630 nm的大71.6%，对632.8 nm的大79.5%。较其对514.5 nm的光学穿透深度，组织样品对532 nm的光学穿透深度小6.51%，对630 nm的大52.3%，对632.8 nm的大59.4%。较其对532 nm的光学穿透深度，组织样品对630 nm的光学穿透深度明显地要大63.0%，对632.8 nm的大70.5%。

组织样品漫射系数随激光波长的增大而增大，如图2(d)所示。其最大值在632.8 nm，其值为 (0.084 ± 0.002) mm，而最小值在488 nm，其值为 (0.055 ± 0.001) mm。较其对488 nm的漫射系数，组织样品对514.5 nm的漫射系数要大9.09%，对532 nm的大12.7%，对630 nm的大43.6%，对632.8 nm的大52.7%。较其对514.5 nm的漫射系数，对532 nm的大3.33%，对630 nm的大31.7%，对632.8 nm的大40.0%。较其对532 nm的漫射系数，组织样品对630 nm的漫射系数明显地要大27.4%，对632.8 nm的大35.5%。

漫反射率随激光波长的增大而明显改变，如图2(e)所示。其最大值在630 nm，其值为 (0.356 ± 0.009) ，而最小值在532 nm，其值为 (0.271 ± 0.007) 。较其对488 nm的漫反射率，组织样品对514.5 nm的漫反射率要大3.40%，对532 nm的小7.82%，对630 nm的大21.1%，对632.8 nm的大18.7%。较其对514.5 nm的漫反射率，对532 nm的小10.9%，对630 nm的大17.1%，对632.8 nm的大14.8%。较其对532 nm的漫反射率，对630 nm的大31.4%，对632.8 nm的大28.8%。

漫反射率的位移随激光波长的增大而增大，如图2(f)所示。其最大值在632.8 nm，其值为 (0.153 ± 0.004) mm，而最小值在488 nm，其值为 (0.100 ± 0.003) mm。较其对488 nm的漫反射率的位移，组织样品对514.5 nm的漫反射率的位移要大9.0%，对532 nm的大12.0%，对630 nm的大44.0%，对632.8 nm的大53.0%。较其对514.5 nm的漫反射率的位移，对532 nm的大2.75%，对

630 nm的大32.1%，对632.8 nm的大40.4%。较其对532 nm的漫反射率的位移，对630 nm的大28.6%，对632.8 nm的大36.6%。

6 结 论

人正常胃黏膜/黏膜下层组织对488 nm, 514.5 nm, 532 nm, 630 nm, 632.8 nm波长的激光的吸收特性、散射特性、光学穿透深度、漫射系数、漫反射率和漫反射率的位移等光学特性参数都是随着激光波长的变化而变化的。研究发现，人正常胃黏膜/黏膜下层组织对五个波长激光的光学特性参数存在明显的差异，这结论为激光应用于胃肠道的临床诊断和治疗的激光光源的选择及其作用机制的探讨提供有益的参考。

参 考 文 献

- 1 Yang Yueping, Wang Jianguo, Shao Xuehui *et al.*. Effects of He-Ne laser on gastric mucosa in rat with chronic atrophic gastritis [J]. *J. Biomed. Eng.*, 2005, **22**(5):926~929
杨跃平, 王建国, 邵雪辉等. He-Ne激光对慢性萎缩性胃炎大鼠胃黏膜的影响[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, **22**(5):926~929
- 2 Liu Qingsen, Huang Yingcai, Li Junheng *et al.*. Contrasting mechanisms of gastric collagen damage induced by photodynamic therapy and Nd:YAG laser [J]. *Chinese J. Phys. Med.*, 1995, **17**(3):172~174
刘庆森, 黄英才, 李峻亨等. 光动力疗法与Nd:YAG激光对胃胶原纤维损伤机制的比较[J]. 中华物理医学杂志, 1995, **17**(3):172~174
- 3 Wang Xiaoling, Gu Xiaomeng, Tang Jianmin. The research of hemostasis about animal's gastrointestinal tract mucous membrane haemorrhagia by using argon ion laser [J]. *Laser Journal*, 2000, **21**(2):69~70
王晓聆, 顾晓萌, 唐建民. 氩离子激光对动物胃肠道粘膜出血的止血研究[J]. 激光杂志, 2000, **21**(2):69~70
- 4 Xie Shusen, Zheng Wei, Li Buhong *et al.*. Optical properties of normal and cancerous human lung tissues irradiated by a violet Kr⁺ laser [J]. *Acta Optica Sinica*, 2000, **20**(2):229~233
谢树森, 郑蔚, 李步洪等. 紫激光辐射人肺组织的光学特性[J]. 光学学报, 2000, **20**(2):229~233
- 5 Zhang Xiaojuan, Liu Ying, Gao Zonghui. Spatial resolved diffuse reflectance of tissue close to source [J]. *Chinese J. Lasers*, 2005, **32**(4):571~575
张小娟, 刘迎, 高宗慧. 光源附近组织的空间分辨漫反射研究[J]. 中国激光, 2005, **32**(4):571~575
- 6 Zhu Dan, Luo Qiangming, Zeng Shaoqun *et al.*. Change in the optical properties of slowly heated human whole blood and albumen [J]. *Acta Optica Sinica*, 2002, **22**(3):369~373
朱丹, 骆清铭, 曾绍群等. 热作用下蛋白及全血光学特性变化的实验研究[J]. 光学学报, 2002, **22**(3):369~373
- 7 Chen Rong, Xie Shusen, Chen Yanjiao *et al.*. Optical parameters of Chinese blood [J]. *J. Optoelectronics · Laser*, 2002, **13**(1):92~93, 97
陈荣, 谢树森, 陈艳娇等. 中国人血液的组织光学参数[J]. 光电子·激光, 2002, **13**(1):92~93, 97
- 8 Lihong Wang. Rapid modeling of diffuse reflectance of light in

turbid slabs [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1998, **15**(4):936~944

9 Alejandro Garcia-Urbe, Nasser Kehtarnavaz, Guillermo Marquez *et al.*. Skin cancer detection by spectroscopic oblique-incidence reflectometry; classification and physiological origins [J]. *Appl. Opt.*, 2004, **43**(13):2643~2650

10 Adnen Ming Jer Wang, Janelle Elise Bender, Joshua Pfefer *et al.*. Depth-sensitive reflectance measurements using obliquely oriented fiber probes [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2005, **10**(4): 044017-1~044017-17

11 Lihong Wang, Steven L. Jacques. Use of a laser beam with an oblique angle of incidence to measure the reduced scattering coefficient of a turbid medium [J]. *Appl. Opt.*, 1995, **34**(13): 2362~2366

12 Jaap R. Zijp, Jaap J. Ten Bosch. Optical properties of bovine muscle tissue in vitro; a comparison of methods [J]. *Phys. Med. Biol.*, 1998, **43**(10):3065~3081

13 Francesco Fabbri, Maria Angela Franceschini, Sergio Fantini. Characterization of spatial and temporal variations in the optical properties of tissuelike media with diffuse reflectance imaging [J]. *Appl. Opt.*, 2003, **42**(16):3063~3072

14 D. J. Durian, J. Rudnick. Spatially resolved backscattering; implementation of extrapolation boundary condition and exponential source [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1999, **16**(4):837~844

15 Michael Solonenko, Rex Cheung, Theresa M. Busch *et al.*. In vivo reflectance measurement of optical properties, blood oxygenation and motexafin lutetium uptake in canine large bowels, kidneys and prostates [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2002, **47**(8):857~873

16 Hsing-Wen Wang, Timothy C. Zhu, Mary E. Putt *et al.*. Broadband reflectance measurements of light penetration, blood oxygenation, hemoglobin concentration, and drug concentration in human intraperitoneal tissues before and after photodynamic therapy [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2005, **10**(1): 014004-1~014004-13

17 J. T. Bruulsema, J. E. Hayward, T. J. Farrell *et al.*. Correlation between blood glucose concentration in diabetics and noninvasively measured tissue optical scattering coefficient [J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(3):190~192

18 Lihong Wang, Steven L. Jacques. Hybrid model of Monte Carlo simulation and diffusion theory for light reflectance by turbid media [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1993, **10**(8):1746~1752



Cr²⁺:ZnSe 激光晶体在中红外波段获得瓦级输出

中红外全固态激光器在遥感、探测、医疗和生物成像中有着重要应用,但由于激光的振荡阈值与波长的四次方成反比,因而产生中红外波段的激光需要生长出低损耗、高质量的激光晶体。Cr²⁺:ZnSe 激光晶体具有宽的吸收和发射带宽、较高的激光增益,是非常有潜力的可调谐中红外激光晶体材料。

采用真空高温扩散法制备 Cr²⁺:ZnSe 晶体,将 ZnSe 晶体和金属 Cr 粉放置在真空石英管中,扩散温度为 950 ℃,扩散时间为 10 天。Cr:ZnSe 晶体呈深红色,吸收光谱如图 1 所示,在 1776 nm 处的吸收系数为 13.5 cm⁻¹。将 Cr²⁺:ZnSe 晶体加工成厚 1.7 mm,直径 10 mm 的薄片,利用我们自行研制的激光二极管(LD)抽运的 20 W 掺 Tm 石英双包层光纤激光器为抽运源,采用多程抽运单面冷却的盘片激光器结构,当抽运功率为 5 W 时,在室温下获得了 920 mW 宽带中红外波段的连续激光输出,Cr²⁺:ZnSe 晶体的吸收和激光输出光谱如图 1 所示,输出激光的中心波长在 2.4 μm,带宽大于 100 nm。

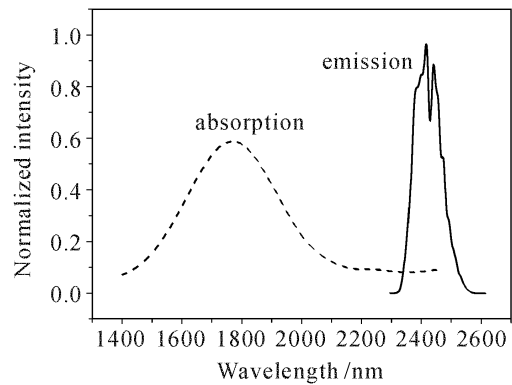


图 1 Cr²⁺:ZnSe 晶体的吸收和激光输出光谱
Fig. 1 Absorption and emission spectra of Cr²⁺:ZnSe crystal

中国科学院上海光学精密机械研究所,
上海 201800
杭 寅, 徐剑秋, 杨 勇, 张连翰
收稿日期:2007-03-26