

文章编号: 0253-2239(2007)07-1249-6

# 热作用致良性前列腺增生组织的光学特性变化<sup>\*</sup>

魏华江<sup>1</sup> 邢 达<sup>1\*</sup> 何博华<sup>2</sup> 吴荣海<sup>3</sup> 谷怀民<sup>1</sup> 巫国勇<sup>4</sup> 陈雪梅<sup>5</sup>

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, 广州 510631  
2 广东药学院临床医学系外科, 广州 510224  
3 广东省江门市中心医院泌尿外科, 江门 529071  
4 中山大学第一附属医院心胸外科, 广州 510080  
5 中山大学第一附属医院眼科, 广州 510080

**摘要:** 研究了热作用下的良性前列腺增生(BPH)组织对 808 和 980 nm 的半导体激光的光学特性的变化及其差异。实验采用双积分球测量系统以及反向倍增法获取良性前列腺增生组织的光学特性。结果表明,热作用下的良性前列腺增生组织对 808 nm 和 980 nm 的吸收系数、约化散射系数和光学穿透深度都是随着加热温度的变化而变化的,在 20~80 °C 的温度范围内,良性前列腺增生组织对 808 nm 的吸收系数和约化散射系数都分别明显地较其对 980 nm 的吸收系数和约化散射系数要大,而其对 808 nm 的光学穿透深度却明显地较其对 980 nm 的光学穿透深度要小,吸收系数的最大值都在 20 °C,分别为 0.528 mm<sup>-1</sup>和 0.448 mm<sup>-1</sup>;最小值分别在 50 °C 和 70 °C,分别为 0.436 mm<sup>-1</sup>和 0.326 mm<sup>-1</sup>,吸收系数的最大差异在 70 °C,其值为 34.1%;约化散射系数的最大值都在 80 °C,其值分别为 1.45 mm<sup>-1</sup>和 1.43 mm<sup>-1</sup>,最小值分别在 20 °C 和 70 °C,分别为 1.15 mm<sup>-1</sup>和 0.973 mm<sup>-1</sup>,最大差异在 70 °C,其值为 24.4%;光学穿透深度的最大值分别在 50 °C 和 70 °C,其值分别为 0.684 mm 和 0.887 mm,最小值都在 80 °C,其值分别为 0.608 mm 和 0.696 mm,最大差异在 70 °C,其值为 30.4%。在 70 °C 的热作用下良性前列腺增生组织达到完全热凝固,吸收系数、散射系数和光学穿透深度的差异达到最大值。

**关键词:** 医用光学与生物技术; 组织光学; 积分球; 光学特性; 人良性前列腺增生组织; 半导体激光

中图分类号: R318.51 文献标识码: A

## Thermal Changes on Optical Properties in Human Benign Prostatic Hyperplasia Tissue

Wei Huajiang<sup>1</sup> Xing Da<sup>1</sup> He Bohua<sup>2</sup> Wu Ronghai<sup>3</sup> Gu Huaimin<sup>1</sup>  
Wu Guoyong<sup>4</sup> Chen Xuemei<sup>5</sup>

1 Key laboratory of Laser Life Science of Ministry of Education, Institute of Laser Life Science, South China Normal University, Guangzhou 510631  
2 Department of Surgery, Guangdong College of Pharmacy, Guangzhou 510224  
3 Department of Urology, Central Hospital of Jiangmen, Jiangmen 529070  
4 Department of Surgery, First Affiliated Hospital of Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510080  
5 Department of Ophthalmology, The First Affiliated Hospital of Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510080

**Abstract:** Thermal changes and their differences on the optical properties of human benign prostatic hyperplasia (BPH) tissues at 808 nm- and 980 nm-diode laser were study in vitro. The measurements were performed using a double-integrating-sphere setup, and the optical properties of BPH tissue were assessed from these measurements using the inverse adding-doubling method. The results of measurement showed that the absorption coefficients,

\* 国家自然科学基金面上项目(60378043; 30470494)、广东省自然科学基金项目(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。主要从事激光医学及组织光学方面的研究。E-mail: weihj@scnu.edu.cn

\*\* 通讯联系人。E-mail: xingda@scnu.edu.cn

收稿日期: 2006-10-19; 收到修改稿日期: 2006-12-07

reduced scattering coefficients and optical penetration depths of BPH tissues at 808 nm and 980 nm varied with a change of exposure temperature by thermal effect. In temperature range from 20 °C to 80 °C, the absorption and reduced scattering coefficients of BPH tissue at 808 nm were obviously bigger than that those of BPH tissue at 980 nm, respectively, and the optical penetration depths of BPH tissue at 808 nm were obviously smaller than those of BPH tissue at 980 nm. Maximal absorption coefficients of BPH tissue at 808 nm and 980 nm were respectively  $0.528 \text{ mm}^{-1}$  and  $0.448 \text{ mm}^{-1}$  at exposure temperature of 20 °C, and minimal absorption coefficients were respectively  $0.436 \text{ mm}^{-1}$  and  $0.326 \text{ mm}^{-1}$  at exposure temperature of 50 °C and 70 °C, respectively, maximal difference in the absorption coefficients between 808 nm and 980 nm was 34.1% at exposure temperature of 70 °C. Maximal reduced scattering coefficients of BPH tissue at 808 nm and 980 nm were respectively  $1.45 \text{ mm}^{-1}$  and  $1.43 \text{ mm}^{-1}$  at exposure temperature of 80 °C, and minimal reduced scattering coefficients were respectively  $1.15 \text{ mm}^{-1}$  and  $0.973 \text{ mm}^{-1}$  at exposure temperature of 20 °C and 70 °C, respectively, maximal difference in the reduced scattering coefficients between 808 nm and 980 nm was 24.4% at exposure temperature of 70 °C. Maximal optical penetration depths of BPH tissue at 808 nm and 980 nm were respectively 0.684 mm and 0.887 mm at exposure temperature of 50 °C and 70 °C, and minimal optical penetration depths were respectively 0.608 mm and 0.696 mm at 80 °C, respectively, maximal difference in the optical penetration depths between 808 nm and 980 nm was 30.4% at exposure temperature of 70 °C. BPH tissues arrived at complete coagulation by heat effect at exposure temperature of 70 °C, at this point, the differences in the absorption coefficients, reduced scattering coefficients and optical penetration depths between 808 nm and 980 nm were maximal.

**Key words:** medical optics and biotechnology; tissue optics; integrating-sphere; optical properties; human benign prostatic hyperplasia tissues; diode laser

## 1 引 言

随着社会人口老龄化趋势的加快,男性人群遭受良性前列腺增生症(Benign prostatic hyperplasia, BPH)痛苦的人数迅速上升,发病率可达 85%<sup>[1,2]</sup>。经尿道外科电汽化切除阻塞的前列腺(Transurethral vaporization of the prostate, TUVP)组织一直是泌尿外科治疗良性前列腺增生的“黄金标准”方法,但是,经尿道外科电汽化切除阻塞的前列腺术治疗总是存在副作用和并发症。近年来随着激光技术的日趋成熟和腔内技术的广泛应用,良性前列腺增生的治疗方法又有新发展,其安全性及近、远期效果有了明显提高。激光手术已经发展成为可代替经尿道外科电汽化切除阻塞的前列腺术的另外一种治疗良性前列腺增生的方法,治疗结果由激光波长、功率和工作模式(连续模式或脉冲模式)等因素所决定。常用的激光器为大功率的半导体激光器(波长范围为 800~1000 nm),例如,波长为 808 nm, 810 nm, 830 nm, 980 nm 等半导体激光或 Nd:YAG 激光(波长 1064 nm)。这些波长的激光具有相对深的水中穿透性和组织坏死范围的广泛性,以及能够用可弯曲光导纤维传导的特性。目前,临床上应用的激光与前列腺组织的相互作用主要是光热作用,也就是激光能量在前列腺组织上有效沉积,从而对前列腺组织进行精确汽化、切割或凝固。光能通过散射而在组织内扩散。由于吸收光辐射和热传导而在前列腺组织内受热,产生不可逆性坏死温度,使组织坏死、液化、经过吸收或纤维化,以缩小前列腺体

积,从而消除其对后尿道的挤压<sup>[3,4]</sup>。可见,热作用下的人前列腺增生组织的特性的变化的研究,对于激光应用于人前列腺的医学诊断和临床治疗是非常重要的。因为光在组织中传输与组织的特性密切相关<sup>[5~11]</sup>,尤其对于实时光学法监测激光、超声、射频或微波辐射凝固组织的过程也需要了解热作用下的良性前列腺增生组织特性的变化及其差异,这样才可以确定对恶性组织进行凝固或良性的正常组织的损伤达到最小<sup>[12]</sup>。本文重点分析和定量研究了良性前列腺增生组织在热作用下其对 808 nm 和 980 nm 的半导体激光的光学特性的变化,并进行了分析和比较,为激光应用于人前列腺增生症的诊断和治疗提供一点有益的参考数据。

## 2 材料和方法

### 2.1 样品的制备

实验用组织样品来自 26 例良性前列腺增生症患者的良性前列腺增生组织。每例手术切除的良性前列腺增生组织样品被立即用生理盐水作简单冲洗掉表面的血液,并尽快将样品用生理盐水保存致超低温(-75 °C)冰箱速冻冷藏。实验前,分别将每例的组织样品放入研钵,把液氮缓慢倒入研钵直到液氮完全淹没组织样品为止。随着液氮的缓慢汽化,组织样品将变得硬而易碎;用碾槌将组织样品捣成较小的碎片,再将液氮缓慢倒入研钵,用碾槌继续将组织样品捣成极小的粉末状碎片。通常这样的冰冻研磨重复三次,将冰冻研磨好的所有组织样品在

20 ℃的室温下将组织样品碎片放置在显微镜用的载玻片上,开始解冻的碎片在玻片上形成组织团。将组织团均匀展开、铺平致整块载玻片,用盖玻片将组织样品夹着,用石蜡封边,生成 26 个面积为 17.4 mm×23.2 mm、平均厚度为(0.445 ± 0.011) mm 的良性前列腺增生组织样品用于实验测量。然后将样品放置在温度设置在 30 ℃的电热水槽(SJLI CO., LTD, China, model: DK-8D)加热 10 min 作热处理之后用于实验测量。依次设置电热水槽的温度在 37 ℃、43 ℃、50 ℃、55 ℃、60 ℃、65 ℃、70 ℃、75 ℃和 80 ℃用于加热组织样品,加热时间均为 10 min,在每个设定的温度下作热处理后的组织样品均作实验测量。这些作热处理的样品均分别放置在一个容器里,热处理时与电热水槽的水没有直接的接触。所用的盖玻片和载玻片的厚度分别为 0.16 mm和 0.67 mm,所有的组织样品与玻璃之间都滴入小量的生理盐水<sup>[13]</sup>。所有的良性前列腺增生组织样品都在 20 ℃的室温环境下进行光学特性的测量,从样品准备和测量全过程在 24 h 内完成。

## 2.2 组织漫射常量和漫反射率测量

测量混浊介质材料的光学特性参量的方法是积分球技术<sup>[14,15]</sup>,已被广泛应用于确定离体生物组织的光学特性<sup>[16,17]</sup>。组织样品采用双积分球测量装置进行测量,辐照光源分别由一台半导体激光器(nLIGHT, USA, model NL-FCA-20-808)输出 808 nm 波长的连续激光和一台半导体激光器(nLIGHT, USA, model NL-FCA-30-980)输出 980 nm 波长的连续激光。两个不同波长的激光分别经光学衰减片衰减(激光输出功率保持在接近并不超过 10 mW 的范围内进行实验)后再通过 2 mm 光阑,然后通过 25 倍扩束器准直和扩束,再通过机械式的光学斩波器(SRS, USA, model: SR540)。斩波器的频率设置在 500 Hz,激光束再通过 6 mm 光阑后与光轴成 1.5°入射到积分球的样品窗的样品(或标准板)上。光信号通过光电管(APP, Japan, model: 560)以及开关箱和锁相放大器(SRS, USA, model: SR831),由计算机进行数据处理。本实验所使用的积分球为两个直径相同(50 mm)以及入射窗及样品窗直径均为 12 mm 的积分球探测器(中国科学院安徽光学精密机械研究所),具体的实验装置示意图以及生物组织的光学特性的测量和计算方法参见文献<sup>[14,15,18,19]</sup>。采用此实验装置测量人良性前列腺增生组织的准直透射、漫反射率、漫透射率

来确定光学特性,组织光学特性参量的确定由这些测量,采用反向倍增法(Inverse adding-doubling method, IAD)运算得出<sup>[20]</sup>。在运算中玻璃片的折射率设为 1.55,组织的折射率设为 1.4<sup>[21]</sup>。组织光学参量以均数和标准差( $X \pm SD$ )的形式来表示,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。

## 3 结 果

在相同的实验条件下,分别用 808 nm 和 980 nm 的半导体激光分别辐照 20 ℃室温下的良性前列腺增生组织样品,辐照分别经 30 ℃、37 ℃、43 ℃、50 ℃、55 ℃、60 ℃、65 ℃、70 ℃、75 ℃和 80 ℃热处理过的每个组织样品。每个组织样品对每个波长的激光被重复测量 15 次获取每个测量值。每次测量后改变激光辐照样品上的光斑位置进行下一次测量。特定样品和特定波长的激光的测量结果具有很好的重复性,每一组样品(例如,在 43 ℃热作用下的良性前列腺增生组织对 980 nm)所有测量得到的组织光学特性用  $X \pm SD$  形式表示。表 1、表 2、表 3 分别表示热作用下的良性前列腺增生组织对 808 nm 和 980 nm 的半导体激光的吸收系数  $\mu_a$ 、约化散射系数  $\mu_s$  和光学穿透深度  $\delta$  随着温度的变化而变化的情况。

表 1 在 20~80 ℃的热作用温度范围内的良性前列腺增生组织对 808 nm 和 980 nm 的吸收系数( $X \pm SD$ )

Table 1 Absorption coefficients of BPH tissue at 808 nm and 980 nm in exposure temperature range from 20 ℃ to 80 ℃

Exposure temperature / ℃	BPH tissue	
	Absorption coefficient at 808 nm / mm <sup>-1</sup>	Absorption coefficient at 980 nm / mm <sup>-1</sup>
20	0.528±0.013	0.448±0.011
30	0.517±0.013	0.439±0.011
37	0.502±0.013	0.425±0.011
43	0.455±0.011	0.378±0.010
50	0.436±0.011	0.359±0.009
55	0.447±0.011	0.376±0.009
60	0.456±0.011	0.392±0.010
65	0.449±0.011	0.358±0.009
70	0.437±0.011	0.326±0.008
75	0.453±0.011	0.354±0.009
80	0.464±0.012	0.381±0.010

表 2 在 20~80 °C 的热作用温度范围内的良性前列腺增生组织对 808 nm 和 980 nm 的约化散射系数(X±SD)

Table 2 Reduced scattering coefficients of BPH tissue at 808 nm and 980 nm in exposure temperature range from 20~80 °C

Exposure temperature / °C	BPH tissue	BPH tissue
	Reduced scattering coefficient at 808 nm /mm <sup>-1</sup>	Reduced scattering coefficient at 980 nm /mm <sup>-1</sup>
20	1.15±0.03	1.05±0.03
30	1.15±0.03	1.05±0.03
37	1.19±0.03	1.08±0.03
43	1.21±0.03	1.16±0.03
50	1.20±0.03	1.10±0.03
55	1.25±0.03	1.16±0.03
60	1.30±0.03	1.22±0.03
65	1.26±0.03	1.09±0.03
70	1.21±0.03	0.973±0.024
75	1.35±0.03	1.21±0.03
80	1.48±0.04	1.43±0.04

表 3 在 20~80 °C 的热作用温度范围内的良性前列腺增生组织对 808 nm 和 980 nm 的光学穿透深度(X±SD)

Table 3 Optical penetration depths of BPH tissue at 808 nm and 980 nm in exposure temperature range of 20~80 °C

Exposure temperature / °C	BPH tissue	BPH tissue
	Optical penetration depth at 808 nm /mm <sup>-1</sup>	Optical penetration depth at 980 nm /mm <sup>-1</sup>
20	0.614±0.015	0.706±0.018
30	0.621±0.016	0.714±0.018
37	0.627±0.016	0.722±0.018
43	0.663±0.017	0.758±0.019
50	0.684±0.017	0.796±0.020
55	0.663±0.017	0.759±0.019
60	0.646±0.016	0.727±0.018
65	0.660±0.017	0.802±0.020
70	0.680±0.017	0.887±0.022
75	0.639±0.016	0.777±0.019
80	0.608±0.015	0.696±0.017

## 4 讨 论

热作用下生物组织中的蛋白质会发生热致变性,而变性又必然导致生物组织的光学特性的改变。由于不同组织组分上的差异,又导致了不同的生物组织在热作用下的组织光学特性发生不同的改变<sup>[18~20]</sup>。测量结果获取了良性前列腺增生组织对 808 nm 和 980 nm 的半导体激光的吸收系数  $\mu_a$ 、约

化散射系数  $\mu_s$  和光学穿透深度  $\delta$  随加热温度的变化而变化的情况。

从实验结果表 1 可见,在 30 °C 的温度下加热 10 min 后,良性前列腺增生组织对 808 nm 和 980 nm 的吸收系数较其在 20 °C 自然状态下对相应波长的激光的吸收系数分别要小 2.08% 和 2.01%,在 37 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 30 °C 时分别要小 2.90% 和 3.19%,在 43 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 37 °C 时分别要小 9.36% 和 11.1%,在 50 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 43 °C 时分别要小 4.18% 和 1.90%;在 55 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 50 °C 时却分别要大 2.52% 和 4.74%,在 60 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 55 °C 时分别要大 2.01% 和 4.26%,在 65 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 60 °C 时却分别要小 1.54% 和 8.67%,在 70 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 65 °C 时分别要小 2.67% 和 8.94%,在 75 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 70 °C 时却分别要大 3.66% 和 8.59%,在 80 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 75 °C 时分别要大 2.43% 和 7.63%。可见,在 20~80 °C 的温度范围内,良性前列腺增生组织对 808 nm 的吸收系数明显地较其对 980 nm 的吸收系数要大,其对 808 nm 和 980 nm 的吸收系数都是随着温度的变化而改变的,最大值都在 20 °C,分别为  $(0.528 \pm 0.013) \text{ mm}^{-1}$  和  $(0.448 \pm 0.011) \text{ mm}^{-1}$ ,最小值分别在 50 °C 和 70 °C,分别为  $(0.436 \pm 0.011) \text{ mm}^{-1}$  和  $(0.326 \pm 0.008) \text{ mm}^{-1}$ 。其对 808 nm 和 980 nm 的吸收系数的最大差异在 70 °C,为 34.1%。可见,其最大差异刚好在良性前列腺增生组织的完全热凝固的温度(70 °C)。

从实验结果表 2 可见,在 30 °C 的温度下加热 10 min 后,良性前列腺增生组织对 808 nm 和 980 nm 的约化散射系数与其在 20 °C 自然状态下对相应波长的激光的约化散射系数相比较均无明显的改变。在 37 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 30 °C 时分别大 3.48% 和 2.86%,在 43 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 37 °C 时分别大 1.68% 和 7.41%,在 50 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 43 °C 时却分别要小 0.827% 和 5.17%,在 55 °C 的温度下加热 10 min 后,其在 50 °C 时分别要大 4.17% 和 5.46%,在 60 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 55 °C 时分别要大 4.0% 和 5.17%,在 65 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 60 °C 时却分别要小 3.08% 和 10.7%,在 70 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在

65 °C时分别小 3.97%和 10.7%,在 75 °C的温度下加热 10 min 后,较其在 70 °C时分别要大 11.6%和 24.4%,在 80 °C的温度下加热 10 min 后,较其在 75 °C时分别大 9.63%和 18.2%。可见,该温度范围内,良性前列腺增生组织对 808 nm 的约化散射系数明显地较其对 980 nm 的约化散射系数要大,都是随着温度的变化而改变的,其最大值都在 80 °C,分别为  $(1.48 \pm 0.04) \text{ mm}^{-1}$  和  $(1.43 \pm 0.04) \text{ mm}^{-1}$ ,最小值分别在 20 °C和 70 °C,分别为  $(1.15 \pm 0.03) \text{ mm}^{-1}$  和  $(0.973 \pm 0.024) \text{ mm}^{-1}$ ,其对 808 nm 和 980 nm 的约化散射系数的最大差异也在 70 °C,其值为 24.4%。可见,其最大差异也刚好在良性前列腺增生组织的完全热凝固的温度(70 °C)。

从实验结果表 3 可见,在 30 °C 的温度下加热 10 min 后,良性前列腺增生组织其对 808 nm 和 980 nm 的光学穿透深度较其在 20 °C 自然状态下对相应波长的激光的光学穿透深度分别要大 1.14% 和 1.13%,在 37 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 30 °C 时分别大 0.966% 和 1.12%,在 43 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 37 °C 时分别大 5.74% 和 4.99%,在 50 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 43 °C 时分别大 3.17% 和 5.01%,在 55 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 50 °C 时却分别小 3.07% 和 4.65%,在 60 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 55 °C 时分别小 2.56% 和 4.22%,在 65 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 60 °C 时分别大 2.17% 和 10.3%,在 70 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 65 °C 时分别要大 3.03% 和 10.6%,在 75 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 70 °C 时分别要小 6.03% 和 12.4%,在 80 °C 的温度下加热 10 min 后,较其在 75 °C 时分别要小 4.85% 和 10.4%。可见,在 20~80 °C 的温度范围内,良性前列腺增生组织对 808 nm 的光学穿透深度明显地较其对 980 nm 的光学穿透深度要小,其对 808 nm 和 980 nm 的光学穿透深度都是随着温度的变化而改变的,最大值分别在 50 °C 和 70 °C,为  $(0.684 \pm 0.017) \text{ mm}$  和  $(0.887 \pm 0.022) \text{ mm}$ ,最小值都在 80 °C,分别为  $(0.608 \pm 0.015) \text{ mm}$  和  $(0.696 \pm 0.017) \text{ mm}$ ,最大差异在 70 °C,其值为 30.4%,刚好在良性前列腺增生组织的完全热凝固的温度(70 °C)。

## 5 结 论

热作用下的良性前列腺增生组织对 808 nm 和 980 nm 的半导体激光的吸收系数、约化散射系数和

光学穿透深度都是随着加热温度的变化而变化的,在 20~80 °C 的温度范围内,良性前列腺增生组织对 808 nm 的吸收系数和约化散射系数都分别明显地较其对 980 nm 的吸收系数和约化散射系数要大;对 808 nm 的光学穿透深度却明显地较其对 980 nm 的光学穿透深度要小;良性前列腺增生组织在完全热凝固时,其对 808 nm 和 980 nm 的光学特性参量的差异达到最大值(70 °C)。这一结论为激光应用于前列腺增生症的临床诊断和治疗及其作用机理的探讨,同时也为以高温为特点来杀灭肿瘤细胞的微波固化疗法(Microwave coagulation therapy, MCT)和激光的光热治疗肿瘤以及光动力治疗肿瘤提供了有益的参考。

## 参 考 文 献

- Xu Yuemin, Zhang Jiong, Jin Chongrui *et al.*. Potassium titanyl phosphate laser vaporization prostatectomy for the treatment of benign prostatic hyperplasia[J]. *Chin. J. Urol.*, 2004, **25**(9): 631~633 (in Chinese)  
徐月敏, 张 炯, 金重睿等. KTP 激光汽化术治疗良性前列腺增生[J]. *中华泌尿外科杂志*, 2004, **25**(9): 631~633
- Fang Jie, Xu Gang, Ding Qiang *et al.*. Observation on the safety and efficacy of He-Ne laser equipment on chronic abacteria prostatitis[J]. *Fudan Univ. J. Med. Sci.*, 2005, **32**(2): 234~235, 252 (in Chinese)  
方 杰, 徐 罡, 丁 强等. 氦-氖激光治疗慢性前列腺炎的安全性和有效性初步观察[J]. *复旦学报(医学版)*, 2005, **32**(2): 234~235, 252
- Qin Weijun, Wang He, Wang Fuli *et al.*. Diode laser in treating prostatic hyperplasia: Review of 420 cases[J]. *J. Fourth Mil. Med. Univ.*, 2004, **25**(18): 1686~1688 (in Chinese)  
秦卫军, 王 禾, 王福利等. 半导体激光治疗前列腺增生症 420 例[J]. *第四军医大学学报*, 2004, **25**(18): 1686~1688
- Bahman Anvaril, Massoud Motamedi, Mariela Pow-Sang *et al.*. Application of a high power diode laser (810 nm) for treatment of benign prostatic hyperplasia: theoretical and experimental analysis[C]. *Proc. SPIE*, 1994, **2129**: 76~83
- Xie Shusen, Zheng Wei, Li Buhong *et al.*. Optical properties of normal and cancerous human lung tissues irradiated by a violet Kr<sup>+</sup> laser[J]. *Acta Optica Sinica*, 2000, **20**(2): 229~233 (in Chinese)  
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
- Wei Huajiang, Xing Da, Wu Guoyong *et al.*. Pathological changes and thermal coagulation of human liver tissue induced changes in the optical properties of liver tissue at KTP/YAG laser in vitro[J]. *Chin. J. Lasers*, 2006, **33**(6): 852~856 (in Chinese)  
魏华江, 邢 达, 巫国勇等. 人肝组织病变及热凝固导致组织光学特性的变化[J]. *中国激光*, 2006, **33**(6): 852~856
- Zhu Dan, Luo Qingming, Zeng Shaoqun *et al.*. Changes in the optical properties of slowly heated human whole blood and albumen[J]. *Acta Optica Sinica*, 2002, **22**(3): 369~373 (in Chinese)  
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
- Chen Rong, Xie Shusen, Chen Yanjiao *et al.*. Transmission properties of ray in blood in laser irradiation blood therapy[J].

- J. Optoelectronics • Laser*, 2001, **12**(12): 1310~1312 (in Chinese)
- 陈 荣, 谢树森, 陈艳娇等. 激光照射血液疗法中光在血液中的传输特性[J]. *光电子·激光*, 2001, **12**(12): 1310~1312
- 9 Li Buhong, Xie Shusen, Lu Zukang. Spectral properties of new photosensitizers for photodynamic diagnosis and therapy [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2002, **22**(6): 902~904 (in Chinese)
- 李步洪, 谢树森, 陆祖康. 光动力学疗法新型光敏剂的光谱特性研究[J]. *光谱学与光谱分析*, 2002, **22**(6): 902~904
- 10 Dan Zhu, Qingming Luo, Jian Cen. Effects of dehydration on the optical properties of in vitro porcine liver [J]. *Lasers Surg. Med.*, 2003, **33**: 226~231
- 11 Lihong Wang. Rapid modeling of diffuse reflectance of light in turbid slabs[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1998, **15**(4): 936~944
- 12 Rinat Esenaliev, Irina Larina, Kirill Larin *et al.*. Laser optoacoustic technique for real-time measurement of thermal damage in tissues[C]. *Proc. SPIE*, 1999, **3594**: 98~109
- 13 Eric Chan, Thomas Menovsky, Ashley J. Welch. Effects of cryogenic grinding on soft-tissue optical properties [J]. *Appl. Opt.*, 1996, **35**(22): 4526~4532
- 14 Huajiang Wei, Da Xing, Guoyong Wu *et al.*. Differences in optical properties between healthy and pathological human colon tissues using a Ti:sapphire laser; an in vitro study using the Monte Carlo inversion technique[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2005, **10**(4): 044022-1~044022-8
- 15 Wei Huajiang, Xing Da, Wu Guoyong *et al.*. Optical properties of human normal bladder tissue at five different wavelengths of laser and their linearly polarized laser irradiation in vitro [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2004, **24**(9): 1039~1041 (in Chinese)
- 魏华江, 邢 达, 巫国勇等. 5个不同波长的激光及其线偏振激光辐照人正常膀胱组织光学特性[J]. *光谱学与光谱分析*, 2004, **24**(9): 1039~1041
- 16 Dan Zhu, Qingming Luo, Guangming Zhu *et al.*. Kinetic thermal response and damage in laser coagulation of tissue [J]. *Lasers Surg. Med.*, 2002, **31**: 313~321
- 17 Huajiang Wei, Da Xing, Jianjun Lu *et al.*. Determination of optical properties of normal and adenomatous human colon tissues in vitro using integrating sphere techniques [J]. *World J. Gastroenterol.*, 2005, **11**(16): 2413~2419
- 18 John W. Pickering, Christian J. M. Moes, H. J. C. M. Sterenborg *et al.*. Two integrating spheres with an intervening scattering sample [J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 1992, **9**(4): 621~631
- 19 John W. Pickering, Saskia Bosman, Paul Posthumus *et al.*. Changes in the optical properties (at 632.8 nm) of slowly heated myocardium [J]. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(4): 367~371
- 20 Scotta A. Prah, Martin J. C. van Gemert, Ashley J. Welch. Determining the optical properties of turbid media by using the adding-doubling method [J]. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(4): 559~568
- 21 Frank P. Bolin, L. E. Preuss, Roy C. Taylor *et al.*. Refractive index of some mammalian tissues using a fiber optic cladding method [J]. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(12): 2297~2303