

Ar⁺激光和532 nm激光及其线偏振激光辐照 光学模型下人正常小肠组织光学特性

魏华江¹, 邢达^{1*}, 巫国勇², 金鹰¹, 谷怀民¹

1. 华南师范大学激光生命科学研究所, 广东 广州 510631
2. 中山医科大学第一附属医院心胸外科, 广东 广州 510089

摘要 采用双积分球系统和光辐射测量技术的基本原理以及运用生物组织的光学模型, 研究了476.5, 488, 496.5, 514.5, 532 nm激光及其线偏振激光辐照人正常小肠组织的光学特性。结果表明: 组织对激光及线偏振激光的衰减系数和散射系数随着波长的减小而增大, 而514.5~532 nm波长之间, 线偏振光与非线偏振光入射则开始有明显差异。吸收系数是随着波长的减小而缓慢地增大, 而514.5~532 nm波长之间吸收系数的改变则明显变小, 与是否线偏振光入射无明显差异。平均散射余弦也是随着波长的减小而增大, 光学穿透深度则是随着波长的增大而增大, 折射率在这五个波长范围内的值在(1.38~1.48)之间。Kubelka-Munk二流模型下组织对同一波长的激光及其线偏振激光的吸收系数、散射系数、总衰减系数、有效衰减系数没有显著性差异($P>0.05$)。组织对不同波长的激光或其线偏振激光的吸收系数、散射系数、总衰减系数、有效衰减系数是有差异的。而在514.5~532 nm波长之间其光学特性参数有较为明显的差异。

关键词 人正常小肠; 光学特性; Ar⁺激光与532 nm激光; 双积分球系统; 线偏振激光
中图分类号: R318.51 **文献标识码**: A **文章编号**: 1000-0593(2004)05-0524-05

引言

近几年来, 光子在复杂的生物组织中的传输问题作为激光生命科学的基础在国际上受到普遍的重视并已成为重要的基础问题。无损光学检测、光动力学疗法等都必须以精确地获得生物组织的光学特性作为重要基础。光与生物组织相互作用时, 光子可能被吸收和散射, 线偏振光入射不同生物组织的解偏度是不同, 这些都与光的特性以及生物组织的成分和排列结构密切相关。有研究表明, 线偏振光对生物组织的穿透深度比圆偏振光要大, 而用模拟的生物组织的实验结果却与上述结果相反^[1]。这是生物组织中的组织成分的排列结构与模拟的生物组织的成分和排列结构的不同而使偏振光的偏振信息发生改变所致。当光子与生物组织相互作用后, 光子则带着与生物组织成分结构有关的信息^[2]。从组织光学的角度来看, 生物组织可看作是一种光学混浊介质, 生物体的生理特性变化或癌变等组织特性的变化都导致生物组织的光学特性参数的改变。Ar⁺激光常用于促进创口愈合的辅助治疗以及血管瘤的激光治疗。532 nm激光也对促进创口愈合的辅助治疗有良好的作用, 且水对532 nm激光的吸收很

少, 因此, 常被用于生物医学上的偏振成像, 运用偏振手段对生物组织病变前后的偏振参数进行测量、对比分析, 为医学诊断提供一种新的信息分析方法。此外, 采用线偏振光入射薄的生物组织可以减少光轴上透射光中的散射成分^[3], 提高测量准直透射光的精确度且可探讨其对组织的光学特性。本实验采用双积分球系统和光辐射测量技术及光传输的理论模型, 测量了人正常小肠组织对476.5, 488, 496.5, 514.5, 532 nm激光及其线偏振激光的光学特性, 并对实验结果进行分析与讨论。

1 材料与方法

1.1 样品的制备

实验使用手术切除的人新鲜离体正常小肠活组织。样品取下即用生理盐水保存并置冰箱速冻冷藏, 实验时才取出, 全过程即从样品切除到实验完成在4 h内。制备方法是剥去样品外侧的脂肪组织, 将小肠沿轴向切开, 用生理盐水冲洗干净样品表面的血液等, 样品两个表面不作切片以保持组织的完整性(对薄的组织样品), 因为经过切片的组织切口面积大, 细胞质液渗漏现象较严重, 组织表面含水分增多, 导致

收稿日期: 2002-09-27, 修订日期: 2003-03-08

基金项目: 国家重大基础研究前期研究专项(2002CCC00400)和广东省自然科学基金团队项目(015012)资助

作者简介: 魏华江, 1961年生, 华南师范大学激光生命科学研究所物理学副教授 *通讯联系人

所测结果的改变。样品采用自行设计和加工的样品夹固定。样品夹是用不透光的黑色薄片而其中钻二个半径为 $R_a = 6$ mm 的圆孔，样品夹的外半径为 $R_b = 12$ mm，如图 1 所示。将样品平展于圆孔并夹着固定样品，样品面积为 $16.1 \text{ mm} \times 16.4 \text{ mm}$ ，样品厚度为 $(1.42 \pm 0.16) \text{ mm}$ ，然后放置于双积分球光学系统的样品池用于测量，实验过程用液氮冷冻板作辅助保持组织活性之用。

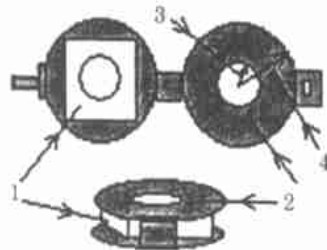


Fig. 1 View of the section of the tissue sample holder
1, Tissue sample; 2, Tissue-sample holder;
3, $R_a = 6 \text{ mm}$; 4, $R_b = 12 \text{ mm}$

1.2 生物组织光学特性参数的测量及其实验系统

1.2.1 生物组织的漫反射和漫透射的测量

双积分球系统的组成为：美国产的全固态连续钛宝石激光系统(899-05 型)的泵浦激光及氩离子激光器、光衰减片、反射镜、光栏、光栏、25 倍扩束器、偏振片、中国科学院安徽光机所产的积分球探测器以及光陷阱各两个，如图 2 所示。两个积分球的结构是完全一样的，球腔内直径为 50 mm，样品窗及光入射窗或出光窗的直径都为 12 mm。调节光路使激光的光束通过衰减片作适当的衰减，再由反射镜反射通过孔径为 2 mm 的光栏后经 25 倍扩束镜使激光成为准直的宽光束，再通过孔径为 6 mm 的光栏垂直进入入射窗和样品窗。积分球只测量组织的漫反射光，不包含镜面反射光。样品后的光陷阱完全消除透过样品透射光及漫透射光，另一光陷阱放置在积分球后，用以完全消除出射光。积分球只测量组织的漫透射光，不包含准直透射光。在光栏前加偏振片使激光成为线偏振激光及不加偏振片两种方式用于实验，测量样品内、外壁对五个波长的激光及其线偏振激光的漫反射及漫透射。

漫反射率的测量采用的方法参考了文献[4]，计算漫反

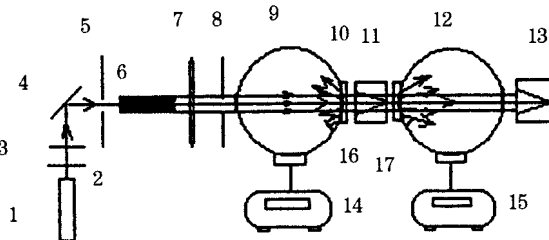


Fig. 2 Experimental setup of double-integrating sphere system for measuring the optical properties of biological tissue

1, Laser; 2, Attenuator; 3, Attenuator; 4, Mirror; 5, Aperture; 6, Beam expander; 7, Polarizer; 8, Aperture; 9, Integrating sphere; 10, Sample; 11, Optical trap; 12, Integrating sphere; 13, Optical trap; 14, Detector system; 15, Detector; 16, Baffle; 17, Baffle

射率的公式为：

$$R_d = \left(\frac{K_s}{K_p} \right) \quad (1)$$

其中 K_p 为漫反射标准板的反射值， K_s 为样品的漫反射值，为漫反射标准板的反射率。计算漫透射率的公式为：

$$T_d = \frac{I_s}{I_o} \quad (2)$$

其中 I_s 为样品的漫透射量， I_o 为总透射量，总透射量的测量是把积分球的光路调节到如图 3 所示，将入射光的方向与光轴成角度为 3° ，积分球的出光孔处放置标准板。

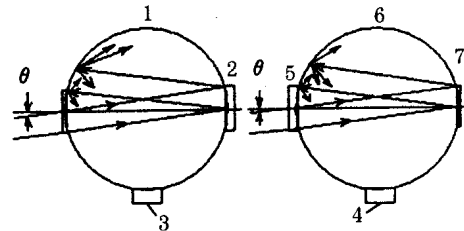


Fig. 3 Measurement method of specular reflectance and collimated transmittance of biological tissue

1, Intergrating sphere; 2, Sample; 3, Baffle; 4, Baffle; 5, Sample; 6, Intergrating sphere; 7, Standard reference plate $= 3^\circ$

1.2.2 生物组织的镜面反射和准直透射的测量

测量组织的镜面反射光和准直透射光以及总透射光的双积分球系统以及方法除了将入射光的方向与光轴成角度 3° 入射到组织外，积分球的出光孔处放置标准板，如图 3 所示，其他与图 2 相同。积分球探测测量包含组织的漫反射和镜面反射，积分球探测测量包含组织的漫透射和准直透射，两者之和即总透射。样品的镜面反射率的计算公式为：

$$R_m = \left(\frac{K_s}{K_p} \right) - R_d \quad (3)$$

其中， K_p 为漫反射标准板的反射值， K_s 为样品的漫反射值， R_d 是样品的漫反射率， R_m 是样品的镜面反射率。样品的准直透射率的计算公式为：

$$T_c = \frac{I_s}{I_o} - T_d \quad (4)$$

其中 T_d 、 T_c 分别是样品的漫透射率、准直透射率， I_s 为样品的漫透射量， I_o 为总透射量。总衰减系数的测量是在图 3 的实验装置及方法的基础上，将入射光的方向与光轴成角度 0.17° 入射到组织，在积分球的进光孔前放置孔径为 1 mm 的光栏，调节光路使样品的镜面反射光反射回积分球内，积分球的出光孔处放置标准板，其他与图 2 相同。测量激光及其线偏振激光透过厚度为 d 的样品的准直透射光 I_s 以及光直接进入积分球的准直透射光 I_c 。为了补偿组织对入射光的镜面反射的光通量损失， I_c 应减去 I_m ，组织的总衰减系数可由公式(5)计算。

$$\mu_t = \left(\frac{1}{d} \right) \ln \left(\frac{I_c - I_m}{I_s} \right) \quad (5)$$

入射光子的平均自由光程为：

$$L = \frac{1}{\mu_t} \quad (6)$$

可见,总衰减系数所包含的信息与入射光子的平均自由光程所包含的信息相同。

1.2.3 生物组织的折射率的测量

采用光的电磁理论来分析,菲涅耳公式可从理论上较好地解释许多光学现象,将菲涅耳公式应用于生物组织中,可获得生物组织的折射率。对 S 偏振光或 P 偏振光从空气入射到组织样品,当光几乎垂直入射时(即入射角 i_1 和折射角 i_2 很小),根据光的折射定律可得其反射率为:

$$R_m = R_p = R_s = \frac{(n_1 - n_2)^2}{(n_1 + n_2)^2} \quad (7)$$

其中 n_1 和 n_2 分别表示空气和生物组织的折射率。测量组织折射率的积分球系统如图 3 所示,其他与图 2 相同。入射光与光轴成角度 3° 入射到组织,组织表面的镜面反射率由公式(3)计算。由公式(7)以及表 1、表 2 的实验数据和已知空气的折射率 n_1 , 可得出组织的折射率 n_2 。

1.2.4 统计学处理方法

实验数据以平均数和标准误差 ($X \pm SD$) 表示,利用统计软件 SPSS10 for windows 作统计处理。

2 生物组织中光传输的理论模型

光子在生物介质中的传输可用辐射传输方程^[5]来描述。传输方程加上边界条件可给出问题的完全描述。根据具体情况对问题进一步作近似。

2.1 一级散射

入射到混浊介质中的光束可分为相干辐射度 (J_c) 和漫射辐射度 (J_d), 即

$$J = J_c + J_d \quad (8)$$

当散射辐射度远小于相干辐射度时,则可认为总辐射度 J 近似于相干辐射度,被称为一级散射模型^[6]。即 Beer-Lambert 定理:

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu_t d) \quad (9)$$

其中 d 为样品的厚度, $\mu_t = \mu_a + \mu_s$, μ_t 为总衰减系数, μ_a 为吸收系数, μ_s 为散射系数。一级散射模型只适用于薄的生物组织以及平面入射波,而且不考虑多重散射。

2.2 Kubelka-Munk 二流理论

Kubelka-Munk 二流理论适用于薄平板状的无源散射介质。Kubelka-Munk 二流模型最大的优点是其散射系数 S_{KM} 和吸收系数 A_{KM} 可直接用实验测出的反射系数 R 、透射系数

T 和样品厚度 d 表示^[7]。当光入射到厚度为 $X(\text{cm})$ 的平行层混浊介质时,认为它的散射光只有两部分即前向散射通量 $i(x)$ 和后向散射通量 $j(x)$, 它们的和为总的散射光强 $I(x)$ ^[8], 其散射系数 S_{KM} 和吸收系数 A_{KM} 见文献[4]。样品的总衰减系数 E_t 和有效的衰减系数 E_{eff} 分别可由公式(10)计算^[9]。

$$E_t = A_{KM} + S_{KM} \quad (10)$$

$$E_{\text{eff}} = \sqrt{A_{KM}(A_{KM} + 2S_{KM})} \quad (11)$$

如果将人正常小肠组织看作平行的混浊介质,其厚度为 d 。设:组织对激光以及线偏振激光的吸收系数、散射系数、总衰减系数、有效的衰减系数分别为 A_{KM} , S_{KM} , E_t , E_{eff} 和 A_{KM}^* , S_{KM}^* , E_t^* , E_{eff}^* 。将这两个光传输的理论模型组合使用^[10], 如图 4 所示, 则得出光子在生物组织类随机介质中的传输的 4 个关键光学参数。即: 散射系数 μ_s 、吸收系数 μ_a 、总衰减系数 μ_t 和平均散射余弦 g 。

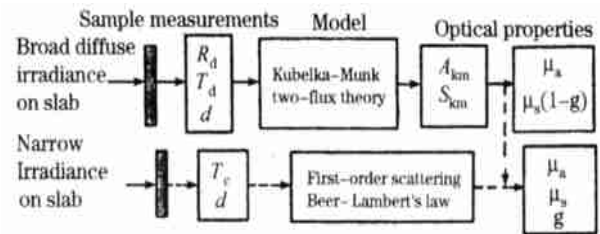


Fig. 4 Two optical theoretical models of biological tissues used for the calculations

3 结果与分析

激光及其线偏振激光对样品的两个侧面各作同样条件的十次测量,每次测量均改变激光对样品辐照的位置,所测数据有很好的重复性并用 EXCEL for windows 作处理。实验测得 5 个波长的激光及其线偏振激光辐照组织内、外壁的漫反射率、漫透射率、镜面反射率、准直透射率和总衰减系数均没有显著性差异 ($P > 0.05$), 因此,对内、外壁所测结果在同一波长下作平均值处理。

光学模型下人正常小肠组织的光学特性参数。根据实验结果及公式(5), (6)和(8), (10), (11)以及文献[10], 可计算出光学模型下组织对 5 个波长的激光及其线偏振激光的光学特性参数, 列于表 1, 表 2 和表 3。

Table 1. Absorption coefficients A_{KM} , scattering coefficients S_{KM} , total attenuation coefficients E_t , effective attenuation coefficients E_{eff} of tissue at laser and linearly polarized laser irradiation the by Kubelka-Munk two-flux model

/ nm	A_{KM}/cm^{-1}	S_{KM}/cm^{-1}	E_t/cm^{-1}	$E_{\text{eff}}/\text{cm}^{-1}$	A_{KM}^*/cm^{-1}	S_{KM}^*/cm^{-1}	E_t^*/cm^{-1}	$E_{\text{eff}}^*/\text{cm}^{-1}$
476.5	26.3 \pm 1.15	6.67 \pm 0.32	33.0 \pm 1.09	32.3 \pm 1.53	26.2 \pm 1.28	7.69 \pm 0.52	33.9 \pm 1.82	33.0 \pm 1.68
488.0	26.5 \pm 1.19	6.47 \pm 0.29	33.0 \pm 1.09	32.3 \pm 1.53	25.1 \pm 0.26	7.36 \pm 0.45	32.5 \pm 1.76	31.6 \pm 1.56
496.5	26.4 \pm 1.18	5.82 \pm 0.24	32.2 \pm 1.05	31.7 \pm 1.49	24.6 \pm 0.19	6.60 \pm 0.25	31.2 \pm 1.67	30.5 \pm 1.42
514.5	23.2 \pm 1.12	6.06 \pm 0.28	29.3 \pm 0.97	28.6 \pm 1.37	23.7 \pm 1.12	7.17 \pm 0.37	30.9 \pm 1.53	30.0 \pm 1.34
532.0	10.8 \pm 0.52	7.27 \pm 0.37	18.0 \pm 0.89	16.5 \pm 0.81	9.28 \pm 0.47	7.14 \pm 0.34	16.4 \pm 0.81	14.8 \pm 0.68

Table 2. Total attenuation coefficient μ_t , absorption coefficient μ_a , scattering coefficient μ_s , mean scattering cosine g , penetration depth, refractive index of tissue at laser irradiation

/ nm	μ_t / cm^{-1}	μ_a / cm^{-1}	μ_s / cm^{-1}	g	/ cm	n
476.5	96.4 \pm 0.35	13.2 \pm 0.074	84.0 \pm 0.44	0.840 \pm 0.004 9	0.030 8 \pm 0.000 11	1.38 \pm 0.05
488.0	79.1 \pm 0.27	13.3 \pm 0.076	65.8 \pm 0.38	0.802 \pm 0.004 2	0.030 9 \pm 0.000 12	1.40 \pm 0.06
496.5	63.3 \pm 0.21	13.2 \pm 0.074	50.1 \pm 0.25	0.757 \pm 0.003 4	0.031 6 \pm 0.000 16	1.39 \pm 0.05
514.5	54.5 \pm 0.14	11.6 \pm 0.067	42.9 \pm 0.17	0.722 \pm 0.002 7	0.035 0 \pm 0.000 19	1.43 \pm 0.07
532.0	47.1 \pm 0.11	5.40 \pm 0.032	41.7 \pm 0.13	0.724 \pm 0.003 1	0.060 4 \pm 0.000 35	1.39 \pm 0.05

Table 3. Total attenuation coefficient μ_t , absorption coefficient μ_a , scattering coefficient μ_s , mean scattering cosine g , penetration depth, refractive index of tissue n at linearly polarized laser irradiation

/ nm	μ_t / cm^{-1}	μ_a / cm^{-1}	μ_s / cm^{-1}	g	/ cm	n
476.5	89.5 \pm 0.31	13.1 \pm 0.087	76.4 \pm 0.25	0.809 \pm 0.005 3	0.030 3 \pm 0.000 15	1.46 \pm 0.07
488.0	71.2 \pm 0.23	12.6 \pm 0.082	58.6 \pm 0.15	0.761 \pm 0.0041	0.031 5 \pm 0.000 18	1.48 \pm 0.08
496.5	59.4 \pm 0.16	12.3 \pm 0.079	47.1 \pm 0.13	0.726 \pm 0.003 5	0.032 8 \pm 0.000 21	1.48 \pm 0.08
514.5	47.6 \pm 0.14	11.9 \pm 0.072	35.7 \pm 0.11	0.621 \pm 0.002 7	0.033 2 \pm 0.000 22	1.47 \pm 0.08
532.0	33.2 \pm 0.09	4.64 \pm 0.023	28.6 \pm 0.07	0.613 \pm 0.002 2	0.067 6 \pm 0.000 41	1.45 \pm 0.07

结果表明：在光传输的理论模型下的组织对五个波长的激光及其线偏振激光的光学特性参数均有差异，如图 5、图 6、图 7、图 8 所示，下面作详细的讨论。

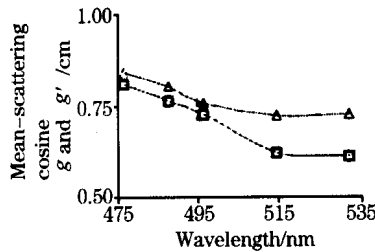


Fig. 5 Curves of mean-scattering cosine versus wavelength
— g ; - - g'

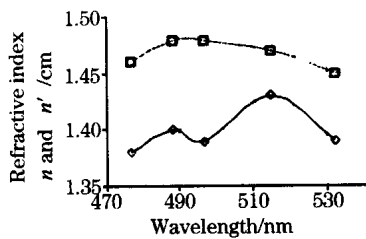


Fig. 6 Curves of refractive index versus wavelength
— n ; - - n'

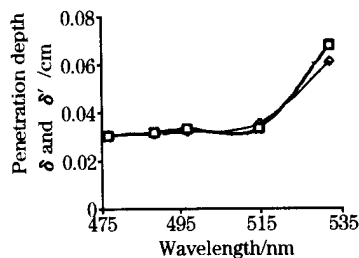


Fig. 7 Curves of penetration depth versus wavelength
— δ ; - - δ'

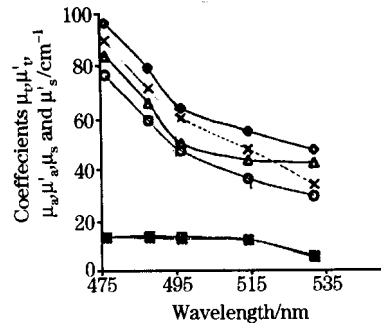


Fig. 8 Curves of various coefficients versus wavelength
— μ_t ; - - μ_a ; ··· μ_s
— \times μ_t' ; - * μ_a' ; ··· μ_s'

4 讨论

从结果可见，人体组织对激光及线偏振激光的衰减系数和散射系数均随着波长的增大而减小，而 514.5 至 532 nm 波长之间，线偏振光与非线偏振光入射则开始有明显差异。吸收系数是随着波长的增大而缓慢地减小，而 514.5 至 532 nm 波长范围，吸收系数的改变则明显变小，而与非线偏振光入射无明显差异。平均散射余弦也是随着波长的增大而减小，光学穿透深度则是随着波长的增大而增大，折射率在这 5 个波长范围内的值在 (1.38 ~ 1.48) 之间，组织对不同波长的激光及其线偏振激光的折射率均稍有改变，其相应的线偏振激光也一样，这是由于组织的折射率是由菲涅耳公式和组织的镜面反射率计算出来的，而没有利用准直透射率。若利用准直透射率及菲涅耳公式计算折射率则要准确地测量组织的厚度，而要准确测量组织厚度是困难的。实验采用准直宽光束(光斑直径为 6 mm)辐照组织，光束与样品的接触面积较大，测出的折射率相当于对这光束接触样品的面积的平均值，其相对用较窄的光束辐照的精确度要高。但是折射率受到组织的含水量的影响很大^[11, 12]。因此，组织的含水量是直接影响测量结果的一个重要因素。Kubelka-Munk 二流模型下组织对同一波长的激光及其线偏振激光的吸收系数、

散射系数、总衰减系数、有效衰减系数没有显著性差异 ($P > 0.05$)。而在 514.5 至 532 nm 波长范围其光学特性参数则有较为明显的差异。而组织对不同波长的激光或其线偏振激光的吸收系数、散射系数、总衰减系数、有效衰减系数则有些有明确的差异。产生明显差异的原因是：第一、人正常小肠

组织是薄组织。第二、Kubelka-Munk 二流理论的一个主要假设是辐射度完全由漫反射得到的^[13]。而线偏振光通过薄的生物组织时，在光轴上所产生的散射光比非偏振光入射要少^[3]，导致组织的散射光通量及光学特性的变化^[14]。

参 考 文 献

- [1] Vanitha Sankaran, Matthew J. Everett, Duncan J. Maitland et al. *Optics Letters*, 1999, 24(15): 1044.
- [2] Ghosh N, Mohanty S K, Majumder S K. *Appl. Opt.*, 2001, 40(1): 176.
- [3] Qu Jianan, Calum MacAulay, Stephen Lam et al. *Appl. Opt.*, 1994, 33(31): 7397.
- [4] Wei Huajiang, Li Xiaoyuan, Wu Guoyong et al. *Chinese J. Laser*, 2001, 28(6): 573.
- [5] Arnold D. Kim, Akira Ishimaru. *Appl. Opt.*, 1998, 37(22): 5313.
- [6] Akira Ishimaru. *Appl. Opt.*, 1989, 28(12): 2210.
- [7] Alfred Vogel, Christian Dlugos, Roland Nuffer et al. *Lasers Surg. Med.*, 1991, 11: 331.
- [8] Graaff R, Aarnoudse J G, de Mul F F M. *Appl. Opt.*, 1989, 28(12): 2273.
- [9] Seiyama A, Chen S-S, Kosaka H et al. *Journal of Microscopy*, 1994, 175(1): 84.
- [10] Cheong Wai-fung, Scott A. Prael, Ashley J Welch. *Tissues. IEEE J. Quantum. Electron.*, 1990, 26(12): 2166.
- [11] Bolin F P, Preuss L E et al. *Appl. Opt.*, 1989, 28(12): 2297.
- [12] Li H, Lu Z. *Proc. SPIE*, 1998, 3548: 119.
- [13] Van der Putten W J M, Van Gemert M J C. *Phys. Med. Biol.*, 1983, 28(6): 639.
- [14] Stephen T. Flock, Brian C. Wilson, Michael S Patterson. *Med. Phys.*, 1987, 14(5): 835.

Optical Properties of Human Normal Small Intestine Tissue with Theoretical Model of Optics about Biological Tissues at Ar⁺ Laser and 532 nm Laser and Their Linearly Polarized Laser Irradiation in Vitro

WEI Hua-jiang¹, XING Da^{1*}, WU Guo-yong², JIN Ying¹, GU Hua-min¹

1. Institute of Laser Life Science, South China Normal University, Guangzhou 510631, China

2. First Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University of Medical Sciences, Guangzhou 510080, China

Abstract A double-integrating-spheres system, basic principle of measuring technology of ray radiation, and optical model of biological tissues were used for the study. Optical properties of human normal small intestine tissue at 476.5, 488, 496.5, 514.5 and 532 nm laser and their linearly polarized laser irradiation were studied. The results of measurement showed that the total attenuation coefficient and scattering coefficient of the tissue at these wavelengths of laser and their linearly polarized laser irradiation increased with decreasing wavelengths. And obviously there was a distinction at 514.5 to 532 nm wavelength between lasers and their linearly polarized laser irradiation. Absorption coefficient of tissue at these wavelengths of laser and their linearly polarized laser irradiation increased with decreasing wavelengths. Absorption coefficient of tissue at 514.5 to 532 nm wavelength of laser was obviously decreasing, which was independent of these wavelengths of laser or their linearly polarized laser irradiation. Mean cosine of scattering of tissue at these wavelengths of laser and their linearly polarized laser irradiation also increased with decreasing wavelengths. But penetration depth of tissue at these wavelengths of laser and their linearly polarized laser irradiation also increased with increasing of wavelengths. Refractive index of tissue between these wavelengths of laser was within 1.38 to 1.48. Absorption coefficient, scattering coefficient, total attenuation coefficient, effective attenuation coefficients of tissue in Kubelka-Munk two-flux model at the same wavelength of laser and their linearly polarized laser irradiation showed no prominent distinction ($P > 0.01$). Absorption coefficient, scattering coefficient, total attenuation coefficient, effective attenuation coefficients of tissue in Kubelka-Munk two-flux model at different wavelength of laser and their linearly polarized laser irradiation showed obvious distinction. Optical properties of tissue at 514.5 to 532 nm wavelength of laser exhibited obvious distinction.

Keywords Human normal small intestine; Optical properties; Ar⁺ laser and 532 nm laser; Double-integrating-sphere system; Linearly polarized laser

(Received Sep. 27, 2002; accepted March 8, 2003)