

线光束照射下局部病变组织背散射场角分布研究*

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, 南京 210094)

摘要: 将内含异质层的半无限生物组织作为研究线光束照射下局部病变组织背散射场的近似模型,在此基础上,引入倍加算法对线光束照射下局部病变组织背散射场角分布进行数值计算。根据数值计算结果,分析了不同组织层几何参量和光学参量对背散射场角分布的影响,结果表明:“病变组织层对背散射场中小角度光的影响明显大于对大角度光的影响;背散射场的角分布对病变组织的几何参量(埋藏深度和光学厚度)较为敏感,而对病变组织光学参量亦即病变组织性质的差异敏感度较低。”同时还对含肿瘤的乳房组织的背散射场角分布进行了计算和分析,为将背散射场角分布应用于组织内隐藏异物的无创伤诊断提供了理论参考。

关键词: 生物光学; 背散射场角分布; 倍加算法; 局部病变组织

中图分类号: Q631 文献标识码: A

1 引 言

组织的背散射场和透射场携带了大量关于组织内形态、结构及功能的信息,尤其是组织内部隐藏异物的信息,例如肿瘤^[1]。因而,如何从可测量的背散射场或透射场来获取组织内部的结构和诊断组织内部隐藏的异物受到了广泛的关注。近年来,人们发展了多种成像技术和光谱技术对透射光或反射光进行分析来获得生物组织在形态和结构方面的信息^[2,3],例如用弱相干层析成像技术(OCT)方法可从正常胸组织中诊断癌组织、从肌肉中探测出血块等。

在生物组织无创伤诊断的各类光学方法中,对组织背散射场的研究和利用始终占据着重要地位^[1~3],因为组织的背散射场不仅包含了组织内部形态结构的丰富信息,而且最便于探测,具有很好的普适性。过去对组织背散射场的研究主要侧重于背散射场的空间分布情况,而对背散射场角分布的研究涉及较少,尤其是局部病变组织背散射场的角分布^[4,5],例如参考文献[5]利用蒙特卡罗(Monte Carlo)方法对线光束照射下不同结构组织背散射场的空间分布进行了研究,但是对于角分布仅给出了单层组织的模拟结果。事实上,与直接测量散射场的空间分布比较,对角分布的测量可以在透镜的后焦面上完成,因此可在很大程度上放宽对光接收系统

的空间定位要求,使其具备更高的潜在应用价值。

本文建立了线光束照射条件下,局部病变生物组织的光学模型——正常生物组织内嵌入一异质组织层。结合此模型,将倍加算法引入到组织背散射场角分布的计算,并给出了具体的倍加算法;同时对线光束照射条件下,局部病变生物组织背散射场的角分布进行了大量的数值计算,根据数值计算的结果分析了不同组织层光学参量和几何参量对背散射场空间角分布的影响,从而为利用背散射场角分布进行无创伤诊断提供有益参考。

2 模型与计算方法

2.1 组织的光学模型

局部发生病变的生物组织的几何结构如图 1(a)所示。组织发生病变的形态是多种多样的,一般情况下组织病变区域的直径 R 为 $5\sim 30\text{ mm}$ ^[6],本文中假设是线光束入射的情况,即忽略光束直径大小,则病变区横向尺寸相对于线光束是无限延展的,也就是可以简化成一个组织层来处理。事实上,在激光医学的各类应用中,入射激光束的横向尺寸通常在 1 mm 以内,对于我们所关注的表皮下浅层组织的诊断而言,到达浅层组织的光束尺寸显著小于病变区大小,这也正是大多数现有文献中对生物组织内光场数值计算采用线光束近似的原因。基于上述考虑,在本研究中利用半无限正常组织内嵌入一异质组织层这样一个模型来描述局部发生病变的生物组织。如图 1(b),层状的病变组织嵌在正常的组

* 江苏省青年科技基金资助课题。

E-mail: lzhljcfq@mail.njjust.edu.cn

收稿日期:2002-08-22; 收到修改稿日期:2002-10-21

织内, 设 z 轴垂直于正常组织表面, 整个组织具有轴向对称性。本文中, 正常生物组织的散射系数、吸收系数和各向异性因子分别记为 μ_s^n, μ_a^n 和 g^n , 散射的

返照率 $a^n = \mu_s^n / (\mu_s^n + \mu_a^n)$; 病变组织层相应的光学参量以 $\mu_s^{an}, \mu_a^{an}, g^{an}$ 和 $a^{an} = \mu_s^{an} / (\mu_s^{an} + \mu_a^{an})$ 表示。

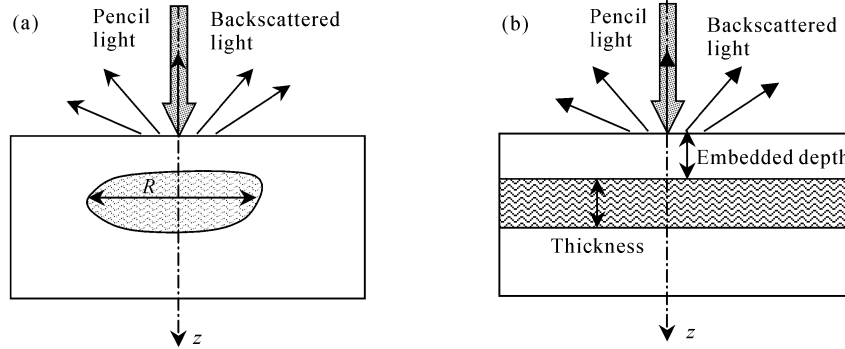


Fig. 1 Geometry of the pathological changes tissues and its simplified model

在我们的简化模型中, 假定各层组织的平均折射率相等。考察简化的光学模型, 多种理论分析方法可以用来分析和计算线光束照射条件下, 组织背散射场的角分布, 例如: 随机游走理论^[4]、蒙特卡罗模拟^[5]、倍加法^[7]等。考虑到倍加法的特点: 1) 计算中每一步得到的结果都有明确的物理解释; 2) 它既适用于各向同性, 也适用于各向异性介质计算; 3) 它直接给出背散射场或透射场的角分布, 我们选用倍加法来计算和分析线光束照射下, 局部病变生物组织的背散射场的角分布。

2.2 倍加法描述

如图 2, 我们用 $\nu = \cos Q$ 来表示入射光的方向。散射的相函数和各向异性因子分别由 $p(\nu)$ 和 g 表示; 光学厚度被定义为 $\tau = (\mu_s + \mu_a)d$, 其中 μ_s, μ_a 和 d 分别是散射系数、吸收系数和物理厚度。图中 $R(\nu', \nu)$ 是反射函数, 定义为 ν' 方向的入射光被反射到 ν 方向上的概率; $T(\nu', \nu)$ 是透射函数, 定义为 ν' 方向的入射的光从 ν 方向上出射的概率。我们定义 T^{nm} 和 R^{nm} 为相应的透射和反射算子, n, m 分别表示构成组织层的两个界面。矢量 L^{0+}, L^{0-}, L^{1-} 和 L^{1+} 被定义为入射光或出射光的角分布, 如图 3 所示。

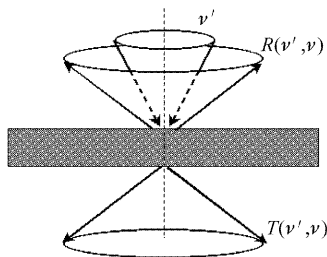


Fig. 2 Definitions of the reflectance function $R(\nu', \nu)$ and transmission function $T(\nu', \nu)$

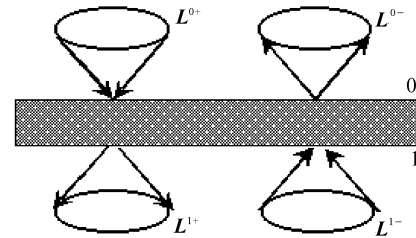


Fig. 3 Definitions of the incident light vectors and transmission light vectors, L^{0+}, L^{0-}, L^{1-} and L^{1+}

沿 z 轴方向的出射光 L^{1+} 是由沿 z 轴方向的入射光 L^{0+} 经过组织的透射光和沿 z 轴负方向的入射光 L^{1-} 经过组织的漫反射光两部分组成:

$$L^{1+} = T^{01}L^{0+} + R^{10}L^{1-}. \quad (1)$$

同样, 沿 z 轴负方向的出射光由沿 z 轴方向的入射光 L^{0-} 经过组织的漫反射光和沿 z 轴负方向的入射光 L^{1-} 经过组织的透射光两部分组成:

$$L^{0-} = R^{01}L^{0+} + T^{10}L^{1-}, \quad (2)$$

将类似的算法应用于另一独立的组织层, 我们得到

$$L^{2+} = T^{12}L^{1+} + R^{21}L^{2-}, \quad (3)$$

$$L^{0-} = R^{02}L^{0+} + T^{20}L^{2-}, \quad (4)$$

将上述算法用于由上面描述两层组织并置构成的双层组织层, 同时结合方程(1)~(4), 我们得到了描述新构成双层组织层的反射和透射特性的反射和透射操作算符。

$$T^{02} = T^{12}(E - R^{10}R^{12})^{-1}T^{01}, \quad (5)$$

$$R^{20} = T^{12}(E - R^{10}R^{12})^{-1}R^{10}T^{21} + R^{21}, \quad (6)$$

$$T^{20} = T^{10}(E - R^{12}R^{02})^{-1}T^{21}, \quad (7)$$

$$R^{02} = T^{10}(E - R^{12}R^{10})^{-1}R^{12}R^{01} + R^{01}, \quad (8)$$

式中 E 为单位矩阵, T^{02} 和 R^{02} 分别给出了描述新构

成双层组织层的正向透射特性和正向反射特性的操作算符。

应用上述算法计算组织背散射场要求事先知道薄层组织的透射和反射特性。多种方法可以被用来计算薄层组织的透射和反射算子,例如:内场初始化(diamond initialization)^[8]、无穷小生成算子(infinitesimal generator)^[9]、连续散射法(successive scattering)^[10]等。本文选用内场初始化来获取描述薄层组织反射和透射特性的反射和透射算子。

经过若干次的倍加计算,我们就可得到描述特定厚度组织反射和透射特性的操作算子。本文主要研究线光束照射下,局部病变生物组织的背散射场的角分布。根据正常半无限生物组织内嵌入一异质组织层这一组织模型,经过若干次的倍加计算,我们可以得到描述局部病变生物组织正向反射特性操作算子 $R^{0\infty}$ 。

这样在任意角分布的光源照射下,局部病变组织背散射场的角分布可由下式计算:

$$\mathbf{L} = R^{0\infty} \mathbf{L}^{0+}, \quad (9)$$

这里 \mathbf{L} 为局部病变组织的背散射场的角分布, \mathbf{L}^{0+} 为照射光源的角分布,在本文的研究条件下, $\mathbf{L}^{0+} = [0, 0, \dots, 0, 1]$ 。

3 理论计算结果与分析

为了验证本文中采用的倍加算法及相应的计算程序的正确性,我们以参考文献[5]中利用蒙特卡罗模拟得到的背散射场角分布计算结果作为比照的对象,采用与文献[5]中相同的计算条件:散射系数、吸收系数、各向异性因子及组织层厚度分别为 90 cm^{-1} 、 10 cm^{-1} 、0.75 和 0.02 cm,进行了数值计算,计算结果与文献[5]中的图 6.2 吻合很好。在经过这样的对比计算后,我们就可以将上面描述的倍加算法实际应用于对线光束照射下局部病变生物组织背散射场角分布的数值计算。

3.1 组织层几何参量对背散射场的影响

计算中,所采用的不同组织层几何参量和光学参量如表 1。图 4、图 5 和图 6 分别给出了在三个不同埋藏深度处嵌入三种不同厚度病变组织层时,组织背散射场角分布的数值计算结果。图中横坐标表示背散射光出射角的余弦,纵坐标表示沿特定出射角出射的背散射光强度与入射光总强度的比值。图 4 为病变组织层的光学厚度为 1 时,在三种不同埋藏深度下(光学深度为 16, 8, 4 分别对应图 4 中曲线

b、c 和 d)的计算结果,为便于比较,图 4 中曲线 a 给出了半无限正常组织背散射场的角分布结果。类似于图 4,图 5 和图 6 分别对应于病变组织层的光学厚度为 4 和 16 时的数值计算结果。

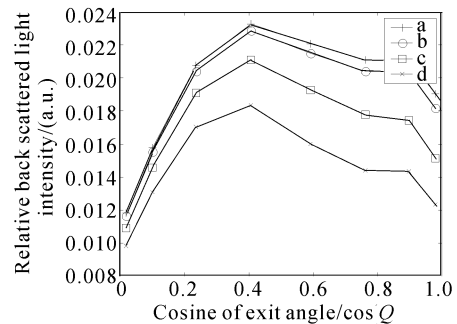


Fig. 4 Angular distributions of the back scattered field from tissue models when the optical thickness of the pathological changes layer is 1

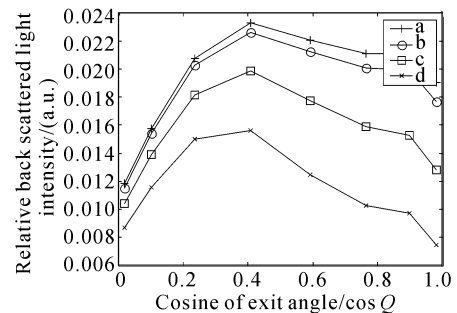


Fig. 5 Angular distributions of the back scattered field from tissue models when the optical thickness of the pathological changes layer is 4

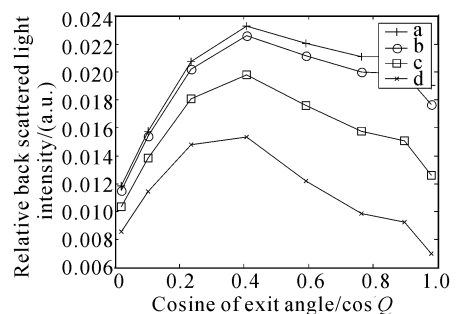


Fig. 6 Angular distributions of the back scattered field from tissue models when the optical thickness of the pathological changes layer is 16

将局部病变组织的背散射场的计算结果与正常组织背散射场进行比较,可以看出当组织病变区域离组织上表层愈近,病变组织层对组织背散射场角分布的影响愈明显,具体特征为:在我们的计算条件下,背散射场随角度变化的规律基本一致,但出射光强的幅值随病灶埋藏深度增加而下降。另外,在埋

藏深度相同的条件下,随着病变组织层光学厚度的增加,病变组织层对组织背散射场角分布产生的扰动增强。

根据图 4、图 5、图 6 的计算结果,我们进一步计算了有病灶组织的背散射光相对正常组织背散射光的相对变化率与其出射角的关系。背散射光的相对变化率定义为在某一选定角度,病灶组织背向散射光强度与正常半无界组织(a 的结果)背散射光强的差值与正常组织背散射光强度的比值。计算结果示于图 7,其中曲线 c4,c5,c6 分别对应于图 4、图 5、图 6 中曲线 c 与曲线 a 的差值与 a 的比值。

分析病变组织层对组织背散射场角分布扰动的特点,我们发现病变组织层对背散射场中小角度光的

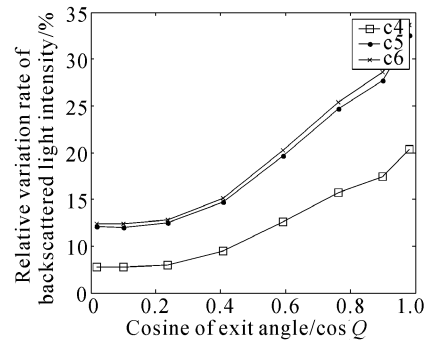


Fig. 7 Relation between relative variation rates of back scattering light intensity and the cosine of exit angle

影响明显大于对大角度光的影响,这是一个非常有意义的结论,这使得我们可通过测量背散射场强度随出射角的强度变化规律对组织内部结构进行分析。

Table 1 Tissues' optical parameters used in the numerical calculation

Normal tissue		Focus								
a^n	g^n	a^{an}	g^{an}	Optical thickness	Embedded optical depth			Results		
0.97	0.9	0.75	0.87	1	16	8	4	Fig. 4(b)	(c)	(d)
				4	16	8	4	Fig. 5(b)	(c)	(d)
				16	16	8	4	Fig. 6(b)	(c)	(d)

3.2 组织层光学参量对背散射场的影响

为深入了解不同性质的病变组织对背散射场的影响,我们进一步分析计算了不同组织层光学参量,即病变组织层光学参量和正常组织的光学参量对组

织背散射场的影响。

计算中,组织模型的光学参量和几何参量如表 2、表 3、表 4 和表 5,相应的计算结果示于图 8、图 9、图 10 和图 11。

Table 2 Tissues' optical parameters used in the numerical calculation

Normal tissue		Focus					
a^n	g^n	a^{an}			g^{an}	Optical thickness	Embedded optical depth
0.97	0.90	0.97	0.93	0.85	0.70	0.90	16

Table 3 Tissues' optical parameters used in the numerical calculation

Normal tissue				Focus			
a^n		g^n		a^{an}	g^{an}	Optical thickness	Embedded optical depth
0.97	0.95	0.90	0.85	0.90	0.75	0.90	16

Table 4 Tissues' optical parameters used in the numerical calculation

Normal tissue				Focus			
a^n	g^n			a^{an}	g^{an}	Optical thickness	Embedded optical depth
0.97	0.95	0.93	0.85	0.75	0.97	0.87	16

Table 5 Tissues' optical parameters used in the numerical calculation

Normal tissue		Focus					
a^n	g^n	a^{an}	g^{an}			Optical thickness	Embedded optical depth
0.97	0.90	0.97	0.93	0.85	0.73	0.60	16

图 8 和图 9 分别是组织层具有不同散射反照率时,组织背散射场角分布的计算结果;图 10 和图 11 分别是组织层具有不同各向异性因子时,组织背散射场角分布的计算结果。

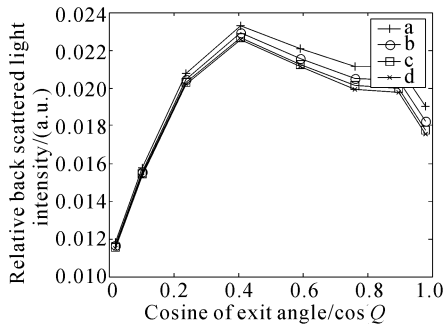


Fig. 8 Angular distributions of the backscattered field from tissue models when the albedo of pathological changes layer is 0.97, 0.93, 0.85 and 0.70 respectively

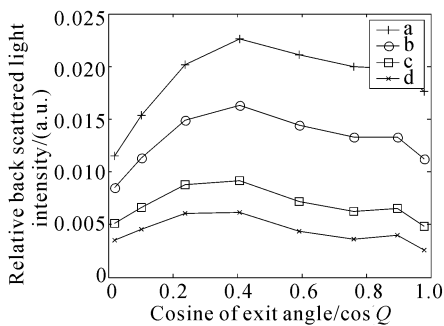


Fig. 9 Angular distributions of the backscattered field from tissue models when the albedo of normal tissue layer is 0.97, 0.95, 0.90 and 0.85 respectively

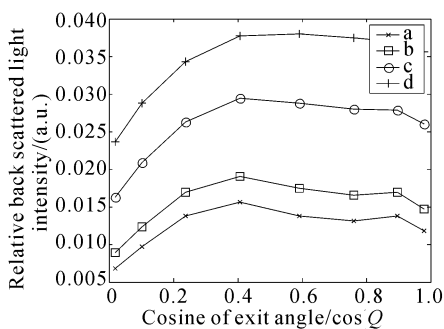


Fig. 10 Angular distributions of the backscattered field from tissue models when the anisotropic factor of normal tissue layer is 0.95, 0.93, 0.85 and 0.75 respectively

分析不同组织层的散射反照率对组织背散射场的影响,我们发现在组织层的散射各向异性因子相同且不变的条件下,组织背散射场的分布主要由正常组

织层的散射反照率决定,而嵌入的病变组织层散射反照率的变化只引起组织背散射场分布的微小扰动。

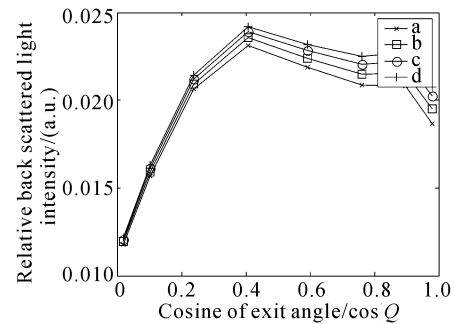


Fig. 11 Angular distributions of the backscattered field from tissue models when the anisotropic factor of pathological changes layer is 0.93, 0.85, 0.73 and 0.60 respectively

使不同组织层的散射反照率相同,而各向异性因子不同,计算组织层的背散射场分布。从计算结果图 10 和图 11,我们可以得出和上面相类似的结论:在不同组织层的单散射反照率相同的条件下,组织背散射场的分布主要由正常组织层的散射各向异性因子决定,而嵌入的病变组织层的散射各向异性因子的变化只引起组织背散射场分布的微小扰动。

3.3 典型生物组织背散射场角分布的计算

在计算和分析了不同组织层几何参量和光学参量对局部病变生物组织背散射场角分布影响的基础上,我们将对含肿瘤的乳房组织的背散射场角分布进行计算。在波长 690 nm 下,含肿瘤的乳房组织的光学参量如表 6^[11]所示。这种参量条件下,正常乳房组织和肿瘤组织内光学深度 1 代表的物理深度分别为:0.017 cm 和 0.007 cm。

根据表 6 给出的组织层参量,我们计算了含肿瘤组织背散射场的角分布,如图 12 所示,其中曲线 a 和 b 分别为半无限正常组织和含肿瘤组织背散射的角

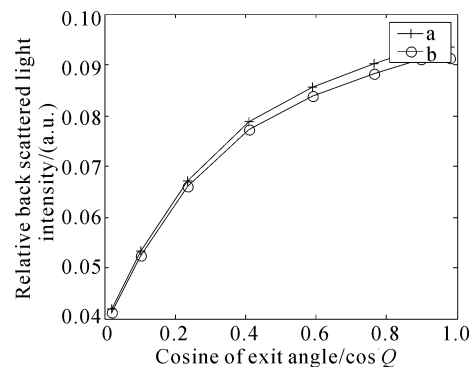


Fig. 12 Angular distributions of the backscattered field from breast tissue embedded with a tumor layer

分布的计算结果。从图 13 可以看出病变组织层对背散射场中小角度光的影响明显大于对大角度光的影响。在实际应用中,我们可以利用在透镜后焦面上设置光敏元件如 CCD,对透镜后焦面上二维光强分布进行测量,CCD 上不同的象元代表不同的出射方向,这

样通过对由 CCD 采集获取的二维光斑图象进行分析处理可得到背散射场强度随出射角变化的实验曲线。通过分析实验获取的背散射场强度随出射角的强度变化规律就获取组织的内部结构信息,如是否含有病变层。

Table 6 Optical parameters of tumor and breast tissue

	Reduced scattering parameter / cm^{-1} $\mu'_s = (1-g)\mu_s$	Asorption parameter / cm^{-1} μ_a	g	Thickness		Embedded depth	
				Optical thickness	Physical thickness /cm	Optical depth	Physical depth /cm
Breast tissue	12	0.03	0.8	—	—	4	0.067
Tumors	15	0.084	0.9	16	0.107	—	—

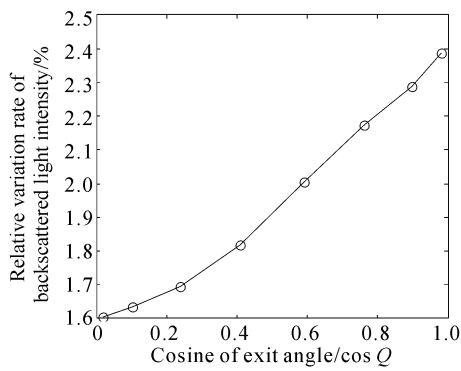


Fig. 13 Relation between relative variation rates of backscattering light intensity and the cosine of exit angle

综上所述,可以得出当组织病变区域离组织上表层愈近,病变组织层对组织背散射场角分布的影响愈明显,而且对背散射场中小角度光的影响明显大于对大角度光的影响;组织背散射场的角分布主要决定于正常组织层的光学参量,而病变的组织层的光学参量变化只引起组织的背散射场的微小扰动。

结论 本文建立了局部病变生物组织的简化光学模型;在此基础上,利用倍加法对局部病变组织背散射场的角分布进行了大量的数值计算;给出了典型的计算结果包括:1) 不同组织层几何参量下,组织的背散射场的角分布;2) 不同组织层光学参量下,组织的背散射场的角分布。结果表明,背散射场的角分布对病变组织的几何参量(埋藏深度和光学厚度)较为敏感,而对病变组织光学参量亦即病变组织性质的差异敏感度较低,而在实际的无创伤诊断中,人们最关心的恰恰是组织内病灶的位置和大小。显然,背散射场

角分布的上述特点,在生物组织无创伤诊断领域具有很高的潜在应用价值

参 考 文 献

- 1 Charles L M, Natalie C, Lenore M *et al.*. Three-dimensional tumor location in thick tissue with the use of diffuse photon-density waves. *Appl. Opt.*, 1998, **36**(1):214~220
- 2 Rajadhyaksha M, Grossman M, Esterwitz D *et al.*. In-vivo confocal scanning laser microscope of human skin; Melanin provides strong contrast. *J. Invest. Dermatol.*, 1995, **104**(3):946~952
- 3 Huang D, Swanson E, Lin C *et al.*. Optical coherence tomography. *Science*, 1991, **254**(5035):1178~1181
- 4 Durian D J, Rudnick J. Photon migration at short times and distances and in cases of strong absorption. *J. Opt. Soc. Am. (A)*, 1997, **14**(1):235~245
- 5 Wang L H. *Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-Layered Tissues*. [Ph. D. dissertation]. Jacques S L, Texas: University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, 1992
- 6 Zang Xiaohong, Zheng Jianxun, Liu Yamian *et al.*. Diagnosis of superficial soft tissue masses using high-frequency probe and color Doppler sonography. *Chin. J. Ultrasound Medicine* (中国超声医学杂志), 2000, **16**(9):708~710 (in Chinese)
- 7 van de Hulst H C. A new look at multiple scattering. *Tech. Rep.*, New York: NASA Institute for Space Studies, 1962
- 8 Wiscombe W J. On initialization, error and flux conservation in the doubling method. *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, 1976, **16**(3):637~658
- 9 Grant I P, Hunt G E. Solution of radiative transfer problems using the invariant Sn method. *Monthly Notices of the Royal Astronomical Society*, 1968, **141**(1):27~41
- 10 Irvine W M. Multiple scattering by large particle. *Astrophys. J.*, 1965, **142**(9):1463~1475
- 11 Fantini S, Walker S A, Franceschini M A *et al.*. Assessment of the size, position, and optical properties of breast tumors in vivo by noninvasive optical methods. *Appl. Opt.*, 1998, **37**(10):1982~1989

Angular Distribution of Backscattered Light from Locally Pathological Tissues Irradiated by Pencil Light

Lai Jiancheng Li Zhenhua Wang Chunyong He Anzhi

(Department of Information Physics and Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094)

(Received 22 August 2002; revised 21 October 2002)

Abstract: Semi-infinite normal tissues embedded a heterogeneous layered tissue is chosen as the simplified tissue model of local-pathological-changed tissues. Based on the model, double-adding method is introduced to calculate the angular distribution of backscattered light from local-pathological-changed tissues. According to the numerical calculations, the effects of geometrical and optical parameters of tissue models on the angular distribution of backscattered light are analyzed comprehensively. It is concluded that the variation of light intensity originated from local-pathological-changes tissues highly depends on the exit angle of backscattered light—the variation of backscattered light with small exit angle is much more obviously than that of backscattered light with large exit angle. The results also show that the angular distribution of backscattered light is much more sensitive to the geometrical parameters than the optical parameters of pathological-changes tissues. Finally, the angular distributions of backscattered light from breast tissue embedded with a tumour are also calculated and analyzed, which provide a theoretical basis for angular distribution of backscattered light applied in diagnosing the abnormal object hidden in normal tissues.

Key words: biomedical optics; angular distribution of backscattered light field; double-adding method; local-pathological-changed tissues

《光学学报》重要通告

为了加快稿件的处理速度,促进期刊的电子化、网络化,本刊从 2003 年 5 月 1 日起一律采用电子邮件(E-mail)方式投稿。单位证明原件通过传统邮件方式寄过来。

未曾给《光学学报》编辑部留过电子邮件地址的《光学学报》审稿专家,请尽快把你们的电子邮件地址发给本刊编辑部,以便实行电子邮件方式审稿。

本刊的主网站是 <http://gxxb.chinajournal.net.cn>。网站上的“本刊动态”栏有以下内容,敬请广大作者、读者、审稿专家等各方面人士留意:

本刊最新的征稿简则——《光学学报》征稿简则(2003 年 7 月 1 日版);

《版权转让协议》

《光学学报》清样发送预告(每月刊登一次);

《光学学报》2002 年 22 卷第 6~12 期,2003 年 23 卷第 1 期~近期的目录(这对查找、阅读、引用《光学学报》近期的文章时是很方便的);

科技论文写作方面的信息;

以及其他紧急信息都可从本刊动态及时获得。

电 话:021-69918011, 69918428

E-mail:gxxb@mail.shnc.ac.cn

传 真:021-69918011

《光学学报》编辑部

2003 年 8 月 11 日