

## 基于旋转偏振角的线偏振扫描成像方法研究\*

蒋啸宇<sup>1,2)</sup> 曾楠<sup>1)</sup> 何永红<sup>1)</sup> 马辉<sup>1,2)\*\*</sup>

<sup>1)</sup>清华大学深圳研究生院光学检测与成像实验室, 深圳 518055;

<sup>2)</sup>清华大学物理系原子分子纳米科学教育部重点实验室, 北京 100084)

**摘要** 提出一种基于旋转偏振角的新的偏振光成像方法: 改变入射线偏振光偏振角和检偏角, 采集样品图像系列, 总结出背向散射光 2 个正交偏振分量的光强差关于入射线偏振光偏振角和检偏角的函数关系式. 通过对模拟散射介质, 猪肉脂肪, 猪肉骨骼肌和牛肉骨骼肌等样品进行实验, 论证了偏振差函数式中各个参数与样品光学特性之间的联系, 并从中提取出 2 个相互独立的参数, 分别表征样品的纤维方向角和光学各向异性度, 从而实现了对样品浅表层光学特性进行定量测量. 和普通光强图像相比, 用这些独立的光学信息生成不同基色的图像, 能更直观明了地区分组织结构差异, 具有潜在的临床医学应用价值, 如成为一种皮肤疾病、皮肤损伤的检测方法.

**关键词** 偏振成像, 线偏振, 偏振角, 各向异性度

**学科分类号** O436

近年来, 光学检测方法因为具有高分辨力, 对检测对象无损伤, 并易于实现等优点, 在生物医学领域得到广泛应用<sup>[1]</sup>. 但生物组织对光子的散射往往会降低光学检测方法的成像深度和对比度. 采用偏振光成像方法可以减弱散射对成像的影响, 并可以获得反映生物组织浅表层结构的额外信息.

Jacques 等<sup>[2]</sup>最早提出用偏振光对组织浅表层成像, 获得组织浅表层的双折射信息, 他研究了偏振光在皮肤、肝脏和肌肉中的退偏行为, 发现三者的退偏速度为皮肤>肌肉>肝脏<sup>[3]</sup>. 他还将偏振光成像方法应用于皮肤诊断成像, 研制了一台实验用的偏振相机, 通过对不同的皮肤组织进行成像发现, 利用偏振光可以区分病变和正常皮肤组织<sup>[4,5]</sup>. Mourant 等<sup>[6]</sup>观察了在不同波长的偏振光照射下, 正常细胞和癌变细胞的偏振图像, 从而提出了用偏振成像方法识别癌变细胞的可能; Anderson 小组<sup>[7]</sup>证实了在多波长线偏振光照射下用荧光染料区分非黑色素瘤皮肤癌细胞边缘的可行性, 提出了一种实时无侵入的划分皮肤癌边界的方法, 随后, 他们又提出了一种结合多波长偏振光成像和共焦显微镜的复合方法来划分非黑色素瘤皮肤癌边界<sup>[8]</sup>. Alfano 等<sup>[9]</sup>利用多波长对皮下组织进行偏振成像, 发现用不同波长的图像相减, 可以得到特定深度组织的

像; Ramella-Roman 等<sup>[10]</sup>研究了皮肤表面的粗糙度对背向偏振光成像的影响, 并证明了当照明光路和探测光路不在一个平面内时, 选取适当的入射角度和与探测光路的夹角, 可以消除皮肤表面粗糙度的影响, 实现非接触的测量. 近年来, 偏振成像还被应用到皮肤, 血管等人体组织的状态诊断<sup>[11]</sup>.

也有很多研究小组通过在模拟介质(如 10%的 Intralipid 溶液和聚苯乙烯小球溶液)中的实验或是蒙特卡罗模拟来研究偏振光在散射介质中的传播过程, 指导背向偏振成像在生物组织中的应用. Gupta 小组<sup>[12]</sup>研究了散射颗粒大小分布对偏振光退偏的影响; Yao<sup>[13]</sup>模拟了在线偏振光和圆偏振光入射下对埋在散射介质中的物体进行背向偏振度成像, 并比较了物体成像对比度随散射参数的变化趋势.

上述的偏振成像方法都采用单一角度的线偏振光照明, 在对大量不同类型、不同健康状态生物组织的实验中我们发现, 这种偏振成像方法所获得的数据往往只能对生物组织的偏振特征进行定性的评

\*国家自然科学基金面上项目(60578003)和国家重点基础研究发展计划(973)(2006CB70570).

\*\* 通讯联系人. Tel: 0755-26036238, E-mail: mahui@tsinghua.edu.cn

收稿日期: 2006-12-14, 接受日期: 2007-04-03

估, 不足以区分不同生物组织的差别. Alfano 等<sup>[4]</sup>曾在前向透射成像实验中采用不同偏振角的线偏振光, 并提出透射光的偏振度关于入射线偏振光偏振角的经验公式, 但并没有对公式中的参数和生物样品光学特性之间的联系进行分析. Walsh 小组<sup>[5]</sup>使用不同偏振角度的线偏振光对埋在散射介质凝胶中的鼠尾组织进行背向偏振度成像, 发现鼠尾中软组织、椎间盘和肌腱组织的退偏行为不同, 而且和偏振角度, 鼠尾的埋放位置都有关, 但没有定量结论.

本文中, 我们提出旋转照明线偏振光的偏振角, 探测对应不同入射偏振和出射偏振的背向散射光, 获得一系列图像. 并提出一组公式, 可以通过数据拟和, 得到生物组织的纤维空间取向及其各向异性度的定量信息.

## 1 材料和方法

### 1.1 实验装置

图 1 为实验装置示意图, 与大部分背向散射实验装置基本相同<sup>[2-6]</sup>. 光源采用红光 LED (中心波长 650 nm, 带宽 50 nm), 光源发出的红光通过偏振片成为线偏振光, 再通过焦距为 5 cm 的透镜成为平行光束, 以 25° 的倾角照射样品. 样品表面盖有玻璃片, 这样能将大部分来自样品表面的反射光移出探测光路. 在垂直样品表面的方向, 我们用镜头和 CCD 相机 (Q-imaging RETIGA EXi, 12 位, 696×520 像素) 收集从样品返回的背向散射光, 并对照明区域进行成像 (成像区大小 11 mm × 16 mm). 在镜头前放置偏振片是为了从背向散射光中选择具有特定偏振角的线偏振光分量.

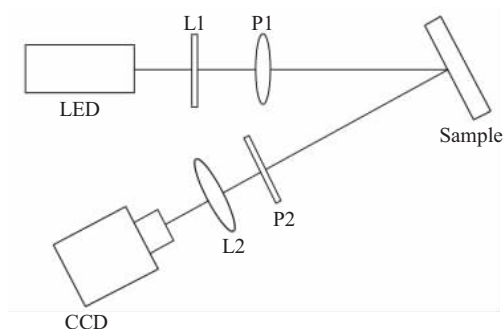


Fig. 1 Schematic of experimental setup

### 1.2 实验方法

a. 改变入射线偏振光的偏振角, 从 70° 到 250°, 间隔为 20°, 共计 10 个角度.

b. 旋转检偏片, 从 0° 到 165°, 间隔为 15°, 共计 12 个角度.

c. 对每一组入射偏振角和检偏方向, 采集样品照明区域的一幅图像, 共计 10×12=120 幅.

### 1.3 实验样品

实验一共采用了 3 类样品:

a. 10% 的 Intralipid 溶液, 实验中按 1:200 的比例稀释, 相应样品的散射系数为 2.12 cm<sup>-1</sup>, 装入玻璃器皿, 放在样品台上用 2.2 所述实验方法进行实验;

b. 猪骨骼肌组织和脂肪组织一块, 实物如图 2a 所示, 按照上述实验方法进行实验.

c. 牛骨骼肌组织一块, 实物如图 2b 所示放置 (与偏振角的定义采用同一坐标系) 使纤维与水平约成 70° 角, 进行一组实验, 然后逆时针旋转 30°, 使纤维与水平约成 100° 角, 再进行一组实验.

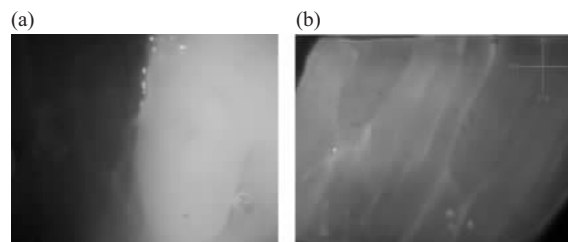


Fig. 2 Intensity images of samples

(a) Image of porcine sample, on the left side it is skeleton muscle, and on the right side, it is fatty tissue; (b) Image of bovine skeleton muscle, which fibrous orientation angle is aligned to about 70°.

## 2 结果和分析

### 2.1 数据处理

通过实验总结出背向散射光的 2 个正交偏振分量的光强差关于入射线偏振光偏振角和检偏角的函数关系式:

$$DP(\theta_s, \theta_i) = [\sqrt{A \cos(4\theta_s - \varphi_1) + B}] \cos(2\theta_i - \varphi_2(\theta_s)) + C \cos(2\theta_s - \varphi_3)$$

$$\tan(\varphi_2(\theta_s)) = D \tan(2\theta_s - \varphi_4) + E$$

$$C > 0, A > 0,$$

$$\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3 \in [0, 2\pi], \varphi_4 \in [0, \pi] \quad (1)$$

上述公式也可以直接从 Muller 矩阵表达式推出, 其中  $A, B, C, D, E$  等参数均可以表达为 Muller 矩阵阵元的函数.

### 2.2 实验结果

对图像数据进行处理后, 每一像素点都可得到一组参数 ( $A, B, C, D, \varphi_1, \varphi_3$ ), 唯一表示该点偏振差关于入射线偏振光偏振角和检偏角的函数关系 (表 1).

Table 1 Parameters of different samples

	$\frac{A}{(A+B)} \times 100\%$	$\frac{C^2}{(C^2+B)} \times 100\%$	$ D-1 $	$\varphi_3/2$
Intralipid	2~7	0.5~1.5	0~0.06	85~95
Porcine fatty tissue	5~22	3~8	0~0.22	85~95
Porcine skeleton muscle	40~48	8~25	0.3~0.7	85~95
Bovine skeleton muscle (fiber orientation is parallel to the sample surface plane, fibrous orientation angle: 70°)	48~51	5~15	0.5~0.8	65~75
Bovine skeleton muscle (fiber orientation is parallel to the sample surface plane, fibrous orientation angle: 100°)	48~51	7~17	0.8~1.2	95~105

### 2.3 分析

当照明光垂直照射样品表面时, 垂直探测背向散射光的实验系统将关于样品表面的法线轴对称, 此时若样品在样品表面各向同性, 那么旋转样品或者使入射光偏振角和检偏角改变相同角度都不影响测量结果. 在此条件下, 当  $\theta_s = \theta_i + \sigma(\text{const})$  时,  $DP(\theta_s, \theta_i)$  为常数, 观察式(1), 易知  $A, C$  接近 0,  $D$  接近 1, 因此  $A, C, |D-1|$  的值随样品表面的光学各向异性度增加而增大.

Intralipid 溶液和猪脂肪组织可近似看作光学各向同性介质, 而纤维走向与样品面平行的猪骨骼肌和牛骨骼肌光学各向异性度较大<sup>[3]</sup>, 由表 1 可知, 在样品平面上, 样品的光学各向异性度越大,  $A/(A+B), C^2/(C^2+B), |D-1|$  越大, 与前文分析一致. 由同一牛骨骼肌组织不同角度放置得到的数据可以看出,  $A/(A+B)$  基本不受纤维角的影响. 而且  $A/(A+B)$  无量纲, 不受入射光强的影响, 所以可作为样品光学各向异性度的量度, 定量监测生物组织各向异性度的变化, 或者区分不同的生物组织.

对具有纤维结构的牛骨骼肌组织, 当纤维走向与样品表面平行时,  $\frac{\varphi_3}{2}$  和纤维方向角相等, 而对没有纤维结构的样品,  $\frac{\varphi_3}{2}$  在 90° 左右.

实验结果显示,  $A/(A+B), C^2/(C^2+B)$  还受入射光与样品表面法线夹角的影响. 当入射光以不同倾角照射样品表面时, 散射光的穿透深度不同, 因此有可能通过改变倾角, 测量  $C^2/(C^2+B)$  的变化来获取样品特定深度的信息.

由于背向散射测量是对多次散射的累积测量,

因此式(1)的各个参数也受散射系数和散射各向异性因子的影响.

采用旋转偏振角的偏振扫描方法, 可以分别得到样品的各向异性度和纤维方向角信息, 更进一步, 我们可以用这些独立的光学信息生成不同基色

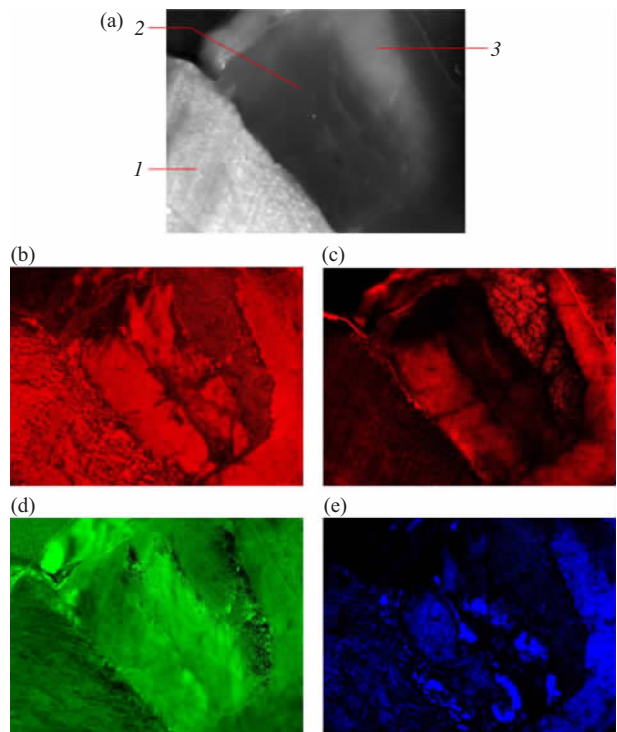


Fig. 3 Intensity image and images created by different parameters of the fitted function

(a) Intensity image of target. 1: Tendon; 2: Skeleton muscle; 3: Loose connective tissue. (b) Image represents the value of  $A/(A+B)$ . (c) Image represents the value of  $C^2/(C^2+B)$ . (d) Image represents the value of  $\frac{\varphi_3}{2}$ . (e) Image represents the value of  $|D-1|$ . Note that from (a), the sample is consisted of three different tissues, however, from (b),(c),(d), (e), the sample can be divided into four different tissues.

的图像,最后合成伪彩图像,直观明了地体现生物组织的光学特性(图3).

### 3 结 论

本文提出了一种基于旋转偏振角的新的偏振成像方法,由实验总结出背向散射光2个正交偏振分量的光强差关于入射线偏振光偏振角和检偏角的函数关系式,并研究了函数关系式中的参数和样品光学性质的联系,提出了定量测量纤维方向角和光学各向异性度的可能.因此,该偏振成像方法有可能发展为一种能对组织结构的损伤程度进行定量判定的临床诊断方法,如皮肤烧伤,皮肤受紫外线照射损伤,或皮肤癌的检测等.

### 参 考 文 献

- Gayen S K, Alfano R R. Emerging optical biomedical imaging techniques. *Opt Photon*, 1996, **News 7** (3): 17~22
- Jacques S L, Ostermeyer M R, Wang L, *et al.* Polarized light transmission through skin using video reflectometry: Toward optical tomography of superficial tissue layers. *Proc SPIE*, 1996, **2671**: 199~210
- Jacques S L, Roman J R, Lee K. Imaging superficial tissues with polarized light. *Lasers in Surg & Med*, 2000, **26** (2): 119~129
- Jacques S L, Ramella-Roman J C, Lee K. Imaging skin pathology with polarized light. *Journal of Biomedical Optics*, 2002, **7** (3): 329~340
- Ramella-Roman J C, Lee K, Prah S A, *et al.* Design, testing, and clinical studies of a handheld polarized light camera. *Journal of Biomedical Optics*, 2004, **9** (6): 1305~1310
- Mourant J R, Hielscher A H, Freyer J P, *et al.* Scattering Properties of Biological Cells. *Spring Topical Meetings*, Optical Society of America, Orlando, 1998
- Yaroslavsky A N, Neel V, Anderson R R. Demarcation of nonmelanoma skin cancer margins in thick excisions using multispectral polarized light imaging. *J Investig Dermatol*, 2003, **121** (2): 259~266
- Yaroslavsky A N, Barbosa J, Neel V, *et al.* Combining multispectral polarized light imaging and confocal microscopy for localization of nonmelanoma skin cancer. *Journal of Biomedical Optics*, 2005, **10** (1): 014011
- Demos S G, Radousky H B, Alfano R R. Deep subsurface imaging in tissues using spectral and polarization filtering. *Optics Express*, 2000, **7** (1): 23~28
- Ramella-Roman J C, Duncan D, Germer T A. Out-of-plane polarimetric imaging of skin: Surface and subsurface effects. *Photonic Therapeutics and Diagnostics. Proc SPIE*, 2005, **5686**: 142~153
- Siegel M P, Kim Y L, Roy H K, *et al.* Assessment of blood supply in superficial tissue by polarization-gated elastic light-scattering spectroscopy. *Applied Optics*, 2006, **45** (2): 335~342
- Ghosh N, Patel H S, Gupta P K. Depolarization of light in tissue phantom-effect of a distribution in the size of scatterers. *Optics Express*, 2003, **11** (18): 2198~2205
- Yao G. Differential optical polarization imaging in turbid media with different embedded objects. *Optics Communications*, 2004, **241**(4~6): 255~261
- Gayen S K, Zevallos M E, Alrubaiee M, *et al.* Two-dimensional near-infrared transillumination imaging of biomedical media with a chromium-doped forsterite laser. *Applied Optics*, 1998, **37** (22): 5327~5336
- Wu P J, Walsh J T Jr. Stokes polarimetry imaging of rat-tail tissue in a turbid medium: Degree of linear polarization image-maps using incident linearly polarized light. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, **11** (1): 014031



## Investigation of Linear Polarization Difference Imaging Based on Rotation of Incident and Backscattered Polarization Angles\*

JIANG Xiao-Yu<sup>1,2)</sup>, ZENG Nan<sup>1)</sup>, HE Yong-Hong<sup>1)</sup>, MA Hui<sup>1,2)\*\*</sup>

<sup>1)</sup>Laboratory of Optical Imaging and Sensing, Graduate School at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen 518055, China;

<sup>2)</sup>Key Laboratory for Molecular and Nanosciences of Education Ministry, Department of Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

**Abstract** A novel polarized light reflective imaging method using rotating linearly polarized light was demonstrated. By varying the incident and detection polarization angles in a fixed increments, a series of images corresponding to different combinations of incident and detection polarizations are recorded. Intensity difference corresponding to orthogonal detection polarizations are calculated pixel by pixel as a function of incident and detection polarization angle and fitted to an empirical formula. The fittings result in a set of parameters. Using various tissue samples and intralipid as phantom, the correlation between these parameters and the optical characters of the sample, such as scattering coefficient, anisotropy and orientation of macro structure was demonstrated. Images based on these parameters may find clinical applications in diagnosis of skin diseases or assessment of skin damages.

**Key words** polarized imaging, linear polarization, polarization angle, anisotropic

---

\*This work was supported by grants from The National Natural Science Foundation of China (60578003) and National Basic Research Program of China (2006CB70570).

\*\*Corresponding author . Tel: 86-755-26036238, E-mail: mahui@tsinghua.edu.cn

Received: December 14, 2006 Accepted: April 3, 2007