

皮肤鳞状细胞癌声光滤波显微光谱成像研究

盛振扉¹, 张春光^{1*}, 邱泽龙¹, 王 号^{1,2*}, 张小发¹, 黄 晔¹, 谈志伟¹, 邱伟杰¹,
王鹏冲^{1,2*}, 刘文耀³, 段茂强^{1,4}, 黄晓莉^{1,5}, 黄祖芳¹, 刘忆平¹, 邢钰炜¹, 林彬彬¹

1. 福建师范大学光电与信息工程学院, 医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建省光电传感应用工程技术研究中心, 福建省光子技术重点实验室, 福建 福州 350007
2. 中国科学院光谱成像技术重点实验室, 陕西 西安 710119
3. 福建师范大学医院, 福建 福州 350007
4. 中国科学院沈阳自动化研究所, 辽宁 沈阳 110016
5. 辽宁省科学技术情报研究所, 辽宁 沈阳 110168

摘 要 TeO₂ 非共线声光可调滤波器(AOTF)是一种优良的电调谐分光器件, 具有体积小、稳定性高、调谐快速、可实现便携等优点, 在超光谱成像领域具有很高的应用价值。通过非共线 AOTF 与光学倒置显微镜有机结合, 建立了声光滤波超光谱显微成像系统; 在可见光范围内, 开展了人体皮肤鳞状细胞癌组织的超光谱显微成像实验研究, 获得了一系列不同衍射光中心波长下的皮肤鳞状细胞癌组织的光谱和对应的显微图像。系统性能检测实验结果显示, 在超声频率为 110~180 MHz 范围内的衍射光带宽仅为 1.28~2.84 nm, 表明本研究中的 AOTF 具有很高的光谱分辨率, 达到 10² 个光谱通道量级, 完全可以满足超光谱显微成像对生物组织结构进行精确识别的需要。本系统采用高质量的 TeO₂ 晶体、双胶合透镜以及优化的射频驱动源, 有效地抑制了衍射光谱的旁瓣。分析了超声频率与衍射光中心波长的调谐关系, 以及超声频率与对应衍射光谱带宽的关系曲线, 实验结果与理论计算结果有着较好的一致性。系统实验获得的皮肤鳞状细胞癌组织显微图像随光波长漂移不显著, 表明超光谱成像系统的图像稳定性高。通过对比, 分析了不同中心衍射光下的皮肤鳞状细胞癌组织显微图像的清晰度随光波长的变化规律, 在 522.52 nm 时, 皮肤鳞状细胞癌组织内部各精细结构区分明显, 图像最为清晰。通过定义透射差异系数, 分析了图像整体亮度曲线和透射差异系数随光波长变化曲线, 其变化规律与直观观察结果相符合; 对皮肤鳞状细胞癌组织图像进行了边缘提取分析, 得出在 497.87~551.29 nm 内, 可在整体视野较为明亮的情况下对皮肤鳞状细胞癌组织进行观察和研究, 在 509.69~527.59 nm 范围内, 组织边缘明亮清晰且完整, 是进行皮肤鳞状细胞癌组织结构精确识别与分析的最佳窗口。该研究为人体皮肤鳞状细胞癌组织结构简便、灵活、快速地检测与识别提供了一种新方法。

关键词 声光可调滤波器; 超光谱成像; 皮肤鳞状细胞癌; 图像处理

中图分类号: O439 **文献标识码:** A **DOI:** 10.3964/j.issn.1000-0593(2020)01-0034-07

引 言

声光可调谐滤波器(AOTF)作为一种新型的分光器件,

相较传统的分光器件具有体积小、全固态构造、稳定性高、调谐范围宽、调谐速度快、再现性好、光谱分辨率高等一系列优点。AOTF 的工作原理主要是基于各向异性双折射晶体的反常 Bragg 衍射效应^[1]; AOTF 主要由声光晶体及键合在

收稿日期: 2018-11-22, **修订日期:** 2019-03-10

基金项目: 国家自然科学基金项目(11874006), 福建省自然科学基金项目(2017j01745), 教育部“长江学者和创新团队发展计划”创新团队项目滚动支持计划(IRT_15R10), 中央引导地方科技发展专项(2017L3009), 中国科学院光谱成像重点实验室开放基金项目(LSIT201809D), 福建省科技厅光电传感应用工程技术研究中心开放课题(2018002, 2018004), 医学光电科学与技术教育部重点实验室开放课题(JYG1803)资助

作者简介: 盛振扉, 1994 年生, 福建师范大学光电与信息工程学院硕士研究生 e-mail: 908527886@qq.com

* 通讯联系人 e-mail: cgzhang@fjnu.edu.cn; haowang@fjnu.edu.cn; wangpengchong@opt.ac.cn

其上的压电换能器构成, 加载到压电换能器上的电信号被转换成相同频率的超声波, 并在晶体中与入射光产生非线性效应; 在满足 Bragg 衍射条件时, 入射光发生 Bragg 衍射, 衍射光中心波长与驱动电信号频率为——对应关系, 故通过改变驱动电信号频率即可实现衍射光中心波长的改变, 达到可调谐滤波的目的。

光谱成像是一种同时具备光谱分辨和空间分辨能力的图像采集与分析技术, 可实现在不同领域对不同对象进行全面且细致的研究。生物医学作为光谱成像技术的重要应用领域之一, 依托于 AOTF 较高的光谱分辨率, 可实现对生物组织的声光滤波超光谱显微成像, 快速、无损地进行基于组织内部成分的光谱分析与图像分析, 对于辅助检测生物组织的生理、病理状态具有重要科学意义^[1-5]。

皮肤鳞状细胞癌是一种常见的非黑色素瘤皮肤癌, 其发病率日益升高, 逐渐引起医学家及学者们的关注; 随着环境恶化导致的地表紫外线辐射量升高, 使得皮肤鳞状细胞癌的发病率陡然增长, 故进一步研究该疾病的快速无损检测及分析等技术显得尤为关键。

本研究利用非共线 AOTF 与光学倒置显微镜搭建超光谱显微成像系统, 在可见光波段内大量采集了对非染色皮肤鳞状细胞癌切片进行声光滤波后的准单色光谱及对应显微成像信息, 本研究旨在为皮肤鳞状细胞癌的快速光学检测与诊断提供一种有力的技术手段。

1 基本原理

TeO₂ 是一种典型的反常声光器件所使用的声光晶体, 在其内部, 沿[110]方向传播的超声波是纯切变波, 声速非常慢, 仅为 $0.613 \times 10^3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$; 评价声光相互作用工作模式优良与否的声光优值与声速的三次方成反比, 故 TeO₂ 声光优值相当大, 衍射效率也较高^[3]。

在非共线的情况下, 声光相互作用发生在晶体[1 1̄ 0]面, 矢量布局如图 1 所示。声光晶体 TeO₂ 为单轴晶体(忽略其旋光性), 在其内部可发生两种本征模式的光波传播, 分

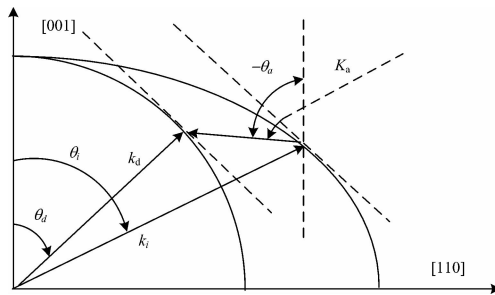


图 1 非共线声光相互作用矢量布局图

Fig. 1 Vectorial diagram of nonlinear acoustic-optic interaction

别为寻常 o 光(波面为圆形)和反常 e 光(波面为椭圆形), 二者的光波面在光轴方向相切; 入射光和超声波在满足 Bragg 条件时, 会发生相互作用而产生衍射光波; 在晶体内部, 入射光与衍射光以不同的本征模式传播。根据切线平行动量匹配条件, 入射光波矢量和衍射光波矢量是不平行的, 超声波矢 K_a , 入射光波矢 k_i 与衍射光波矢 k_d 满足矢量三角形关系 ($k_i + K_a = k_d$); 入射光波矢与衍射光波矢在波矢曲线上的切向量平行, 双折射量随角度的变化可以恰好补偿因角度改变而引起的动量失配, 使得非共线 AOTF 具有较大的角孔径^[5-7]。根据上述理论, 分析, 超声频率 f_a 与衍射光中心波长 λ_0 满足一定的调谐关系

$$f_a = \left(\frac{V_a}{\lambda_0} \right) (n_i - n_d) (\sin^4 \theta_i + \sin^2 2\theta_i)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

在式(1)中, 超声波波速为 V_a , $n_i - n_d$ 是由声光晶体双折射特性引起的折射率差(n_i 和 n_d 分别为材料对应入射和衍射光波的折射率), θ_i 为入射光极角。从式(1)不难看出, 通过改变超声波频率可以实现对调谐衍射光波长的目的^[4, 7]。

2 结果与讨论

将非共线 AOTF 与光学倒置显微镜相结合, 建立了一套超光谱显微成像系统。系统的主要器件及光路如图 2 所示。

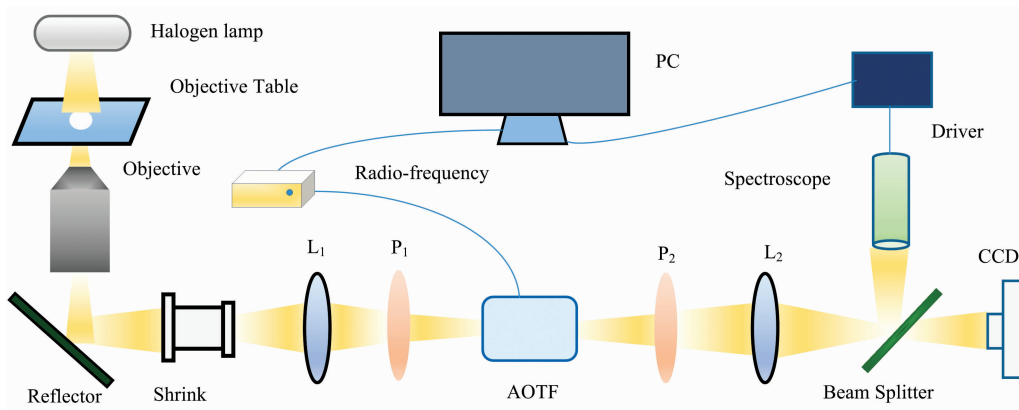


图 2 基于 AOTF 的超光谱显微成像系统

Fig. 2 Experimental setup of the AOTF based microscopic hyperspectral imaging system

尼康光学倒置显微镜(TE2000-U)顶部的卤素灯作为宽带白光光源,光线经由载有实验组织切片的载物台,通过其下方的显微镜继续向下传播,而后由底部的反射镜将光线从倒置显微镜中输出;此时,通过连续多倍可变透镜将光线进行缩束,使其通过并由透镜双胶合透镜 L_1 会聚,后方的偏振片 P_1 其偏振方向与主平面平行,使得线偏振方向与主平面平行的部分光线得以通过;光线入射到 AOTF 并在其中发生反常 Bragg 衍射,出射的两条光线中一条为衍射光,另一条为零级光;位于 AOTF 后方的偏振片 P_2 其偏振方向与主平面垂直,故线偏振方向与主平面平行的零级光被阻挡,而线偏振方向与主平面垂直的衍射光继续向后传播,由双胶合透镜 L_2 会聚后,分束镜 BS 将其分成两部分,一部分由 Nikon CCD 承接进行图像采集,另一部分则由 Avaspec-Min-

i-VIS 光谱仪接收,以采集实验对象的光谱信息^[8-9]。

为了测试所搭建的超光谱显微成像系统的性能,在 110 ~ 180 MHz 的超声频率区间内以一定频率间隔对衍射光谱信息进行采集。当超声频率为 120, 130, 140, 150, 160 和 170 MHz 时,其对应的衍射光谱如图 3 所示。可以看到,衍射光谱带宽很窄,达到了 nm 级别;超声频率为 170 MHz 时,对应衍射光中心波长为 467.11 nm,其光谱带宽仅为 1.48 nm,这体现出 AOTF 具有很高的光谱分辨率。同时,本系统采用更高质量的 TeO_2 晶体、高质量的双胶合透镜、以及优化的射频驱动源,有效地抑制了衍射光谱的旁瓣,进而大幅度减小旁瓣对光谱成像所造成的不利影响,为实现生物组织结构超光谱显微成像提供有利条件。

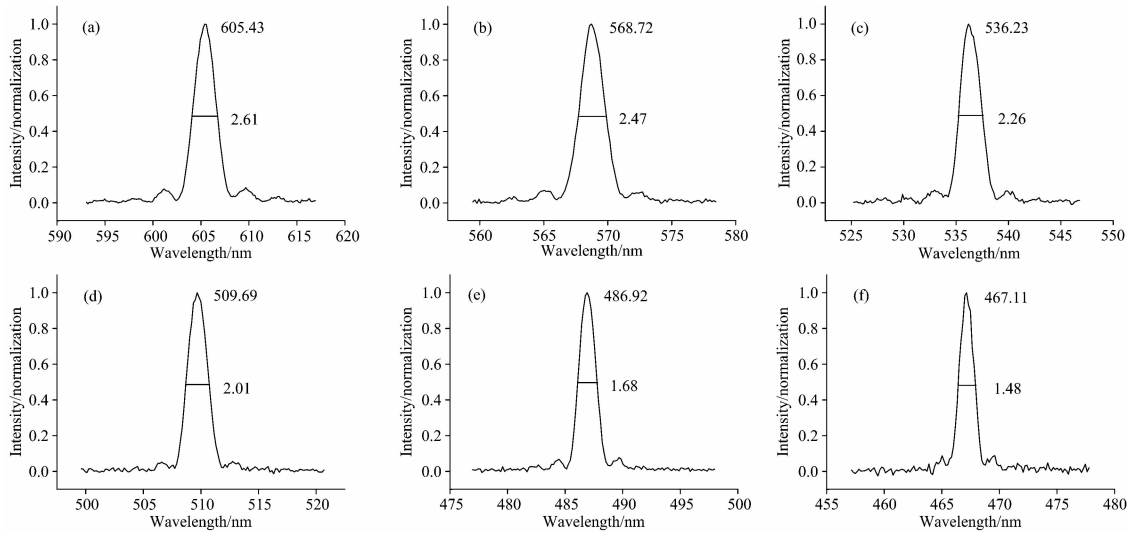


图 3 不同超声频率下测得的衍射光光谱信息图

(a): $f_a = 120$ MHz; (b): $f_a = 130$ MHz; (c): $f_a = 140$ MHz; (d): $f_a = 150$ MHz; (e): $f_a = 160$ MHz; (f): $f_a = 170$ MHz

Fig. 3 Diffraction spectrum graph of different ultrasonic frequencies

(a): $f_a = 120$ MHz; (b): $f_a = 130$ MHz; (c): $f_a = 140$ MHz; (d): $f_a = 150$ MHz; (e): $f_a = 160$ MHz; (f): $f_a = 170$ MHz

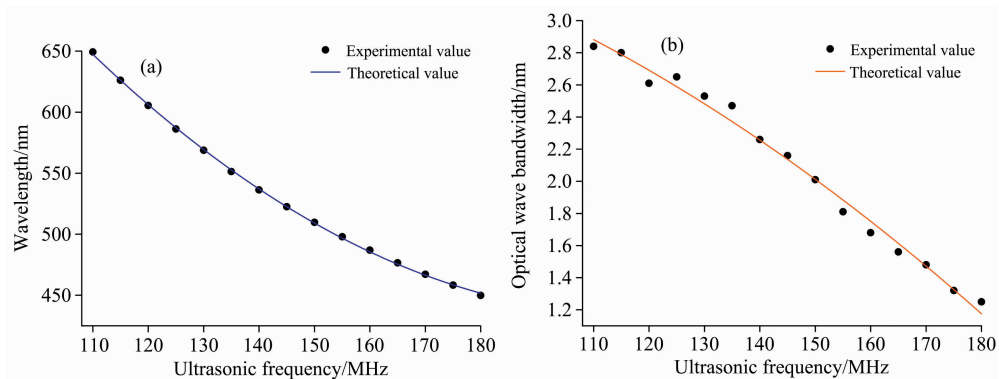


图 4 AOTF 超光谱显微成像系统性能曲线

(a): 非共线 AOTF 超声频率与衍射光中心波长调谐关系;

(b): 超声频率与对应衍射光光谱带宽关系

Fig. 4 The performance curves of AOTF based hyperspectral imaging system

(a): Relationship between ultrasonic frequency and central wavelength of diffraction light in non-collinear AOTF;

(b): Relationship between ultrasonic frequency and the corresponding diffraction wave bandwidth

图 4 给出了在超声频率 110~180 MHz 区间内的声光滤波超光谱显微成像系统性能曲线。图 4 中, 黑色圆点为采集点处的实测数据, 彩色曲线为理论数据生成的调谐关系曲线。图 4(a) 为超声频率调谐关系, 实测的超声频率及其对应的衍射光中心波长能够很好地与理论调谐曲线契合。图 4(b) 给出了不同超声频率下测得的衍射光谱带宽, 实测数据仍能

较好地符合理论预期; 在 110~180 MHz 内, 测得的光谱带宽范围为 1.28~2.84 nm, 充分反映了该超光谱成像系统良好的光谱分辨性能。实验发现, 在可见光范围内, 系统可达到 10^2 个光谱通道量级, 能够满足对生物组织结构进行精确的识别与成像的需要。

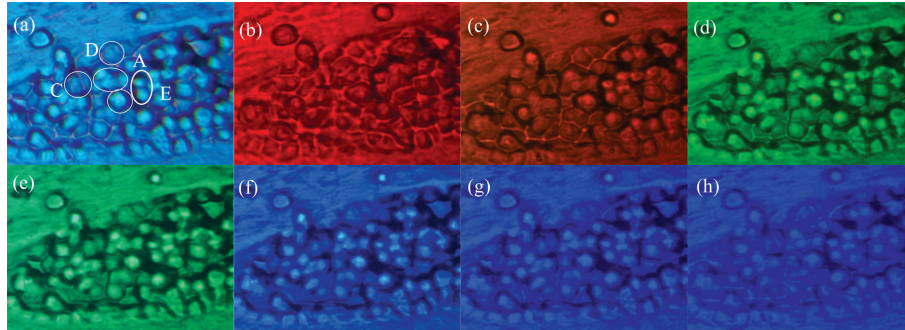


图 5 不同衍射光中心波长下皮肤鳞状细胞癌组织的超光谱显微图像

(a): 未滤波图像; (b): $f_a = 115$ MHz, $\lambda_0 = 626.08$ nm; (c): $f_a = 125$ MHz, $\lambda_0 = 586.25$ nm; (d): $f_a = 135$ MHz, $\lambda_0 = 551.29$ nm; (e): $f_a = 145$ MHz, $\lambda_0 = 522.52$ nm; (f): $f_a = 155$ MHz, $\lambda_0 = 497.87$ nm; (g): $f_a = 165$ MHz, $\lambda_0 = 476.62$ nm; (h): $f_a = 175$ MHz, $\lambda_0 = 458.26$ nm

Fig. 5 The hyperspectral images of cutaneous squamous cell carcinoma tissue with different center wavelength

(a): Unfiltered image; (b): $f_a = 115$ MHz, $\lambda_0 = 626.08$ nm; (c): $f_a = 125$ MHz, $\lambda_0 = 586.25$ nm; (d): $f_a = 135$ MHz, $\lambda_0 = 551.29$ nm; (e): $f_a = 145$ MHz, $\lambda_0 = 522.52$ nm; (f): $f_a = 155$ MHz, $\lambda_0 = 497.87$ nm; (g): $f_a = 165$ MHz, $\lambda_0 = 476.62$ nm; (h): $f_a = 175$ MHz, $\lambda_0 = 458.26$ nm

图 5(a)~(h) 分别给出了非染色皮肤鳞状细胞癌切片的未滤波显微图像以及中心光波长为 626.08, 586.25, 551.29, 522.52, 497.87, 476.62 和 458.26 nm 超光谱显微图像(对应的超声频率为 115, 125, 135, 145, 155, 165 和 175 MHz)。从图 5 中可以看出, 在不同中心光波长下, 病变部位内部的组织结构清晰可辨, 表明该系统可用于皮肤鳞状细胞癌病变部位结构的细致研究。此外, 在实验中所采集的超光谱显微图像几乎没有明显的漂移现象, 这表明建立的超光谱显微成像系统具有优异的图像稳定性。

在图 5(a) 未经滤波的图像中, 圈定了 A 作为观察标记区域, B, C, D, E 为四个参考区域; 其中, A 区域为皮肤鳞状细胞癌已成型合体样中的一部分, B 区域与 E 区域均为与 A 区域毗邻的皮肤鳞状细胞癌已成型癌变胞团, C 区域与 D 区域均为与 A 区域毗邻的非癌变胞团组织区域。在图 5(b) 中, 超声频率为 115 MHz, 对应衍射光中心波长为 626.08 nm, 各标记区域亮度较高, 但其四周的边界并不明显, 此时仅凭肉眼很难清晰的辨别出各区域的具体形态, 随着超声频率的增加, 对应衍射光中心波长不断减小, 各标记区域的边界开始变得逐渐清晰, 当其超声频率调至 145 MHz, 对应衍射光中心波长为 522.52 nm 时, 如图 5(e) 所示, 此时各标记区域视野清晰, 可直接凭肉眼观察到其具体的形态。

图 6(a) 给出了整体观察区域透射光强变化曲线, 可以看出波长在 509.69~527.59 nm 时, 成像透射光强均处于较强的水平, 且在光波长为 522.52 nm 附近达到最大值(对应超声频率为 145 MHz), 与肉眼观察结果基本吻合, 这表明在 522.52 nm 中心波长处更有利于对皮肤鳞状细胞癌的整体微观结构形态及样貌进行深入细致的研究。

为了对皮肤鳞状细胞癌在不同衍射光中心波长下的成像结果进行进一步地对比和研究, 分析了标记区域 A 以及其周围的四个参考区域 B, C, D 和 E 的透射强度, 并定义了透射差异系数, 用以分别描述在不同中心波长衍射光下, 四个参考区域相对于相邻标记区域 A 的透射光强差异大小; 透射差异系数为标记区域 A 的透射光强与四个参考区域透射光强的差值除以标记区域透射光强数值所得, 具体的透射强度差异系数曲线如图 6(b) 所示。从图 6(b) 中可以看出, B 和 E 区域的透射差异系数整体较低, 且曲线的整体走向趋势较为平缓, 说明 B 和 E 区域的透射光强与 A 区域的透射光强差异较小, 即在同一中心波长衍射光下的成像亮度较为相近。对于 C 和 D 区域, 其透射差异系数整体偏高, 说明 C 和 D 区域的透射光强与 A 区域相比差异较大, C 和 D 区域的透射差异系数曲线分别在 512.18 和 514.71 nm 处出现极值, 其位于整体透射光强较高的光波长区间内, 但 C 和 D 区域透射光强相对较低; 这说明在整体观察区域亮度较高的情况下, 仍然不易较为准确的界定出 C 和 D 组织结构的形态边缘。

图像边缘提取可以更直观地对比非染色皮肤鳞状细胞癌切片在不同中心光波下的显微成像差异, 处理结果如图 7(a)~(h) 所示。图 7(e) 中 C 和 D 两个区域在整体视野较为明亮的衍射光波长下, 仍然不能观察到完整的组织图像边缘, 且亮度较低; 图 7(h) 中, 在整体视野较暗的衍射波长下也几乎很难观察到 C 和 D 两区域组织图像的边缘。图 7(e) 对应的衍射光中心波长为 522.52 nm, 从该图中可以明显的观察到 A, B 和 E 三个区域较为明亮的组织图像边缘, 且组织图像的边缘较为完整。图 7(d) 和 (f) 中也可明显地观察到 A, B 和 E 三个区域较为完整的组织图像边缘, 但其亮度相对较弱; 除上述三幅图, 在其余的图 7(a), (b), (c), (g) 和

(b)中, A, B 和 E 三个区域均难以观察到完整的组织边缘。综合图像边缘提取与图像亮度变化分析的结果表明, 衍射光中心波长在 497.87~551.29 nm 内, 可在整体视野较为明亮

的情况下对皮肤鳞状细胞癌进行观察和研究; 在衍射光中心波长为 522.52 nm 时, 更便于对皮肤鳞状细胞癌的组织结构进行精细观察以及深入识别。

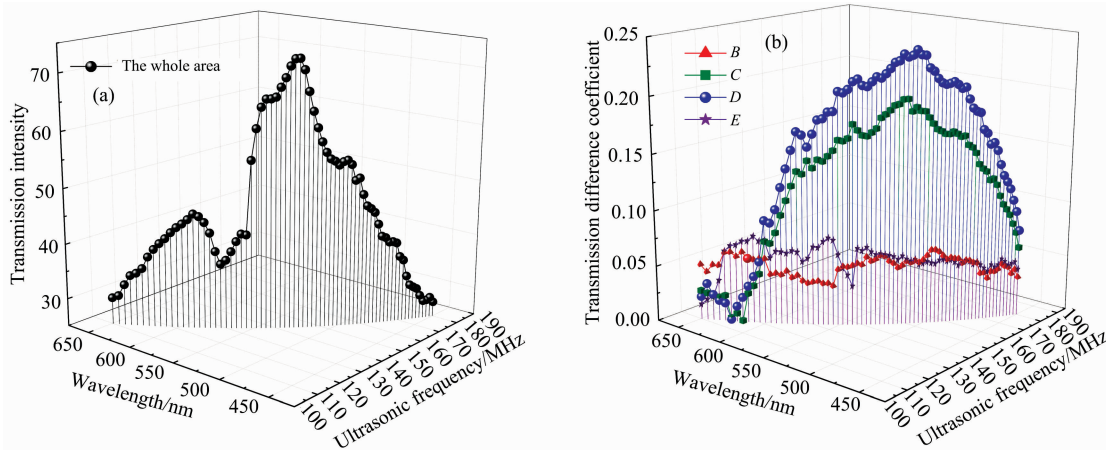


图 6 皮肤鳞状细胞癌组织透射光强数据曲线

(a): 整体区域透射光强变化曲线; (b): 透射差异系数曲线

Fig. 6 The transmission light intensity of the cutaneous squamous cell carcinoma

(a): Transmission light intensity of the whole region; (b): Transmission difference coefficient curve

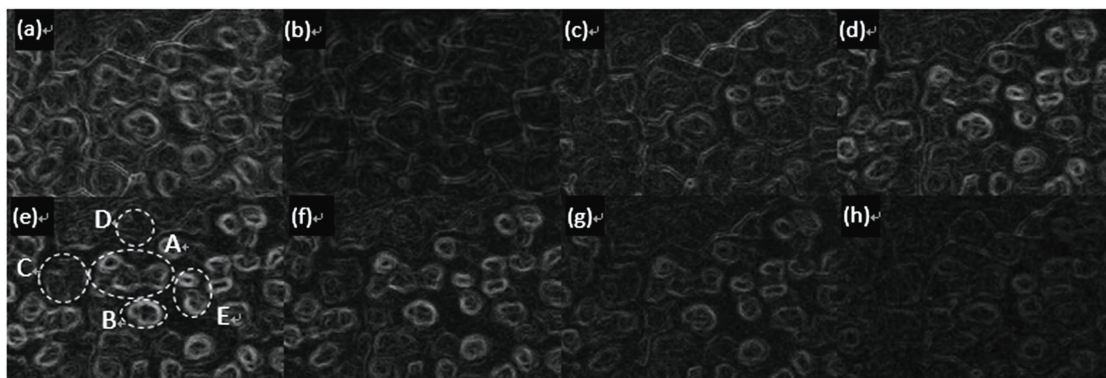


图 7 皮肤鳞状细胞癌超光谱显微图像边缘提取结果

(a): 未滤波图像; (b): $f_a=115$ MHz, $\lambda_0=626.08$ nm; (c): $f_a=125$ MHz, $\lambda_0=586.25$ nm; (d): $f_a=135$ MHz, $\lambda_0=551.29$ nm; (e): $f_a=145$ MHz, $\lambda_0=522.52$ nm; (f): $f_a=155$ MHz, $\lambda_0=497.87$ nm; (g): $f_a=165$ MHz, $\lambda_0=476.62$ nm; (h): $f_a=175$ MHz, $\lambda_0=458.26$ nm

Fig. 7 Results of hyperspectral microscopic image edge extraction for cutaneous squamous cell carcinoma

(a): Unfiltered image; (b): $f_a=115$ MHz, $\lambda_0=626.08$ nm; (c): $f_a=125$ MHz, $\lambda_0=586.25$ nm; (d): $f_a=135$ MHz, $\lambda_0=551.29$ nm; (e): $f_a=145$ MHz, $\lambda_0=522.52$ nm; (f): $f_a=155$ MHz, $\lambda_0=497.87$ nm; (g): $f_a=165$ MHz, $\lambda_0=476.62$ nm; (h): $f_a=175$ MHz, $\lambda_0=458.26$ nm

3 结论

基于优良的分光元器件非共线 AOTF 建立了一套声光滤波超光谱显微成像系统, 并对非染色皮肤鳞状细胞癌组织切片进行了显微光谱成像研究, 得出如下结论: 自主搭建的声光滤波超光谱显微成像系统具备很高的光谱分辨率和图像稳定性, 能够很好地满足生物组织超光谱显微成像需要; 在实验中获得了超声波频率与衍射光中心波长的调谐关系, 光谱带宽与光波长的关系曲线, 实验结果均与理论预期符合较好。通过调谐超声波频率, 得到了不同衍射光中心波长下人

体皮肤鳞状细胞癌组织的图像, 在各波段范围内图像清晰度较高, 图像稳定; 定义的透射差异系数能够很好地表达人体皮肤鳞状细胞癌组织在不同组织结构上透射光强的差异, 透射差异系数曲线的整体走势与经图像边缘提取分析结果具有良好的 consistency; 在 497.87~551.29 nm 光波长范围内, 可在整体视野较为明亮的情况下对皮肤鳞状细胞癌开展高质量地观察研究; 在 522.52 nm, 更便于对皮肤鳞状细胞癌的组织精细结构进行辨别与深入研究。综上所述, 基于 AOTF 的声光滤波超光谱显微成像技术可为皮肤鳞状细胞癌及相关疾病的无损快速光学检测与诊断提供一种有效的技术手段。

References

- [1] YUAN Jiang-wei, ZHANG Chun-guang, WANG Hao, et al(原江伟, 张春光, 王 号, 等). Chinese Lasers(中国激光), 2018, 45(4): 273.
- [2] ZHANG Chun-guang, WANG Hao, GAO Qiang, et al(张春光, 王 号, 高 强, 等). Chinese Lasers(中国激光), 2014, 41(s1).
- [3] Zhang Chunguang, Wang Hao, Zhang Zhonghua, et al. Optics Letters, 2018, 43(9): 2126.
- [4] Zhang Chunguang, Wang Hao, Sheng Zhenfei, et al. Applied Optics, 2018, 57: 8595.
- [5] Zhang Chunguang, Wang Hao, Zhang Zhonghua, et al. Optics Express, 2018, 26(2): 1049.
- [6] WANG Jia-chun, ZHAO Da-peng, DU Xiang-hua, et al(汪家春, 赵大鹏, 杜香华, 等). Infrared and Laser Engineering(红外与激光工程), 2017, 46(1): 29.
- [7] CHANG Ling-ying, ZHENG Ai-guo, SONG Jing-jing(常凌颖, 郑爱国, 宋晶晶). Journal of Applied Optics(应用光学), 2018, 39(3): 359.
- [8] Machihin Alexander, Pozhar Vitold, Batshev Vladislav. Photonics & Lasers in Medicine, 2013, 2(2): 153.
- [9] GAO Zhi-fan, ZHANG Hong-ping, WU Qiong-shui, et al(高志帆, 张红平, 吴琼水, 等). Acta Photonica Sinica(光子学报), 2015, 44(7): 125.

Spectroscopic Imaging of Cutaneous Squamous Cell Carcinoma Based on Acousto-Optic Filtering

SHENG Zhen-fei¹, ZHANG Chun-guang^{1*}, QIU Ze-long¹, WANG Hao^{1,2*}, ZHANG Xiao-fa¹, HUANG Xi¹, TAN Zhi-wei¹, QIU Wei-jie¹, WANG Peng-chong^{1,2*}, LIU Wen-yao³, DUAN Mao-qiang^{1,4}, HUANG Xiao-li^{1,5}, HUANG Zu-fang¹, LIU Yi-ping¹, XING Yu-wei¹, LIN Bin-bin¹

1. Optoelectronic and Information Engineering College of Fujian Normal University, Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine of Ministry of Education, Fujian Provincial Engineering Technology Research Center of Photoelectric Sensing Application, Fujian Provincial Key Laboratory for Photonics Technology, Fuzhou 350007, China
2. Key Laboratory of Spectral Imaging Technology, Chinese Academy of Sciences, Xi'an 710119, China
3. Fujian Normal University Hospital, Fuzhou 350007, China
4. Key Lab of Networked Control Systems, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China
5. Institute of Scientific and Technical Information of Liaoning Province, Shenyang 110168, China

Abstract Noncollinear acousto-optic tunable filter (AOTF) based on TeO₂ is a type of good light splitting device with the electric tuning. Because of its advantages of compact size, high stability, fast tuning, and being easy to carry out, it has high practical application value in hyperspectral imaging field. In this study, a hyperspectral microscopic imaging system was built by combining noncollinear AOTF with optical inverted microscope. In the range of visible light, the hyperspectral imaging of cutaneous squamous cell carcinoma was studied, and the spectra and the corresponding microscopic images at a series of optical central wavelengths were got. The performance of the hyperspectral imaging system was tested. The results shown that the bandwidth of the diffracted light in the range of 110~180 MHz was only 1.28~2.84 nm, which indicated that the AOTF in this study had a high spectral resolution with more than 102 spectral channels, and it could meet the needs of hyperspectral microscopic imaging and accurate identification of biological tissue structure. The system used higher quality TeO₂ crystal, higher quality double balsaming lens and optimized RF driver to effectively depress the sidelobe of the diffraction spectrum. The tuning relationship between the acoustic frequency and the diffracted optical wavelength, and the relationship between the spectral bandwidth and the acoustic frequency were analyzed. The experimental results were in good agreement with the related the theoretical calculation. The experimental results shown the high image quality of the system because no obvious image shift with the optical wavelength was observed. By comparing the microscopic images of the cutaneous squamous cell carcinoma with different diffraction central wavelengths, the images were also the clearest at 522.52 nm, and the details of the cutaneous squamous cell carcinoma could be distinguished obviously. The difference of the whole brightness and the transmission difference coefficient with the optical wavelength were studied, and the regulations were agreed with the intuitive observation. Through the analysis of the im-

age edge extraction, the results shown that 497.87~551.29 nm can be used to observe and study the cutaneous squamous cell carcinoma with a bright whole field of vision, meanwhile, the results also shown that 509.69~527.59 nm was the best window for accurate identification and analysis of cutaneous squamous cell carcinoma. This study provided a new method for the simple, flexible and rapid detection and diagnosis of human cutaneous squamous cell carcinoma.

Keywords Acousto-optic tunable filter; Hyperspectral imaging; Skin squamous cell carcinoma; Image processing

* Corresponding authors

(Received Nov. 22, 2018; accepted Mar. 10, 2019)

第 21 届全国分子光谱学学术会议暨 2020 年光谱年会 (第二轮通知)

由中国光学学会和中国化学会主办的“第 21 届全国分子光谱学学术会议”暨由中国光学会光谱专业委员会主办的“2020 年光谱年会”将于 2020 年 5 月 15—18 日在成都召开,会议由四川大学分析测试中心承办。本次大会将秉承前 20 届分子光谱学学术会议之宗旨,以期形成自由研讨的学术氛围,让光谱相关或相近的思想撞击出火花,期待颠覆性创新创造力泉涌。

一、会议简要日程安排

2020 年 5 月 15 日

全天注册报到

16:00—18:00 组织委员会和学术委员会会议;《光谱学与光谱分析》编委会会议

2020 年 5 月 16 日

08:30—12:00 开幕式、大会报告

14:00—18:00 大会报告

2020 年 5 月 17 日

08:30—12:00 分组邀请报告和口头报告

14:00—18:00 分组邀请报告和口头报告

2020 年 5 月 18 日

08:00—12:00 大会报告及闭幕式

二、学术报告

本次会议将采用邀请报告和申请口头报告相结合的形式,同时也将开设青年论坛和墙报展示。组委会对青年学者、博士和硕士研究生等设立优秀论文奖(包括优秀口头报告和墙报),届时将组织专家进行评选。

2.1 邀请报告

已经确认参加会议并作大会报告的院士及国内外著名学者:

李 灿 院士 中国科学院大连化学物理研究所

陈洪渊 院士 南京大学

田中群 院士 厦门大学

孙世刚 院士 厦门大学

谭蔚泓 院士 湖南大学

张 锦 院士 北京大学

邀请报告信息将陆续更新,请大家关注会议主页浏览相关信息:

<http://www.sinospectroscopy.org.cn/meeting/index.php?mid=24>

2.2 口头报告

会议将开放一定数量的口头报告,大家可以自由申请,申请方式为在会议注册系统中提交口头报告题目(在口头报告栏目),并在会议截稿日期前通过会议稿件提交系统按要求提交论文摘要,申请截止日期为 2019 年 12 月 30 日。

2.3 青年论坛

对于青年学者,博士和硕士研究生可以申请青年论坛报告,申请办法和截止日期与口头报告相同,组委会将组织专家进行优秀报告评选,并颁发优秀论文证书和奖金。

(下转 47 页)

the root mean square error respectively were 0.04, 0.22, 0.26, and 0.08. The model had a high accuracy of calibration. The quantitative analysis models of the four components were used to predict the four component content of samples in the prediction set, and the predicted values were compared with the reference values measured by XRF analysis lastly. The quantitative analysis models of the four components for Fe_2O_3 , SiO_2 , CaO and Al_2O_3 had a high prediction accuracy with the prediction correlation coefficients of 91.35%, 91.50%, 91.57%, 94.67% and the predicted root mean square error of 0.08, 0.45, 0.54, 0.26, respectively. The foundation of rapid quantitative analysis of components in cement raw materials based on the fourier transform infrared spectroscopy during the cement production control process was established.

Keywords Fourier transform infrared spectroscopy; Partial least squares; Cement samples; Oxides determination

(Received Nov. 25, 2018; accepted Mar. 12, 2019)

* Corresponding author

(上接 40 页)

2.4 墙报展示

墙报展示作为本次会议的一种主要形式。墙报要求制作规范,内容体现研究工作的创新点。在准备墙报时注意以下几个方面:

1. 墙报尺寸:高 110 公分×宽 80 公分;
2. 墙报内容不包括中英文摘要和参考文献;
3. 墙报内容以图文为主,层次分明,主要体现研究工作的创新性,主要结果和结论;
4. 墙报右上侧写上论文编号;

拟作墙报展示的代表,在会议注册系统中提交墙报题目和编号。组委会将组织专家对青年学者、博硕士研究生墙报进行评审,并对优秀墙报颁发优秀论文证书和奖金。

三、会议稿件

会议截稿日期为 12 月 30 日,请大家按照会议第一轮通知的要求继续投稿。

<http://www.sinospectroscopy.org.cn/readnews.php?nid=94098>

四、会议注册

4.1 会议注册费

2020 年 4 月 20 日以前缴纳注册费:正式代表:1600 元/人;学生代表:1000 元/人;2020 年 4 月 20 日后及现场缴纳注册费:正式代表:1800 元/人;学生代表:1200 元/人,现场缴费将邮寄发票。由于酒店房间是预留,2020 年 4 月 20 日后及现场缴纳注册费的代表将不能保证房间;陪同家属 1000 元/人(没有发票)。

会议注册费收缴方式:

银行汇款,如网银、手机银行、支付宝、微信转账、银行柜台等。

收款单位:四川大学(请注明:2020 光谱+姓名);

帐号:5100 1870 4690 5988 8666;

开户行:建行成都川大支行;

汇款成功后请务必将姓名、参会编号、单位发票抬头、单位税号、汇款金额通过邮箱(atcpubs@scu.edu.cn)告知会务组,以便核实会议注册费发票信息。(如果需要开具增值税发票,请注明并提供单位名称、纳税人识别号、地址、电话、开户行及账号)

发票联系人:张亮 联系邮箱:zhang.liang@scu.edu.cn 联系方式:15902844473

4.2 会议注册系统

请登陆光谱网会议主页:<http://www.sinospectroscopy.org.cn/meeting/index.php?mid=24>

注册并提交您的参会信息,包括个人信息、报告题目、墙报题目、住房预定等信息。

(下转 64 页)