

频域近红外光学成像法的苹果内部病变检测精度

李江涛¹, 胡文雁¹, 赵龙莲^{1, 2*}, 李军会^{1, 2}

1. 中国农业大学信息与电气工程学院, 北京 100083

2. 教育部现代精细农业系统集成研发重点实验室, 北京 100083

摘要 苹果组织内部的病变会导致其光学参数发生变化。用频域近红外光学成像法(FD-DOT)对苹果组织进行吸收系数和约化散射系数的检测,并结合三维重构技术得到的重构图像可以直观地了解苹果内部的病变情况,从而实现苹果内部病变的无损检测。选择可最大程度区分苹果正常组织与病变组织所对应的波长为740 nm的光作为激光光源。当FD-DOT的入射光调制频率不同、苹果内部病变的程度不同、病变位置和大小不同时,会导致成像精度的变化,设计了一系列模拟仿真实验研究以上因素对苹果内部病变检测精度的影响:设定不同的激光调制频率,研究调制频率对重构图像精度的影响;在苹果模型中某一位置添加不同大小的球形病变,研究病变区域大小对重构图像精度的影响;在苹果模型中不同位置添加一定大小的异质体,研究病变位置不同对重构图像精度的影响。首先用Abaqus建立苹果有限元网格模型,设计了12个740 nm的近红外激光光源和6个检测器均匀分布在苹果模型表面,根据实验需要,在组织体模型中添加代表病变的球形异质体,用经过高频调制的光源照射进苹果,检测出射光的交流幅度和相位延迟,然后借助开源软件NIRFAST计算并反推出待测苹果内部的吸收系数和约化散射系数分布并进行三维重构,重构结果可以用重构图像的吸收系数对比度噪声比(CNR值)和吸收系数分布图进行评价。实验结果表明,想要检测到尺寸较大苹果的深处病变,需要较高的入射光调制频率;该方法可以检测到大小适宜的苹果中大部分半径大于5 mm的球形病变区域,且随着病变区域在一定范围内扩大,重构图像的精度逐渐增加,但病变区域过大时,图像精度开始降低;病变区域距离检测器越来越远时,重构图像的精度逐渐增加,但当病变区域与检测器距离过小时,重构图像的精度有降低的趋势;病变区域距离检测器平面的垂直距离越近,重构图像的精度越高。以上实验结果将为应用频域近红外光学成像法对苹果进行无损检测奠定良好基础。

关键词 苹果;频域近红外光学成像法;无损检测;检测精度

中图分类号: TP391.4 **文献标识码:** A **DOI:** 10.3964/j.issn.1000-0593(2019)09-2836-06

引言

苹果在生长、贮藏以及运输期间内部易发生病变,如霉心病、水心病等,病变程度较轻的果实从外部不易辨识,必须剖开后才能见到病变。为了实现苹果内部病变的无损检测,国内外学者尝试了不同的方法。A Folch-Fortuny等采用近红外高光谱对柑橘类水果内部病变的检测进行了研究^[1];刘燕德等采用可见-近红外漫透射光谱实现了苹果内部可溶性固形物含量的检测^[2]。Qin等利用稳态空间分辨技术实现了对苹果吸收系数和散射系数的检测,进而分析苹果果肉的坚实度以及可溶性固形物含量^[3];Lu等还通过对光学参数

的测量,实现了对损伤苹果的鉴别^[4]。以上研究可以定性判别苹果内部是否有水心病、霉心病,也可以定量分析苹果的糖分、水分含量等,但都无法以图像的形式直观地定位苹果内部病变的位置和病变形状。

为此,我们课题组初步研究了目前主要应用于生物医学领域中的频域近红外光学成像方法^[5-7],在苹果内部病变检测中的可行性。苹果的内部品质与其组织光学参数有密切关系,病变果肉的吸收系数和约化散射系数不同于健康果肉,因此通过分析光学参数便可推断苹果内部是否有病变。频域检测是用高频调制的近红外光入射组织体,根据检测到的出射光的幅度衰减和相位延迟两个参数共同计算组织的吸收系数和约化散射系数^[8]。再结合三维重构技术,构建出组织光

收稿日期:2018-07-19,修订日期:2018-12-08

基金项目:国家自然科学基金项目(31772064)资助

作者简介:李江涛,1993年生,中国农业大学信息与电气工程学院硕士研究生 e-mail:1078667320@qq.com

* 通讯联系人 e-mail:zhaolonglian@aliyun.com

学参数三维分布图像,直观地观察内部病变情况。然而,当入射光调制的频率不同、苹果内部病变程度不同、病变所在深度和大小不同时,对出射光的光强和相位影响也不尽相同,从而导致成像精度的变化,也就是说以上这些因素会影响频域近红外光学成像方法检测苹果内部病变的效果。

基于此,利用模拟仿真的方法,通过设置不同的激光调制频率比较重构结果找到适合苹果内部病变检测的最佳调制频段。还模拟仿真了苹果不同病变程度、病变大小和病变位置对图像重构精度的影响,为提高频域近红外光学成像法无损检测苹果内部病变的检测精度奠定基础。

1 苹果频域近红外光学成像无损检测的原理

图 1 所示为频域近红外光学成像法对苹果内部病变进行无损检测的原理示意图。其中“AC illumination”和“AC detected”分别表示入射光和出射光的交流幅度,“Phase delay”(θ)表示相位延迟。

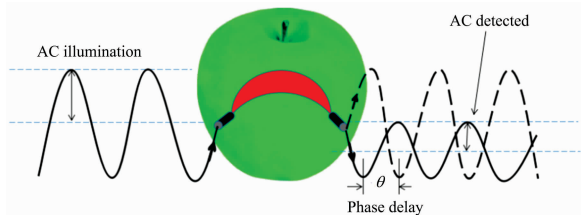


图 1 频域近红外光学成像法对苹果进行无损检测的原理图

Fig. 1 The principle diagram of nondestructive testing of apple by using frequency domain diffuse optical tomography

光在苹果等一系列具有高散射特性($\mu'_s \gg \mu_a$)的生物组织中的传播行为可近似用频域扩散传输方程表示

$$\nabla[\kappa(r)\nabla\Phi(r, \omega)] - \left[\mu_a(r) + \frac{i\omega}{c_m}\right]\Phi(r, \omega) = -S(r, \omega) \quad (1)$$

其中 ω 是近红外光的调制频率, $\Phi(r, \omega)$ 是在 r 处的光子通过率, $S(r, \omega)$ 是组织表面的各向同性点光源, c_m 是光子在组织体中的传播速度, μ_a 和 κ 分别为组织体对光的吸收系数和扩散系数。对式(1)的求解,是已知组织体内光学参数计算组织表面测得光强与相位信息的过程,通常采用有限元法(FEM)^[9-10],将苹果模型划分为离散的单元,然后根据给出的组织体网格模型内部节点的吸收系数和约化散射系数,计算得出组织体表面的光强和相位信息,称为正问题。

由模型表面出射光的交流幅度和相位信息,用牛顿迭代法反推出苹果网格模型各节点吸收系数和约化散射系数的过程是图像的三维重构,即逆问题。通过每次迭代更新苹果组织体中的吸收系数和约化散射系数的空间分布,使正问题求解得到的计算值与边界探测器得到的测量值之间误差最小,当误差达到迭代要求,迭代停止,得到苹果组织体内吸收系数和约化散射系数分布的最优解。

三维重构的效果用吸收系数对比度噪声比(contrast

noise ratio, CNR)来评价^[11], CNR 值可以直观地表现出重构图像中病变区域与背景区域吸收系数之间的差异。一般情况下, CNR 值越大,重构图像中的病变区域越容易区分和辨别,成像质量越好。根据我们已有的研究,约化散射系数的重构图像较难明显观察到苹果内部病变的存在,因此后续研究都是基于吸收系数成像图。

2 实验部分

2.1 激光波长的选择以及苹果模型的建立

合适的激光波长有助于苹果内部病变的识别。郭志明等人的研究表明,用 500~1 000 nm 范围的光照射正常苹果和腐变苹果,得到的透射光信号响应强度见图 2 所示^[12]。由图可知,能最大程度区分苹果正常组织与病变组织的波段范围为 730~750 nm,因此我们选用 740 nm 的近红外光进行频域近红外光学成像法(frequency domain diffuse optical tomography, FD-DOT)实验,并得到了该波长对应的健康苹果果肉的吸收系数和约化散射系数进行后续计算。

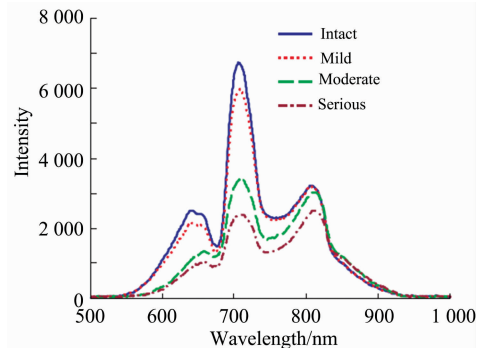


图 2 正常与不同病变程度的苹果样本透射光谱比较图^[12]

Fig. 2 Comparison of transmission spectra of apple samples with different lesions and normal apple

根据苹果的实际大小,在有限元分析软件 Abaqus 中建立苹果模型。设苹果模型的尺寸为 80 mm×64 mm(赤道部位直径 80 mm,高度 64 mm),以小正四面体作为剖分单元,每一个四面体区域内可看做均匀介质。模型包括用于正问题计算的细网格模型和用于重构(逆问题)的粗网格模型,逆问题因为计算原因剖分单元较少。图 3 是模型的主视图和俯视图。

2.2 仿真方法

苹果组织体模型在空间直角坐标系中分布如图 3,果心处的坐标为(0, 0, 0),6 个探测器均匀分布于苹果模型的“赤道”部位,12 个光源均匀分布在距离“赤道”12 mm 的上下两侧。光学参数的三维重构采用达特茅斯学院 Hamid Dehghani 课题组针对生物组织光学参数检测技术建立的开源软件 NIRFAST 完成^[13]。根据不同的实验需求,在苹果组织体模型中添加不同的异质体,然后用频域近红外光学成像法得到光学参数的三维重构图,最后用吸收系数对比度噪声比对得到的重构结果进行评价。

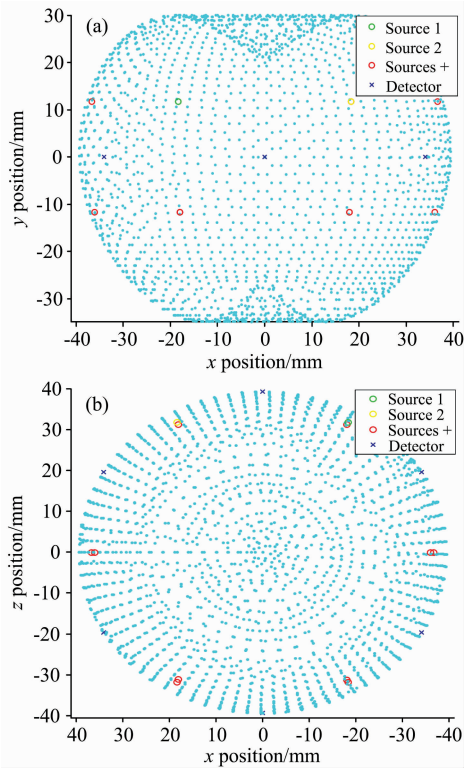


图 3 粗网格中有限元的划分以及光源检测器的排布
Fig. 3 The division of finite element in coarse meshes and the arrangement of light sources and detectors

3 结果与讨论

3.1 调制频率对重构图像精度的影响

用 FD-DOI 对苹果进行检测时, 若入射光调制频率过小, 出射光的相位延迟不明显; 当调制频率过大, 出射光的相位延迟由于过大产生过调制现象, 使得吸收系数和约化散射系数的计算出现误差。分别在苹果组织体模型坐标为 $(0, 0, 0)$ 以及坐标 $(15, 0, 0)$ 处添加半径为 10 mm, 吸收系数对比度分别为 2, 2.5, 3, 4 和 5 的球形异质体。其中吸收系数对比度定义为病变区域吸收系数与背景区域吸收系数的比值, 代表了病变的程度, 对比度越大, 病变程度越大。从 100 MHz 开始改变光源调制频率, 以 20 MHz 为间距递增, 在每一个调制频率下计算重构光学参数(主要是吸收系数)空间分布的三维图像。图 4(a) 和图 4(b) 分别为果心 $(0, 0, 0)$ 和 $(15, 0, 0)$ 处重构图像的 CNR 值随调制频率变化的结果。

由图 4(a) 可以看出, 病变位于果心, 吸收系数对比度为 2 和 2.5 时在调制频率为 100~280 MHz 的区间内, CNR 基本呈上升趋势, 280 MHz 时 CNR 达到最大值, 分别为 4.64 和 5.19, 表明此时图像重构效果较好, 而大于 280 MHz 时 CNR 开始下降; 吸收系数对比度为 5, 病变程度较重时, 随着调制频率的增大, CNR 的变化趋势不明显。说明对于深层病变(果心处), 如果病变程度较轻, 入射光调制频率需要较大才能重构出病变图像; 如果病变程度较重, 则较低的调制

频率也可以检测到病变。图 4(b) 中, 病变位于 $(15, 0, 0)$ 处, 距离苹果表皮约 15 mm, 比较靠近检测器, 模拟实验结果显示, 吸收系数对比度分别为 2 和 4 时, 随着调制频率的增加, 重构图像的 CNR 值变化趋势不明显, 说明如果只想检测苹果较浅层的病变, 可以选用较低的人射光调制频率。

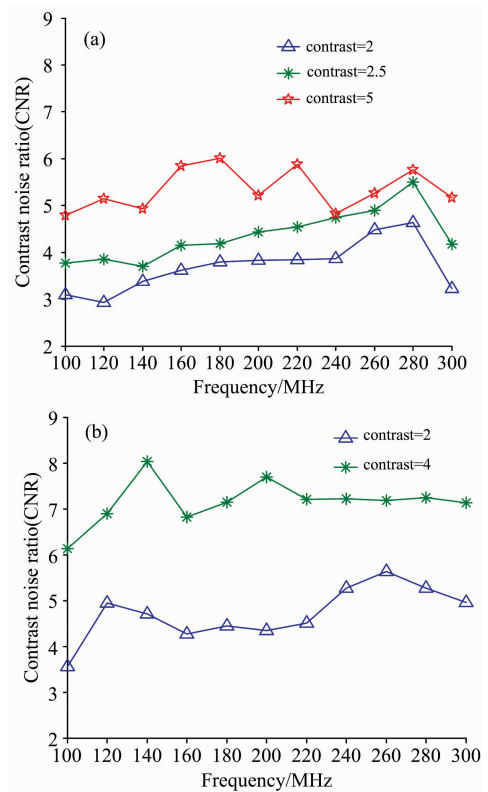


图 4 重构图像的 CNR 值随调制频率的变化
Fig. 4 The polygraph of CNR with modulation frequency variation

3.2 病变区域大小对重构图像精度的影响

病变区域的大小也会影响重构图像的效果。在苹果组织体模型坐标 $(15, 0, 0)$ 处, 依次添加吸收系数对比度分别为 2, 3, 4, 5 和 6, 半径分别为 4, 5, 7.5, 10 和 12.5 mm 的球形异质体。

图 5(a) 为在距离果心 15 mm, 吸收系数对比度分别为 2, 4 和 6 时, 不同大小异质体对应重构图像的 CNR 结果。由图可见, 异质体大小一定时, 随着吸收系数对比度的增大, CNR 值也越来越大。吸收系数对比度一定时, 一定范围内 CNR 随着异质体半径的增大明显增大。

图 5(b) 表示吸收系数对比度大小分别为 2, 3, 4, 5 和 6, 不同大小异质体对应的吸收系数重构图像。由图可见, 异质体大小一定时, 吸收系数对比度越大, 病变区域显示越清晰; 吸收系数对比度一定时, 异质体半径越大, 病变区域显示越清晰。用一条折线将图中的重构图像分为两部分, 折线右上部分的重构图像可以准确分辨出异质体区域, 而左下部分的重构图像难以分辨出异质体区域。表明病变程度越重, 能够分辨出的异质体越小; 相反, 对病变程度较轻的异质体, 则需要病变区域较大才能在重构图像中分辨出来。

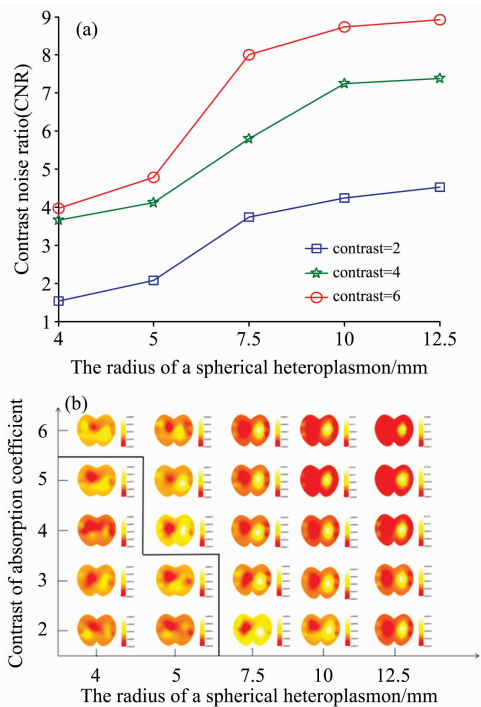


图 5 异质体大小不同时 CNR 的变化图和重构图像

Fig. 5 The variation of CNR and reconstructed images with different sizes of heteroplasmon

我们还绘制了吸收系数分布图，方法是沿病变中心的冠状面与横切面交叠位置处取吸收系数目标值与重构值绘制而成。横坐标表示方向，纵坐标为对应的吸收系数。由吸收系数分布图可以很清楚地观察病变出现的位置与实际设置的位置是否相符。图 6(a)—(d)依次为吸收系数对比度为 4 (健康果肉吸收系数设为 0.004 mm^{-1} ，则病变果肉为 0.016 mm^{-1})，异质体半径为 5, 7.5, 10 和 12.5 mm 时绘制的吸收系数分布图。

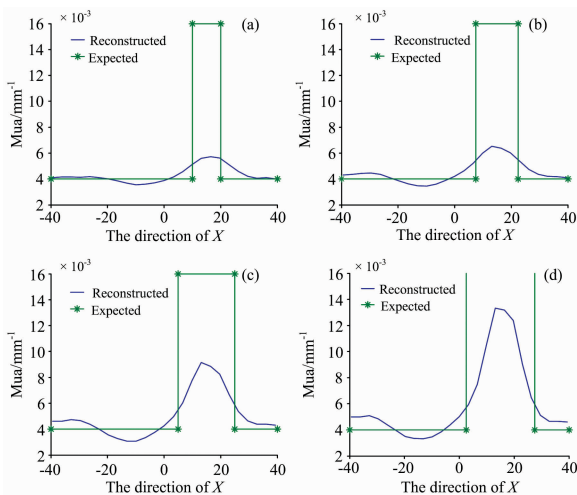


图 6 异质体大小不同的吸收系数分布图

Fig. 6 Absorption coefficient distribution of heteroplasmon with different size

由图 6 可以看出，重构结果中吸收系数的峰值出现在接近异质体的中心位置，重构图像均可以较为准确地表现出病变区域的位置。随着异质体半径逐渐增大，重构图像中吸收系数的峰值也越来越接近目标值。

3.3 病变位置对重构图像精度的影响

苹果组织体中病变所在的位置，是深层病变还是浅层病变，也会对重构图像的精度产生影响。依次在坐标为 (5, 0, 0), (10, 0, 0), (15, 0, 0), (20, 0, 0), (25, 0, 0) 位置处，添加吸收系数对比度分别为 2, 3, 4, 5 和 6，半径为 10 mm 的球形异质体，五个位置与苹果表面赤道部位(也即表皮)最短距离分别为 25, 20, 15, 10 和 5 mm；同样地，在组织体模型的 Y 轴方向上，依次在坐标为 (15, 0, 0), (15, 5, 0), (15, 10, 0), (15, 15, 0) 位置处添加吸收系数对比度分别为 2, 3, 4, 5 和 6，半径为 10 mm 的球形异质体。得到的重构结果如图 7 所示。

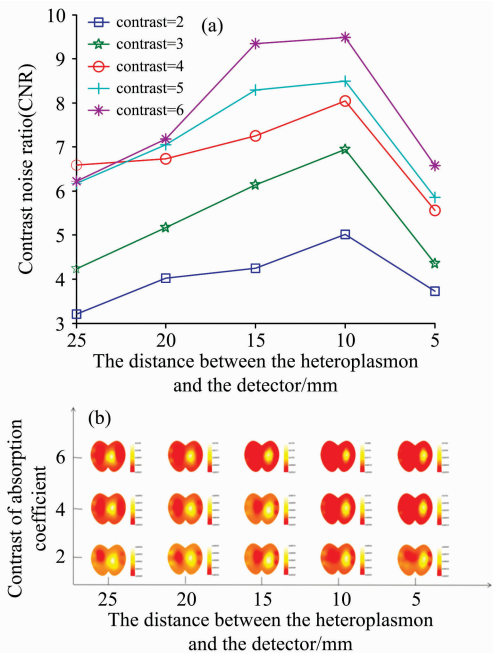


图 7 异质体与检测器距离不同 CNR 变化情况和重构图像

Fig. 7 The variation of CNR and reconstructed images with the change of distance between the heteroplasmon and detector

图 7(a)为异质体与检测器水平距离不同时，CNR 变化的情况。在吸收系数对比度一定时，随着异质体与苹果表皮最短距离逐渐变小，重构结果的 CNR 值逐渐增大。由图 7 (b)的重构图像可以看出，吸收系数对比度一定时，从左到右随着异质体距离探测器的距离越来越近，病变区域显示越清晰。吸收系数分布图也表明重构图像中病变区域的位置与实际设置异质体的位置基本一致。

当异质体越来越接近苹果组织体模型的表皮时，如 5 mm，CNR 有突然减小的趋势。这是因为光子在生物组织体中的传播路径是“香蕉”型，异质体与检测器的距离过小时，它阻挡在光子传播路径上的体积越来越小，导致光子变化幅

度变小, 重构信息也与实际病变位置有所差别。

异质体与检测器所在平面的垂直距离由小到大变化时得到重构图像的变化趋势与水平距离变化的规律基本一致。

4 结 论

利用频域近红外光学成像法对苹果内部病变进行无损检测时, 对于尺寸较大的苹果而言, 若想探测到较深而且吸收系数对比度较低(即病变程度较轻)的病变, 宜采用较高的调制频率, 如 280 MHz。在大小适宜的苹果组织体中, 该方法可以检测到苹果大部分位置上半径大于 5 mm 的球形病变区域。随着病变区域在一定范围内扩大, 重构图像的精度逐渐增加, 但当病变区域面积超过一定值时, 重构图像的精度开

始下降。病变区域距离检测器越来越小时, 重构图像的精度逐渐增加, 但当病变区域与检测器距离过小时, 重构图像的精度有降低的趋势; 病变区域距离检测器平面的垂直距离越近, 重构图像的精度越高。以上实验结果将有助于用频域近红外光学成像法进行苹果内部病变的无损检测。

使用频域近红外光学成像法对苹果进行无损检测, 相较于传统的近红外分析方法, 可以较为直观地观察苹果内部的病变情况。重构结果中的病变区域的尺寸与实际尺寸稍有差异, 这是由于频域近红外光学成像法逆问题存在的病态性, 十分准确地重构图像中体现出病变区域的尺寸存在一定难度。因此, 优化成像算法, 以提高成像精度, 是本工作今后努力的方向。

References

- [1] Folch-Fortuny A, Prats-Montalbán J M, Cubero S, et al. *Chemometrics & Intelligent Laboratory Systems*, 2016, 156: 241.
- [2] Liu Yande, Zhou Yanrui. *Spectroscopy*, 2013, 28(7): 32.
- [3] Qin J, Lu R, Peng Y. *Proc. SPIE*, 2007, 6761: 67610M.
- [4] Lu R, Cen H, Huang M. *Transactions of the ASABE*, 2010, 53(1): 263.
- [5] SUN Mei-xiu, KANG Mei-ling, LI Ying-xin, et al(孙美秀, 康美玲, 李迎新, 等). *International Journal of Biomedical Engineering(国际生物医学工程杂志)*, 2012, 35(1): 14.
- [6] Li X D, Yodh A G, Chanee B. *Optics Letters*, 1997, 22(8): 573.
- [7] Whalen C, Maclin E L, Fabiani M, et al. *Human Brain Mapping*, 2008, 29(11): 1288.
- [8] Yamada Y, Okawa S. *Optical Review*, 2014, 21(3): 185.
- [9] Dehghani H, Pogue B W, Poplack S P, et al. *Applied Optics*, 2003, 42: 135.
- [10] Chance B, Luo Q M, Nioka S, et al. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series B-Biological Sciences*, 1997, 352(1354): 707.
- [11] Song Xiaomei, Brian W Pogue, Jiang Shudong, et al. *Applied Optics*, 2004, 43(5): 1053.
- [12] GUO Zhi-ming, HUANG Wen-qian, CHEN Quan-sheng, et al(郭志明, 黄文倩, 陈全胜, 等). *Transactions of the Chinese Society of Agricultural Engineering (农业工程学报)*. 2016, 32(6): 283.
- [13] Dehghani H, Eames M E, Yalavarthy P K, et al. *Communications In Numerical Methods in Engineering*, 2008, (6): 711.

Study of the Accuracy of Apple Internal Lesion Detection Based on Frequency Domain Diffuse Optical Tomography

LI Jiang-tao¹, HU Wen-yan¹, ZHAO Long-lian^{1, 2*}, LI Jun-hui^{1, 2}

1. College of Information and Electrical Engineering, China Agricultural University, Beijing 100083, China

2. Modern Precision Agriculture System Integration Research Key Laboratory, Ministry of Education, Beijing 100083, China

Abstract Lesions inside the apple tissue cause changes in their optical parameters. Frequency domain diffuse optical tomography (FD-DOT) is used to detect the absorption coefficient and the reduced scattering coefficient of apple tissue, and the reconstructed image obtained by combining the 3D reconstruction technology can intuitively understand the internal condition of the apple. In this way, non-destructive detection of internal lesions in apple was realized. According to the visible near-infrared transmission spectrum of normal and rotten apple samples, the wavelength of 740nm can be chosen as the laser light source to distinguish normal and diseased apple tissues furthest. The imaging precision will vary with the frequency of incident light modulation, the degree, location, and size of lesions within the apple. In this paper, a series of simulation experiments are designed to study the effect of the above factors on the detection accuracy: to study the influence of modulation frequency on the accuracy of reconstructed images, setting different laser modulation frequencies; to study the influence of the size of lesion on the accuracy of the reconstructed image, adding spherical heteroplasmon of different sizes at a certain position in the apple model; A heteroplasmon

of a certain size was added at different positions to study the influence of different lesion positions on the accuracy of the reconstructed image. Firstly, finite element mesh model of apple was established by Abaqus. Twelve 740nm near-infrared laser sources and six detectors were designed to be evenly arranged on the surface of the apple model. Then according to the experimental needs, a spherical heteroplasmon representing lesion was added to the tissue model. After that irradiation into interior of the apple with a high-frequency modulated light source, and detect the AC amplitude and phase delay of the emitted light. The software NIRFAST is used to calculate and inversely derive the absorption coefficient and the reduced scattering coefficient distribution of the apple to be tested. Finally, the reconstructed image is obtained by using 3D reconstruction method, reconstruction results can be evaluated using the absorption coefficient contrast-to-noise ratio (CNR) and absorption coefficient distribution of the reconstructed image. The experimental results show that in order to detect deep lesions of larger apples, a higher incident light modulation frequency is required; this method can detect most spherical lesions with a radius greater than 5 mm in suitable apples, and as the size of lesions is enlarged within a certain range, the accuracy of the reconstructed image is gradually increased. However, when lesion area is too large, the image accuracy begins to decrease. When lesion is closer and closer to the detector, the accuracy of the reconstructed image gradually increases, but when distance between lesion and detector is too small, the accuracy of the reconstructed image has a tendency to decrease; the closer the vertical distance of lesion region to the detector plane is, the higher the accuracy of the reconstructed image is. The above experimental results will lay a good foundation for the application of FD-DOT in non-destructive testing of apples.

Keywords Apple; Frequency domain diffuse optical tomography; Non-destructive detection; Detection accuracy

(Received Jul. 19, 2018; accepted Dec. 8, 2018)

* Corresponding author

关于《光谱学与光谱分析》调整审稿费收费标准的通知

尊敬的《光谱学与光谱分析》广大作者、读者：我刊自 2018 年 7 月 1 日以后登记的稿件向投稿作者收取审稿费 200 元/篇，在您投稿之前，为免受经济损失，请您必须考虑：

1. 没有创新的一般性稿件，请您不要投稿。
2. 没有国家级基金资助的稿件，请您不要投稿。
3. 不是光谱专业的稿件，请您不要投稿。
4. 与其他文章重合率超过 10% 的稿件，请您不要投稿。

所投稿件经初审通过后，作者会收到缴纳审稿费的通知。请作者及时从我刊网站(<http://www.gpxygpx.com>)查询稿件是否处于交审稿费状态，在收到通知后，请及时缴纳审稿费；如在 10 天之内没有收到您的审稿费，被视为自动放弃，我刊不再受理。交费后我刊开据增值税电子普通发票，并传至作者提供的电子邮箱，作者可自行打印。

联系电话：010-62181070, 62182998

电子邮箱：chngpxygpx@vip.sina.com

感谢您多年来对《光谱学与光谱分析》的支持和厚爱！

《光谱学与光谱分析》期刊社

2018 年 6 月 30 日