

# 利用改进蒙特卡罗模拟和光密度算法评估线扫描成像系统对组织内部缺陷的检测能力

孙丹妮, 朱启兵\*, 黄敏

江南大学物联网工程学院轻工过程先进控制教育部重点实验室, 江苏 无锡 214122

**摘要** 利用蒙特卡罗模拟和光密度算法评估线扫描成像系统对被测样品内部缺陷的检测性能。首先,引入三维体素分割方法,实现对内部缺陷不规则组织边界的精细划分,以改善传统蒙特卡罗方法难以准确模拟复杂组织的光学传输问题;分析了仪器参数对光子在组织内部的穿透深度、探测器的探测深度和表面漫反射率的影响,确定了最佳的参数配置;最后,利用光密度算法评估了系统对不同大小和深度缺陷的检测性能。仿真结果表明,在光源入射角为 $15^\circ$ 、光源-探测器距离为 1 mm 的条件下,线扫描成像检测系统能够兼顾光子探测深度和表面反射率;对于大( $a=2$  mm,  $b=3$  mm,  $c=1$  mm)、中( $a=2$  mm,  $b=2$  mm,  $c=1$  mm)、小( $a=2$  mm,  $b=1.5$  mm,  $c=1$  mm)三种尺度的椭球体缺陷,系统的缺陷深度检测限分别为 3.5 mm、3 mm、2.7 mm。本研究结果为面向水果等农产品内部缺陷检测的线扫描成像系统的参数优化和性能评估提供了理论依据。

**关键词** 线扫描成像系统; 蒙特卡罗模拟; 内部缺陷; 光密度算法; 水果

中图分类号 O436.2;S126

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP221515

## Evaluation of Line-Scan Imaging System's Ability to Detect Internal Defects in Tissue Using Improved Monte Carlo Simulation and Optical Density Algorithm

Sun Danni, Zhu Qibing\*, Huang Min

Key Laboratory of Advanced Process Control for Light Industry, Ministry of Education, School of Internet of Things Engineering, Jiangnan University, Wuxi 214122, Jiangsu, China

**Abstract** We use Monte Carlo simulation and optical density algorithm to evaluate the detection performance of line-scan imaging system for internal defects of tested samples in this paper. First, a fine division for the irregular tissue boundary of the internal defects is achieved using a three-dimensional voxel segmentation method, as it is difficult to accurately simulate the optical transmission of complex tissues by the traditional Monte Carlo method. Then, the effects of the instrument parameters on the penetration depth of photons in the tissue, the detection depth of the detector, and the diffuse reflectance of surfaces are analyzed, and the optimal parameter configuration is determined. Finally, the optical density algorithm is used to evaluate the detection performance of the system for defects with different sizes and depths. The simulation results show that the line-scan imaging detection system can achieve a good balance between the photon detection depth and the surface reflectivity, under a light source with an incident angle of  $15^\circ$  and a distance of 1 mm between the light source and detector. For large ( $a=2$  mm,  $b=3$  mm,  $c=1$  mm), medium ( $a=2$  mm,  $b=2$  mm,  $c=1$  mm), and small ( $a=2$  mm,  $b=1.5$  mm,  $c=1$  mm) ellipsoid defects, the defect depth detection limits of the system are 3.5 mm, 3 mm, and 2.7 mm, respectively. Hence, the study provides a theoretical basis for parameter optimization and performance evaluation of the line-scan imaging system for detecting the internal defects in agricultural products such as fruits.

**Key words** line-scan imaging system; Monte Carlo simulation; internal defect; optical density algorithm; fruit

## 1 引言

水果的内部缺陷是影响水果品质的重要指标,利

用光学检测方法进行水果等农产品的缺陷无损检测已被广泛报道,涌现了大量的研究成果<sup>[1-3]</sup>。水果是一类复杂的生物组织,光子在生物组织内部的传输涉及到

收稿日期: 2022-05-05; 修回日期: 2022-05-31; 录用日期: 2022-06-16; 网络首发日期: 2022-06-26

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(61775086)

通信作者: \*zhuqib@163.com

光子的吸收、散射作用。对光子在生物组织内部传输规律的了解,有助于人们优化光学仪器的参数,并预先评估检测仪器的性能。自 Wang 等<sup>[4]</sup>利用蒙特卡罗(MC)方法模拟均匀或分层生物组织光子传输规律以来,大量的学者基于入射光源为点光源的假设,利用 MC 方法模拟了光子在农产品组织内的传输规律。例如:Wu 等<sup>[5]</sup>利用 MC 方法分析了苹果组织内光子的传输特性;Cen 等<sup>[6]</sup>利用 MC 研究了点光源参数配置对光学特性参数无损测量的影响。为了解决传统 MC 模拟只适用于均匀组织的不足,一些非结构化网格方法被用于模拟光子在非均匀组织的传输规律<sup>[7-8]</sup>。例如:Fang 等<sup>[7]</sup>利用基于网格的方法研究了光子在复杂生物组织中的运动;Shen 等<sup>[8]</sup>利用非结构化四面体网格的方法分析了光子在非均匀组织的分布情况。虽然非结构化网格能够模拟光子在复杂生物组织内的传输过程,但是采用的射线追踪方法原理和计算复杂,导致其和现有的 MC 方法难以兼容。

高光谱成像技术集成了近红外光谱技术和机器视觉技术的优点,是农产品品质和缺陷检测的一个主流方法。高光谱成像系统有多种成像方式,其中线扫描式成像系统是常用的高光谱成像方式,被广泛地应用于损伤、病菌等水果的内部缺陷检测<sup>[1, 9-10]</sup>。然而,对于一个实际应用的线扫描成像系统,水果的缺陷大小、位置都是未知的,简单的点光源模拟难以准确地评估实际检测系统的性能<sup>[11]</sup>。

针对上述问题,本文面向机械损伤、病菌等导致的水果等农产品内部缺陷检测的实际应用需求,结合改进的 MC 方法和光密度算法,研究了线光源条件下光子在缺陷组织内部的传输规律,分析了仪器参数(光源

入射角、光源-探测器距离)对检测性能的影响;并评估最优仪器参数下,仪器对不同大小和深度的内部缺陷的检测能力,以指导实际应用。

## 2 模型与方法

### 2.1 损伤样本模型

水果的内部缺陷通常是由早期的微小缺陷向周围正常组织扩展、不断发展形成的,缺陷形态往往呈现类球体特征。文献[12]将水果内部缺陷模拟为球体。考虑到球体是类球体的一个特例,本文将缺陷模拟为椭球体,以更好地反映实际缺陷的形态特征。图 1 为包含损伤组织(椭球体)的样本模型。模型中将正常组织假设为半无限均匀介质,椭球体损伤组织的尺寸(体积)由长半径  $a$ 、短半径  $b$ 、极半径  $c$  确定,椭球体距离正常组织表面的深度为  $d$ 。根据相关文献[13-17],正常组织和损伤组织的光学特性参数设置如表 1 所示。

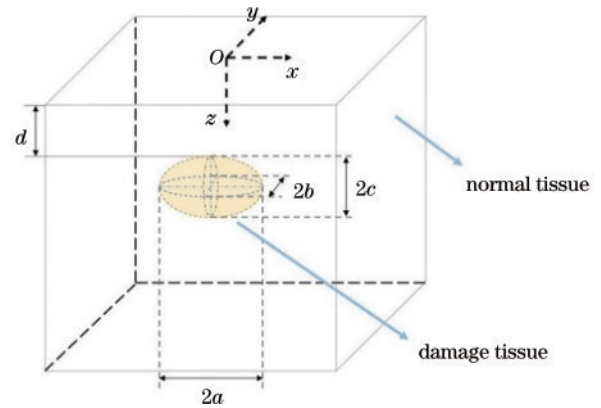


图 1 损伤样本模型

Fig. 1 Defective tissue model

表 1 损伤样本模型的光学特性

Table 1 Optical properties of defective tissue model

Model	Type	Parameter	Value	Reference
Heterogeneous tissue	Fruit flesh	Refractive index $n_1$	1.35	[13-17]
		Absorption coefficient $\mu_{a1} / \text{cm}^{-1}$	0.1523	
		Scattering coefficient $\mu_{s1} / \text{cm}^{-1}$	4.167	
	Internal defect	Anisotropy factor $g_1$	0.66	
		Refractive index $n_2$	1.365	
		Absorption coefficient $\mu_{a2} / \text{cm}^{-1}$	1.633	
	Scattering coefficient $\mu_{s2} / \text{cm}^{-1}$	4.564		
	Anisotropy factor $g_2$	0.66		

### 2.2 线扫描虚拟成像系统

根据目前广泛使用的线扫描高光谱成像系统的工作原理,模拟了一个如图 2 所示的虚拟成像系统。虚拟系统中的线光源以入射角  $\theta$  照射到被测样品上。考虑到半导体激光发生器的输出功率通常符合高斯分布<sup>[18-19]</sup>,并且线扫描光谱成像系统的线光源强度沿扫描线方向均匀分布以方便后续的缺陷图像分割和

识别等操作,因此,本文采用光强沿长度方向均匀分布、沿宽度方向(1 mm)高斯分布的线光源。入射光子经待测样本组织内部的作用(吸收和散射)后,被线阵 CCD 相机采集,相机的扫描线和线光源的中心距离(即光源-探测器距离)为  $s$ 。该相机的空间分辨率设置为 0.1 mm/pixel,线扫描过程如图 2(b)所示。样品随运动平台以步长 0.1 mm 运动,拼接所有扫描线

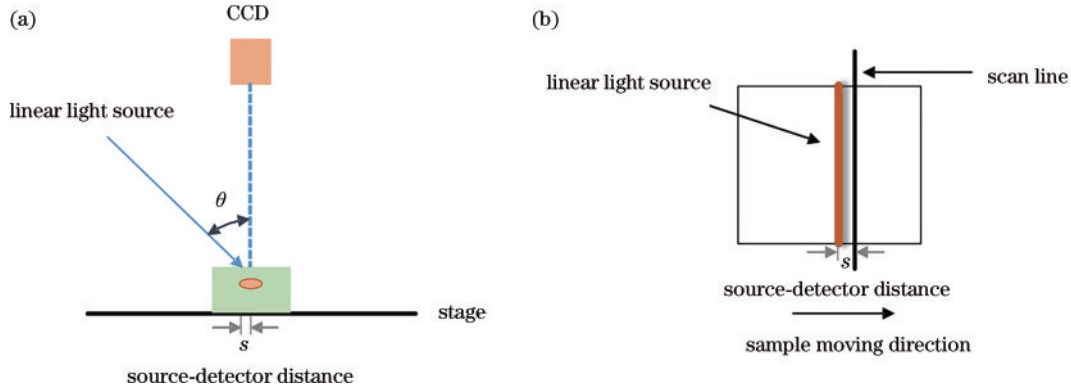


图 2 线扫描虚拟成像系统原理图。(a)线扫描成像系统;(b)线扫描示意图

Fig. 2 Schematic of line-scan virtual imaging system. (a) Line-scan imaging system; (b) line-scan schematic

可得到完整的被测样本图像,结合设置的损伤样本模型尺寸,设置拼接后的虚拟图像尺寸为 100 pixel×400 pixel。

### 2.3 蒙特卡罗模拟

传统的生物组织蒙特卡罗(MC)模拟方法都是利用点光源对均匀组织或者边界规则的分层组织进行模拟的。本文的光源为线光源,且损伤样本的正常组织和损伤组织边界不规则,因此必须对传统的MC模拟方法进行改进。

#### 2.3.1 线光源离散化处理

对于图 2 给定的宽度为 1 mm 的线光源,对光源能量分布进行离散化处理,公式为

$$E(x, y) = I_0 e^{-2 \left( \frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{w} \right)^2}$$

$$(-0.5 \text{ mm} \leq x \leq 0.5 \text{ mm}, y = 0, w = 1 \text{ mm}), \quad (1)$$

式中: $I_0$ 是入射光能量; $x$ 和 $y$ 分别是笛卡儿坐标系的 $x$ 轴和 $y$ 轴,且分别对应线光源宽度方向和线长方向; $w$ 是光束宽度。由于光束能量沿 $y$ 轴方向均匀分布,沿 $x$ 轴方向高斯分布<sup>[18-19]</sup>,先计算 $x$ 轴方向上光能量分布,再将 $y$ 轴方向的数据设置为相同数值。

#### 2.3.2 不规则内部边界处的光子运动模拟

利用原有MC方法模拟光子传输,光子每移动一个随机步长都要进行吸收与散射的计算,光子触碰到边界时会判断是反射回当前组织还是进入下一层组织或周围介质边界;当权重达到预设阈值时,则停止追踪<sup>[5, 17]</sup>。由于损伤组织和正常组织的边界是复杂曲面,给模拟光子在边界处的运动带来困难。考虑到体素网格较为灵活,能够为不同体素设置不同的光学特性参数,因此本文采用三维体素划分对弯曲边界进行精细化近似,此时光子与组织边界的相互作用细化为光子与当前体素表面的相互作用,重点在于获取光子与体素交界面的交叉点并判断下一步运动方向和位置。若体素交界面两边的折射率相同,则根据菲涅耳定律<sup>[5]</sup>可知方向运动不变;反之,则发生组织边界不匹配的反射或者折射,而后计算新的运动方向。其次,光子的传输模拟与MC方法一致,同样设定权重阈值对光子终止条件进行判断。光子与体素交界面的交点位置如图 3 所示。归一化坐标并假设法向量用 $\mathbf{N} = (x, y, z)$ 表示,体素可能存在的法向量为 $(1, 0, 0)$ 、 $(0, 1, 0)$ 和 $(0, 0, 1)$ 。根据图示交叉点的不同位置,引入随机变量 $\xi$ 来确定边界面的法向量,具体法向量为

$$\mathbf{N} = (x, y, z) = \begin{cases} (1, 0, 0) \text{ or } (0, 1, 0) \text{ or } (0, 0, 1) (\xi_{\text{face}} = 1) \\ (1, 0, 0) (0 < \xi_{\text{edge}} < \frac{1}{2}) \text{ or } (0, 0, 1) (\frac{1}{2} \leq \xi_{\text{edge}} < 1) \\ (1, 0, 0) (0 < \xi_{\text{point}} < \frac{1}{3}) \text{ or } (0, 1, 0) (\frac{1}{3} < \xi_{\text{point}} < \frac{2}{3}) \text{ or } (0, 0, 1) (\frac{2}{3} \leq \xi_{\text{point}} < 1) \end{cases} \quad (2)$$

在求解法向量后,结合光子入射方向余弦对入射角 $\theta$ 和出射角 $\theta_{\text{out}}$ 进行计算。除去垂直入射、平行入射和内反射等简单情况,其他入射光源产生的反射率 $r_0$ 按照菲涅耳定律<sup>[5]</sup>计算;与此同时,利用随机数 $\xi$ 与反射率 $r_0$ 的关系对内部边界反射与折射的光子方向 $(u'_x, u'_y, u'_z)$ 进行更新,其中边界两边组织的折射率分别为 $n_1$ 和 $n_2$ 。如果 $\xi < r_0$ ,光子发生反射,即 $u'_i = u_i - 2 \cos \theta \times t (t = x, y, z)$ ;如果 $\xi \geq r_0$ ,光子发生透射,即

$$u'_i = u_i \times \frac{n_1}{n_2} + (\cos \theta_{\text{out}} - \cos \theta \times \frac{n_1}{n_2}) \times t (t = x, y, z)。$$

改进的蒙特卡罗(IMC)算法模拟光子传输的整体步骤如下。

- 1) 初始化设置。三维网格体素划分并初始化模拟的相关参数如表 2 所示。
- 2) 计算光子随机步长 $s$ 和当前位置坐标,得到光子所在的体素位置索引;然后分析光子与体素的相互

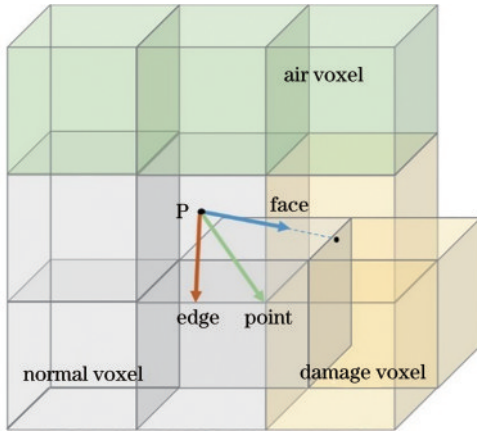


图3 光子与体素边界交点位置示意图

Fig. 3 Intersection of photon and voxel boundary

作用,若进入下一体素则计算与体素表面交点的坐标,否则继续在当前体素内运动;根据下一体素所属的组织类型,得到下一步光子的运动方向;光子每一次运动后,都要进行吸收导致的权重衰减的计算。

3) 计算剩余步长,若剩余步长大于0,则重复步骤2);反之进行光子终止的判断,进入步骤4)。

4) 若光子没有消亡,则发生散射,结合预设权重和轮回盘算法判断是否停止光子追踪;反之,则判断该光子是否是最后一个光子,若是则流程终止;反之,则返回步骤2)。

改进蒙特卡罗(IMC)模拟的固定参数设置如表2所示。

表2 光子传输的IMC模拟输入参数

Table 2 Input parameters for IMC simulation of photon propagation

Parameter	Value
Number of photons	3,000,000
Resolution of depth ( $d_z$ ); Resolution along $x$ -axis ( $d_x$ ); Resolution along $y$ -axis ( $d_y$ )	0.1 mm; 0.1 mm; 0.1 mm
Number of grid elements ( $z, x, y$ )	400; 400; 400
Number of tissue types	3
Profile of the incident light beam	Linear light source; Gaussian; 1-mm width
Total energy of the incident light beam	1 J
$1/e^2$ radius of the incident light beam	0.5 mm

## 2.4 光密度算法

光密度(OD)表示被测样品吸收或散射的光密度,可以用来判断物体特性<sup>[20]</sup>。在以往的研究中,该方法被用于观察由点光源照射的均质和异质介质之间的差异,以实现组织内异质体的快速定位<sup>[21]</sup>。本研究利用OD算法判断正常和缺陷组织的表面光强分布差异,将其作为深度检测范围的依据。对于线阵列CCD相机采集的一条扫描线( $n$ 个像素),其光密度

可表示为

$$D_i = \lg \frac{I_0}{I_i} \quad (i = 1, 2, \dots, n), \quad (3)$$

式中: $I_i$ 是相机第*i*个像素采集的出射光强度。假设 $D_i, D_i'$ 分别是正常组织和含缺陷组织表面采集到的表面光密度,如图4所示,则正常组织和含缺陷组织的光密度差异 $\Delta D_i$ 和光密度差分差异 $\Delta D_{i_{new}}$ 分别表示为

$$\Delta D_i = D_i - D_i' \quad (i = 1, 2, \dots, n), \quad (4)$$

$$\Delta D_{i_{new}} = \Delta D_{i+1} - \Delta D_i \quad (i = 1, 2, \dots, n). \quad (5)$$

式(4)是将处在相同位置的正常组织与损伤组织表面的光密度相减的公式,计算两者间的差值,可以得到两者间的差异。式(5)将相邻位置探测器得到的差分光密度数值相减,得到相应位置的光密度差分差异,由此可以得到光密度差分差异曲线,其特征能反映正常组织内部损伤情况。文献[21]使用高斯函数对峰值进行拟合,得到缺陷的相对位置。由于本文中缺陷类型为椭球体且分布在组织中的位置特殊,理论上的光密度差分差异在缺陷边缘和缺陷中心位置会有较为明显的变化,鉴于理论变化趋势,考虑将双高斯函数作为拟合曲线峰值的函数。

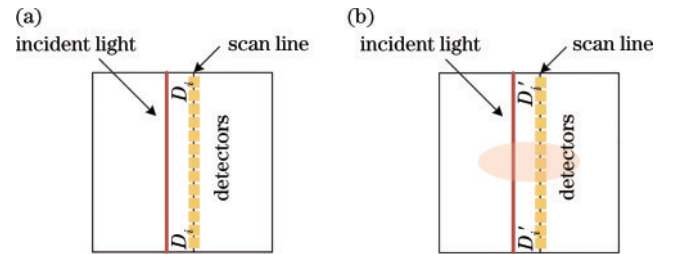


图4 同一扫描线上OD算法对正常组织与损伤组织的差异对比。(a)正常组织;(b)损伤组织

Fig. 4 Comparison of differences between normal and damaged tissues by OD algorithm along same scan lines.

(a) Normal tissue; (b) damage tissue

## 2.5 评价指标

### 2.5.1 优化仪器配置的评价指标

1) 光穿透深度被普遍用来直接说明光在生物组织中的衰减情况。这里采用的穿透深度定义为光子能量衰减到1%时的深度<sup>[5]</sup>,通过研究水果组织内的光能流率的分布确定光穿透深度。

2) 光子的平均路径长度定义为每个光子所走路程的平均值,表达式为

$$l = \frac{\sum_{m=1}^k l_m}{k}, \quad (6)$$

式中: $l_m$ 是探测器采集到的第*m*个光子的路径长度; $k$ 是该点探测器所收集到的光子总数。

3) 由于光子经过组织内部被表面探测器接收到的宏观路径呈“香蕉”形,该路径存在一个最大探测深度,平均最大探测深度是光子到达的最大深度的均值,表示为

$$z = \frac{\sum_{m=1}^k z_m}{k}, \quad (7)$$

式中:  $z_m$  是探测器采集到的第  $m$  个光子到达的最大深度。可以用平均最大探测深度分析光源-探测器的距离对探测深度的影响。

### 2.5.2 内部缺陷检测的评价指标

1) 二维光密度差异图像[由式(4)计算得到]对内部缺陷的检测能力可以用图像的对比度噪声比(CNR)进行评价,即信号强度差值与背景噪声的标准差之比,将图像在感兴趣区域内的强度差除以标准差之和。若 CNR 越大,则表明有效信号与背景区域的差值越大,对比度效果越好。CNR 的计算公式为

$$R_{CN} = \frac{1}{p} \sum_{i=1}^p \log_{10} \left( \frac{|s_A - s_B|}{\sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}} \right), \quad (8)$$

式中:  $p$  表示感兴趣区域的个数;  $s_A$  和  $\sigma_A$  分别是第  $p$  个区域的平均值和标准偏差;  $s_B$  和  $\sigma_B$  分别是背景区域的平均值和标准偏差。

2) 利用式(5)光密度差分差异得到缺陷位置分布,根据损伤所在的位置,采用双高斯函数对式(4)得到的光密度差异峰值进行拟合,函数表达式为  $f(x) = a_1 e^{-\left(\frac{x-b_1}{c_1}\right)^2} + a_2 e^{-\left(\frac{x-b_2}{c_2}\right)^2}$ , 其中  $a_1$  和  $a_2$  是峰值高度,  $b_1$  和  $b_2$  是峰值位置,  $c_1$  和  $c_2$  是峰宽大小。拟合误差描述为

$$R\text{-squared} (R^2) = 1 - \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - y_i)^2}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}, \quad (9)$$

式中:  $\bar{y}$  是输出的平均值;  $\hat{y}_i$  是拟合曲线的数值;  $y_i$  是表面漫反射光密度的真实值。

## 3 结果与讨论

线扫描成像系统对缺陷的检测能力与系统的参数设置和缺陷的大小、位置等密切相关。首先利用 MC 模拟研究了系统参数设置对缺陷检测能力的影响,从而获得最佳的系统参数配置;在此基础上,评价了系统对不同大小和位置缺陷的检测能力。

### 3.1 线扫描成像系统的参数优化

#### 3.1.1 光源入射角优化

光源入射角会影响光子在组织内部的穿透深度和组织表面的漫反射光强,从而最终影响到对深层组织的探测能力<sup>[2]</sup>。参考有关文献[2, 6, 15, 22],选择6种不同的入射角度进行模拟仿真,图5给出了不同入射角条件下,光子穿透深度和表面漫反射率的模拟结果。

从图5可以看出,随着入射角的增加,光子的穿透深度呈现递减的趋势,而表面漫反射率呈现先增大再减小的趋势。较小的穿透深度不利于对内部缺陷的检测;过小的表面漫反射率容易导致实际采集的信号被

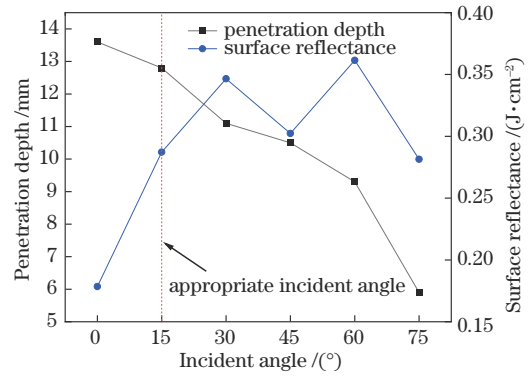


图5 不同线性光源入射角的仿真结果

Fig. 5 Simulation results of different incident angles of linear light sources

仪器噪声掩盖,不利于缺陷检测。在入射角为15°时,检测系统能够获得较好的光子入射深度和表面漫反射率的平衡,有利于达到较好的内部组织检测效果,这与许多文献中报道的高光谱仪器光源入射参数是一致的<sup>[2, 6]</sup>。

#### 3.1.2 光源-探测器距离优化

文献[2, 3, 6]建议,对于一个点光源测量系统,综合考虑信噪比和穿透深度,光源-探测器距离设置1~2 mm为宜。考虑到本文所模拟的线光源强度要高于点光源,因此设置光源-探测器的研究距离为0.5~5 mm,间隔为0.5 mm,有10个位置,分别模拟每个距离下光子反映内部信息的能力。图6和图7分别给出了表面漫反射率、平均探测深度和光子平均路径长度随光源-探测器距离变化的曲线。从曲线中可以看出,随着光源-探测器距离的增加,漫反射率数值不断降低,而探测深度和光子平均路径长度呈现近似线性增长的趋势。如果光源-探测器距离设置太近则检测深度不够,无法检测到较深位置的信息;如果距离太远,由于仪器暗电流的影响和采集的数值信息较小,对探测器的灵敏度要求较高。根据以上数据分析,可以确定光源-探测器距离在1~3 mm较为合适,此时:探测器收集到的表面漫反射率较大且达0.18~0.28 J/cm<sup>2</sup>,有利于

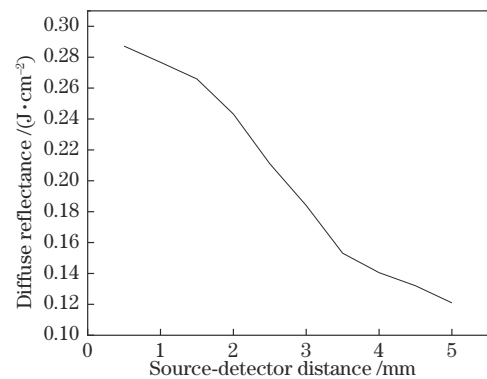


图6 漫反射率与光源-探测器距离的关系

Fig. 6 Relationship between diffuse reflectance and source-detector distance

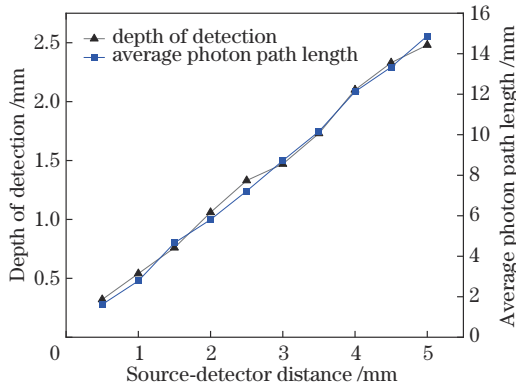


图7 光源-探测器距离与探测深度和光子平均路径长度的关系  
Fig. 7 Relationship between source-detector distance and detection depth and photon average path length

分析组织内部信息;光子的平均最大探测深度为 0.54~1.47 mm,能够对一定深度的缺陷进行检测;平均光子路径长度达 2.78~8.74 mm,路径越长含有的内部信息越丰富。综合以上分析结果,并结合当前研究文献中提及的光源-探测器距离<sup>[2, 5-6]</sup>,本文选择光源-探测器距离为 1 mm。

### 3.2 缺陷深度对检测性能的影响

在获得的最佳仪器参数条件下,模拟研究了不同缺陷深度对仪器检测性能的影响。考虑到实际水果组

织的缺陷大小,模拟了改变  $a/b$  比值的三种尺度的缺陷,小缺陷( $a=2$  mm,  $b=1.5$  mm,  $c=1$  mm)、中等缺陷( $a=2$  mm,  $b=2$  mm,  $c=1$  mm)、大缺陷( $a=2$  mm,  $b=3$  mm,  $c=1$  mm),其位置在光子可穿透深度范围内分布时,采集的表面光强分布情况。由于实际光学仪器的信噪比大致为 40 dB~60 dB,本文采用 50 dB 的信噪比模拟真实检测情况。

#### 3.2.1 光密度差异图像可视化

将正常组织表面漫反射图像与损伤组织表面漫反射图像的光密度差异作为可视化分析的对象。限于篇幅,图 8(a)和图 8(b)分别给出了小缺陷和大缺陷在深度为 1 mm 时得到的光密度差值分布图像。从图 8(a)可以看出,光密度差值较大的部分(高亮区域)近似为一个椭圆形,且区间范围分布在  $x \in (-1.5$  mm, 2.5 mm)和  $y \in (-1.5$  mm, 1.5 mm),这与设置的小缺陷大小一致。由图 8(b)可知,光强差值较大的部分为一个较大椭圆形,且区间范围分布在  $x \in (-1.5$  mm, 2.5 mm)和  $y \in (-3$  mm, 3 mm),这与设置的大缺陷大小相吻合,即说明从二维光密度差值分布能够得到不同类型缺陷的信息。然而在深度分别超过 2.7 mm、3 mm 和 3.5 mm 对三种缺陷进行检测时,均不能得到有明显光强差异的二维光密度差异图像,初步验证了不同大小缺陷对检测深度带来的影响。

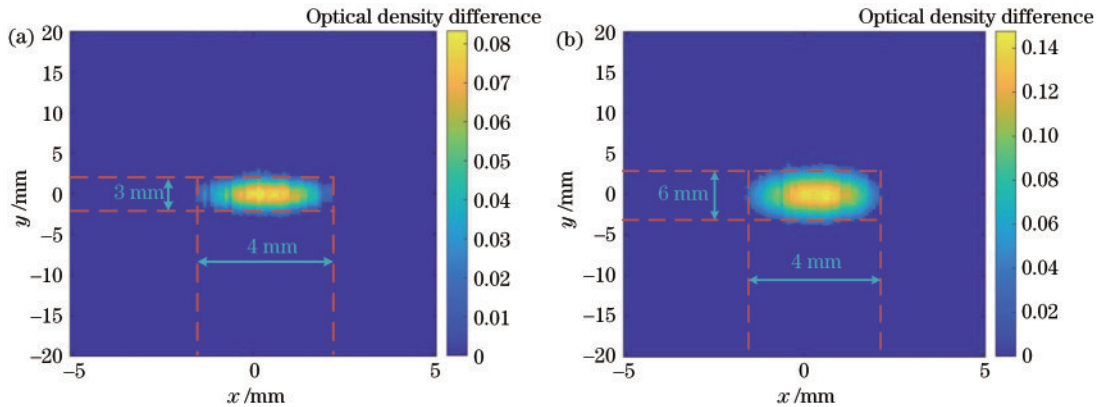


图8 光密度差异分布图像。(a)小缺陷;(b)大缺陷

Fig. 8 Optical density differential distribution images. (a) Small defect; (b) large defect

图 9 给出了在不同深度范围内从光密度差异图像得到的 CNR 的变化曲线。由图 9 可知:在相同的吸收系数对比度的情况下,随着缺陷轴半径的增加, CNR 也越来越大,即缺陷轮廓边界显示越清晰,可以分辨出缺陷的区域;缺陷的大小一定时,随着缺陷位于组织内部的深度逐渐增大, CNR 趋于减小,缺陷区域显示的精确度降低。与此同时,光强亮度差异的最大值出现在缺陷区域的中心,这与实际设置的缺陷位置基本一致。在缺陷深度距离组织表面距离较小时,由于光子在生物组织内部的传输路径呈现“香蕉”状,缺陷与表面和探测器距离较小时,其阻碍光子传播路径的体积较大,使得光子表面漫反射数值变化增加,因此较浅的

深度能够得到较好的缺陷位置预测结果。

#### 3.2.2 光密度差分差异分析

图 10 给出了小缺陷在深度为 1, 2.5, 3 mm 时的光密度差分差异曲线。从图 10 可知:曲线的峰值(虚线对应的曲线坐标)是明显的拐点,这可能与内部存在的缺陷的位置和大小有关;随着深度的增加,相邻探测器间的光密度差分差异的幅值减小,并且在缺陷深度为 3 mm 时,曲线不能表示相邻光密度差值的差异情况,这与漫反射数据反映的深度检测范围相关。利用式(5)将计算扫描线下获得的所有光密度差异的相邻差值,并将其在峰值对应坐标区间内的数据绘制成二维图像,如图 11 所示。从图 11 可以看出,光密度差分

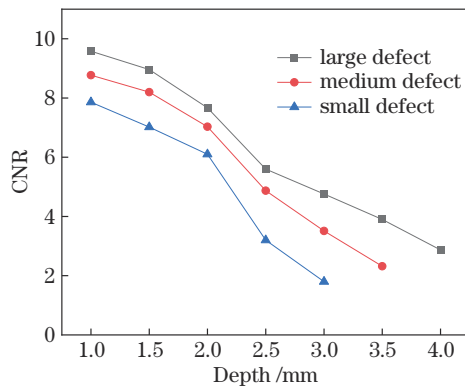


图 9 三种缺陷在不同深度时的 CNR 变化

Fig. 9 CNR change of three defects at different depths

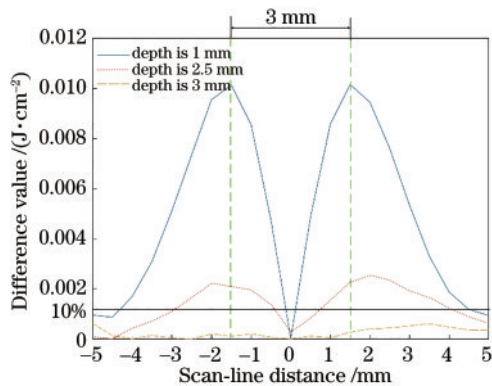


图 10 小缺陷深度不同的光密度差异曲线

Fig. 10 Optical density difference curves of small defects with different depths

差异的最小值出现在 0 mm; 其峰值形成了整体的缺陷轮廓, 直观地反映了缺陷轮廓大小和光密度差分差异峰值之间的关系。限于篇幅, 仅给出小缺陷的分析过程, 通过同样的方法能够得出另两种类型缺陷在不同深度的光密度差分差异分布图像, 当小缺陷、中等缺陷和大缺陷在深度为 2.7 mm、3 mm 和 3.5 mm 时依旧能看出相应的光密度差分差异变化。为了避免光密度差异数值过小带来的误差以及实际应用过程中噪声带来的误差, 对差值进行归一化处理, 将表层与缺陷恰好不接触的光密度差分差异的 10% 设定为阈值, 将阈值范围以下的深度作为得出的深度检测限, 其余两种缺陷类型也适用于设定的 10% 阈值范围的情况。

从图 11 二维图像能够得到缺陷的整体轮廓信息, 结合三种缺陷类型光密度差分差异曲线的峰值拟合, 得出其与缺陷位置之间的关系。对于小缺陷, 在深度为 1~2.7 mm 得到的峰值坐标为  $\pm 1.5$  mm, R-squared 均在 0.77 附近; 对于中等缺陷, 在深度为 1~3 mm 得到的峰值坐标为  $\pm 2$  mm, R-squared 均在 0.83 附近, 与设定的缺陷类型基本是一致的; 对于大缺陷, 在深度为 1~3.5 mm 得到的峰值坐标均在  $\pm 3$  mm 附近, R-squared 均在 0.85 附近; 而在深度分别为 2.7 mm、3 mm 和 3.5 mm 以上时, 峰值拟合的 R-squared 均不超

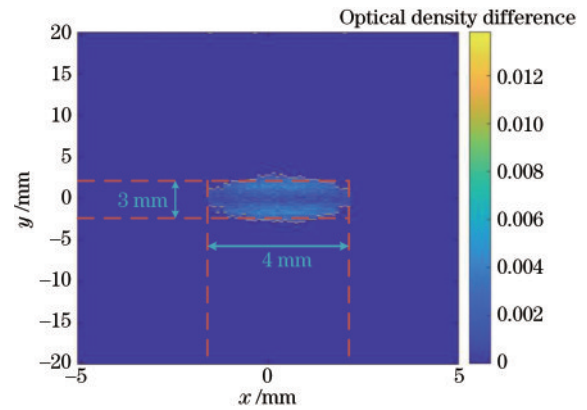


图 11 小缺陷在深度为 1 mm 时的二维光密度差分差异

Fig. 11 Two-dimensional optical density difference of small defects at a depth of 1 mm

过 0.23, R-squared 的数值越接近 1 代表拟合的效果越好, 因此这种情况下不能分别得到三种缺陷的轮廓大小及位置信息。结果验证了光密度差分差异的峰值与缺陷轮廓之间的联系, 曲线拟合的结果也可以为深度检测提供参考。

## 4 结 论

利用蒙特卡罗模拟方法和光密度差异算法相结合的方式研究了线扫描成像系统对组织内部缺陷的检测性能。该方法首先利用 MC 模拟分析了线光源条件下光源入射角和光源-探测器距离对光子在组织内部穿透深度和表面漫反射强度的影响, 发现在光源入射角为  $15^\circ$  和光源-探测器距离为 1 mm 情况下, 可以获得良好的光子穿透深度和表面漫反射强度的平衡。在此基础上, 利用光密度差异算法分析了缺陷大小及深度对表面漫反射光强的影响。实验结果表明, 所提方法能够实现对光学仪器检测性能的判定。本文仅研究了椭圆形态缺陷的深度检测范围, 在后续的研究中, 将研究缺陷形态对仪器性能的影响。

## 参 考 文 献

- [1] 高迎旺, 耿金凤, 饶秀勤. 果蔬采后内部损伤无损检测研究进展[J]. 食品科学, 2017, 38(15): 277-287.  
Gao Y W, Geng J F, Rao X Q. Non-invasive bruise detection in postharvest fruits and vegetables: a review[J]. Food Science, 2017, 38(15): 277-287.
- [2] Qin J W, Lu R F. Measurement of the optical properties of fruits and vegetables using spatially resolved hyperspectral diffuse reflectance imaging technique[J]. Postharvest Biology and Technology, 2008, 49(3): 355-365.
- [3] 王浩云, 李亦白, 张煜卓, 等. 基于光子传输模拟的苹果品质高光谱检测源探位置研究[J]. 农业工程学报, 2019, 35(4): 281-289.  
Wang H Y, Li Y B, Zhang Y Z, et al. Research on hyperspectral light and probe source location on apple for quality detection based on photon transmission simulation [J]. Transactions of the Chinese Society of Agricultural

- Engineering, 2019, 35(4): 281-289.
- [4] Wang L H, Jacques S L, Zheng L Q. MCML: Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1995, 47(2): 131-146.
- [5] Wu A, Zhu J H, Tao Z L. Light transmission analysis of laser scattering imaging and Monte Carlo simulation in apple issue[J]. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, 2018, 392(5): 052026.
- [6] Cen H Y, Lu R F. Optimization of the hyperspectral imaging-based spatially-resolved system for measuring the optical properties of biological materials[J]. Optics Express, 2010, 18(16): 17412-17432.
- [7] Fang Q Q. Mesh-based Monte Carlo method using fast ray-tracing in Plücker coordinates[J]. Biomedical Optics Express, 2010, 1(1): 165-175.
- [8] Shen H O, Wang G. A study on tetrahedron-based inhomogeneous Monte Carlo optical simulation[J]. Biomedical Optics Express, 2010, 2(1): 44-57.
- [9] Zhang M Y, Li C Y, Yang F Z. Optical properties of blueberry flesh and skin and Monte Carlo multi-layered simulation of light interaction with fruit tissues[J]. Postharvest Biology and Technology, 2019, 150: 28-41.
- [10] 戈永慧, 宋进, 潘磊庆, 等. 基于高光谱成像检测猕猴桃冷害的研究[J]. 南京农业大学学报, 2022, 45(2): 386-394.
- Ge Y H, Song J, Pan L Q, et al. Research on detecting chilling injury of kiwifruit based on hyperspectral imaging technology[J]. Journal of Nanjing Agricultural University, 2022, 45(2): 386-394.
- [11] 王浩云, 曹雪莲, 孙云晓, 等. 基于光学特性参数反演的绿萝叶绿素含量估测研究[J]. 农业机械学报, 2021, 52(3): 202-209.
- Wang H Y, Cao X L, Sun Y X, et al. Estimation of chlorophyll content of epipremnum aureum based on optical characteristic parameter inversion[J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2021, 52(3): 202-209.
- [12] 李江涛, 胡文雁, 赵龙莲, 等. 频域近红外光学成像法的苹果内部病变检测精度[J]. 光谱学与光谱分析, 2019, 39(9): 2836-2841.
- Li J T, Hu W Y, Zhao L L, et al. Study of the accuracy of apple internal lesion detection based on frequency domain diffuse optical tomography[J]. Spectroscopy and Spectral Analysis, 2019, 39(9): 2836-2841.
- [13] 胡栋, 孙通, 应义斌. 基于结构光反射成像的水果果皮和果肉光学特性参数测量[J]. 农业工程学报, 2020, 36(7): 284-291.
- Hu D, Sun T, Ying Y B. Measurement of optical property parameters of fruit skin and flesh using structured illumination reflectance imaging[J]. Transactions of the Chinese Society of Agricultural Engineering, 2020, 36(7): 284-291.
- [14] Ding C Z, Shi S N, Chen J J, et al. Influence of surface curvature on light-based nondestructive measurement of stone fruit[J]. Computers and Electronics in Agriculture, 2016, 121: 200-206.
- [15] Hu D, Fu X P, Ying Y B. Characterizing pear tissue with optical absorption and scattering properties using spatially-resolved diffuse reflectance[J]. Journal of Food Measurement and Characterization, 2017, 11(2): 930-936.
- [16] Lohner S A, Biegert K, Nothelfer S, et al. Determining the optical properties of apple tissue and their dependence on physiological and morphological characteristics during maturation. Part 1: spatial frequency domain imaging[J]. Postharvest Biology and Technology, 2021, 181: 111647.
- [17] Gao M J, Guo W C, Huang X L, et al. Effect of pressing and impacting bruises on optical properties of kiwifruit flesh[J]. Postharvest Biology and Technology, 2021, 172: 111385.
- [18] 贺俊吉, 张广军. 结构光三维视觉检测中光条图像处理方法研究[J]. 北京航空航天大学学报, 2003, 29(7): 593-597.
- He J J, Zhang G J. Study on method for processing image of strip in structured-light 3D vision measuring technique[J]. Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics, 2003, 29(7): 593-597.
- [19] 徐科, 杨朝霖, 周鹏, 等. 基于激光光源的钢轨表面缺陷三维检测方法[J]. 机械工程学报, 2010, 46(8): 1-5.
- Xu K, Yang C L, Zhou P, et al. 3D detection technique of surface defects for steel rails based on linear lasers[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2010, 46(8): 1-5.
- [20] Sun Q M, Zhang Y J, Ma J, et al. Detector location selection based on VIP analysis in near-infrared detection of dural hematoma[J]. Saudi Journal of Biological Sciences, 2018, 25(3): 452-456.
- [21] Wang H Q, Ren L N, Zhao Z, et al. Fast localization method of an anomaly in tissue based on differential optical density[J]. Biomedical Optics Express, 2018, 9(5): 2018-2026.
- [22] 刘丽丽. 浑浊介质光学特性多参数的识别方法研究[D]. 无锡: 江南大学, 2020.
- Liu L L. A study on identification techniques for multiple optical parameters of turbid media[D]. Wuxi: Jiangnan University, 2020.