



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103558177 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 06

(21) 申请号 201310598444. 5

CN 102507460 A, 2012. 06. 20,

(22) 申请日 2013. 11. 22

刘志存等. 用稳态空间分辨光谱技术检测农产品光学参数的研究及应用. 《农业工程学报》. 2008, 第 24 卷 (第 9 期),

(73) 专利权人 中国农业大学

地址 100193 北京市海淀区圆明园西路 2 号

姬瑞勤等. 鲜肉水分近红外漫反射方法及实验研究. 《光谱学与光谱分析》. 2008, 第 28 卷 (第 8 期),

(72) 发明人 黄岚 李昊 王忠义 王建旭

范利锋

审查员 樊凯利

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 李迪

(51) Int. Cl.

G01N 21/3563(2014. 01)

G01N 21/359(2014. 01)

(56) 对比文件

CN 102590103 A, 2012. 07. 18,

CN 103235095 A, 2013. 08. 07,

CN 101694462 A, 2010. 04. 14,

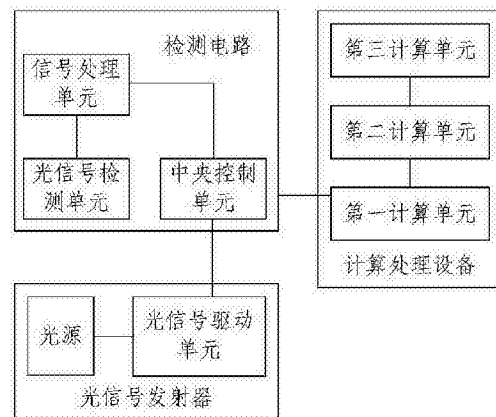
权利要求书4页 说明书12页 附图2页

(54) 发明名称

生肉组织水分近红外检测装置及检测方法

(57) 摘要

本发明涉及农业信息技术领域,公开了一种生肉组织水分近红外检测装置,包括:光信号发射器,用于向待测生肉表面发射预定占空比、预定频率的n种预定波长的n路脉冲光信号,n≥3;检测电路,用于接收经待测生肉漫反射的n路脉冲光信号,并将所述漫反射的n路脉冲光信号转换为n×m个光谱信号,m表示在m个不同位置接收所述漫反射的n路脉冲光信号,m≥2;计算处理设备,连接所述检测电路,用于从所述n×m个光谱信号中计算出n×m个漫反射率,并建立n×m个漫反射率和生肉组织含水量的线性关系模型,根据所述关系模型计算待测生肉组织的含水量。还公开了一种生肉组织水分近红外检测方法。本发明能够准确且低成本地检测生肉组织水分。



1. 一种生肉组织水分近红外检测装置,其特征在于,包括:

光信号发射器,用于向待测生肉表面发射预定占空比、预定频率的 n 种预定波长的 n 路脉冲光信号, n ≥ 3;

检测电路,用于接收经所述待测生肉漫反射的 n 路脉冲光信号,并将所述漫反射的 n 路脉冲光信号转换为 n × m 个光谱信号,m 表示在 m 个不同位置接收所述漫反射的 n 路脉冲光信号, m ≥ 2;

计算处理设备,连接所述检测电路,用于从所述 n × m 个光谱信号中计算出 n × m 个漫反射率,并建立 n × m 个漫反射率和生肉组织含水量的线性关系模型,根据所述线性关系模型计算所述待测生肉组织含水量;

所述计算处理设备包括:

第一计算单元,连接中央控制单元,用于从所述 n × m 光谱信号中包含的各自的入射光强相对于检测光强的衰减数据计算得到 n × m 个漫反射率,计算公式如下:

$$r_j^{\lambda_i} = (I_j^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i}) / (I_0^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i})$$

从而得到待测生肉的漫反射率一维向量:

$$R = [r_1^{\lambda_1}, r_2^{\lambda_1}, \dots, r_m^{\lambda_1}, r_1^{\lambda_2}, r_2^{\lambda_2}, \dots, r_m^{\lambda_2}, \dots, r_1^{\lambda_n}, r_2^{\lambda_n}, \dots, r_m^{\lambda_n}]$$

其中, λ_i 为第 i 个脉冲光信号的波长, i = 1, 2, ..., n; j = 1, 2, ..., m 表示 m 个不同位置, I₀^{λ_i} 分别为第 i 个脉冲光信号未经过待测生肉组织的入射光强, b_j^{λ_i} 为被第 j 个位置检测到的环境杂散光和暗电流作用之和; I_j^{λ_i} 为在第 j 个位置检测到的第 i 个脉冲光信号被待测生肉漫反射后的光强, r_j^{λ_i} 为待测生肉的第 i 个脉冲光信号在第 j 位置的漫反射率;

第二计算单元,连接所述第一计算单元,用于建立漫反射率矩阵 R_s 和生肉组织含水量向量 C 的线性关系模型:

$$C^T = R_s A^T + E^T$$

采用国标法直接将样品生肉组织烘干方法测量 p 个样品生肉的含水量,得到的样品生肉组织含水量 c_k, k 为样品编号, 1 ≤ k ≤ p, p 个样品的含水量的一维向量 C = [c₁, c₂, c₃, ..., c_k, ..., c_p];

$$R_s = \begin{bmatrix} r_{11}^{\lambda_1}, r_{21}^{\lambda_1}, \dots, r_{m1}^{\lambda_1}, r_{11}^{\lambda_2}, r_{21}^{\lambda_2}, \dots, r_{m1}^{\lambda_2}, \dots, r_{11}^{\lambda_n}, r_{21}^{\lambda_n}, \dots, r_{m1}^{\lambda_n} \\ r_{12}^{\lambda_1}, r_{22}^{\lambda_1}, \dots, r_{m2}^{\lambda_1}, r_{12}^{\lambda_2}, r_{22}^{\lambda_2}, \dots, r_{m2}^{\lambda_2}, \dots, r_{12}^{\lambda_n}, r_{22}^{\lambda_n}, \dots, r_{m2}^{\lambda_n} \\ \dots \\ r_{1p}^{\lambda_1}, r_{2p}^{\lambda_1}, \dots, r_{mp}^{\lambda_1}, r_{1p}^{\lambda_2}, r_{2p}^{\lambda_2}, \dots, r_{mp}^{\lambda_2}, \dots, r_{1p}^{\lambda_n}, r_{2p}^{\lambda_n}, \dots, r_{mp}^{\lambda_n} \end{bmatrix}$$

R_s 为 r_{jk}^{λ_i} 的矩阵, r_{jk}^{λ_i} 表示第 i 个脉冲光信号在第 k 个样品的第 j 位置的漫反射率, i = 1, 2, ..., n; j = 1, 2, ..., m; k = 1, 2, ..., p;

线性关系模型系数向量 A 表示为:

$$A = [a_1^{\lambda_1}, a_2^{\lambda_1}, \dots, a_m^{\lambda_1}, a_1^{\lambda_2}, a_2^{\lambda_2}, \dots, a_m^{\lambda_2}, \dots, a_1^{\lambda_n}, a_2^{\lambda_n}, \dots, a_m^{\lambda_n}]$$

其中, E 表示残差向量, E = [e₁, e₂, ..., e_p]; 以上 C^T 是 C 的转置; A^T 是 A 转置; E^T 是 E 转置;

通过样品的 C 和 R_s 标定 A, 以得到最终含水量的线性关系为:

$$c = RA^T + e$$

其中, c 为待测生肉组织含水量, $\min(e_1, e_2, \dots, e_p) \leq e \leq \max(e_1, e_2, \dots, e_p)$, $\min()$ 和 $\max()$ 分别为最小、最大值函数;

第三计算单元, 连接所述第二计算单元, 用于将所述 $R = [r_1^{\lambda 1}, r_2^{\lambda 1}, \dots, r_m^{\lambda 1}, r_1^{\lambda 2}, r_2^{\lambda 2}, \dots, r_m^{\lambda 2}, \dots, r_1^{\lambda n}, r_2^{\lambda n}, \dots, r_m^{\lambda n}]$ 代入线性关系模型 $c = RA^T + e$, 以计算待测生肉组织含水量。

2. 如权利要求 1 所述的生肉组织水分近红外检测装置, 其特征在于, 所述检测电路包括: 光信号检测单元、信号处理单元和中央控制单元, 所述中央控制单元连接信号处理单元, 所述信号处理单元连接所述光信号检测单元;

所述光信号检测单元包括 m 个光电传感器, 每个光电传感器用于接收经待测生肉表面漫反射的 n 路脉冲光信号并将其转换成模拟电信号, 共 $n \times m$ 个模拟电信号;

所述信号处理单元用于在所述中央控制单元的控制下将所述 $n \times m$ 个模拟电信号分别进行放大、采样并保持;

所述中央控制单元连接所述计算处理设备, 用于将放大、采样后的所述 $n \times m$ 个模拟电信号转换为所述 $n \times m$ 个光谱信号传输至所述计算处理设备。

3. 如权利要求 2 所述的生肉组织水分近红外检测装置, 其特征在于, 所述光信号发射器包括光源和与所述光源连接的光信号驱动单元, 所述光信号驱动单元连接所述中央控制单元, 用于在所述中央控制单元的控制下调制光源的发光频率、占空比、波长及光强。

4. 如权利要求 3 所述的生肉组织水分近红外检测装置, 其特征在于, 所述光源的出光面与所述 m 个光电传感器的感光面位于同一平面, 且所述光源的出光面中心与 m 个光电传感器的感光面中心位于同一条直线上。

5. 如权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的生肉组织水分近红外检测装置, 其特征在于, 所述 n 为 4, m 为 3, 4 路脉冲光信号的预定占空比均为 90:10 ~ 100:2, 预定频率均为 50Hz, 4 路脉冲光信号各自的预定波长为 970nm、850nm、805nm 和 750nm。

6. 一种生肉组织水分近红外检测方法, 其特征在于, 包括步骤:

S1: 发射预定占空比、预定频率的 n 种预定波长的 n 路脉冲光信号至待测生肉表面, $n \geq 3$;

S2: 在 m 个不同位置均采集所述 n 路脉冲光信号经待测生肉组织表面漫反射后的光信号, 得到漫反射后的 $n \times m$ 路脉冲光信号, 并将漫反射后的 $n \times m$ 路脉冲光信号转换成 $n \times m$ 个光谱信号, $m \geq 2$;

S3: 从所述 $n \times m$ 个光谱信号数据中计算出 $n \times m$ 个漫反射率, 并根据预先建立的漫反射率和待测生肉组织含水量的线性关系模型计算待测生肉组织含水量;

所述步骤 S3 具体包括步骤:

S3.1: 从 $n \times m$ 路光谱信号中包含的入射光强相对于透射光强的衰减数据计算得到 $n \times m$ 个漫反射率, 计算公式如下:

$$r_j^{\lambda i} = (I_j^{\lambda i} - b_j^{\lambda i}) / (I_0^{\lambda i} - b_j^{\lambda i})$$

从而得到待测生肉组织的漫反射率一维向量:

$$R = [r_1^{\lambda 1}, r_2^{\lambda 1}, \dots, r_m^{\lambda 1}, r_1^{\lambda 2}, r_2^{\lambda 2}, \dots, r_m^{\lambda 2}, \dots, r_1^{\lambda n}, r_2^{\lambda n}, \dots, r_m^{\lambda n}]$$

其中, λ_i 为第 i 个脉冲光信号的波长, $i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m$ 表示 m 个不同位置, $I_0^{\lambda_i}$ 分别为第 i 个脉冲光信号未经过待测生肉组织的入射光强, $b_j^{\lambda_i}$ 为被第 j 个位置检测到的环境杂散光和暗电流作用之和; $I_j^{\lambda_i}$ 为在第 j 个位置检测到的第 i 个脉冲光信号被待测生肉漫反射后的光强, $r_j^{\lambda_i}$ 为待测生肉的第 i 个脉冲光信号在第 j 位置的漫反射率;

S3.2: 根据预先建立的漫反射率与生肉组织含水量的线性关系模型, 计算待测生肉组织含水量 c , 所述线性关系模型如下:

$$c = RA^T + e$$

代入所述待测生肉的漫反射率一维向量 R , 计算所述待测生肉组织含水量, A 为线性关系模型系数向量:

$$A = [a_1^{\lambda_1}, a_2^{\lambda_1}, \dots, a_m^{\lambda_1}, a_1^{\lambda_2}, a_2^{\lambda_2}, \dots, a_m^{\lambda_2}, \dots, a_1^{\lambda_n}, a_2^{\lambda_n}, \dots, a_m^{\lambda_n}]$$

其中, A 表示线性关系模型系数向量, A^T 表示 A 的转置, e 表示残差。

7. 如权利要求 6 所述的生肉组织水分近红外检测方法, 其特征在于, 所述步骤 S2 具体包括步骤:

S2.1: 依次发射 n 个不同波长的脉冲光信号, 并在 m 个位置上形成所述漫反射后的 $n \times m$ 路脉冲光信号, 对应由 m 个光电传感器进行光电转换, 转换得到 $n \times m$ 个模拟电信号;

S2.2: 针对每个波长, 对所述 m 个模拟电信号进行放大并采样保持, 得到放大和采样后的 m 个模拟电信号, 对于 n 个波长, 则有 $n \times m$ 个放大和采样后的模拟电信号;

S2.3: 对每个波长, 将放大、采样后的所述 m 个模拟电信号转换为 m 个光谱信号, n 个波长则有 $n \times m$ 个光谱信号。

8. 如权利要求 6 所述的生肉组织水分近红外检测方法, 其特征在于, 在 S3 之前还包括: 建立的漫反射率与生肉组织含水量的线性关系模型的步骤: 具体包括:

建立漫反射率矩阵 R_s 和生肉组织含水量向量 C 的线性关系模型:

$$C^T = R_s A^T + E^T$$

采用国标法直接将样品生肉烘干方法测量 p 个样品生肉组织的含水量, 得到的样品生肉组织的含水量 c_k , k 为样品编号, $1 \leq k \leq p$, p 个样品的含水量的一维向量 $C = [c_1, c_2, c_3, \dots, c_k, \dots, c_p]$,

$$R_s = \begin{bmatrix} r_{11}^{\lambda_1}, r_{21}^{\lambda_1}, \dots, r_{m1}^{\lambda_1}, r_{11}^{\lambda_2}, r_{21}^{\lambda_2}, \dots, r_{m1}^{\lambda_2}, \dots, r_{11}^{\lambda_n}, r_{21}^{\lambda_n}, \dots, r_{m1}^{\lambda_n} \\ r_{12}^{\lambda_1}, r_{22}^{\lambda_1}, \dots, r_{m2}^{\lambda_1}, r_{12}^{\lambda_2}, r_{22}^{\lambda_2}, \dots, r_{m2}^{\lambda_2}, \dots, r_{12}^{\lambda_n}, r_{22}^{\lambda_n}, \dots, r_{m2}^{\lambda_n} \\ \dots \\ r_{1p}^{\lambda_1}, r_{2p}^{\lambda_1}, \dots, r_{mp}^{\lambda_1}, r_{1p}^{\lambda_2}, r_{2p}^{\lambda_2}, \dots, r_{mp}^{\lambda_2}, \dots, r_{1p}^{\lambda_n}, r_{2p}^{\lambda_n}, \dots, r_{mp}^{\lambda_n} \end{bmatrix}$$

R_s 为 $r_{jk}^{\lambda_i}$ 的矩阵, $r_{jk}^{\lambda_i}$ 表示第 i 个脉冲光信号在第 k 个样品的第 j 位置的漫反射率, $i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m$; $k = 1, 2, \dots, p$;

线性关系模型系数向量 A 表示为:

$$A = [a_1^{\lambda_1}, a_2^{\lambda_1}, \dots, a_m^{\lambda_1}, a_1^{\lambda_2}, a_2^{\lambda_2}, \dots, a_m^{\lambda_2}, \dots, a_1^{\lambda_n}, a_2^{\lambda_n}, \dots, a_m^{\lambda_n}]$$

其中, E 表示残差向量, $E = [e_1, e_2, \dots, e_p]$; 以上 C^T 是 C 的转置; A^T 是 A 转置; E^T 是 E 转置;

通过样品的 C 和 R_s 标定 A, 以得到最终线性关系模型:

$$c = RA^T + e$$

其中, c 为待测生肉组织含水量, $\min(e_1, e_2, \dots, e_p) \leq e \leq \max(e_1, e_2, \dots, e_p)$, $\min()$ 和 $\max()$ 分别为最小、最大值函数。

9. 如权利要求 6 ~ 8 中任一项所述的生肉组织水分近红外检测方法, 其特征在于, 所述 n 为 4, m 为 3, 4 路脉冲光信号的预定占空比均为 90:10 ~ 100:2, 预定频率均为 50Hz, 4 路脉冲光信号各自的预定波长为 970nm、850nm、805nm 和 750nm。

生肉组织水分近红外检测装置及检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及农业信息技术领域,特别涉及一种生肉组织水分近红外检测装置及检测方法。

背景技术

[0002] 猪肉是我国居民主要食用的肉类,长期以来,猪肉的消费量一直占我国肉类总消费量的60%以上。含水量是肉品品质最重要的指标之一,含水量的高低将直接影响到猪肉的食用品质、营养价值和经济价值。注水肉在市场上仍然存在,多年来屡禁不止,经过调查发现注水肉灌注的多是盐水、脏水等,对广大消费者的身体健康造成了极大的威胁,因此开发鲜肉水分无损快速检测的便携式装置和方法十分迫切。

[0003] 目前,检测生肉含水量的方法主要有烘干法、电导法、电容法,近红外光谱法。

[0004] 烘干法是国家标准中规定的测定方法,该测量方法优点是测量结果准确可靠,但是其采用的是有损测量,费时费力,无法做到实时监测;

[0005] 电导法和电容法都可以做到快速测量,便于携带,但是容易受到样品中其他成分的干扰,仪器结果稳定性差,且一般属于侵入式测量,并非无损。

[0006] 在生肉品质无损检测领域,现有技术中应用较为广泛的为传统近红外光谱方法,该方法具有快速,无损的特点,在测量时一般采用成熟的商用全波长光谱仪器,仪器体积大,造价高昂,并且由于发射光线与检测光纤的探头直径约为5mm,因此存在检测范围小,检测深度不足的问题,这都会影响测量数据的可靠性与代表性。高光谱技术发展迅猛,与之的相关研究逐渐增多,该技术具有全程可视化、具体直观,检测范围广的特点,但是同样存在仪器体积庞大,造价高昂,操作复杂,检测深度不足的问题,难以在市场上推广和应用。

[0007] 综上所述,目前所用检测猪肉组织水分的方法(现有技术)都存在体积大,造价高,检测深度不足的问题,不具备便携、造价低的特点,不适于在市场上做快速无损的在线检测。现有技术也不能提供对猪肉组织含水量的进一步分析方法和步骤。由于利用现有技术进行检测时的困境,因此就需要建立一种新的检测方法和研制便携的在线监测装置,以弥补当前检测方法的不足,使得对猪肉组织含水量的检测方便、准确、客观,可以从实验室研究转变为生产应用服务。

[0008] 稳态空间分辨光谱技术的出现扩大了传统近红外光谱技术的检测深度和检测范围。近红外光谱分析技术是一种高效、快速的现代分析技术,已在很多领域得到广泛应用。猪肉组织水分检测的原理是猪肉组织中的这些化学物质分子结构中的化学键在一定辐射水平的照射下发生振动,引起某些波长的光谱发射和吸收产生差异,从而产生了不同的光谱反射率,且该波长处光谱反射率的变化对该化学组分的多少非常敏感。猪肉组织化学组分光谱诊断的实现便是以猪肉组织化学组分敏感光谱的反射率与该组分含量或浓度的相关关系为基础的。稳态空间分辨光谱技术中的稳态是指当连续稳定光源垂直入射到半无限大介质表面时,根据漫射近似理论可以认为介质内的光是一种与时间无关的稳态分布。该技术的检测对象主要是漫反射光,因此检测器需要放在在组织表面的光源同侧。检测器检

测到的光强与入射光强之比即为漫反射率。空间分辨光谱技术则是指与光源不同距离的空间位置上的检测器检测到的漫反射率携带组织不同深度的吸收和散射信息,这一点由辐射传输理论得出,并经组织光学仿真实验得到证实。对于猪肉样品而言,由于其是强散射物质,光与猪肉组织作用的规律以漫射方程来定量描述,公式是漫射方程在半无限大条件的解:

$$[0009] \quad R(\rho) = \frac{1}{4\pi\mu_t} \left(\mu_{\text{eff}} + \frac{1}{\rho} \right) \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} \times \rho}}{\rho^2}$$

[0010] 其中, ρ 为光源到检测器之间的距离, $R(\rho)$ 为距离光源 ρ 处的检测器检测到的漫反射信号, $\mu_{\text{eff}} = \sqrt{3\mu_a(\mu_s + \mu'_s)}$ 为生物组织的有效衰减系数, μ_a 为生物组织的吸收系数, μ'_s 为生物组织的约化散射系数, $\mu'_t = \mu_a + \mu'_s$ 。一般认为,吸收系数与生物组织的化学成分含量相关,散射系数与组织的结构相关。根据解的形式,光进入组织后,其漫反射率随着与入射光源的距离增加而下降,且是生物组织吸收、散射以及检测器到光源距离的函数,能够反映生物组织的成分以及结构信息。

发明内容

[0011] (一) 要解决的技术问题

[0012] 本发明要解决的技术问题是:如何实现准确率高且成本低的生肉组织非破坏性在线水分近红外检测装置及检测方法。

[0013] (二) 技术方案

[0014] 为解决上述技术问题,本发明提供了一种生肉组织水分近红外检测装置,包括:

[0015] 光信号发射器,用于向待测生肉表面发射预定占空比、预定频率的 n 种预定波长的 n 路脉冲光信号, $n \geq 3$;

[0016] 检测电路,用于接收经所述待测生肉漫反射的 n 路脉冲光信号,并将所述漫反射的 n 路脉冲光信号转换为 $n \times m$ 个光谱信号, m 表示在 m 个不同位置接收所述漫反射的 n 路脉冲光信号, $m \geq 2$;

[0017] 计算处理设备,连接所述检测电路,用于从所述 $n \times m$ 个光谱信号中计算出 $n \times m$ 个漫反射率,并建立 $n \times m$ 个漫反射率和生肉组织含水量的线性关系模型,根据所述线性关系模型计算所述待测生肉组织含水量。

[0018] 其中,所述检测电路包括:光信号检测单元、信号处理单元和中央控制单元,所述中央控制单元连接信号处理单元,所述信号处理单元连接所述光信号检测单元;

[0019] 所述光信号检测单元包括 m 个光电传感器,每个光电传感器用于接收经待测生肉表面漫反射的 n 路脉冲光信号并将其转换成模拟电信号,共 $n \times m$ 个模拟电信号;

[0020] 所述信号处理单元用于在所述中央控制单元的控制下将所述 $n \times m$ 个模拟电信号分别进行放大、采样并保持;

[0021] 所述中央控制单元连接所述计算处理设备,用于将放大、采样后的所述 $n \times m$ 个模拟电信号转换为所述 $n \times m$ 个光谱信号传输至所述计算处理设备。

[0022] 其中,所述光信号发射器包括光源和与所述光源连接的光信号驱动单元,所述光信号驱动单元连接所述中央控制单元,用于在所述中央控制单元的控制下调制光源的发光

频率、占空比、波长及光强。

[0023] 其中,所述光源的出光面与所述 m 个光电传感器的感光面位于同一平面,且所述光源的出光面中心与 m 个光电传感器的感光面中心位于同一条直线上。

[0024] 其中,所述计算处理设备包括:

[0025] 第一计算单元,连接所述中央控制单元,用于从所述 $n \times m$ 光谱信号中包含的各自的入射光强相对于检测光强的衰减数据计算得到 $n \times m$ 个漫反射率,计算公式如下:

$$[0026] \quad r_j^{\lambda i} = (I_j^{\lambda i} - b_j^{\lambda i}) / (I_0^{\lambda i} - b_j^{\lambda i})$$

[0027] 从而得到待测生肉的漫反射率一维向量:

$$[0028] \quad R = [r_1^{\lambda 1}, r_2^{\lambda 1}, \dots, r_m^{\lambda 1}, r_1^{\lambda 2}, r_2^{\lambda 2}, \dots, r_m^{\lambda 2}, \dots, r_1^{\lambda n}, r_2^{\lambda n}, \dots, r_m^{\lambda n}]$$

[0029] 其中, λi 为第 i 个脉冲光信号的波长, $i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m$ 表示 m 个不同位置, $I_0^{\lambda i}$ 分别为第 i 个脉冲光信号未经过待测生肉组织的入射光强, $b_j^{\lambda i}$ 为被第 j 个位置检测到的环境杂散光和暗电流作用之和; $I_j^{\lambda i}$ 为在第 j 个位置检测到的第 i 个脉冲光信号(第 i 个脉冲光信号就是第 i 个波长的脉冲光信号)被待测生肉漫反射后的光强, $r_j^{\lambda i}$ 为待测生肉的第 i 个脉冲光信号在第 j 位置的漫反射率;

[0030] 第二计算单元,连接所述第一计算单元,用于建立漫反射率矩阵 R_s 和生肉组织含水量向量 C 的线性关系模型:

$$[0031] \quad C^T = R_s A^T + E^T$$

[0032] 采用国标法直接将样品生肉组织烘干方法测量 p 个样品生肉的含水量,得到的样品生肉组织含水量 c_k , k 为样品编号, $1 \leq k \leq p$, p 个样品的含水量的一维向量 $C = [c_1, c_2, c_3, \dots, c_k, \dots, c_p]$;

$$[0033] \quad R_s = \begin{bmatrix} r_{11}^{\lambda 1}, r_{21}^{\lambda 1}, \dots, r_{m1}^{\lambda 1}, r_{11}^{\lambda 2}, r_{21}^{\lambda 2}, \dots, r_{m1}^{\lambda 2}, \dots, r_{11}^{\lambda n}, r_{21}^{\lambda n}, \dots, r_{m1}^{\lambda n} \\ r_{12}^{\lambda 1}, r_{22}^{\lambda 1}, \dots, r_{m2}^{\lambda 1}, r_{12}^{\lambda 2}, r_{22}^{\lambda 2}, \dots, r_{m2}^{\lambda 2}, \dots, r_{12}^{\lambda n}, r_{22}^{\lambda n}, \dots, r_{m2}^{\lambda n} \\ \dots \\ r_{1p}^{\lambda 1}, r_{2p}^{\lambda 1}, \dots, r_{mp}^{\lambda 1}, r_{1p}^{\lambda 2}, r_{2p}^{\lambda 2}, \dots, r_{mp}^{\lambda 2}, \dots, r_{1p}^{\lambda n}, r_{2p}^{\lambda n}, \dots, r_{mp}^{\lambda n} \end{bmatrix}$$

[0034] R_s 为 $r_{jk}^{\lambda i}$ 的矩阵, $r_{jk}^{\lambda i}$ 表示第 i 个脉冲光信号在第 k 个样品的第 j 位置的漫反射率, $i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m$; $k = 1, 2, \dots, p$;

[0035] 线性关系模型系数向量 A 表示为:

$$[0036] \quad A = [a_1^{\lambda 1}, a_2^{\lambda 1}, \dots, a_m^{\lambda 1}, a_1^{\lambda 2}, a_2^{\lambda 2}, \dots, a_m^{\lambda 2}, \dots, a_1^{\lambda n}, a_2^{\lambda n}, \dots, a_m^{\lambda n}]$$

[0037] 其中, E 表示残差向量, $E = [e_1, e_2, \dots, e_p]$; 以上 C^T 是 C 的转置; A^T 是 A 转置; E^T 是 E 转置;

[0038] 通过样品的 C 和 R_s 标定 A , 以得到最终含水量的线性关系为:

$$[0039] \quad c = RA^T + e$$

[0040] 其中, c 为待测生肉组织含水量, $\min(e_1, e_2, \dots, e_p) \leq e \leq \max(e_1, e_2, \dots, e_p)$, $\min()$ 和 $\max()$ 分别为最小、最大值函数;

[0041] 第三计算单元,连接所述第二计算单元,用于将所述 $R = [r_1^{\lambda 1}, r_2^{\lambda 1}, \dots, r_m^{\lambda 1}, r_1^{\lambda 2}, r_2^{\lambda 2}, \dots, r_m^{\lambda 2}, \dots, r_1^{\lambda n}, r_2^{\lambda n}, \dots, r_m^{\lambda n}]$ 代入线性关系模型 $c = RA^T + e$, 以计算待测生肉组织含水量。

[0042] 其中,所述 n 为 4, m 为 3, 4 路脉冲光信号的预定占空比均为 90:10 ~ 100:2, 预定频率均为 50Hz, 4 路脉冲光信号各自的预定波长为 970nm、850nm、805nm 和 750nm。

[0043] 本发明还提供了一种生肉组织水分近红外检测方法, 包括步骤:

[0044] S1: 发射预定占空比、预定频率的 n 种预定波长的 n 路脉冲光信号至待测生肉表面, $n \geq 3$;

[0045] S2: 在 m 个不同位置均采集所述 n 路脉冲光信号经待测生肉组织表面漫反射后的光信号, 得到漫反射后的 $n \times m$ 路脉冲光信号, 并将漫反射后的 $n \times m$ 路脉冲光信号转换成 $n \times m$ 个光谱信号, $m \geq 2$;

[0046] S3: 从所述 $n \times m$ 个光谱信号数据中计算出 $n \times m$ 个漫反射率, 并根据预先建立的漫反射率和待测生肉组织含水量的线性关系模型计算待测生肉组织含水量。

[0047] 其中, 所述步骤 S2 具体包括步骤:

[0048] S2.1: 依次发射 n 个不同波长的脉冲光信号, 并在 m 个位置上形成所述漫反射后的 $n \times m$ 路脉冲光信号, 对应由 m 个光电传感器进行光电转换, 转换得到 $n \times m$ 个模拟电信号;

[0049] S2.2: 针对每个波长, 对所述 m 个模拟电信号进行放大并采样保持, 得到放大和采样后的得到 m 个模拟电信号, 对于 n 个波长, 则有 $n \times m$ 个放大和采样后的模拟电信号;

[0050] S2.3: 对每个波长, 将放大、采样后的所述 m 个模拟电信号转换为 m 个光谱信号, n 个波长则有 $n \times m$ 个光谱信号。

[0051] 其中, 所述步骤 S3 具体包括步骤:

[0052] S3.1: 从 $n \times m$ 路光谱信号中包含的入射光强相对于透射光强的衰减数据计算得到 $n \times m$ 个漫反射率, 计算公式如下:

$$[0053] \quad r_j^{\lambda_i} = (I_j^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i}) / (I_0^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i})$$

[0054] 从而得到待测生肉组织的漫反射率一维向量:

$$[0055] \quad R = [r_1^{\lambda_1}, r_2^{\lambda_1}, \dots, r_m^{\lambda_1}, r_1^{\lambda_2}, r_2^{\lambda_2}, \dots, r_m^{\lambda_2}, \dots, r_1^{\lambda_n}, r_2^{\lambda_n}, \dots, r_m^{\lambda_n}]$$

[0056] 其中, λ_i 为第 i 个脉冲光信号的波长, $i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m$ 表示 m 个不同位置, $I_0^{\lambda_i}$ 分别为第 i 个脉冲光信号未经过待测生肉组织的入射光强, $b_j^{\lambda_i}$ 为被第 j 个位置检测到的环境杂散光和暗电流作用之和; $I_j^{\lambda_i}$ 为在第 j 个位置检测到的第 i 个脉冲光信号被待测生肉漫反射后的光强, $r_j^{\lambda_i}$ 为待测生肉的第 i 个脉冲光信号在第 j 位置的漫反射率;

[0057] S3.2: 根据预先建立的漫反射率与生肉组织含水量的线性关系模型, 计算待测生肉组织含水量 c , 所述线性关系模型如下:

$$[0058] \quad c = RA^T + e$$

[0059] 代入所述待测生肉的漫反射率一维向量 R , 计算所述待测生肉组织含水量, A 为线性关系模型系数向量:

$$[0060] \quad A = [a_1^{\lambda_1}, a_2^{\lambda_1}, \dots, a_m^{\lambda_1}, a_1^{\lambda_2}, a_2^{\lambda_2}, \dots, a_m^{\lambda_2}, \dots, a_1^{\lambda_n}, a_2^{\lambda_n}, \dots, a_m^{\lambda_n}]$$

[0061] 其中, A 表示线性关系模型系数向量, A^T 表示 A 的转置, e 表示残差。

[0062] 其中, 在 S3 之前还包括: 建立的漫反射率与生肉组织含水量的线性关系模型的步骤: 具体包括:

[0063] 建立漫反射率矩阵 R_s 和生肉组织含水量向量 C 的线性关系模型:

[0084] 光信号发射器,用于向待测生肉表面发射预定占空比、预定频率的 n 种预定波长的 n 路脉冲光信号。由于主要由肌红蛋白、氧合肌红蛋白作为背景吸收,因此 $n \geq 3$ 。

[0085] 检测电路,用于接收经待测生肉漫反射的 n 路脉冲光信号,并将所述漫反射的 n 路脉冲光信号转换为 $n \times m$ 个光谱信号(数字信号), m 表示在 m 个不同位置接收所述漫反射的 n 路脉冲光信号, $m \geq 2$ 。

[0086] 计算处理设备,连接所述检测电路,用于从所述 $n \times m$ 个光谱信号中计算出 $n \times m$ 个漫反射率,并建立 $n \times m$ 个漫反射率和生肉组织含水量的线性关系模型,根据所述线性关系模型计算待测生肉组织含水量。

[0087] 本实施例中,所述检测电路包括:光信号检测单元、信号处理单元和中央控制单元,所述中央控制单元连接信号处理单元,所述信号处理单元连接所述光信号检测单元。

[0088] 所述光信号检测单元包括: m 个光电传感器,在检测时可将 m 个光电传感器对应放置在 m 个不同位置(也可以只包括一个光电传感器,在检测时先测第一个位置,再测第二个位置,直到检测到第 m 个位置)。每个光电传感器用于接收经待测生肉表面漫反射的 n 路脉冲光信号并将其转换成模拟电信号,共 $n \times m$ 个模拟电信号。并将 $n \times m$ 个模拟电信号传输至信号处理单元。

[0089] 所述信号处理单元用于在所述中央控制单元的控制下将所述 $n \times m$ 个模拟电信号分别进行放大、采样并保持。具体地,由于外界自然光线可看作是一种直流光信号,信号处理单元中的放大电路(如:隔直电容)可以将直流信号过滤,以排除外界光线对检测结果的干扰,然后进行放大。因此,可以在光开放的环境(无需将猪肉样品置于暗盒中)下进行检测。放大后并使用采样保持器对短暂的电压信号进行采样保持,从而得到放大和采样后的得到 m 个模拟电信号,对于 n 个波长,则有 $n \times m$ 个放大和采样后的模拟电信号。

[0090] 所述中央控制单元连接所述计算处理设备,用于将放大、采样后的所述 $n \times m$ 个模拟电信号转换为所述 $n \times m$ 个光谱信号传输至所述计算处理设备。具体地,使用中央控制单元中的 AD(模数转换)转换模块将模拟电信号转换成光谱信号。

[0091] 本实施例中,所述光信号发射器包括光源和与所述光源连接的光信号驱动单元,所述光信号驱动单元连接所述中央控制单元,用于在所述中央控制单元的控制下调制光源的发光频率、占空比、波长及光强。

[0092] 本实施例中,所述计算处理设备包括:

[0093] 第一计算单元,连接所述中央控制单元,用于从所述 $n \times m$ 光谱信号中包含的各自的入射光强相对于检测光强的衰减数据计算得到 $n \times m$ 个漫反射率。具体计算方式如下:

$$[0094] \quad r_j^{\lambda_i} = (I_j^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i}) / (I_0^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i})$$

[0095] 从而得到待测生肉的漫反射率一维向量:

$$[0096] \quad R = [r_1^{\lambda_1}, r_2^{\lambda_1}, \dots, r_m^{\lambda_1}, r_1^{\lambda_2}, r_2^{\lambda_2}, \dots, r_m^{\lambda_2}, \dots, r_1^{\lambda_n}, r_2^{\lambda_n}, \dots, r_m^{\lambda_n}]$$

[0097] 其中, λ_i 为第 i 个脉冲光信号的波长, $i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m$ 表示 m 个不同位置, $I_0^{\lambda_i}$ 分别为第 i 个波长脉冲光信号未经过待测生肉组织的入射光强, $b_j^{\lambda_i}$ 为被第 j 个位置检测到的环境杂散光和暗电流作用之和; $I_j^{\lambda_i}$ 为在第 j 个位置检测到的第 i 个脉冲光信号被待测生肉漫反射后的光强, $r_j^{\lambda_i}$ 为待测生肉的第 i 个脉冲光信号在第 j 位置的漫反射

率。

[0098] 第二计算单元,连接所述第一计算单元,用于建立漫反射率矩阵 R_s 和生肉组织含水量向量 C 的线性关系模型。具体地,由于背景技术中的公式所得的解是一个复杂的形式,从该公式直接计算生肉水分含量受到半无限大条件限制。于是本发明进一步地利用化学计量方法思想,充分利用不同检测位置的数据,建立多元校正模型使生肉水分检测提高准确性、可靠性。可建立漫反射率矩阵 R_s 与样品生肉组织含水量 C 的线性关系模型,所述线性关系模型如下:

$$[0099] \quad C^T = R_s A^T + E^T$$

[0100] 为了预先建立该线性关系模型,需要首先标定 A ,可采用国标法直接将样品生肉组织烘干测量多个样品生肉组织的水分含量,得到的样品生肉组织的水分含量 c_k (k 为样品编号)。通过检测大量的样品的 C ($C = [c_1, c_2, c_3, \dots, c_k, \dots, c_p]$) 和 R_s ,从而标定 A 。后续检测时,只要将检测电路检测的待测生肉的 R 代入上述关系模型(具体代入 R_s)即可测得待测生肉组织含水量。

[0101] 为了标定 A ,需要用国标法直接将样品生肉组织烘干测量多个样品生肉的含水量,假设共采集 p 个样品,得到的样品生肉组织的含水量 c_k (k 为样品编号, $1 < k < = p$),假设 p 个样品的含水量为一维向量 $C = [c_1, c_2, c_3, \dots, c_k, \dots, c_p]$ 。

$$[0102] \quad R_s = \begin{bmatrix} r_{11}^{\lambda 1}, r_{21}^{\lambda 1}, \dots, r_{m1}^{\lambda 1}, r_{11}^{\lambda 2}, r_{21}^{\lambda 2}, \dots, r_{m1}^{\lambda 2}, \dots, r_{11}^{\lambda n}, r_{21}^{\lambda n}, \dots, r_{m1}^{\lambda n} \\ r_{12}^{\lambda 1}, r_{22}^{\lambda 1}, \dots, r_{m2}^{\lambda 1}, r_{12}^{\lambda 2}, r_{22}^{\lambda 2}, \dots, r_{m2}^{\lambda 2}, \dots, r_{12}^{\lambda n}, r_{22}^{\lambda n}, \dots, r_{m2}^{\lambda n} \\ \dots \\ r_{1p}^{\lambda 1}, r_{2p}^{\lambda 1}, \dots, r_{mp}^{\lambda 1}, r_{1p}^{\lambda 2}, r_{2p}^{\lambda 2}, \dots, r_{mp}^{\lambda 2}, \dots, r_{1p}^{\lambda n}, r_{2p}^{\lambda n}, \dots, r_{mp}^{\lambda n} \end{bmatrix}$$

[0103] R_s 为 $r_{jk}^{\lambda i}$ 的矩阵, $r_{jk}^{\lambda i}$ 表示第 i 个脉冲光信号在第 k 个样品的第 j 位置的漫反射率, $i = 1, 2, \dots, n; j = 1, 2, \dots, m; k = 1, 2, \dots, p$;

[0104] 线性关系模型系数用一维向量 A 表示:

$$[0105] \quad A = [a_1^{\lambda 1}, a_2^{\lambda 1}, \dots, a_m^{\lambda 1}, a_1^{\lambda 2}, a_2^{\lambda 2}, \dots, a_m^{\lambda 2}, \dots, a_1^{\lambda n}, a_2^{\lambda n}, \dots, a_m^{\lambda n}]$$

[0106] 其中, E 表示残差向量, $E = [e_1, e_2, \dots, e_p]$; 以上 C^T 是 C 的转置; A^T 是 A 转置; E^T 是 E 转置;

[0107] 通过样品的 C 和 R_s 标定 A ,由于待测生肉的漫反射率向量为一维向量,不为矩阵,因此最终得到的待测生肉含水量为具体数值,不再是一维向量,因此得到最终线性关系模型:

$$[0108] \quad c = RA^T + e$$

[0109] 其中, c 为待测生肉组织含水量, $\min(e_1, e_2, \dots, e_p) \leq e \leq \max(e_1, e_2, \dots, e_p)$, $\min()$ 和 $\max()$ 分别为最小、最大值函数。

[0110] 第三计算单元,连接所述第二计算单元,用于将所述 $R = [r_{11}^{\lambda 1}, r_{12}^{\lambda 1}, \dots, r_{1p}^{\lambda 1}, r_{21}^{\lambda 1}, r_{22}^{\lambda 1}, \dots, r_{2p}^{\lambda 1}, \dots, r_{m1}^{\lambda 1}, r_{m2}^{\lambda 1}, \dots, r_{mp}^{\lambda 1}]$ 代入线性关系模型 $c = RA^T + e$,从而计算待测生肉组织含水量。

[0111] 如图 2 和 3 所示,为图 1 中装置的实体结构示意图,计算处理设备可以为电脑,也可以为分别集成三个计算单元功能的三个芯片的嵌入式计算系统。

[0112] 光源(如:LED 或调制激光器)可以是在光信号驱动单元驱动下能够发出 n 种不

同波长的一个光源,也可以是 n 个不同的光源分别发出 n 个不同波长的光。为了方便检测漫反射的光信号,如图 3 所示,将光源和光信号检测单元(即光电传感器)制作在一个检测探头上。其中,使光源的出光面与所述 m 个光电传感器的感光面位于同一平面,由稳定空间分辨漫反射方程的解公式的原理,所述光源的出光面中心与 m 个光电传感器的感光面中心位于同一条直线上。

[0113] 本实施例中,可以设置 n 为 4, m 为 3, 4 路脉冲光信号的预定占空比均为 90:10 ~ 100:2。为了消除公频电路以及室内日光灯的干扰,将光源发光频率调制公频频率 50Hz。4 路脉冲光信号各自的预定波长为 970nm、850nm、805nm 和 750nm,并对光源强度进行自动光强调整,将光强的大小调整至合适范围。

[0114] 在 n 为 4, m 为 3 的情况下,探头如图 3 所示,为 3 个 LED 发光管 S1、S2 和 S3,其中 S1 发光管为双波长,可以发出上述四种波长的光线, D1、D2 和 D3 为三个光电传感器,3 个 LED 发光管与三个检测器的中心位于同一条直线上,三个 LED 发光管与三个检测器的距离分别为:30cm、33cm、36cm, 36cm、39cm、42cm, 42cm、45cm、48cm。光源与检测器不同的距离可以检测的最大深度也不同,距离越近能检测到生肉的越深层的水分,因此不同距离能检测到不同深度的水分。理论上讲在越多的位置上进行检测,能得到更准确的含水量。

[0115] 本发明还提供了的一种生肉组织水分近红外检测方法,该方法可采用上述装置实现,具体流程如图 4 所示,包括:

[0116] 步骤 S410,发射预定占空比、预定频率的 n 种预定波长的 n 路脉冲光信号至待测生肉表面, $n \geq 3$;

[0117] 步骤 S420,在 m 个不同位置均采集所述 n 路脉冲光信号经待测生肉表面漫反射后的光信号,得到漫反射后的 $n \times m$ 路脉冲光信号,并将漫反射后的 $n \times m$ 路脉冲光信号转换成 $n \times m$ 个光谱信号, $m \geq 2$;

[0118] 步骤 S430,从所述 $n \times m$ 个光谱信号中计算出 $n \times m$ 个漫反射率,并根据预先建立的漫反射率和待测生肉组织含水量的线性关系模型计算待测生肉组织含水量。

[0119] 本实施例中,步骤 S420 具体包括步骤:

[0120] 依次发射 n 个不同波长的脉冲光信号,并在 m 个位置上形成所述漫反射后的 $n \times m$ 路脉冲光信号,对应由 m 个光电传感器进行光电转换,转换得到 $n \times m$ 个模拟电信号;

[0121] 针对每个波长,对所述 m 个模拟电信号进行放大,并对短暂的电压信号进行采样保持,得到放大和采样后的得到 m 个模拟电信号,对于 n 个波长,则有 $n \times m$ 个放大和采样后的模拟电信号;

[0122] 对每个波长,将放大、采样后的所述 m 个模拟电信号转换为 m 个光谱信号, n 个波长则有 $n \times m$ 个光谱信号。

[0123] 本实施例中,所述步骤 S430 具体包括步骤:

[0124] 从 $n \times m$ 路光谱信号中包含的入射光强相对于透射光强的衰减数据计算得到 $n \times m$ 个漫反射率,计算公式如下:

$$[0125] \quad r_j^{\lambda i} = (I_j^{\lambda i} - b_j^{\lambda i}) / (I_0^{\lambda i} - b_j^{\lambda i})$$

[0126] 从而得到待测生肉的漫反射率一维向量:

$$[0127] \quad R = [r_1^{\lambda 1}, r_2^{\lambda 1}, \dots, r_m^{\lambda 1}, r_1^{\lambda 2}, r_2^{\lambda 2}, \dots, r_m^{\lambda 2}, \dots, r_1^{\lambda n}, r_2^{\lambda n}, \dots, r_m^{\lambda n}]$$

[0128] 其中, λ_i 为第 i 个脉冲光信号的波长, $i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m$ 表示 m 个不同位置, $I_0^{\lambda_i}$ 分别为第 i 个波长脉冲光信号未经过待测生肉组织的入射光强, $b_j^{\lambda_i}$ 为被第 j 个位置检测到的环境杂散光和暗电流作用之和; $I_j^{\lambda_i}$ 为在第 j 个位置检测到的第 i 个脉冲光信号被待测生肉漫反射后的光强, $r_j^{\lambda_i}$ 为待测生肉的第 i 个脉冲光信号在第 j 位置的漫反射率;

[0129] 根据预先建立的漫反射率与生肉组织含水量的线性关系模型, 计算待测生肉组织含水量 c , 所述线性关系模型如下:

$$[0130] \quad c = RA^T + e$$

[0131] 将所述待测生肉的漫反射率一维向量 R 代入 $c = RA^T + e$, 计算待测生肉组织含水量, A 为线性关系模型系数向量:

$$[0132] \quad A = [a_1^{\lambda_1}, a_2^{\lambda_1}, \dots, a_m^{\lambda_1}, a_1^{\lambda_2}, a_2^{\lambda_2}, \dots, a_m^{\lambda_2}, \dots, a_1^{\lambda_n}, a_2^{\lambda_n}, \dots, a_m^{\lambda_n}]$$

[0133] 其中, A 表示线性关系模型系数向量, A^T 表示 A 的转置, e 表示残差。

[0134] 为了预先建立该线性关系模型, 需要首先标定 A , 可采用国标法直接将样品生肉组织烘干测量多个样品生肉组织的水分含量, 得到的样品生肉组织的水分含量 c_k (k 为样品编号)。通过检测大量样品的 C 和 R_s , 从而标定 A 。后续检测时, 只要将检测电路待测生肉的 R 代入上述关系模型即可测得待测生肉含水量。

[0135] 本发明进一步地利用化学计量方法思想, 充分利用不同检测位置的数据, 建立多元校正模型使生肉水分检测提高准确性、可靠性。可建立漫反射率矩阵 R_s 与样品生肉组织含水量 C 的线性关系模型, 所述线性关系模型如下:

$$[0136] \quad C^T = R_s A^T + E^T$$

[0137] 为了标定 A , 需要用国标法直接将样品生肉组织烘干测量多个样品生肉的含水量, 假设共采集 p 个样品, 得到的样品生肉组织的含水量 c_k (k 为样品编号, $1 < k <= p$), 假设 p 个样品的含水量为一维向量 $C = [c_1, c_2, c_3, \dots, c_k, \dots, c_p]$ 。

$$[0138] \quad R_s = \begin{bmatrix} r_{11}^{\lambda_1}, r_{21}^{\lambda_1}, \dots, r_{m1}^{\lambda_1}, r_{11}^{\lambda_2}, r_{21}^{\lambda_2}, \dots, r_{m1}^{\lambda_2}, \dots, r_{11}^{\lambda_n}, r_{21}^{\lambda_n}, \dots, r_{m1}^{\lambda_n} \\ r_{12}^{\lambda_1}, r_{22}^{\lambda_1}, \dots, r_{m2}^{\lambda_1}, r_{12}^{\lambda_2}, r_{22}^{\lambda_2}, \dots, r_{m2}^{\lambda_2}, \dots, r_{12}^{\lambda_n}, r_{22}^{\lambda_n}, \dots, r_{m2}^{\lambda_n} \\ \dots \\ r_{1p}^{\lambda_1}, r_{2p}^{\lambda_1}, \dots, r_{mp}^{\lambda_1}, r_{1p}^{\lambda_2}, r_{2p}^{\lambda_2}, \dots, r_{mp}^{\lambda_2}, \dots, r_{1p}^{\lambda_n}, r_{2p}^{\lambda_n}, \dots, r_{mp}^{\lambda_n} \end{bmatrix}$$

[0139] R_s 为 $r_{jk}^{\lambda_i}$ 的矩阵, $r_{jk}^{\lambda_i}$ 表示第 i 个脉冲光信号在第 k 个样品的第 j 位置的漫反射率, $i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m$; $k = 1, 2, \dots, p$;

[0140] 线性关系模型系数向量 A 表示为:

$$[0141] \quad A = [a_1^{\lambda_1}, a_2^{\lambda_1}, \dots, a_m^{\lambda_1}, a_1^{\lambda_2}, a_2^{\lambda_2}, \dots, a_m^{\lambda_2}, \dots, a_1^{\lambda_n}, a_2^{\lambda_n}, \dots, a_m^{\lambda_n}]$$

[0142] 其中, E 表示残差向量, $E = [e_1, e_2, \dots, e_p]$; 以上 C^T 是 C 的转置; A^T 是 A 转置; E^T 是 E 转置;

[0143] 通过样品的 C 和 R_s 标定 A , 以得到最终线性关系模型:

$$[0144] \quad c = RA^T + e$$

[0145] 其中, c 为待测生肉组织含水量, $\min(e_1, e_2, \dots, e_p) \leq e \leq \max(e_1, e_2, \dots, e_p)$,

$\min()$ 和 $\max()$ 分别为最小、最大值函数。

[0146] 以检测生猪肉（不限于猪肉，可以是其它家禽、家畜的生肉），且 n 为 4, m 为 3, 4 路脉冲光信号的预定占空比均为 100:2, 光源发光频率 50Hz。4 路脉冲光信号各自的预定波长为 970nm、850nm、805nm 和 750nm 为例，说明如下：

[0147] 为了消除由于猪肉组织背景对光线的吸收、散射引起的衰减以及猪肉中肌红蛋白、血红蛋白等物质的干扰，采用四种不同波长的光线对猪肉组织进行照射的方式来计算猪肉组织中的含水量。为了消除公频电路以及室内日光灯的干扰，将 LED 发光频率调制公频频率 50Hz, 然后整个周期内均匀采样取平均值以消除干扰。具体包括步骤：

[0148] 步骤一，将四种预定波长的光线，先后与猪肉表面耦合的探头照射至猪肉组织表面，优选为垂直照射，四种波长优选为 970nm、850nm、805nm、750nm。四种光线按占空比为百分之二的方式调制光强后的交流脉冲光信号。

[0149] 步骤二，将经过猪肉组织漫反射的四种光线，由三个不同空间位置的检测器接收，并转换为共计 12 路的光谱信号。具体包括，先通过光信号检测单元先将四种波长的光线分别由三个不同空间位置的检测器转换成共计 12 路的模拟电信号，再通过信号处理单元将 12 路的模拟电信号进行放大，采样并保持，交由中央控制单元转换成 12 路光谱信号。在放大过程中，按照 2% 占空比计算，用 400 μ s 内的漫射光信号平均值减去 19600 μ s 开放环境中的背景光，最终得到待测生肉的漫反射率一维向量：

$$R = [r_1^{\lambda_1}, r_2^{\lambda_1}, \dots, r_m^{\lambda_1}, r_1^{\lambda_2}, r_2^{\lambda_2}, \dots, r_m^{\lambda_2}, \dots, r_1^{\lambda_n}, r_2^{\lambda_n}, \dots, r_m^{\lambda_n}]$$

[0150] 步骤三，根据 12 路的光谱信号计算猪肉组织的含水量。该步骤具体包括：

[0151] 第一步，从 12 路光谱信号中的入射光强相对于出射光强的衰减数据计算得到 12 路漫反射率 R , 计算公式如下：

$$[0152] \quad r_j^{\lambda_i} = I_j^{\lambda_i} / I_0^{\lambda_i}$$

[0153] 其中， λ_i 为上述四种近红外光线波长， $i = 1, 2, 3, 4$ 。 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ 分别为 970nm、850nm、805nm、750nm； $m = 1, 2, 3$ 表示三个不同空间位置的检测器， $I_0^{\lambda_i}$ 分别为第 i 个波长脉冲光信号未经过生肉组织的入射光强， $I_j^{\lambda_i}$ 为在第 j 个位置检测到的第 i 个脉冲光信号被生肉漫反射后的光强。

[0154] 但在实际开放环境中，外界光的影响难以完全消除，光电传感器和 LED 光源本身存在暗电流，干扰不可避免。因此，令 $b_j^{\lambda_i}$ 为在第 j 个位置检测到的环境杂散光和暗电流作用之和。漫反射率的实际计算公式如下：

$$[0155] \quad r_j^{\lambda_i} = (I_j^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i}) / (I_0^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i}) \quad (1)$$

[0156] 本装置中的 LED 发光管的电光转化效率高（接近 100%），装置控制芯片的数模转换器根据上位机指令发出模拟电压信号 V_{DA} , 假设此时 LED 发光光强为 $I_0^{\lambda_i}$, 那么 V_{DA} 与 $I_0^{\lambda_i}$ 之间成线性关系。

[0157] 假设各个波长 LED 的发光效率为 $K_0^{\lambda_i}$, $V_{DA}^{\lambda_i}$ 表示各个波长 LED 的发光驱动电压， $K_j^{\lambda_i}$ 用来度量猪肉组织对光的衰减程度。那么：

$$[0158] \quad I_0^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i} = K_0^{\lambda_i} \times V_{DA}^{\lambda_i} \quad (2)$$

$$[0159] \quad I_j^{\lambda_i} - b_j^{\lambda_i} = K_j^{\lambda_i} \times K0_j^{\lambda_i} \times V_{DA}^{\lambda_i} \quad (3)$$

[0160] 于是公式 (1) 可以转换为以下形式：

$$[0161] \quad r_j^{\lambda_i} = (K_j^{\lambda_i} \times K0_j^{\lambda_i} \times V_{DA}^{\lambda_i}) / (K0_j^{\lambda_i} \times V_{DA}^{\lambda_i}) \quad (4)$$

[0162] $r_j^{\lambda_i}$ 的求解转换为 $K_j^{\lambda_i}$ 的求解。因为 $I_j^{\lambda_i}$ 与 $V_{DA}^{\lambda_i}$ 存在公式 (3) 的线性关系, 因此可以通过多组 $I_j^{\lambda_i}$ 与相应 $V_{DA}^{\lambda_i}$ 值线性回归得到 $K_j^{\lambda_i} \times K0_j^{\lambda_i}$, 而 $K0_j^{\lambda_i}$ 对于每个 LED 来说都是确定的常量, 可以通过积分球装置得到, $K_j^{\lambda_i} \times K0_j^{\lambda_i}$ 除以 $K0_j^{\lambda_i}$, 继而得到 $K_j^{\lambda_i}$, 计算出 $r_j^{\lambda_i}$ 的值, 从而在实际测量中对暗背景进一步的消除, 并简化了操作。

[0163] 第二步, 建立漫反射率与猪肉组织深层水分值的线性关系。光在猪肉组织中的传输不仅存在吸收作用而且还存在很强的散射作用, 散射不仅改变光传输的方向, 而且还改变光在样品组织中所经历的实际光学路程, 结果使得被检测到的光谱信号中包含了很强的光散射背景信号, 而这种背景信号不同于其他外界因素所产生的干扰, 一般很难通过数据预处理的方法来消除。并且猪肉组织的肌红蛋白、血红蛋白等物质与水分吸收的特征波长范围存在交集, 所以, 在这种情况下仅用单一波长单一检测器的光谱信号来描述光吸收和散射的并存体系, 建立样品“漫反射率”与“含水量”之间的分析模型显然是有缺陷的。为了能准确表达这些“原信息”, 有必要考虑对组织的吸收和散射两个方面以及猪肉组织中其他物质的存在, 因此, 该线性关系采用多波长多检测器的设计, 依据稳态空间分辨光谱技术建立, 所述线性关系满足以下关系：

[0164] 可建立漫反射率矩阵 R_s 与生肉组织含水量向量 C 的线性关系模型生肉, 所述线性关系模型如下：

$$[0165] \quad C^T = R_s A^T + E^T$$

[0166] 为了标定 A, 需要用国标法直接将猪肉组织烘干测量多个猪肉样品的含水量, 假设共采集 60 个样品, 得到的猪肉组织的含水量 c_k (k 为样品编号, $1 < k < 60$), 假设 60 个样品猪肉的含水量为一维向量 $C = [c_1, c_2, c_3, c_4, \dots, c_{60}]$ 。

[0167] 本实施例中的探头由采用了四个波长 ($n = 4$) 及三个不同位置 ($m = 3$) 上的检测器, 对于被测猪肉样品 k , 测量可得 12 路的漫反射率设为 $R_{jk}^{\lambda_i}$, 其中 λ_i 为上述四种近红外光线波长, $i = 1, 2, 3, 4$; $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ 分别为 970nm、850nm、805nm、750nm。以一维向量 $R_k = [r_{1k}^{\lambda_1}, r_{1k}^{\lambda_2}, r_{1k}^{\lambda_3}, r_{1k}^{\lambda_4}, r_{2k}^{\lambda_1}, r_{2k}^{\lambda_2}, r_{2k}^{\lambda_3}, r_{2k}^{\lambda_4}, r_{3k}^{\lambda_1}, r_{3k}^{\lambda_2}, r_{3k}^{\lambda_3}, r_{3k}^{\lambda_4}]$ 表示第 k 个样品的漫反射率, 则 60 个样品漫反射率为矩阵 R_s 。

$$[0168] \quad R_s = \begin{bmatrix} R_{11}^{\lambda_1}, R_{11}^{\lambda_2}, R_{11}^{\lambda_3}, R_{11}^{\lambda_4}, R_{21}^{\lambda_1}, R_{21}^{\lambda_2}, R_{21}^{\lambda_3}, R_{21}^{\lambda_4}, R_{31}^{\lambda_1}, R_{31}^{\lambda_2}, R_{31}^{\lambda_3}, R_{31}^{\lambda_4}, R_{12}^{\lambda_1}, R_{12}^{\lambda_2}, R_{12}^{\lambda_3}, R_{12}^{\lambda_4}, R_{22}^{\lambda_1}, R_{22}^{\lambda_2}, R_{22}^{\lambda_3}, R_{22}^{\lambda_4}, R_{32}^{\lambda_1}, R_{32}^{\lambda_2}, R_{32}^{\lambda_3}, R_{32}^{\lambda_4}, \\ \dots, \\ R_{160}^{\lambda_1}, R_{160}^{\lambda_2}, R_{160}^{\lambda_3}, R_{160}^{\lambda_4}, R_{260}^{\lambda_1}, R_{260}^{\lambda_2}, R_{260}^{\lambda_3}, R_{260}^{\lambda_4}, R_{360}^{\lambda_1}, R_{360}^{\lambda_2}, R_{360}^{\lambda_3}, R_{360}^{\lambda_4} \end{bmatrix}$$

[0169] 线性模型系数使用一维向量 A 表示为：

$$A = [a_1^{\lambda_1}, a_2^{\lambda_1}, a_3^{\lambda_1}, a_1^{\lambda_2}, a_2^{\lambda_2}, a_3^{\lambda_2}, a_1^{\lambda_3}, a_2^{\lambda_3}, a_3^{\lambda_3}, a_1^{\lambda_4}, a_2^{\lambda_4}, a_3^{\lambda_4}], \text{ 其中残差用 } E \text{ 表示为：}$$

$$[0170] \quad E = \begin{bmatrix} e_1 \\ e_2 \\ \dots \\ e_{60} \end{bmatrix}$$

[0171] 在采集 60 个样品后,通过最小二乘法进行线性回归可以得到向量 A。根据大量实验在采集至少 5 倍于自变量个数的样品即 60 个后,模型稳定可信。最终得到线性关系模型:

$$[0172] \quad c = RA^T + e$$

[0173] 第三步:预测猪肉组织的深层含水量。以步骤二中所述待测生肉的漫反射率一维向量 R 代入,计算待测生肉组织含水量, $\min(e_1, e_2, \dots, e_{60}) \leq e \leq \max(e_1, e_2, \dots, e_{60})$ 。

[0174] 以猪背最长肌为实验材料,利用本发明的装置和方法,采用 970nm、850nm、805nm、750nm 的光线来计算猪肉组织的含水量,其线性关系模型如图 5 所示,横坐标指相对含水量,纵坐标为本实施例方法计算的含水量;建模集共有样品 149 个,预测集共有样品 35 个, a 图为建模集预测结果, $R = 0.783$, 图 b 为验证集的预测结果 $R = 0.738$ 。

[0175] 建立该线性模型后,只需用本发明的装置测出漫反射率,并根据利用上述线性模型计算出猪肉组织中深层的含水量。

[0176] 本发明对于不同的波长的脉冲光信号,在不同位置处检测经过生肉反射后的光信号的漫反射率,并根据漫反射率和生肉组织含水量的线性关系模型计算出生肉含水量,从而实现了准确率高且成本低的生肉组织非破坏性在线快速检测。

[0177] 以上实施方式仅用于说明本发明,而并非对本发明的限制,有关技术领域的普通技术人员,在不脱离本发明的精神和范围的情况下,还可以做出各种变化和变型,因此所有等同的技术方案也属于本发明的范畴,本发明的专利保护范围应由权利要求限定。

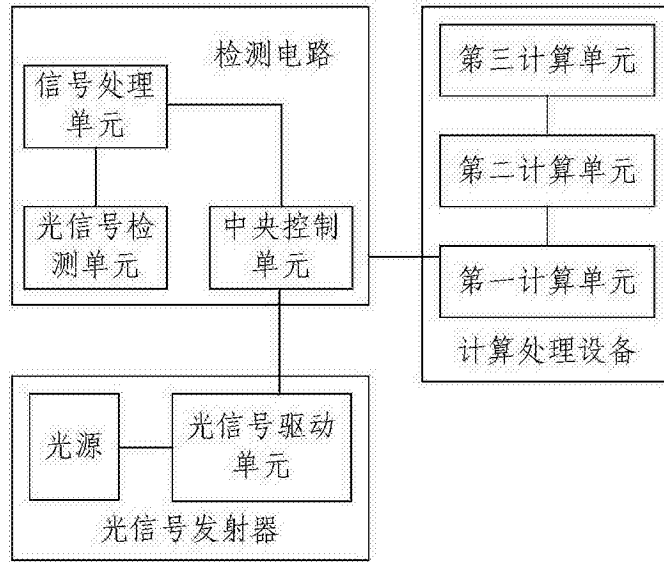


图 1

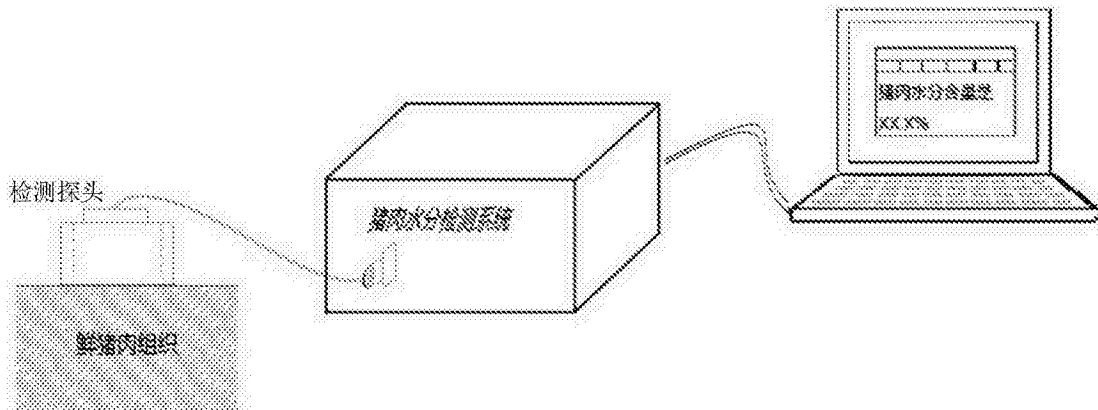


图 2

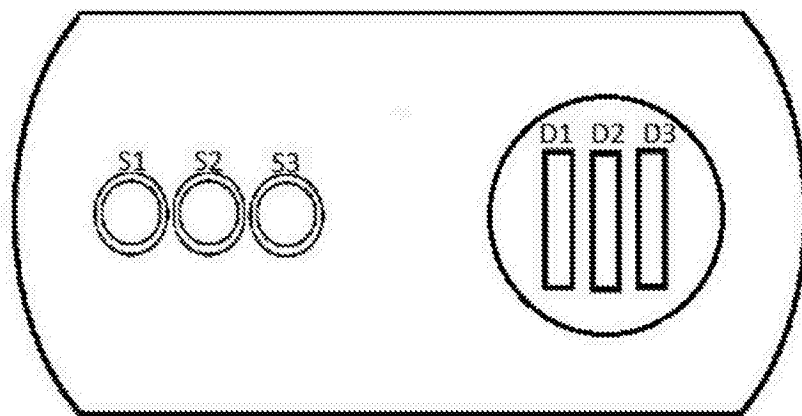


图 3

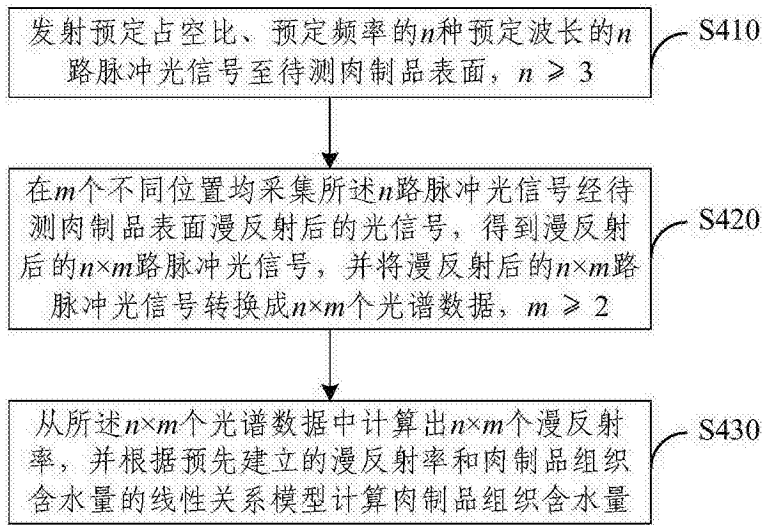


图 4

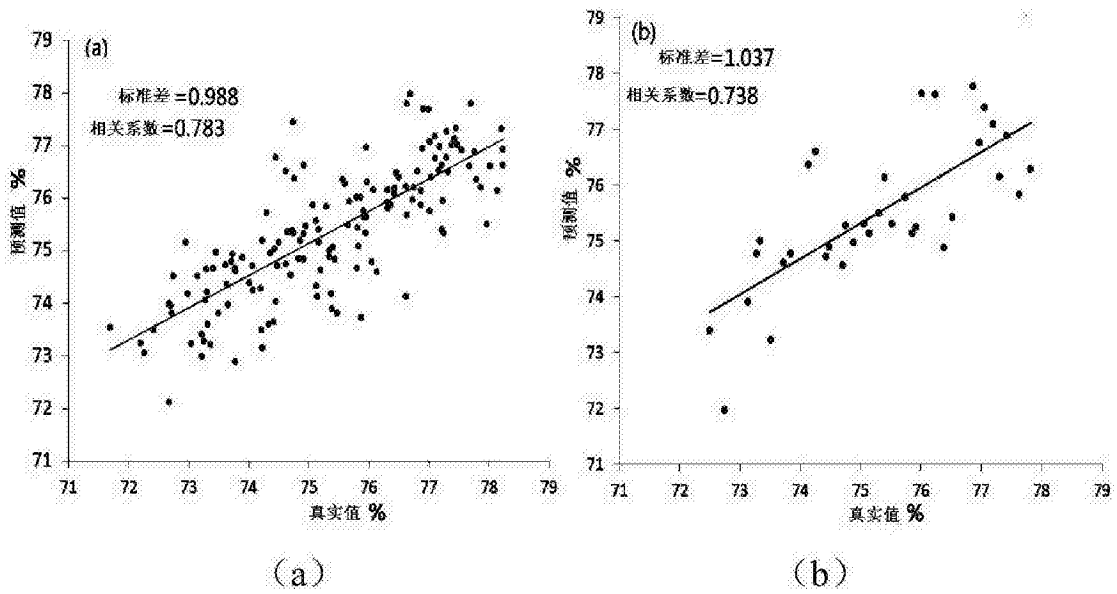


图 5