

文章编号 1004-924X(2025)20-3163-17

生物组织偏振成像系统误差校正及 甲状腺病理识别

李兵歌¹, 崔 岩¹, 鞠宗雨¹, 葛述科^{2*}, 刘金涛^{2*}

(1. 大连理工大学 机械工程学院, 辽宁 大连 116024;

2. 大连理工大学附属中心医院 甲状腺外科, 辽宁 大连 116021)

摘要:针对 Mueller 矩阵偏振成像系统探测中存在的多种误差因素, 提出一种多因素跨模块的误差校正模型, 以提升系统在病理组织样本检测中的精度和稳定性, 并探索其在甲状腺癌辅助诊断中的应用潜力。首先, 分析系统误差主要来源, 利用解析法与数值重构法建立误差传递光路模型, 构建含 16 个标定参数的多因素跨模块误差校正模型。其次, 利用非线性最小二乘拟合法对 16 个参数进行标定; 根据误差校正模型, 探测空气与空白切片的 Mueller 矩阵以评估探测精度。然后, 以甲状腺乳头状癌与结节性甲状腺肿的未染色切片为样本, 利用 Mueller 矩阵极化分解方法提取四个矢量参数 (Δ, P, D, R), 并提取各矢量参数图像的纹理特征, 构建随机森林和支持向量机两种分类模型获取混淆矩阵和 ROC 曲线。最后, 通过计算 Precision, Recall, F1-score 以及 AUC 来评估分类效果。实验结果表明: 标定精度提高 12%, 标定稳定性提高 21.5%, 探测精度提高 59%; 各矢量参数图像的纹理特征均可有效区分甲状腺癌乳头状癌与结节性甲状腺肿样本, 随机森林的分类效果优于支持向量机的分类效果, 在随机森林分类器中 Δ 参数分类效果最为显著, F1-score 和 AUC 分别达到了 0.96 和 0.99。提出的多因素误差校正模型显著提升了系统检测精度和稳定性, 结合 Mueller 矩阵极化分解方法与纹理分析, 可有效区分甲状腺乳头状癌和结节性甲状腺肿样本, 为癌症早期辅助诊断提供了新的方法, 具有良好的应用前景。

关键词: 偏振成像; 误差校正; Mueller 矩阵矢量参数; 纹理特征; 随机森林

中图分类号: O436.3 **文献标识码:** A

doi: 10.37188/OPE.20253320.3163

CSTR: 32169.14.OPE.20253320.3163

Error correction and thyroid pathology identification of biological tissue polarization imaging system

LI Bingge¹, CUI Yan¹, JU Zongyu¹, GE Shuke^{2*}, LIU Jintao^{2*}

(1. College of Mechanical Engineering, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China;

2. Department of Thyroid Surgery, Affiliated Central Hospital of Dalian University of Technology,
Dalian 116021, China)

* Corresponding author, E-mail: 41458128@qq.com; liujintao77@aliyun.com

Abstract: In order to improve the accuracy and stability of the system in the detection of pathological tissue samples, and to explore its application potential in the auxiliary diagnosis of thyroid cancer, a multi-factor cross-module error correction model was proposed to improve the accuracy and stability of the system

收稿日期: 2025-07-03; 修订日期: 2025-07-22.

基金项目: 中央高校基本科研业务 (No. DUT23YG206)

in the detection of pathological tissue samples. Firstly, the main sources of system errors are analyzed, the error transfer optical path model is established by analytical method and numerical reconstruction method, and a multi-factor cross-module error correction model with 16 calibration parameters is constructed. Secondly, the nonlinear least squares fitting method is used to calibrate 16 parameters. According to the error correction model, the Mueller matrix of the air and blank slices is detected to evaluate the detection accuracy. Then, using the unstained sections of papillary thyroid carcinoma and nodular goiter as samples, four vector parameters (Δ , P , D , R) were extracted by Mueller matrix polarization decomposition method, and the texture features of each vector parameter image were extracted, and two classification models of random forest and support vector machine were constructed to obtain confusion matrix and ROC curve. Finally, the classification effect was evaluated by calculating Precision, Recall, F1-score, and AUC. The experimental results show that the calibration accuracy is increased by 12%, the calibration stability is increased by 21.5%, and the detection accuracy is increased by 59%. The classification effect of random forest was better than that of support vector machine, and the classification effect of Δ parameter was the most significant in random forest classification, with F1-score and AUC reaching 0.96 and AUC, respectively. Combined with Mueller matrix polarization decomposition method and texture analysis, the proposed multivariate error correction model can effectively distinguish papillary thyroid carcinoma and nodular goiter samples, which provides a new method for early auxiliary diagnosis of cancer and has a good application prospect.

Key words: polarization imaging; error correction; Mueller matrix vector parameters; texture features; random forest

1 引言

研究表明,恶性肿瘤防控问题成为当前“健康中国”建设中的重要公共卫生挑战之一^[1]。甲状腺癌作为最常见的内分泌系统恶性肿瘤^[2],近年来在全球范围内的发病率显著上升,已成为十大恶性肿瘤之一。目前,对癌症诊断最常用的方法是对肿瘤进行切片,在光学显微镜下观察组织切片的病理学变化,该方法需要用苏木精-伊红(H-E)等特定染料对组织切片进行染色,并由经验丰富的病理学家进行评估^[3]。这种组织学检测方法存在一定的局限性,主要体现在病理切片制备过程复杂、耗时较长。因此,急需一种跳过染色步骤,精确,快速等特点的辅助检测手段。

随着医疗水平的不断发展,越来越多的光学检测技术被应用于癌症的诊断当中,其中偏振成像技术在区分病理组织微观结构以及癌症的早期诊断中存在巨大潜力^[4-7]。偏振成像是一种非接触、无标记、无损伤的光学检测技术,常用 Mueller 矩阵表征病理组织的偏振信息^[8]。

Mueller 矩阵包含了大量关于微观结构的偏

振信息和光学特性,但 16 个阵元与单一偏振特性的关系比较复杂,并没有明确的物理意义^[9],为此研究者们发展了多种 Mueller 矩阵分析方法。1996 年, Lu^[10] 等通过 Mueller 矩阵极化分解 (Mueller Matrices based on Polar Decomposition, MMPD) 方法,将 Mueller 矩阵分解为相位延迟、二向色性和散射退偏三个物理意义明确的子矩阵。2024 年, Ding Xiaohan 等人^[11]以乳腺硬化性腺病和早期浸润性导管癌组织为研究对象,通过 MMPD 方法提取 Mueller 矩阵参数,利用最小包围球从分布范围的角度研究了表征参数在两种疾病之间的差异,筛选出用于表征两种疾病的最优参数集。

机器学习通过使用统计学、概率算法和巨大的计算能力,为进行癌症的客观和精确诊断提供了强大的工具。近年来,国内外学者将机器学习技术应用到癌症检测当中,获得了 90% 以上的准确率^[12-14]。2020 年 Murugan 等人^[15]使用随机森林和支持向量机分类器技术进行皮肤癌症检测。实验结果表明,所提出的系统使用随机森林技术实现了 72.2% 的分类率,使用随机森林和支持向

量机实现了87.81%的分类率。2022年Ivanov^[16]等学者对结肠癌病理组织670个特征点的MMPD,选取其中对恶变结构敏感的偏振表征量组成特征空间,利用无监督学习的主成分分析与有监督学习的随机森林等方法,对健康与癌变组织进行分类,结果表明随机森林法的分类准确率最高。本文采用了随机森林(Random Forests, RF)和支持向量机(Support Vector Machine, SVM)两种分类器,RF具有克服过拟合的优点,适用于对未经训练的数据进行分类^[17],SVM适合样本数量小,特征维度高的情况。

目前,国内外多家研究机构搭建了偏振成像系统,并通过优化测试原理^[18]、提高硬件性能^[19]、补偿标定误差^[20]等方法来提高系统性能,满足不同的研究需求。2014年,ARTEAGA^[21]研究小组搭建了基于双波片旋转法的偏振显微镜,该探测方法基于数千帧探测数据,从频域中直接提取Mueller矩阵,具有较高的准确性与灵敏度,ARTEAGA主要对双波片的延迟量与相位角度进行了系统标定。2021年清华大学HUANG Tongyu^[22]等搭建了透射与反射式的分焦平面快速Mueller矩阵显微镜,通过解析式法^[23]对透射式显微系统的仪器矩阵进行校准,采用数值校正法^[24]对反射式显微系统进行校准,取得了良好的校正效果。2022年本课题组CHEN Yongtai等^[25]搭建了生物组织全偏振成像系统,利用非线性最小二乘拟合法^[26]对出射光偏振态分析模块(Polarization State Analyzer, PSA)的分振幅探测反演系数矩阵进行标定,提高了出射光偏振态的探测精度。研究现状表明,国内外大多学者对系统误差的分析,主要集中于系统元件的缺陷误差与安装误差,忽略了探测过程中实验环境造成的影响与使用损耗带来的影响,而这主要体现在环境光对探测光路的影响与偏振片引起的消光比变化。对这些误差因素进行分析,并在探测方案中进行校正,有利于进一步降低Mueller矩阵数字图像的探测误差,提高对细胞器与亚细胞微观结构的分辨能力。

为了进一步开展病理组织偏振数字诊断的研究,针对偏振成像系统探测的多种误差因素,包含偏振片消光比、环境光、四分之一波片相位延迟、探测相机等因素,本文提出了一种多因素、

跨模块的误差校正方法。该方法综合分析入射光偏振态生成模块与出射光偏振态分析模块的误差传递机制,构建了含偏振片消光因素与环境光因素在内的16参数体系,提升了系统的误差补偿能力。本文设计了基于非线性最小二乘法的参数标定方案,多次重复标定以评估标定方案的精度与稳定性;设计了基于12种入射偏振态的误差校正探测方案,对空气样本与空白切片样本进行校正探测实验,评估校正后偏振成像系统的探测精度。

对于生物组织样本探测实验,本文以甲状腺乳头状癌和结节性甲状腺肿未染色切片为样本,提取MMPD方法中的四个矢量参数——散射退偏矢量(Δ)、相位延迟矢量(R)、二向色性矢量(D)、偏振矢量(P),并对矢量参数图像提取纹理特征,使用RF和SVM分类器进行分类训练与验证。最终,通过计算混淆矩阵的准确率(Precision)、召回率(Recall),F1-score以及绘制ROC曲线来评估两种分类器的效果。

2 偏振探测原理及表征参数

2.1 偏振探测原理

在生物组织偏振成像系统中,采用Stokes矢量法描述探测光路中光的偏振状态,其表达式为 $S=[I \ Q \ U \ V]^T$,量纲为光强,满足 $I^2 \geq Q^2 + U^2 + V^2$ 的数学关系。采用Mueller矩阵描述介质的光学传输特性,在光学传输模型中 $S_{out}=M \cdot S_{in}$,Mueller矩阵是介质的固有属性,它表征了介质对偏振光的响应,并且这一属性不依赖于入射光的偏振状态。

偏振成像系统获取Mueller矩阵的过程主要分为两个阶段:探测阶段与图像综合解算阶段。

在探测阶段,入射光偏振态生成模块(PSG)利用双片旋转法调制生成不低于6种相互独立偏振态的入射光,这些偏振光透过病理组织样本发生散射、吸收等作用从而改变,由显微探测模块(Microscopic Detector, MD)收集样本待测区域一定角度范围内的散射光,并传递至出射光偏振态分析模块(PSA),利用分振幅法同时探测获取四种不同检偏态下的图像信息,组成探测图集。偏振成像系统探测光路如图1所示,光路传输表达式如式(1)所示:

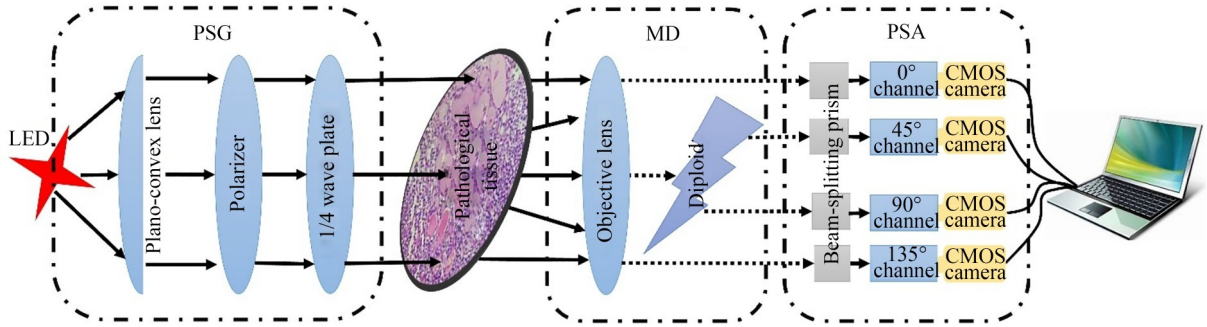


图 1 偏振成像系统探测光路图

Fig. 1 Polarization imaging system detects the optical path diagram

$$S_i = M_{PSA,i} M_{MD} M_{sample} S_{PSG}, \quad (1)$$

其中: S_i 表示第 i 条通道出射光的 Stokes 矢量, $M_{PSA,i}$ 表示第 i 通道对应 Mueller 矩阵, M_{MD} 表示显微探测模块 Mueller 矩阵, M_{sample} 表示探测生物样本 Mueller 矩阵, S_{PSG} 为 PSG 模块调制偏振光的 Stokes 矢量。

由于 CMOS 相机仅能拍摄获取光强信息图片,而在数值计算中,光强信息仅与 Mueller 矩阵第一行行向量相关,取各通道综合 Mueller 矩阵 $M_{PSA,i} M_{MD}$ 的第一行,组成 4×4 阵元的检测系数矩阵 A_{PSA} ,取各通道 S_i 中光强元素组成 4 元列向量 I_{out} ,对式(1)进行变换得到理论传输方程:

$$I_{out} = A_{PSA} \times (M_{sample}) \times S_{PSG} \Leftrightarrow A_{PSA}^{-1} \times I_{out} = M_{sample} \times S_{PSG}. \quad (2)$$

$$\begin{cases} x = vec(M_{sample}) \\ y^T = [y_1^T, y_2^T, \dots, y_n^T], \quad y_i = A_{PSA}^{-1} I_{out,i}, \quad i = 1, 2, \dots, n \\ B^T = [B_1^T, B_2^T, \dots, B_n^T] \\ B_i = \begin{bmatrix} S_{PSG,i} & & & \\ & S_{PSG,i} & & \\ & & S_{PSG,i} & \\ & & & S_{PSG,i} \end{bmatrix}, \quad i = 1, 2, \dots, n \end{cases}, \quad (3)$$

其中: $S_{PSG,i}$ 是第 i 种入射偏振态下调制入射光的 Stokes 矢量, $I_{out,i}$ 是第 i 种入射偏振态下反演样本出射光的 Stokes 矢量。求解超定方程即得到病理组织样本每个单位像素区域的 Mueller 矩阵,从而合成 Mueller 矩阵数字图像,超定方程的通用最小二乘解如式(4)所示:

$$\hat{x} = (B^T B)^{-1} B^T y. \quad (4)$$

Mueller 矩阵偏振探测成像系统主要分为三

在图像综合解算阶段,对储存的每组探测图集的 4 张图片进行配准降噪等预处理,反演计算病理组织样本出射光的 Stokes 矢量,从而与调制入射光 Stokes 矢量建立式(2)所示 Mueller 矩阵求解方程,联立各入射偏振态下的方程构建方程组。

探测图集的每个像素可对应探测病理样本的一小片区域,以单位像素区域作为研究对象,对方程组中 Mueller 矩阵进行拉直处理,基于式(3)所示关系重新构造形如 $y=Bx$ 的超定方程,其中 x 表示该拉直 Mueller 矩阵阵元构成的列向量, y 表示 PSA 模块反演出射光的 Stokes 矢量垂直排列组成的列向量, B 为根据 PSG 调制入射光 Stokes 矢量构造的 $4n$ 行 16 列的系数矩阵(n 为入射姿态数 >6),是一个稀疏矩阵。

大模块: PSG, MD 和 PSA, 如图 2 所示。

PSG 模块 LED 白光光源,经过平凸透镜准直后,利用双片旋转法实现入射光偏振态的调制。可调相位偏振片由 Edmund Optics 生产,型号为 45-667,其偏振方向可以通过调节相位来改变。宽波段可调相位 1/4 波片由 Thorlabs 生产,型号为 AQWP05M-600,其能够通过改变相位来控制偏振光延迟量。MD 模块利用连续变倍显

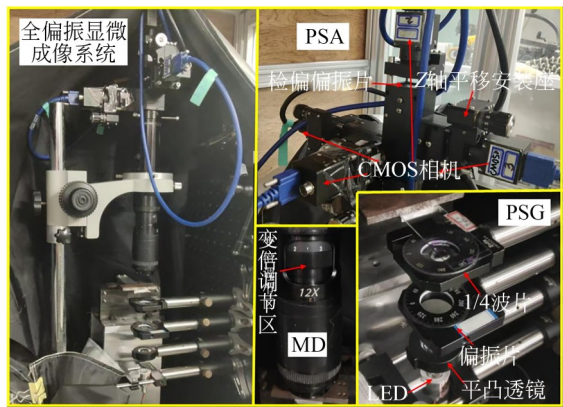


图2 Mueller矩阵偏振探测成像系统实物图

Fig. 2 Actual image of the Mueller matrix polarization de-
tection imaging system

显微镜筒调节探测尺度,放大倍率为 $1.74\times\sim 21\times$,调节准焦螺旋可对样本组织表层进行聚

焦,获取清晰图像。PSA 模块采用分振幅检测法进行同时探测,散射探测图像经由 3 个分光棱镜分束后进入 4 个探测通道,其中三个通道利用偏振片分别获取 0° , 60° 与 120° 线偏光强,一个通道利用偏振片与 $1/4$ 波片组合获取圆偏光强信息,分振幅图示如图 3 所示。四个通道末端均装有 CatchBEST 生产的 CMOS 探测相机,型号 MU3E130C,通过 z 轴平移安装座进行微调保障各光路光程一致。偏振片与 $1/4$ 波片的主要性能指标如表 1 所示,CMOS 相机主要性能参数如表 2 所示。

偏振成像系统采用黑色遮光布阻隔外部光源,在 $400\sim 700\text{ nm}$ 波段具有良好探测效果,通过在实验过程中三种颜色对比得出:选取中心波长为 610 nm 的红光通道探测图像效果最佳。

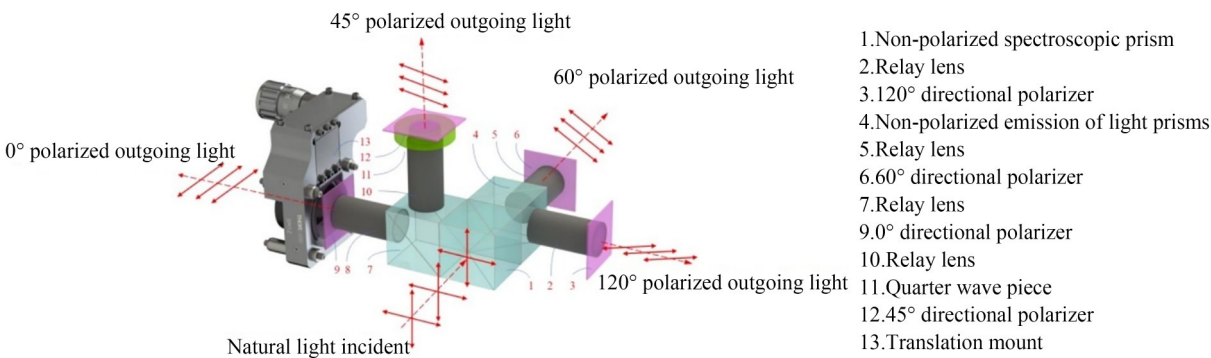


图3 分振幅图示^[27]

Fig. 3 Illustration of the amplitude division^[27]

表 1 偏振片及 1/4 波片的性能参数表		
Tab. 1 Performance parameters list of the polarizer and quarter-wave plate		
Device name	Main parameters	
	Wavelength range	Other
Polarizer	450~675	Matting ratio:1 000:1
		Polarization efficiency: $>99\%$
Quarter wave piece	400~800	Delay accuracy: $<\lambda/59$
		Phase delay: $\pi/2$

表 2 相机性能参数表				
Tab. 2 Performance parameters list of the camera				
Resolution/pixel	Number of pixels	Pixel size/ μm	Spectral channels	Frame rate/(fps)
1 024 $\times$ 1 028	8	5.3	R,G,B	60

2.2 表征参数

MMPD 方法将介质的 Mueller 矩阵分解成三个独立矩阵乘积的形式,表达式为:

$$\mathbf{M} = \mathbf{M}_\Delta \mathbf{M}_R \mathbf{M}_D, \quad (5)$$

其中: $\mathbf{M}_\Delta$ 为散射退偏矩阵, $\mathbf{M}_R$ 为相位延迟矩阵, $\mathbf{M}_D$ 为二向色性矩阵。

将 $\mathbf{M}$ 的各个阵元对 m_{11} 做归一化处理,即:

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{pmatrix} = m_{11} \begin{pmatrix} 1 & D^T \\ P & m \end{pmatrix}. \quad (6)$$

由此可得到二向色性矢量 D 为:

$$D = \frac{1}{m_{11}} [m_{12} \quad m_{13} \quad m_{14}]^T, \quad (7)$$

偏振矢量 P 为:

$$P = \frac{1}{m_{11}} [m_{21} \quad m_{31} \quad m_{41}]^T. \quad (8)$$

根据每个基本矩阵的物理意义确定其矩阵形式为:

$$\mathbf{M}_\Delta = \begin{pmatrix} 1 & 0^T \\ P_\Delta & m_\Delta \end{pmatrix}, \mathbf{M}_R = \begin{pmatrix} 1 & 0^T \\ 0 & m_R \end{pmatrix}, \mathbf{M}_D = \begin{pmatrix} 1 & D^T \\ D & m_D \end{pmatrix}. \quad (9)$$

联立式 (5) 和式 (8), 可得到二向色性矩阵 $\mathbf{M}_D$, 进而可得到散射退偏矩阵 $\mathbf{M}_\Delta$ 和相位延迟矩阵 $\mathbf{M}_R$ 。散射退偏矢量 Δ 为:

$$\Delta = [\Delta_H \quad \Delta_{45} \quad \Delta_C]^T, \quad (10)$$

其中: Δ_H 为 0° 线性, Δ_{45} 为 45° 线性, Δ_C 为圆散射退偏;

相位延迟矢量 R 为:

$$R = [R_H \quad R_{45} \quad R_C]^T, \quad (11)$$

其中: R_H 为 0° 线性, R_{45} 为 45° 线性, R_C 为圆延迟性。

为进一步从 MMPD 方法中获取组织结构信息, 利用灰度共生矩阵 (Gray Level Co-occurrence Matrix, GLCM) 来定量表征甲状腺乳头状癌与结节性甲状腺肿样本偏振参数图像之间的差异。GLCM 是一种用于图像纹理分析的经典统计方法, 广泛应用于遥感、医学图像处理、计算机视觉和模式识别等领域, 它通过计算图像中一定距离和方向上两个像素点之间的灰度值联合概率分布, 来提取图像的纹理特征。本文将对四个矢量偏振参数图像 (D, P, Δ, R) 分别提取基于 GLCM 的纹理特征, 计算公式及含义如表 3 所示。式中 i 为图像中心像素的灰度级, j 为与中心像素邻接像素的灰度级, $p(i, j)$ 为图像中灰度值为 i 和 j 的像素对出现的概率, u_x 为 GLCM 的行方向灰度的均值, u_y 为列方向灰度的均值, σ_x 为 GLCM 的行方向灰度的标准差, σ_y 为 GLCM 的列方向灰度的标准差。

表 3 纹理特征及含义

Tab. 3 Texture characteristics and meanings

Calculating expressions	Meanings of characteristics
Contrast = $\sum_{n=0}^{N_k-1} n^2 \left\{ \sum_{i=1}^{N_k} \sum_{j=1}^{N_k} p(i, j) \right\} \Big _{ i-j =n}$	Reflect the differences in image grayscale values
Correlation = $\frac{\sum_i \sum_j (ij) p(i, j) - u_x u_y}{\sigma_x \sigma_y}$	Reflect the grayscale correlation of local regions in the image
Energy = $\sum_i \sum_j p(i, j)^2$	Reflect the uniformity of image texture
Homogeneity = $\sum_i \sum_j \frac{1}{1 + (i - j)^2} p(i, j)$	Reflect the frequency of changes in local image texture features

3 误差校正原理

3.1 误差分析

在偏振成像系统中, PSG 与 PSA 是影响传

输光路的两大主要模块, MD 模块的影响只占很小比例。因此, 对 PSG 模块入射光调制与 PSA 模块出射光检测的主要误差分别进行分析, 构建偏振成像系统的多因素跨模块误差传递

方程。

由于PSG模块的光学元件数量较少,采用解析法对PSG模块的误差进行建模。在组成PSG模块的4个光学组件中,影响调制结果的主要因素有偏振片与1/4波片的制造精度误差与安装方

$$S_{in}(I, \theta_w, \theta_p, \zeta, \delta_w, \lambda) = M_w(\theta_w, \delta_w) \times M_p(\theta_p, \zeta) \times S_{in}(I) + \lambda S_{in}(I) =$$

$$I \times \frac{\zeta - 1}{\zeta + 1} \times \begin{bmatrix} (1 + \lambda) \frac{\zeta + 1}{\zeta - 1} \\ [1 - (1 - \cos \delta_w) \sin^2 2\theta_w] \cos 2\theta_p + [(1 - \cos \delta_w) \sin 2\theta_w \cos 2\theta_w] \sin 2\theta_p \\ [(1 - \cos \delta_w) \sin 2\theta_w \cos 2\theta_w] \cos 2\theta_p + [1 - (1 - \cos \delta_w) \cos^2 2\theta_w] \sin 2\theta_p \\ \sin \delta_w \sin 2\theta_w \cos 2\theta_p - \sin \delta_w \cos 2\theta_w \sin 2\theta_p \end{bmatrix}, \quad (12)$$

其中: ζ 为调制偏振片消光比, θ_p 为调制偏振片相位角(偏振敏感方向与系统体轴夹角); δ_w 为1/4波片相位延迟, θ_w 为1/4波片相位角(快轴与系统体轴夹角), λ 为环境光与入射光源的光强比。

由于PSA模块包含较多光学元件,多种误差因素相互耦合,采用数值重构法对PSA模块的误差进行校正,将各光学元件的制造与安装误差、各通道透射率误差以及相机的响应误差都耦合进这16个误差参数中。

$$I_{out} = I \times \frac{\zeta - 1}{\zeta + 1} \times$$

$$\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{bmatrix} M_{sample} \begin{bmatrix} (1 + \lambda) \frac{\zeta + 1}{\zeta - 1} \\ [1 - (1 - \cos \delta_w) \sin^2 2\theta_w] \cos 2\theta_p + [(1 - \cos \delta_w) \sin 2\theta_w \cos 2\theta_w] \sin 2\theta_p \\ [(1 - \cos \delta_w) \sin 2\theta_w \cos 2\theta_w] \cos 2\theta_p + [1 - (1 - \cos \delta_w) \cos^2 2\theta_w] \sin 2\theta_p \\ \sin \delta_w \sin 2\theta_w \cos 2\theta_p - \sin \delta_w \cos 2\theta_w \sin 2\theta_p \end{bmatrix}. \quad (14)$$

该方程除 M_{sample} 为待求解参数之外,总计存在22个未知系统参数,其中PSG模块6个,PSA模块16个。

3.2 校正模型

采用参数校正法实现偏振成像系统误差校正,需要明确待校正的系统参数,从而通过系统标定对参数进行校正。基于偏振成像系统的误差传递方程,对其中的误差参数进行合并与拆分,得到简洁且稳定性更高的标定参数集,建立基于该参数集的偏振成像系统误差校正模型。

首先确定方程中适合用于标定的自变量,取理想样本 $M_{sample} = E_4$ (单位矩阵)进行多点标

位误差。而在探测过程中,环境光会与调制入射光结合产生较大误差,这主要包括遮光布外光源的影响、以及遮光布下光线在布料上漫反射产生的影响。建立含误差参数的PSG调制入射光Stokes矢量表达式:

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{bmatrix}, \quad (13)$$

其中:系数矩阵的每一行对应一个光学通道,满足Mueller矩阵的基本数学关系式 $a_{n1}^2 \geq a_{n2}^2 + a_{n3}^2 + a_{n4}^2, n=1,2,3,4$ 。对同一行误差参数的修正可以表达该通道的精确偏振敏感状态与探测响应能力。

将式(12)、式(13)代入式(2),对光路的理论传输方程进行修正,建立偏振成像系统的多因素跨模块误差传递方程:

定^[18],对光路方程中的 θ_p 与 θ_w 参数进行式(15)所示拆分:

$$\theta_p = \beta_p + \Delta_p, \theta_w = \beta_w + \Delta_w, \quad (15)$$

其中: β_p 与 β_w 分别为起偏偏振片与1/4波片的初始相位角, Δ_p 与 Δ_w 为对应定标旋转量,即标定的自变量。

其次,将不含变量的误差表达式进行合并,如式(16)所示,减少2个待标定量 I 和 ζ 。

$$A' = I \times \frac{\zeta - 1}{\zeta + 1} \times A, \lambda' = (1 + \lambda) \frac{\zeta + 1}{\zeta - 1}, \quad (16)$$

其中: A' 为综合检测系数矩阵参数, λ' 为综合环境光参数。

然后,由于在标定过程中 λ' 不随 Δ_p 与 Δ_w 的改变而改变,且与 A' 矩阵的 $a_{11}', a_{21}', a_{31}', a_{41}'$ 参数存在乘积关系,无法在标定拟合中收敛于稳定值。因此,根据式(13)数学关系构造对检测系数矩阵 A' 的部分约束方程,如式(17)所示,再次减少4个待标定量:

$$\begin{cases} a_{11}'^2 = a_{12}'^2 + a_{13}'^2 + a_{14}'^2, \\ a_{21}'^2 = a_{22}'^2 + a_{23}'^2 + a_{24}'^2, \\ a_{31}'^2 = a_{32}'^2 + a_{33}'^2 + a_{34}'^2, \\ a_{41}'^2 = a_{42}'^2 + a_{43}'^2 + a_{44}'^2. \end{cases} \quad (17)$$

经过上述参数优化,得到参数集包含16个待标定参数。其中,有12个检测系数参数 $a_{12}', a_{13}', a_{14}', a_{22}', a_{23}', a_{24}', a_{32}', a_{33}', a_{34}', a_{42}', a_{43}'$,

$$\begin{aligned} S_{\text{PSG}}' = & \lambda' \\ & \begin{bmatrix} [1 - (1 - \cos \delta_w) \sin^2 2(\beta_w + \Delta_w)] \cos 2(\beta_p + \Delta_p) + [(1 - \cos \delta_w) \sin 2(\beta_w + \Delta_w) \cos 2(\beta_w + \Delta_w)] \sin 2(\beta_p + \Delta_p) \\ [(1 - \cos \delta_w) \sin 2(\beta_w + \Delta_w) \cos 2(\beta_w + \Delta_w)] \cos 2(\beta_p + \Delta_p) + [1 - (1 - \cos \delta_w) \cos^2 2(\beta_w + \Delta_w)] \sin 2(\beta_p + \Delta_p) \\ \sin \delta_w \sin 2(\beta_w + \Delta_w) \cos 2(\beta_p + \Delta_p) - \sin \delta_w \cos 2(\beta_w + \Delta_w) \sin 2(\beta_p + \Delta_p) \end{bmatrix}, \end{aligned} \quad (19)$$

$$S_{\text{PSA}}' = \begin{bmatrix} \sqrt{(a_{12}')^2 + (a_{13}')^2 + (a_{14}')^2} & a_{12}' & a_{13}' & a_{14}' \\ \sqrt{(a_{22}')^2 + (a_{23}')^2 + (a_{24}')^2} & a_{22}' & a_{23}' & a_{24}' \\ \sqrt{(a_{32}')^2 + (a_{33}')^2 + (a_{34}')^2} & a_{32}' & a_{33}' & a_{34}' \\ \sqrt{(a_{42}')^2 + (a_{43}')^2 + (a_{44}')^2} & a_{42}' & a_{43}' & a_{44}' \end{bmatrix}^{-1} \times I_{\text{out}}. \quad (20)$$

联立式(19)、式(20)两模型可得到校正后待测样本的Mueller矩阵方程,求解方程得到精确的样本Mueller矩阵数字图像。相比于课题组过去的标定模型^[26],本误差校正模型涵盖影响因素更全面,实际标定效果等价于对22个参数的误差校正,因此一定程度上提高了校正效果;同时,本误差校正模型通过对检测系数矩阵约束,降低了新参数引入带来的参数波动,提高了标定的稳定性,也一定程度减少了待标定参数。此外,该误差校正模型同时对PSA与PSG两个模块进行误差校正,可以消除测试环境变化引起的各模块参数不匹配问题,进一步提高系统精度。

4 标定实验

利用非线性最小二乘拟合法对偏振成像系统进行多次标定实验,评估误差校正模型的标定精度与稳定性,进而验证误差校正模型的可

a_{44}' , 3个角度参数 $\beta_p, \beta_w, \delta_w$, 1个环境光参数 λ' 。

最后,基于16参数集,同时建立对PSG与PSA两大模块的误差校正模型。对误差传递方程式(14)中代表PSG模块与PSA模块的传输部分进行再拆分,构造新的Mueller矩阵求解方程:

$$S_{\text{PSA}}' = M_{\text{sample}} \times S_{\text{PSG}}', S_{\text{PSA}}' = A'^{-1} \times I_{\text{out}}, \quad (18)$$

其中: S_{PSA}' 表示校正后PSA模块反演出射光的Stokes矢量, S_{PSG}' 表示校正后PSG模块调制入射光的Stokes矢量。代入式(14)~式(16),得到偏振成像系统的多因素跨模块误差校正模型:

靠性。

4.1 标定方案

以空气作为理想探测样本(Mair=E4)进行标定,首先完成系统初始各参数的设置,由于变倍体倍率的改变和相机参数的改变都会影响到综合检测系数矩阵的参数,设定系统探测状态与后文Mueller矩阵探测方案保持一致,设定探测倍率为 $6\times$,相机曝光行参数为400~800,色彩增益为60~180。其次拍摄显微专用校正尺,用于后续四通道相机拍摄图像的校准。然后开始具体的标定实验,标定流程分为图像采集、图像处理、数据拟合三部分,标定流程图如下。

在图像采集阶段,控制偏振片和1/4波片以 60° 间隔独立定标旋转进行多点定标,每当偏振片旋转 60° 后,1/4波片以 60° 为间隔旋转 360° ,即每当偏振片旋转一次,1/4波片连续旋转6次,在每种入射偏振态下连续采集3组探测图像,当偏振片旋转 360° 时,采集工作停止。一次标定共采

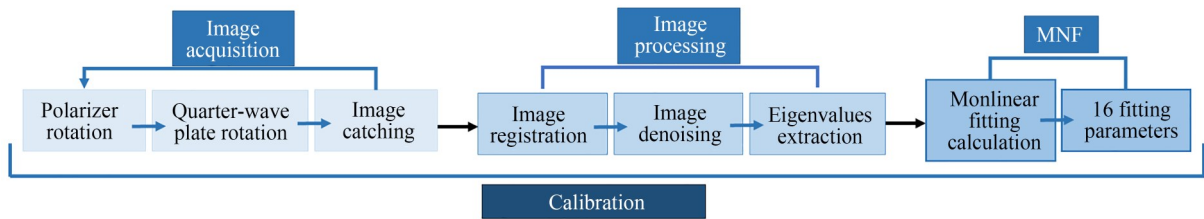


图 4 偏振成像系统标定流程

Fig. 4 Polarization imaging system calibration process

集 432 张探测图片。

在图像处理阶段,对 432 张图片进行图像配准、图像降噪、特征值提取等工作。首先采用 SIFT 点特征配准法^[28]对上述拍摄的显微专用校正尺进行处理,得到用于批量图像配准的变换矩阵,并利用该变换矩阵对图像采集阶段的 432 张图片进行批量图像配准,降低图像的形位误差。其次对相同入射光同一探测通道的 3 张图片进行均值合成,降低相机探测随机误差。然后对合成图片进行中值滤波处理实现降噪。最后取其中中心 300×300 低畸变像素区域平均光强值作为光强特征值。

在数据拟合阶段,采用非线性最小二乘拟合法确定标定参数。以 PSG 中偏振片与 1/4 波片的定标旋转量 Δ_p, Δ_w 为自变量,采集图像的光强特征值为拟合量,利用 MATLAB 中的 lsqcurvefit 函数进行拟合,得到一组 16 个参数的参数集。

4.2 标定实验

在室温条件下重复进行八次系统标定实验。分别采用课题组过去使用的 20 参数标定模型与改进的 16 参数误差校正模型,对八轮采集数据进行拟合。拟合设定参数初值如表 4 所示,其中的角度参数 β_p 和 β_w 初值利用快转波片法大致确定, δ_w 初值采用理论值, λ' 初值为经验值,综合检测矩阵系数 A' 初值为 A 理论值与 MD 模块出口处光强值之积, MD 出口原始光强利用光强探测器测得,约为 20 W/m²。

表 4 十六参数法与二十参数法拟合初值

Tab. 4 Fitting initial of the 16/20 parameters to be calibrated

Para	a'_{11}	a'_{12}	a'_{13}	a'_{14}	a'_{21}	a'_{22}	a'_{23}	a'_{24}	a'_{31}	a'_{32}
Init_16	\	0.25	0	0	\	0	0	0.25	\	-0.125
Init_20	0.25	0.25	0	0	0.25	0	0	0.25	0.25	-0.125

Para	a'_{33}	a'_{34}	a'_{41}	a'_{42}	a'_{43}	a'_{44}	$\beta_p/(^{\circ})$	$\beta_w/(^{\circ})$	λ'	$\delta_w/(^{\circ})$
Init_16	0.217	0	\	-0.125	-0.217	0	-47	-7	1.05	90
Init_20	0.217	0	0.25	-0.125	-0.217	0	-47	-7	1.2	90

表中,16 参数标定法的 λ' 代表综合环境光参数,而 20 参数标定法的 λ' 代表透射补偿参数。

4.3 标定结果

非线性最小二乘拟合的残差平方和(Sum of Squares due to Error, SSE)是衡量拟合效果好坏的一个重要指标,SSE 越小代表拟合效果越好,可以作为评估标定实验精度的指标;标准差(Standard Deviation, SD)是反映变量取值变化程度的一个重要指标,标准差越小代表参数波动幅度越小,可以作为评估标定实验稳定性的指标。

如图 5 所示,采用 16 参数法得到的 SSE 平均值为 0.009 687,采用 20 参数法得到的 SSE 平均值为 0.011 018,改进后标定精度约提高 12%,这主要是因为改进后的误差校正模型涵盖影响因素更全面,实际标定效果相当于对 22 个参数的误差校正,因此可以一定程度上提高校正效果。

如图 6 所示,采用 16 参数法进行标定的稳定性明显优于 20 参数标定法。对于 A' 各阵元参数,16 参数标定法的 SD 平均值为 0.006 776,20

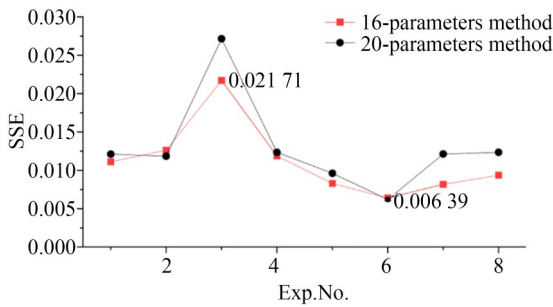


图5 八次标定实验残差平方和对比值

Fig. 5 SSE comparison of 8 calibration experiments

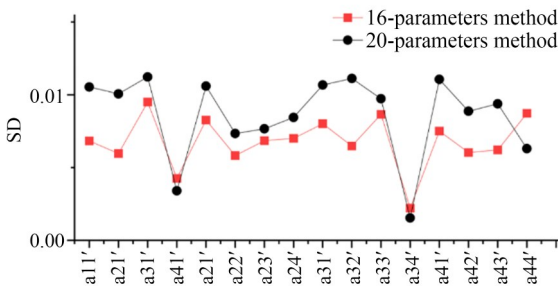


图6 综合检测系数矩阵参数标定标准差对比图

Fig. 6 SD comparison of A'

参数标定法的SD平均值为0.008 627,改进标定法稳定性约提高21.5%。此外,对于3个角度参数 $\beta_p, \beta_w, \delta_w$,采用16参数法得到SD分别为 $0.398^\circ, 0.408^\circ, 0.347^\circ$,采用20参数法得到的SD分别为 $0.836^\circ, 0.742^\circ, 0.354^\circ$,同样表明改进标定法的稳定性得到巨大提高,验证了多因素跨模块误差校正模型的可靠性。

5 误差校正实验

采用拟合效果最好的第六次标定结果对偏

振成像系统的PSA与PSG两个模块进行误差校正,选取12种入射偏振态的探测方案分别对空气与两张空白切片(不带任何病理组织的玻璃切片)进行探测,12种入射偏振态对应偏振片与1/4波片旋转量分别为 $(0^\circ, 0^\circ), (0^\circ, 120^\circ), (0^\circ, 240^\circ), (45^\circ, 0^\circ), (45^\circ, 120^\circ), (45^\circ, 240^\circ), (90^\circ, 0^\circ), (90^\circ, 120^\circ), (90^\circ, 240^\circ), (135^\circ, 0^\circ), (135^\circ, 120^\circ), (135^\circ, 240^\circ)$ 。代入式(4)求出超定方程最小二乘解,构成视野中大致均匀统一的 4×4 阵元Mueller矩阵数字图像,如图7所示。

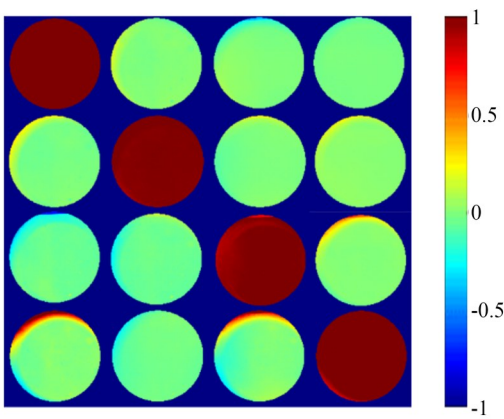


图7 空气Mueller矩阵成像图

Fig. 7 Mueller matrix imaging of air

计算成像Mueller矩阵各阵元中心区域均值,得到评估Mueller矩阵如表5所示,其中RMSE^[20]表示评估Mueller矩阵与理论单位对角矩阵的均方根误差。

结果表明,表中3组测试样本的RMSE相差不大,Mueller矩阵成像阵元误差可控制在0.015以内,RMSE平均值0.011,相比过去20参数对应探测方案的0.0265^[25]提高了59%。

表5 空气与空白切片Mueller矩阵探测结果

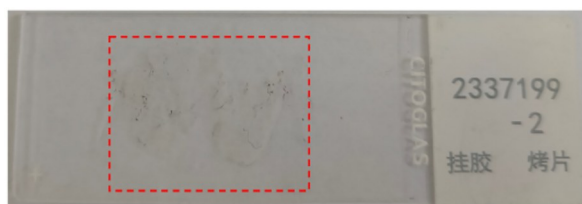
Tab. 5 Mueller matrix detection results of air and 2 blank slices

Sample	Air	Blank slice 1	Blank slice 2
Evaluating Mueller Matrix	$\begin{bmatrix} 1.0000 & 0.0015 & 0.0038 & 0.0024 \\ 0.0115 & 1.0048 & -0.0000 & 0.0048 \\ 0.0084 & -0.0146 & 1.0007 & -0.0190 \\ 0.0028 & -0.0152 & 0.0216 & 0.9970 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1.0000 & -0.0041 & 0.0093 & 0.0009 \\ -0.0127 & 0.9895 & -0.0078 & -0.0038 \\ -0.0173 & 0.0038 & 0.9761 & -0.0179 \\ -0.0055 & 0.0015 & 0.0230 & 0.9876 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1.0000 & -0.0031 & 0.0151 & 0.0037 \\ 0.0119 & 0.9802 & -0.0216 & -0.0092 \\ -0.0246 & -0.0172 & 0.9710 & -0.0246 \\ -0.0056 & -0.0126 & 0.0308 & 0.9770 \end{bmatrix}$
RMSE	0.0079	0.0098	0.0147

6 甲状腺病理组织探测实验

实验选用未染色的 2 种组织切片作为样品,分别为甲状腺乳头状癌组织切片和结节性甲状腺肿组织切片,其中甲状腺乳头状癌(Papillary

Thyroid Cancer,下文简称甲癌,PTC)20 片,结节性甲状腺肿(Nodular Goiter,下文简称结甲,NG)15 片,实验样本由大连理工大学附属中心医院病理科提供,组织切片厚度为 $5\ \mu\text{m}$,如图 8 所示,虚线框内为组织切片。



(a) 甲状腺乳头状癌
(a) Papillary thyroid carcinoma



(b) 结节性甲状腺肿
(b) Nodular goiter

图 8 甲状腺组织为染色样本
Fig. 8 Thyroid tissue is a stained sample

根据上述误差校正探测方案对甲状腺组织切片进行偏振探测,流程如图 9 所示。连接好系统后,对系统进行快速标定以获取本次探测实验

条件下的误差校正参数。接下来旋转偏振片和 $1/4$ 波片调制 12 种入射偏振态,获取 48 张探测图像,对探测图像进行配准,利用标定得到的误差校正参数对样本入射光与出射光的 Stokes 矢量进行校正,得到每个探测区域的 Mueller 矩阵超定方程,求解超定方程得到病理组织微观结构的 Mueller 矩阵,采用 MMPD 方法得到探测区域的矢量参数,将矢量参数三个分量进行归一化后,分别映射到 RGB 空间中生成矢量参数图像,如图 10 所示。按照表 3 中的计算公式对矢量参数图像提取纹理特征,并利用 RF 和 SVM 两种分类器对不同矢量参数的纹理特征进行对比分析。

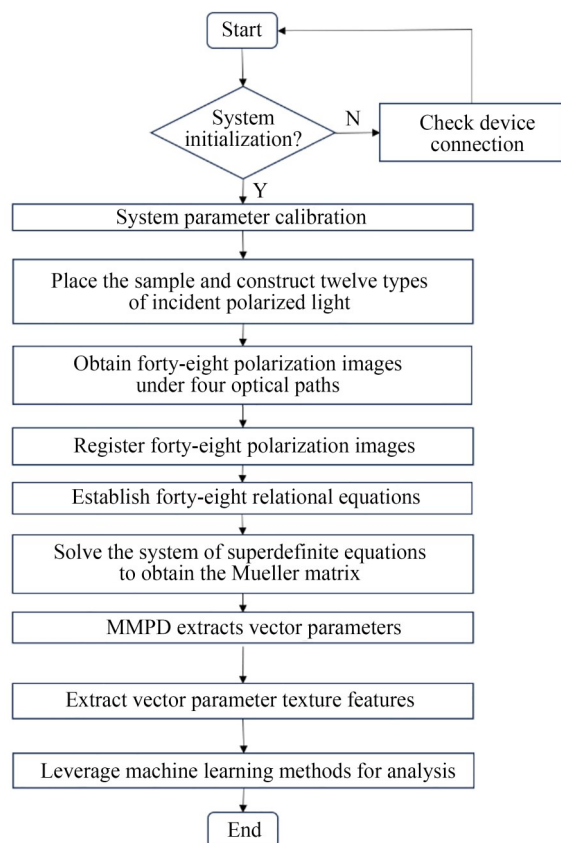
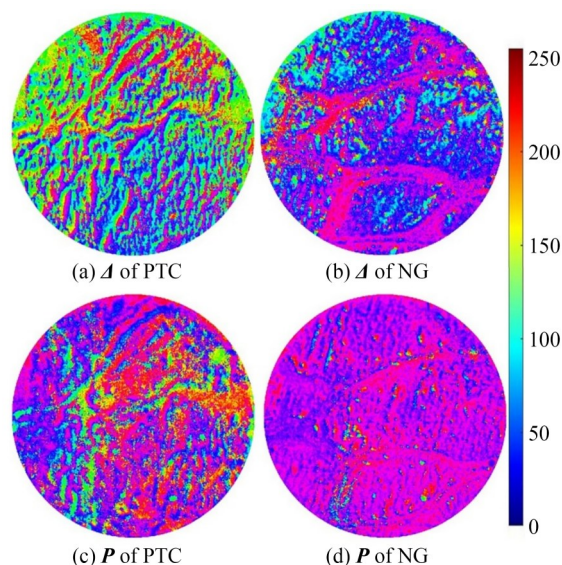


图 9 实验流程图

Fig. 9 Experimental flow chart



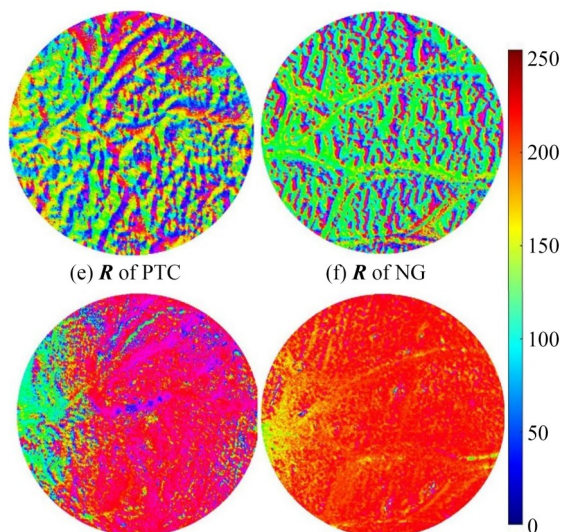


图 10 矢量参数图像

Fig. 10 Vector parameter image

7 数据分析

7.1 数据预处理

RF 和 SVM 分类器面临的最常见问题之一是数据集不平衡,在这种情况下训练过程无法学习少数类别的正确分类规律,从而影响分类准确率。如表 6 所示,本实验中使用的数据集存在不平衡问题,PTC 包含 168 个。数据,NG 样本包含 126 个数据,因此根据 PTC 多数类别的原始数据,执行过采样技术^[29]随机复制少数类别,以达到数据集类别平衡的目的,表 7 为过采样后的数据集。

表 6 训练集和测试数据集各类别数量

Tab. 6 Number of training sets and test datasets by category

	PTC	NG
Number of training	168	126
Number of testing	72	54

表 7 过采样后训练集和测试数据集各类别数量

Tab. 7 Number of categories in the training set and test dataset after oversampling

	PTC	NG
Number of training	168	168
Number of testing	72	72

7.2 训练过程

在训练过程中通过网格搜索技术结合 10 折交叉验证找到最优超参数组合。表 8 和表 9 分别为 RF 和 SVM 分类器各参数通过训练集得到的最优超参数组合。

表 8 RF 分类器各参数最优超参数组合

Tab. 8 Optimal hyperparameter combinations for each parameter of the RF classifier

Parameter	n_Estimators	Max_Depth	Min_sam- ples_leaf
Δ	1 000	10	4
P	600	10	4
D	50	10	4
R	800	10	2

表 9 SVM 分类器各参数最优超参数组合

Tab. 9 Optimal hyperparameter combinations for each parameter of the SVM classifier

Parameter	C	Gamma	Kernel
Δ	0.1	scale	rbf
P	8	scale	rbf
D	10	scale	rbf
R	6	scale	rbf

7.3 结果与分析

采用混淆矩阵对 RF 和 SVM 两种分类器的分类效果进行评估,通过计算分类准确率(Precision)、召回率(Recall)和 F1-score 等评价指标,评估不同偏振矢量参数在区分两类样本中的表现。ROC 曲线作为二元分类模型的重要评估工具,反映了分类器在不同决策阈值下的真正率(True Positive Rate, TPR)与假正率(False Positive Rate, FPR)之间的变化关系。曲线下面积(Area Under the Curve, AUC)则提供了对模型整体判别性能的无偏估计,AUC 值越大,表明模型的分类能力越强。

$$Precision = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (21)$$

$$Recall = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (22)$$

$$F1-score = 2 \times \frac{Precision \times Recall}{Precision + Recall}, \quad (23)$$

$$TPR = \frac{TP}{TP + FN}, \tag{24}$$

$$FPR = \frac{FP}{FP + TN}, \tag{25}$$

其中:TP为真正例(True Positive),即样本的真实类别为正类,并且模型识别的结果也是正类;FP表示假正例(False Positive),即样本的真实类别为负类,但模型将其识别为正类;TN表示真负例(Ture Negative),即样本真实类别为负类,并且模型将其识别为负类;FN表示假负例(False Negative),即样本的真实类别为负类,但模型将其识别为正类。

利用RF和SVM两种分类器对甲癌与结甲样本的不同偏振矢量参数纹理特征进行分类评估。根据表5中的训练集与测试集划分方案,并采用表6和表7所示的最优超参数组合,在测试集上验证分类性能。表10~表13为RF分类器各参数纹理特征在测试集上的混淆矩阵,表14~表17为SVM分类器各参数纹理特征在测试集上的混淆矩阵。

表 10 RF分类器 Δ 参数测试集混淆矩阵

Tab. 10 Confusion matrix of the Δ test set of RF

		Predicted class/ PTC	Predicted class/ NG
True class	PTC	69	3
	NG	3	69

表 11 RF分类器 P 参数测试集混淆矩阵

Tab. 11 Confusion matrix of the P test set of RF

		Predicted class/ PTC	Predicted class/ NG
True class	PTC	58	14
	NG	33	39

表 12 RF分类器 D 参数测试集混淆矩阵

Tab. 12 Confusion matrix of the D test set of RF

		Predicted class/ PTC	Predicted class/ NG
True class	PTC	53	19
	NG	7	65

根据混淆矩阵的结果,通过式(21)~式(23)计算各参数的Precision,Recall,F1-score等评估

表 13 RF分类器 R 参数测试集混淆矩阵

Tab. 13 Confusion matrix of the R test set of RF

		Predicted class/ PTC	Predicted class/ NG
True class	PTC	62	10
	NG	8	64

表 14 SVM分类器 Δ 参数测试集混淆矩阵

Tab. 14 Confusion matrix of the Δ test set of SVM

		Predicted class/ PTC	Predicted class/ NG
True class	PTC	65	7
	NG	11	61

表 15 SVM分类器 P 参数测试集混淆矩阵

Tab. 15 Confusion matrix of the P test set of SVM

		Predicted class/ PTC	Predicted class/ NG
True class	PTC	51	21
	NG	23	49

表 16 SVM分类器 D 参数测试集混淆矩阵

Tab. 16 Confusion matrix of the Δ test set of SVM

		Predicted class/ PTC	Predicted class/ NG
True class	PTC	65	7
	NG	21	51

表 17 SVM分类器 R 参数测试集混淆矩阵

Tab. 17 Confusion matrix of the R test set of SVM

		Predicted class/ PTC	Predicted class/ NG
True class	PTC	65	7
	NG	18	54

指标,如表18所示。F1-score是Precision和Recall的调和平均数,因此,在评估模型时比两个指标更通用。从表中可以看出,训练后的模型在区分甲癌和结甲样本时,在RF分类器中: Δ 参数和 R 参数的F1-score均达到了0.85以上,表明组织癌变之后 Δ 和 R 参数图像的纹理特征发生了显著变化; P 参数和 D 参数区分两类样本的性能显著降低,其中 D 参数的Recall仅为0.74,表明 D

参数图像的纹理特征在预测一个样本是否为甲癌时,会发生误判现象。在 SVM 分类器中:除 P 参数以外, Δ, D, R 的 F1-score 值均达到了 0.8 以上,但与 RF 分类器相比,四个参数的 F1-score 值均显著减小,表明在执行不同矢量参数图像纹理特征分类任务时,RF 分类器的效果优于 SVM 分类器。

表 18 甲癌与结甲样本分类性能评估

Tab. 18 Classification performance evaluation of PTC and NG

Sample	Parameter	Precision	Recall	F1-score
PTC NG	Δ (RF)	0.96	0.96	0.96
	Δ (SVM)	0.86	0.90	0.88
	P (RF)	0.64	0.81	0.72
	P (SVM)	0.69	0.71	0.70
	D (RF)	0.88	0.74	0.80
	D (SVM)	0.76	0.90	0.83
	R (RF)	0.89	0.86	0.87
	R (SVM)	0.78	0.90	0.84

根据式 (24) 和式 (25) 计算并绘制 RF 和 SVM 分类器 ROC 曲线,如图 11 和图 12 所示。从图中可以看出,四个矢量参数图像的纹理特征均能有效地区分甲癌和结甲样本,其中,RF 分类器中 Δ 参数图像纹理特征的区分能力最强,AUC 值达到了 0.99,这可能是因为 Δ 参数本身是衡量偏振光在通过组织后偏振状态变化程度的指标,对散射路径、散射粒径和组织不规则性的敏感度较高,由于甲癌样本中这些因素的空间差异性大,使得 Δ 参数图像产生明显的纹理变化,而结

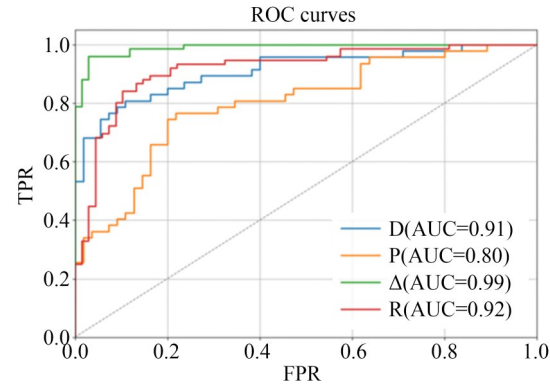


图 11 RF 分类器 ROC 曲线

Fig. 11 ROC curves of image texture characteristics of RF

甲样本则更加平滑。与表 16 中 F1-score 值相同, RF 分类器中的 4 个矢量参数的 AUC 值均高于 SVM 分类器,再次表明在执行不同矢量参数图像纹理特征分类任务时,RF 分类器的效果优于 SVM 分类器。

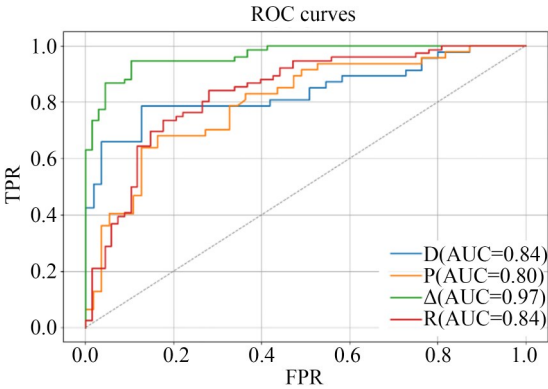


图 12 SVM 分类器 ROC 曲线

Fig. 12 ROC curves of image texture characteristics of SVM

综上所述,四个偏振矢量参数图像的纹理特征在识别甲癌和结甲样本时,采用 RF 分类器效果优于 SVM 分类器,并且在 RF 分类器中 $\Delta > R > D > P$ 。

8 结 论

本文针对 Mueller 矩阵偏振成像系统中影响入射光调制与出射光探测精度的多源误差,提出了一种统一建模 PSG 与 PSA 模块误差影响的多因素跨模块误差校正方法。该方法综合考虑了偏振成像系统两大模块的主要探测误差,建立了包含环境光参数与偏振片消光比参数的误差传递方程,构建了一种包含 16 个参数的多因素跨模块误差校正模型。利用非线性最小二乘拟合法对模型中的 16 参数进行了重复标定实验,结果表明,16 参数标定法相比 20 参数标定法,标定精度提高 12%、标定稳定性提高 21.5%。根据误差校正模型,对偏振成像系统进行误差校正实验,探测获取了空气与两个空白样本的 Mueller 矩阵数字图像。结果表明,三组实验探测得到的 Mueller 矩阵图像评估指标 RMSE 平均值为 0.011,相比 20 参数探测方案提高了 59%。实验表明,本文提出的多因素跨模块误差校正方法进一步降低了偏振成像系

统获取 Mueller 矩阵数字图像的误差。

针对甲状腺乳头状癌和结节性甲状腺肿两类样本的分类问题展开验证实验。结果表明, RF 分类器的分类效果优于 SVM 分类器, 在 RF 分类器中, 对于不同偏振矢量参数的纹理特征, Δ 和 R 参数的纹理特征能够明显区分甲癌和结甲样本, 其中 Δ 参数的 F1-score 和 AUC 分别达到了 0.96, 0.99。

本研究通过实验证明了 MMPD 提取的 Δ , P , D , R 矢量参数可以用于区分甲状腺乳头状癌和结节性甲状腺肿, 可以实现两类样本的快速区分, 具有一定的临床应用潜力。

为进一步验证偏振成像方法的诊断有效性, 下一步实验将偏振矢量参数图像与传统理化分析结果(如 HE 染色切片与免疫组化分析)进行空

间配准与定量对比, 评估其在真实病理标注区域的准确识别能力。同时, 可进一步引入多模态融合与深度学习方法, 结合偏振参数图像与常规图像特征, 提高模型的泛化能力与临床适应性。后续还将探索该系统在其他类型肿瘤及复杂组织中的推广应用, 增强其在临床辅助诊断中的广泛性与实用性。

作者贡献声明:

李兵歌:探测方法的提出, 数据整理和分析, 论文构思和撰写;

鞠宗雨:探测实验的设计;

崔 岩:论文审核与编辑写作;

葛述科:实验样本的制备;

刘金涛:癌变区域划分, 提供医学知识。

参考文献:

- [1] 郑传铭, 王佳峰, 吕恬, 等. “中国肿瘤整合诊治指南(CACA): 甲状腺癌诊治指南” 解读[J]. 肿瘤学杂志, 2022, 28(8): 627-630.
ZHENG C M, WANG J F, LYU T, *et al.* Interpretations on the CACA guidelines for holistic integrative management of cancer: thyroid cancer[J]. *Journal of Chinese Oncology*, 2022, 28(8): 627-630. (in Chinese)
- [2] 李栋. BRAFV600E 野生型甲状腺乳头状癌的临床病理学特征及基因表达谱研究[D]. 青岛: 青岛大学, 2023.
LI D. *Clinicopathological Features and Gene Expression Profile of BRAFV600E Wild-Type Papillary Thyroid Carcinoma* [D]. Qingdao: Qingdao University, 2023. (in Chinese)
- [3] DONG Y, QI J, HE H H, *et al.* Quantitatively characterizing the microstructural features of breast ductal carcinoma tissues in different progression stages by Mueller matrix microscope[J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(8): 3643-3655.
- [4] JERMAIN P, IORIZZO T, GOLDBERG D, *et al.* Development of Spectrally Encoded Optical Polarization Imaging for Skin Cancer Margin Detection[C]. *MEDICAL PHYSICS*. 111 RIVER ST, HOBOKEN 07030-5774, NJ USA: WILEY, 2022, 49(6): E297-E297.
- [5] LI Y J, ZHANG S X, WU L H, *et al.* Polarization microwave-induced thermoacoustic imaging for quantitative characterization of deep biological tissue microstructures [J]. *Photonics Research*, 2022, 10(5): 1297.
- [6] WANG J Z, LI Y Q, CAO C L, *et al.* High-fidelity and rapid cellular-level Mueller matrix imaging for tissue identification with unstained sections: erratum [J]. *Biomedical Optics Express*, 2022, 13(2): 709.
- [7] ZHAI H Y, SUN Y N, HE H H, *et al.* Distinguishing tissue structures *via* polarization staining images based on different combinations of Mueller matrix polar decomposition parameters[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2022, 152: 106955.
- [8] 高君朝, 黄丹飞, 张乐超, 等. 基于穆勒矩阵成像全阵元曲线的癌变组织识别[J]. 光子学报, 2023, 52(2): 167-180.
GAO J Z, HUANG D F, ZHANG L C, *et al.* Cancer tissue recognition by muller matrix imaging full array curve[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2023, 52(2): 167-180. (in Chinese)
- [9] 褚金奎, 丁晓涵, 陈永台, 等. 硬化性腺病和浸润性导管癌组织的 Mueller 矩阵表征[J]. 中国激光, 2024, 51(21): 172-182.
CHU J K, DING X H, CHEN Y T, *et al.* Mueller-matrix characterization of sclerosing adenosis and invasive ductal carcinoma tissues[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2024, 51(21): 172-182. (in Chinese)
- [10] LU S Y, CHIPMAN R A. Interpretation of Muel-

- ler matrices based on polar decomposition [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1996, 13(5): 1106-1113.
- [11] 褚金奎, 丁晓涵, 陈永台, 等. 硬化性腺病和浸润性导管癌组织的 Mueller 矩阵表征[J]. 中国激光, 2024, 51(21): 172-182.
- CHU J K, DING X H, CHEN Y T, *et al.* Mueller-matrix characterization of sclerosing adenosis and invasive ductal carcinoma tissues[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2024, 51(21): 172-182. (in Chinese)
- [12] LUU N T, LE T H, PHAN Q H, *et al.* Characterization of Mueller matrix elements for classifying human skin cancer utilizing random forest algorithm [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2021, 26(7): 075001.
- [13] SINDHOORA K M, SPANDANA K U, IVANOV D, *et al.* Machine-learning-based classification of Stokes-Mueller polarization images for tissue characterization[C]. *Journal of Physics: Conference Series. IOP Publishing*, 2021, 1859(1): 012045.
- [14] MCKINLEY R I, FELGER L A, HEWER E, *et al.* Machine learning for white matter fibre tract visualization in the human brain via mueller matrix polarimetric data[C]. *Unconventional Optical Imaging III. April 3-May 23, 2022. Strasbourg, France.* SPIE, 2022.
- [15] MURUGAN A, NAIR S A H, PREETHI A A P, *et al.* Diagnosis of skin cancer using machine learning techniques [J]. *Microprocessors and Microsystems*, 2021, 81: 103727.
- [16] IVANOV D, DREMIN V, GENOVA T, *et al.* Polarization-based histopathology classification of *ex vivo* colon samples supported by machine learning[J]. *Frontiers in Physics*, 2022, 9: 814787.
- [17] BREIMAN L. Random forests [J]. *Machine Learning*, 2001, 45(1): 5-32.
- [18] 汪方斌, 刘涛, 洪津, 等. 分振幅光偏振探测系统多点定标方法[J]. 红外与激光工程, 2017, 46(5): 143-150.
- WANG F B, LIU T, HONG J, *et al.* Multi-point calibration method for division-of-amplitude photopolarimetric detection system[J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2017, 46(5): 143-150. (in Chinese)
- [19] LAM V K, PHAN T, LY K, *et al.* Dual-modality digital holographic and polarization microscope to quantify phase and birefringence signals in bio-specimens with a complex microstructure[J]. *Bio-medical Optics Express*, 2022, 13(2): 805-823.
- [20] 任佳敏. 分焦平面偏振成像系统的非均匀性校正[D]. 包头: 内蒙古科技大学, 2024.
- REN J M. *Non-Uniformity Correction of Defocused Plane Polarization Imaging System* [D]. Baotou: Inner Mongolia University of Science & Technology, 2024. (in Chinese)
- [21] ARTEAGA O, BALDRÍS M, ANTÓ J, *et al.* Mueller matrix microscope with a dual continuous rotating compensator setup and digital demodulation [J]. *Applied Optics*, 2014, 53(10): 2236-2245.
- [22] 黄彤宇, 孟若宇, 齐骥等. 基于双 DoFP 偏振相机快速穆勒矩阵显微镜[J]. 光学快报, 2021, 46(7): 1676-1679.
- HUANG T Y, MENG R Y, *et al.* Fast Mueller matrix microscope based on dual DoFP polarimeters. [J]. *Optics letters*, 2021, 46(7): 1676-1679. (in Chinese)
- [23] GOLDSTEIN D H, CHIPMAN R A. Error analysis of a mueller matrix polarimeter[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1990, 7(4): 693-700.
- [24] CHEN Z H, YAO Y, ZHU Y H, *et al.* Removing the dichroism and retardance artifacts in a collinear backscattering Mueller matrix imaging system [J]. *Optics Express*, 2018, 26(22): 28288-28301.
- [25] 褚金奎, 赵明宇, 陈永台, 等. 生物组织结构的庞加莱球表征[J]. 中国激光, 2022, 49(5): 156-164.
- CHU J K, ZHAO M Y, CHEN Y T, *et al.* Characterization of biological tissue structures using Poincare sphere [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2022, 49(5): 156-164. (in Chinese)
- [26] 李松, 张然, 陈永台, 等. 分振幅偏振成像相机标定方法研究[J]. 光子学报, 2020, 49(7): 141-148.
- LI S, ZHANG R, CHEN Y T, *et al.* Calibration methods of amplitude-division polarization imaging camera[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2020, 49(7): 141-148. (in Chinese)
- [27] 赵明宇. 生物组织 Mueller 成像系统设计及应用[D]. 大连: 大连理工大学, 2022.
- ZHAO M Y. *Design and Application of Mueller Imaging System for Biological Tissue* [D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2022.

- lian University of Technology, 2022. (in Chinese)
- [28] YANG Ch J, LI Sh, QIU Zh W, *et al.* Study on image registration of simultaneous imaging polarization system[J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2013, 42(1): 262-267.
- [29] HE H B, GARCIA E A. Learning from imbalanced data[J]. *IEEE Transactions on Knowledge and Data Engineering*, 2009, 21(9): 1263-1284.

作者简介:



李兵歌(2000—),女,河南平顶山人,硕士研究生,现就读于大连理工大学机械工程学院,主要从事偏振探测技术的研究。E-mail: libg@mail. dlut. edu. cn

通讯作者:



刘金涛(1977—),女,辽宁大连人,博士,主任医师,硕士生导师,主要从事甲状腺及乳腺各类手术治疗及综合治疗研究。E-mail: liujintao77@aliyun. com

通讯作者:



葛述科(1978—),男,辽宁大连人,硕士,主任医师,硕士生导师,主要从事甲状腺癌、乳腺癌、甲状旁腺功能亢进等疾病的诊疗研究。E-mail: 41458128@qq. com