



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104161493 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 26

(21) 申请号 201410351749. 0

(22) 申请日 2014. 07. 22

(71) 申请人 清华大学深圳研究生院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城清华校区

(72) 发明人 马辉 常金涛 曾楠

(74) 专利代理机构 深圳新创友知识产权代理有
限公司 44223

代理人 赵烨福

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006. 01)

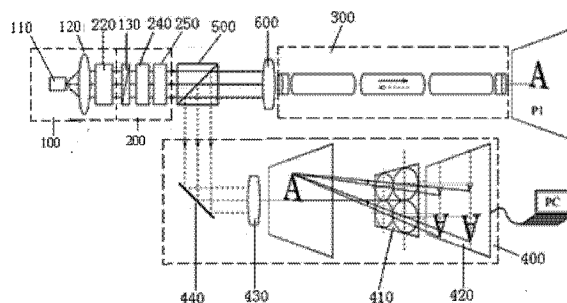
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

偏振成像内窥镜系统及内窥成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种偏振成像内窥镜系统及内窥成像方法,所述系统包括:光源;用于将来自所述光源的光依次调制为不同偏振态的照明光的起偏装置;用于将来自所述起偏装置的所述不同偏振态的照明光依次照射至被摄组织表面上的内窥镜装置;用于将来自所述被摄组织表面的回光进行成像和对所成的像进行摄像的检偏摄像装置;其特征在于:所述检偏摄像装置包括:依次设置的偏振解析透镜阵列和摄像单元,所述偏振解析阵列包括至少四个偏振解析阵列单元,分别用于对所述回光中不同偏振态的光进行解析并成像;所述摄像单元用于对所述四个偏振解析阵列单元所成的像进行摄像。本发明具有快速偏振成像的有益效果。



1. 一种偏振成像内窥镜系统,包括:

光源;

用于将来自所述光源的光依次调制为不同偏振态的照明光的起偏装置;

用于将来自所述起偏装置的所述不同偏振态的照明光依次照射至被摄组织表面上的内窥镜装置;

用于对来自所述被摄组织表面的回光进行成像和对所成的像进行记录的检偏摄像装置;

其特征在于:

所述检偏摄像装置包括:依次设置的偏振解析透镜阵列和摄像单元,

所述偏振解析阵列包括至少四个偏振解析阵列单元,分别用于解析所述回光中不同偏振态的光并成像;

所述摄像单元为单个 CCD 或 CMOS 相机,用于单帧记录对所述偏振解析阵列不同单元所成的多幅像。使用单个 CCD 或 CMOS 相机能够避免使用多个 CCD 或 CMOS 相机因为设备差异产生的问题。

2. 根据权利要求 1 所述的偏振成像内窥镜系统,其特征在于:

所述偏振解析阵列单元包括依次排列设置的成像透镜模块、消色差波片和偏振片。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的偏振成像内窥镜系统,其特征在于:所述起偏装置包括:依次排列设置的准直透镜、偏振片和两个液晶相位延迟器;所述偏振片用于对来自光源的光进行起偏;所述两个液晶相位延迟器用于产生不同的相位延迟以将来自所述偏振片的光线调制为预定偏振态的完全偏振光。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的偏振成像内窥镜系统,其特征在于:所述光源包括:用于产生宽带光的宽带光源及用于对所述宽带光进行滤波以产生不同中心波长的窄带光的液晶调控带通滤波片。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的偏振成像内窥镜系统,其特征在于:所述检偏摄像装置还包括设置于所述偏振解析透镜阵列之前的中继透镜系统。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的偏振成像内窥镜系统,其特征在于:还包括设置于所述起偏装置与所述内窥镜装置之间的分光装置,来自所述起偏装置的光线经所述分光装置透射进入所述内窥镜装置,所述回光经所述分光装置反射进入所述摄像单元。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的偏振成像内窥镜系统,其特征在于:

所述两个液晶相位延迟器的相位延迟可分别设置为: $\delta_1 = 315^\circ + a90^\circ$, $\delta_2 = 135^\circ + a90^\circ$, 其中 δ_1 为靠近所述偏振片的相位延迟器的相位延迟, δ_2 为远离所述偏振片的相位延迟器的相位延迟;

所述两个液晶相位延迟器的快轴角度分别为 $\theta_1 = c27.4^\circ + b90^\circ$, $\theta_2 = c72.4^\circ + b90^\circ$, θ_1 为靠近所述偏振片的相位延迟器的快轴角度, θ_2 为远离偏振片的相位延迟器的快轴角度,上式中 a、b 为任意整数, $c = \pm 1$, 正负与 θ_1 和 θ_2 相同。

8. 一种内窥成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1、提供一光源;

S2、将来自所述光源的光线依次调制为不同偏振态的照明光;

S3、将所述不同偏振态的照明光通过内窥镜依次照射至被摄组织表面;

S4、利用所述偏振解析阵列的每一个偏振解析单元对所述被摄组织表面返回的回光进行解析并成像；

S5、单帧记录对所述偏振解析阵列单元解析每次所述回光所成的多幅像，改变 S2 和 S3 步骤中的入射偏振态，拍摄至少 4 帧被摄组织表面偏振图像即可获得被摄组织表面的穆勒矩阵图像。

9. 根据权利要求 8 所述的方法，其特征在于：还包括偏振信息还原步骤，用于消除步骤 S5 所获得的被摄组织表面偏振图像中所包含的干扰信息，获得被摄组织表面真实的穆勒矩阵图像，所述偏振信息还原步骤包括：

S601、将步骤 S1-S5 中的被摄组织表面替换为标准样品，以获得标准样品表面偏振图像；

S602、根据所述被摄组织表面偏振图像和所述标准样品表面偏振图像，计算获得所述被摄组织表面对应的穆勒矩阵图像 M_2 和所述标准样品表面对应的穆勒矩阵图像 M_1 ；

S603、根据下述公式计算获得被摄组织表面真实的穆勒矩阵图像 M_s ：

$$M_1 = M_G \cdot M_{\text{ref}} \cdot M_G$$

$$M_2 = M_G \cdot M_s \cdot M_G$$

联立上述两个公式可获得 M_s 。

其中， M_{ref} 为标准样品真实的穆勒矩阵图像，是预先测定的已知数； M_G 是内窥成像所采用的设备自身光学元件的穆勒矩阵图像，是需要消除的干扰信息。

偏振成像内窥镜系统及内窥成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜成像检测技术领域,尤其是涉及偏振成像内窥镜系统及内窥成像方法。

背景技术

[0002] 近年来,光学检测方法因为具有高分辨力,对检测对象无损伤,并易于实现等优点,在生物医学领域得到广泛应用。国际上的诸多研究表明,偏振成像方法能够提高表面组织成像的分辨率,有效反映生物组织的形态和微观结构信息。当组织发生病变甚至癌变时,偏振图像的变化较普通成像更为敏感。因此,偏振成像的方法拥有介入内窥检测的潜力。以往的偏振检测多使用线偏振光,只能分析组织部分的偏振信息,而要想全面地反映组织所有的偏振信息,必须测量组织的 16 幅穆勒矩阵图像。而传统方法采用分时测量获得 16 幅穆勒矩阵图像,需要 10-60 秒的测量时间,由于测量时操作者和被测量这都不是静止的,因此,如此长时间的测量常常会导致前后图像不匹配,不能得到准确的偏振图像。

[0003] 文献 Antonello De Martino, Yong-Ki Kim, Enric Garcia-Caurel, Blandine Laude, and Bernard Drévillon, "Optimized Mueller polarimeter with liquid crystals," Optics Letters, 28(8) 2003. 公开了关于液晶的相位延迟方法及其优化方法,但仍无法彻底解决上述问题。

[0004] 以上背景技术内容的公开仅用于辅助理解本发明的发明构思及技术方案,其并不必然属于本专利申请的现有技术,在没有明确的证据表明上述内容在本专利申请的申请日已经公开的情况下,上述背景技术不应当用于评价本申请的新颖性和创造性。

发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题是,提供一种更为优良的偏振成像内窥镜系统及内窥成像方法。

[0006] 本发明的技术问题通过下述手段予以解决:

[0007] 一种偏振成像内窥镜系统,包括:

[0008] 光源;

[0009] 用于将来自所述光源的光依次调制为不同偏振态的照明光的起偏装置;

[0010] 用于将来自所述起偏装置的所述不同偏振态的照明光依次照射至被摄组织表面上的内窥镜装置;

[0011] 用于对来自所述被摄组织表面的回光进行成像和对所成的像进行记录的检偏摄像装置;

[0012] 所述检偏摄像装置包括:依次设置的偏振解析透镜阵列和摄像单元,

[0013] 所述偏振解析阵列包括至少四个偏振解析阵列单元,分别用于解析所述回光中不同偏振态的光并成像;

[0014] 所述摄像单元采用单个 CCD 或 CMOS 相机,用于单帧记录对所述偏振解析阵列单

元解析每次所述回光所成的多幅像。使用单个 CCD 或 CMOS 相机能够避免使用多个 CCD 或 CMOS 相机因为设备差异产生的问题。

[0015] 本发明还提供一种内窥成像方法,包括以下步骤:

[0016] 一种内窥成像方法,包括以下步骤:

[0017] S1、提供一光源;

[0018] S2、将来自所述光源的光线依次调制为不同偏振态的照明光;

[0019] S3、将所述不同偏振态的照明光通过内窥镜依次照射至被摄组织表面;

[0020] S4、利用一至少包括四个偏振解析阵列单元的偏振解析阵列对所述被摄组织表面返回的的每一次回光中不同偏振态的光进行解析并成像;

[0021] S5、单帧记录对所述偏振解析阵列单元解析每次所述回光所成的多幅像,获得多帧被摄组织表面偏振图像。

[0022] 与现有技术相比,本发明利用包括至少四个偏振解析阵列单元的偏振解析阵列对每次回光进行解析成型,单次成像能够获得至少四个不同偏振态的偏振图像,在空间域上实现同时检测,能够大幅缩短检测时间,从而避免检测受到操作者或被摄组织的位移对检测准确性的影响。

附图说明

[0023] 图 1 是本发明具体实施例的内窥镜系统的光路原理图;

[0024] 图 2 是图 1 中偏振解析阵列的结构示意图;

[0025] 图 3 是图 2 中偏振解析阵列单元的结构示意图;

[0026] 图 4 是本发明具体实施例中测得的标准样品的穆勒矩阵图像;

[0027] 图 5 是本发明具体实施例中测得被摄组织表面的穆勒矩阵图像;

[0028] 图 6 是图 5 中所测的被摄组织表面的客观的穆勒矩阵图像

[0029] 图 7 是采用本发明具体实施例的方法对图 5 的穆勒矩阵图像进行还原获得的穆勒矩阵图像;

[0030] 图 8 是本发明一实例的染色后的组织切片;

[0031] 图 9 是与图 8 的组织切片毗邻但未染色的组织切片;

[0032] 图 10 是采用本发明具体实施例的方法测得的未染色组织切片的穆勒矩阵图像。

具体实施方式

[0033] 下面结合优选的实施方式对本发明作进一步说明。

[0034] 如图 1 所示的具体实施例,该偏振成像内窥镜系统包括

[0035] 光源 100;起偏装置 200,用于将来自所述光源的光依次调制为不同偏振态的照明光;内窥镜装置 300,用于将来自所述起偏装置的所述不同偏振态的照明光依次照射至被摄组织表面上;检偏摄像装置 400,用于对所述被摄组织表面返回的回光进行成像和对所成的像进行记录。

[0036] 检偏摄像装置 400 包括依次设置的偏振解析透镜阵列 410 和摄像单元 420,偏振解析阵列 410 包括四个偏振解析阵列单元 411、412、413、414,分别用于对所述回光中不同偏振态的光进行解析并成像;摄像单元 420 对所述四个偏振解析阵列单元所成的像进行摄

像。图 1 所示的实施例中, 偏振解析阵列单元的数量为四个, 但是本领域技术人员根据本文公开的内容可以了解, 偏振解析阵列单元显然可以多于四个, 本实施例的数量仅用于示例, 而非用于限定。每个偏振解析单元的功能在于对回光不同偏振态的光进行解析并成像, 那么四个偏振解析单元则可以同时解析出回光中四幅不同维度的偏振图像 (即每帧图像中包含有四幅不同偏振态的偏振图像), 从而, 通过起偏装置进行四次不同的起偏, 获得四次偏振态的照明光即能够获得被摄组织表面四帧图像共计 16 幅不同偏振态的偏振图像。相比与现有技术, 本实施例的方案实现了每一次回光不同偏振态的同时性测量, 因此, 能够减少分次测量的次数, 大幅缩短检测时间, 降低了操作者或被测组织位移导致前后图像无法匹配的风险。

[0037] 如图 3 所示的实施例中, 提供了一种优选的偏振解析阵列单元的结构, 其包括依次排列的成像透镜模块 401、消色差波片 402 和偏振片 403。成像透镜模块可以是单片成像透镜, 也可以是有多个光学元件组成的透镜组, 本发明并不进行任何的限制, 成像透镜模块的作用在于将回光进行成像, 因此, 优选采用具有优秀成像质量的透镜组。消色差波片和偏振片用于构造检偏通道, 实现对含有偏振信息的图像进行检偏, 即只允许预定偏振方向的偏振光通过, 为了获得四幅不同偏振态的偏振图像, 四个偏振解析透镜阵列单元的偏振片需要设置为分别允许不同偏振态的光线通过, 如果四个偏振解析透镜阵列单元采用相同的偏振片, 那么则需要调整各个偏振片的角度, 从而实现不同的检偏效果。

[0038] 在图 1 所示的实施例中, 检偏摄像装置 400 还包括设置于偏振解析透镜阵列之前的中继镜 430 以及反光镜 440, 反光镜 440 用于将回光反射入中继镜 440, 通过中继镜 440 实现远距离的传输, 避免信号损失。

[0039] 为实现多光谱的成像, 本实施例的光源 100 包括用于产生宽带光的宽带光源 110 及用于对所述宽带光进行滤波以产生不同中心波长的窄带光的液晶调控带通滤波片 130; 更优选, 在光源 110 与液晶调控带通滤波片 130 之间设置准直镜 120。

[0040] 对于偏振成像内窥镜而言, 起偏装置 200 每次起偏所耗费的时间也是直接影响检测时间的重要因素, 传统机械转动波片的方法耗时较长, 因此, 为获得更佳的效果, 本实施例进一步提出了一种优选的起偏装置 200, 如图 1 所示, 本实施例的起偏装置 200 包括偏振片 230 和两个液晶相位延迟器 240、250; 所述起偏器 230 用于对所述单色光进行起偏; 液晶相位延迟器 240 和 250 用于产生不同的相位延迟以将来自偏振片 230 的光线调制为预定偏振态的完全偏振光。两个液晶相位延迟器是通过相应于电压变化以实现相位延迟, 进而达到调制偏振态的功能, 其电压相应时间可达到 10 毫秒量级, 而摄像单元 420 可采用 CCD、CMOS 等光学传感器, 其单词成型时间可降至 1 毫秒, 因此, 本优选实施例的单帧图像成像最快能够在 10 毫秒内完成, 即: 提供 100 帧 / 秒的视频输出, 能够有效地应用于内窥镜成像, 以缩短检测时间。

[0041] 如图 1 所示的实施例, 所述偏振成像内窥镜系统还包括设置于所述起偏装置 200 与所述内窥镜装置 300 之间的分光装置 500, 来自所述起偏装置的光线经所述分光装置透射进入所述内窥镜装置, 所述回光经所述分光装置反射进入所述摄像单元。分光装置 500 优选但不现定于非偏振分光棱镜。图 1 所示的实施例中, 分光装置与内窥镜之间设有透镜 600 用于将来自分光装置 500 的光线导入内窥镜。

[0042] 对于目前内窥镜中经常使用的光纤导光束, 其偏振干扰, 如退偏振非常大, 有可能

会造成偏振测量方法的失效。因此,本实施例的内窥镜优选采用硬管光路作为内窥镜的照明光路,从而能够克服上述问题。

[0043] 本发明还提供一种内窥成像方法,下文提供一非限制性的具体实施例对所述内窥成像方法进行说明:

[0044] 一种内窥成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0045] S1、提供一光源;

[0046] S2、将来自所述光源的光线依次调制为不同偏振态的照明光;

[0047] S3、将所述不同偏振态的照明光通过内窥镜依次照射至被摄组织表面;

[0048] S4、利用一至少包括四个偏振解析阵列单元的偏振解析阵列对所述被摄组织表面返回的每一次回光中不同偏振态的光进行解析并成像;

[0049] S5、单帧记录对所述偏振解析阵列单元解析每次所述回光所成的多幅像,获得多帧被摄组织表面偏振图像。

[0050] 优选还包括偏振信息还原步骤,用于消除步骤 S5 所获得的被摄组织表面偏振图像中所包含的干扰信息,获得被摄组织表面真实的穆勒矩阵图像,所述偏振信息还原步骤包括:

[0051] S601、将步骤 S1-S5 中的被摄组织表面替换为标准样品,以获得标准样品表面偏振图像;

[0052] S602、根据所述被摄组织表面偏振图像和所述标准样品表面偏振图像,计算获得所述被摄组织表面对应的穆勒矩阵图像 M_2 和所述标准样品表面对应的穆勒矩阵图像 M_1 ;

[0053] S603、根据下述公式计算获得被摄组织表面真实的穆勒矩阵图像 M_s :

[0054]
$$M_1 = M_G \cdot M_{ref} \cdot M_G$$

[0055]
$$M_2 = M_G \cdot M_s \cdot M_G$$

[0056] 联立上述两个公式可获得 M_s 。

[0057] 其中, M_{ref} 为标准样品真实的穆勒矩阵图像,是预先测定的已知数; M_G 是内窥成像所采用的设备自身光学元件的穆勒矩阵图像,是需要消除的干扰信息。

[0058] 为进一步对本发明前述系统及方法进行说明,下文提供更加具体的非限制性实施例对采用图 1 所示的内窥镜系统的进行病变区域检测的方法进行说明:

[0059] 1) 将内窥镜装置 300 从图 1 的系统中移除,将标准样品置于透镜 600 前,并将液晶调控滤波片 130 调至某一设定电压。

[0060] 2) 按照预先设定的程序改变两个液晶相位延迟器 240、250 的电压,同时记录摄像单元 420 获得的单帧 4 幅偏振图像;通过改变液晶相位延迟器的电压以产生 4 种不同的相位延迟,进而得到 4 帧 16 幅标准样品的偏振图像。

[0061] 3) 由标准样品的 16 幅偏振图像对偏振测量系统进行校准,并按照校准结果微调液晶相位延迟器的电压,并调整后文的穆勒矩阵计算参数,以得到更加准确的穆勒矩阵图像。

[0062] 4) 将内窥镜装置安装在偏振检测系统上,将液晶调控滤波片调至某一设定电压,并将标准样品(该标准样品可以但不限于反射镜)固定于样品处。重复步骤 2),测量获得 16 幅标准样品的偏振图像。

[0063] 5) 将内窥镜的镜头送达体内,重复步骤 2),测量获得 16 幅被摄组织表面的偏振图

像。

[0064] 6) 根据步骤 4) 和步骤 5) 获得的偏振图像,在计算机上计算标准样品对应的穆勒矩阵图像 M_1 和被摄组织表面的穆勒矩阵图像 M_2 ;这些穆勒矩阵图像同时包含了待测物(标准样品或组织表面)、内窥镜和光路中其他原件的偏振信息。

[0065] 7) 通过标准样品对应的穆勒矩阵图像 M_1 对被摄组织表面对应的穆勒矩阵图像 M_2 进行还原,消除内窥镜和光路中其他原件的偏振干扰。

[0066] 8) 在计算机显示屏上显示还原得到的被摄组织表面真实的穆勒矩阵图像 M_s ,通过由穆勒矩阵求出的某些特异性参数可用于划分出被摄组织的病变区域。

[0067] 9) 改变液晶调控带通滤波片 130 的电压,重复 1-8 步,可获得多光谱的偏振内窥图像。

[0068] 将偏振检测的方法用到内窥镜中面临的另一个重要问题是,组织表面的偏振信息会被所采用的内窥成像所采用的设备(包括内窥镜和其他光学元件)固有的一些光学偏振信息所干扰。主要的干扰有透镜面反射的偏振干扰、应力产生的双折射的干扰、以及常见的内窥镜前端蓝宝石窗口双折射的干扰。不同的内窥镜这种干扰会有不同。上述步骤 7) 中即是用于通过标准样品对应的穆勒矩阵图像 M_1 对被摄组织表面对应的穆勒矩阵图像 M_2 进行还原,消除内窥镜和光路中其他原件的偏振干扰。下文结合具体的实例,以对一已知客观穆勒矩阵图像的被摄组织进行成像,对步骤 7) 的方法及效果进行进一步的说明:

[0069] 下面介绍消除内窥镜对样品的偏振干扰的方法。设 M_{ref} 为标准样品真实的穆勒矩阵图像,为已知数; M_s 为被摄组织表面真实的穆勒矩阵图像(即:是本方法需要还原获得的穆勒矩阵图像,此处称之为真实的穆勒矩阵图像仅在于与其他图像进行区分,而不具有限定意义), M_G 为内窥成像所采用的设备自身光学元件的穆勒矩阵图像,是需要消除的干扰信息。;实施步骤 4) 中,测量得到的穆勒矩阵图像是:

$$[0070] \quad M_1 = M_G \cdot M_{ref} \cdot M_G$$

[0071] M_1 的结果如图 4 所示。

[0072] 实施步骤 5),测量得到的穆勒矩阵图像是:

$$[0073] \quad M_2 = M_G \cdot M_s \cdot M_G$$

[0074] M_2 的结果如图 5 所示。图 6 所示则是被摄组织表面客观的穆勒矩阵图像,对比可看出,直接测量获得的 M_1 与被摄组织表面客观的穆勒矩阵图像相差很大,难于识别病变区域。

[0075] 通过上式联立运算可以得到 M_s 。

[0076] 其结果如图 7 所示,对比图 6 可以看出,经还原后的穆勒矩阵图像与客观的穆勒矩阵图像已经非常接近,足于用于识别病变区域(上述附图 5-7 中虚线所圈定的位置为病变区域)。

[0077] 当然,并非所有的内窥镜都会拥有图 4 这样显著的偏振性质。本文这里展示的是,即使是这样显著的偏振干扰,本实施例的还原算法也可以较好地消除。该还原的方法是通用的,任意内窥镜都可使用。如图 8-10 所示的实例,图 8 为染色后的病变组织切片,其虚线标记区域为病变区域,图 9 为与图 8 的病变组织毗邻但未染色的病变组织切片,可以看到,在未染色的情况下,无法识别病变区域,图 10 为采用前述步骤 1)-8) 获得的穆勒矩阵图像,可以看到,采用前述方法步骤能够有效地识别出病变区域。需要说明的是,为了使得的病变

区域显示更清晰,和便于灰度显示,图 4-10 所展示的是对穆勒矩阵所有阵元求绝对值的结果。

[0078] 本领域技术人员熟知,上述步骤 6) 中,将偏振图像通过计算获得穆勒矩阵图像的方法在现有技术中有诸多选择。下文将提供一种优选但非限制性的方法:

[0079] 测量穆勒矩阵需要不同的起偏和检偏态的组合,对于任意的起偏和检偏组合,光学传感器(例如 CCD)上记录的光强信息为:

$$[0080] \quad x = AMG = \sum_{i=1}^4 \sum_{j=1}^4 a_i m_{ij} g_j$$

[0081] 这里 G 为起偏获得的斯托克斯向量, M 为目标穆勒矩阵, A 为检偏斯托克斯向量,它是检偏穆勒矩阵的第一列。为了得到 16 个穆勒矩阵 M,至少需要测量 16 组光强 X。将穆勒矩阵写成 1×16 的向量形式:

$$[0082] \quad M = [m11 \ m12 \ \dots \ m43 \ m44]^T$$

[0083] 上式中 T 为矩阵转置。

[0084] 偏振测量可表示为:

$$[0085] \quad X = WM = \begin{bmatrix} a_1^1 g_1^1 & a_1^1 g_2^1 & a_1^1 g_3^1 & \cdot & a_4^1 g_4^1 \\ a_1^2 g_1^2 & a_1^2 g_2^2 & a_1^2 g_3^2 & \cdot & a_4^2 g_4^2 \\ a_1^3 g_1^3 & a_1^3 g_2^3 & a_1^3 g_3^3 & \cdot & a_4^3 g_4^3 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ a_1^N g_1^N & a_1^N g_2^N & a_1^N g_3^N & \cdot & a_4^N g_4^N \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} m11 \\ m12 \\ m13 \\ \cdot \\ m44 \end{bmatrix}$$

[0086] 这里 X 为 $N \times 1$ 的向量,表示 N 次测量的光强值。W 为 $N \times 16$ 的仪器矩阵,或者称为穆勒矩阵数据还原矩阵,它的每个元素为

$$[0087] \quad w_{ij}^N = a_i^N g_j^N$$

[0088] $N \geq 16$, 当 $N = 16$ 时, W 为 16×16 的方阵。

$$[0089] \quad M = W^{-1}X$$

[0090] W^{-1} 为 W 的逆矩阵。上式构成 16 个未知数 M 和 16 个线性独立方程构成的正定方程组,有唯一的解 M。

[0091] 当 $N > 16$ 时,同样只有 16 个未知数 M,但具有多于 16 个不同的方程。该方程组为超定方程组,需要通过最小二乘法获得最优解 M。可采用下式计算

$$[0092] \quad M = (W^T W)^{-1} W^T X$$

[0093] 需要注意的,上述 G 向量和 A 向量的选取要保证系统拥有 16 个的线性独立方程组,同时 W 矩阵的条件数 $\text{cond}(W)$ 和 equally weighted variance(EWV) 要尽量小。

[0094] 我们使用矩阵的条件数 $\text{cond}(W)$ 来寻找最优化的仪器矩阵,矩阵的条件数最小为 1,越接近 1,线性方程组的求解越精确。

$$[0095] \quad k(A) = ||A|| ||A^{-1}||$$

[0096] $||A||$ 为 A 的第二类范数。

[0097] 我们同时利用另一个参数即 equally weighted variance(EWV) 表示系统的测量误差容忍度,EWV 越小,容忍度越高。

$$[0098] \quad EWW = \sum_{j=1}^3 \sum_{k=0}^{N-1} (A_p^{-1})_{j,k}^2 = \text{Tr}[(A_p^{-1})^T A_p^{-1}] = \sum_{j=0}^{R-1} 1/\mu_j^2$$

[0099] 这里 W^+ 为 W 的伪逆, Tr 为求矩阵的迹。

[0100] 在我们的仪器中, G 向量由液晶相位延迟器确定, A 向量由四通道偏振解析透镜阵列决定。

[0101] 特别地, 在本例的设计中, 液晶相位延迟器 240 和 250 的相位延迟设为

$$[0102] \quad \delta_1 = 315^\circ + a90^\circ, \delta_2 = 135^\circ + a90^\circ$$

[0103] 液晶相位延迟器 240 和 250 的快轴角度设为

$$[0104] \quad \theta_1 = c27.4^\circ + b90^\circ, \theta_2 = c72.4^\circ + b90^\circ$$

[0105] 上式 a, b 为任意整数, $c = \pm 1$, 正负与 θ_1 和 θ_2 相同。

[0106] 在本例的设计中, 采用四通道偏振解析阵列进行检偏。图 3 中的 403 为偏振解析阵列单元 411 的偏振片, 四个通道的偏振片的通光方向一致, 并将该通光方向记为 0° ; 图 3 中 403 为偏振解析阵列单元 411 中的波片, 四个通道的波片为消色差波片, 相位延迟都等于 130° , 快轴方向分别为 $\pm 51.7^\circ$ 和 $\pm 15.1^\circ$ 。以上设置可以使得整套偏振测量系统的仪器矩阵 W 达到很好的指标, 即拥有很小的条件数和 EWV 。

[0107] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明, 不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的技术人员来说, 在不脱离本发明构思的前提下, 还可以做出若干等同替代或明显变型, 而且性能或用途相同, 都应当视为属于本发明的保护范围。

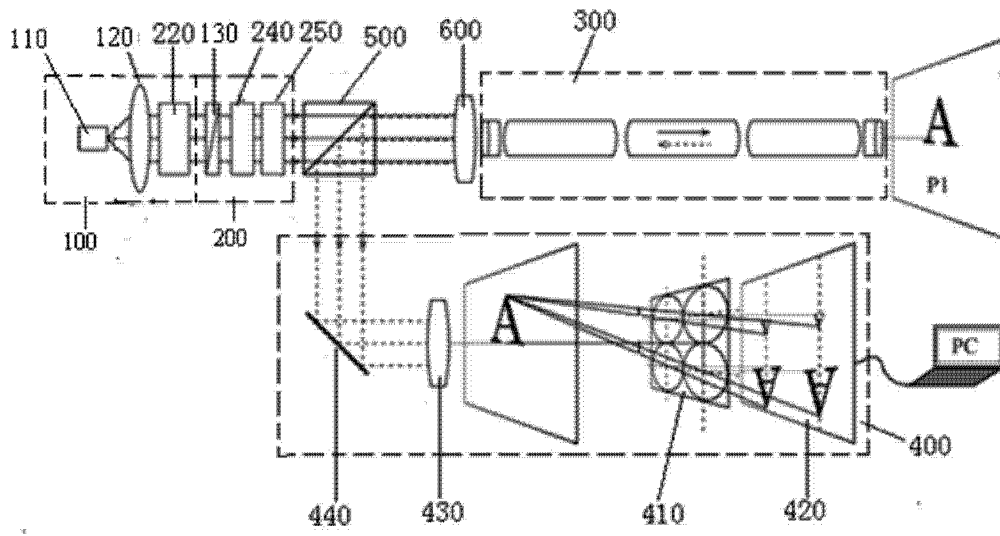


图 1

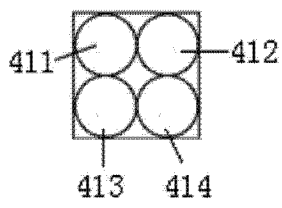


图 2

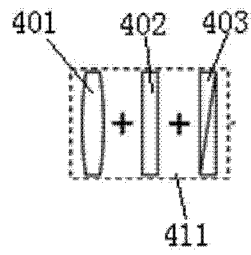


图 3

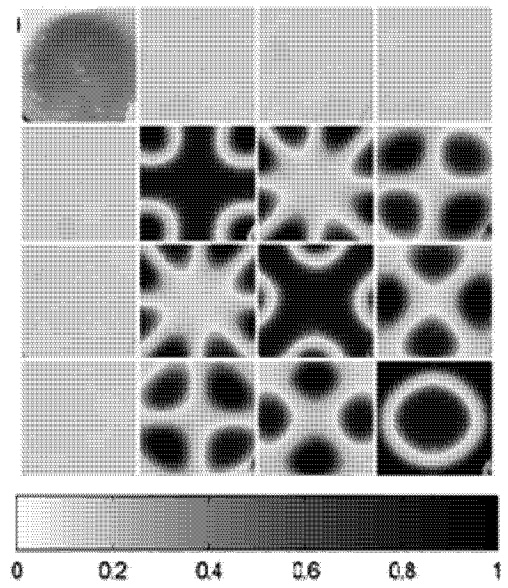


图 4

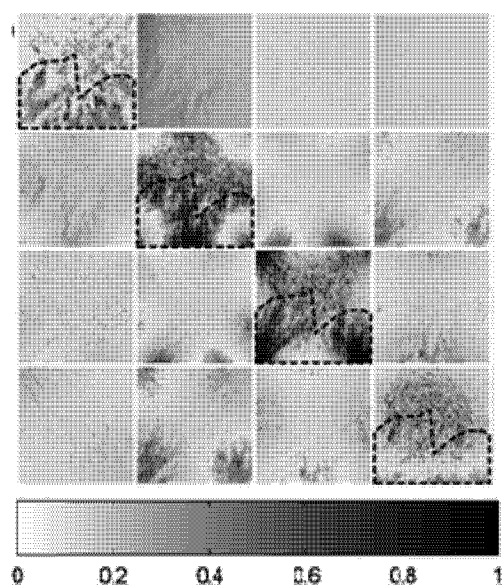


图 5

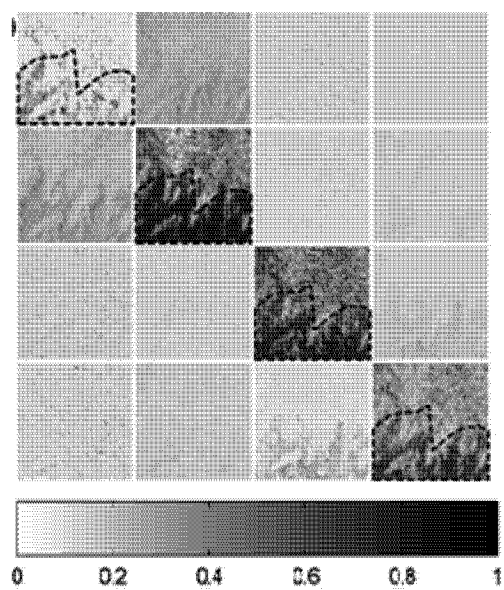


图 6

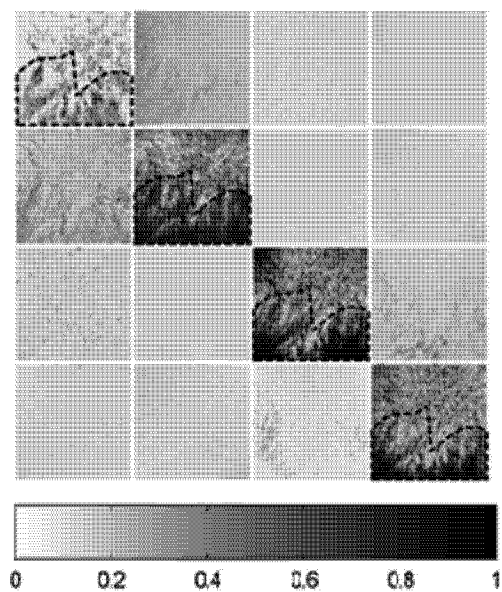


图 7

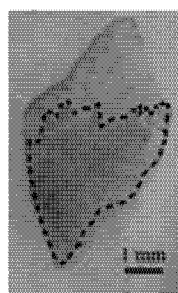


图 8

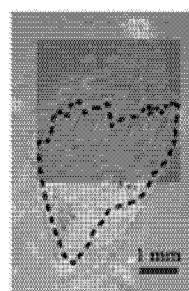


图 9

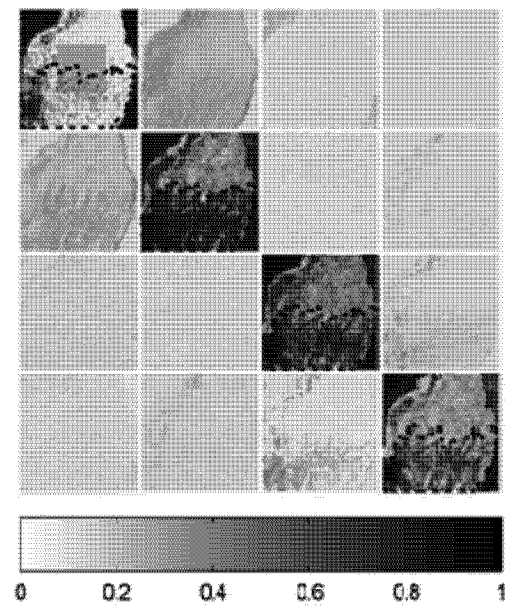


图 10

专利名称(译)	偏振成像内窥镜系统及内窥成像方法		
公开(公告)号	CN104161493A	公开(公告)日	2014-11-26
申请号	CN201410351749.0	申请日	2014-07-22
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院		
申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院		
[标]发明人	马辉 常金涛 曾楠		
发明人	马辉 常金涛 曾楠		
IPC分类号	A61B1/05		
其他公开文献	CN104161493B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种偏振成像内窥镜系统及内窥成像方法，所述系统包括：光源；用于将来自所述光源的光依次调制为不同偏振态的照明光的起偏装置；用于将来自所述起偏装置的所述不同偏振态的照明光依次照射至被摄组织表面上的内窥镜装置；用于将来自所述被摄组织表面的回光进行成像和对所成的像进行摄像的检偏摄像装置；其特征在于：所述检偏摄像装置包括：依次设置的偏振解析透镜阵列和摄像单元，所述偏振解析阵列包括至少四个偏振解析阵列单元，分别用于对所述回光中不同偏振态的光进行解析并成像；所述摄像单元用于对所述四个偏振解析阵列单元所成的像进行摄像。本发明具有快速偏振成像的有益效果。

