



(43)申请公布日 2017.02.22

G06T 7/00(2017.01)

近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法及设备

相机采集转化模块 (106)

快速控制系统 (105)

传感器 (104)

图像识别单元 (103)

外壳 (102)

外部封装模块 (101)

光电信息采集模块 (107)

激光片 (108)

光电相机 (109)

近红外荧光信号采集相机 (110)

近红外荧光信号采集相机 (111)

图像采集模块 (112)

图像采集单元 (113)

图像采集单元 (114)

图像采集单元 (115)

图像采集单元 (116)

图像采集单元 (117)

图像采集单元 (118)

图像采集模块 (108)

图像处理模块 (123)

图像融合模块 (124)

图像显示输出模块 (125)

1. 一种近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备, 包括: 光信号采集模块和处理模块, 所述光信号采集模块用于采集白光图像、契伦科夫科夫荧光图像和近红外荧光图像并将所采集的图像输出到处理模块;

所述处理模块用于将所述白光图像、契伦科夫科夫荧光图像和近红外荧光图像进行融合。

2. 根据权利要求1所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备, 其特征在于, 所述设备还包括相机采集转化模块, 其用于控制白光、契伦科夫科夫荧光和近红外荧光图像的采集顺序以及采集模态的转化。

3. 根据权利要求1所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备, 其特征在于, 所述的光信号采集模块包括: 白光相机、契伦科夫荧光信号采集相机、近红外荧光信号采集相机、契伦科夫蓝光滤光片和近红外荧光滤光片。

4. 根据权利要求3所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备, 其特征在于, 所述相机曝光时间设置范围如下: 白光图像曝光时间 $0.1 \sim 1s$, 近红外荧光图像曝光时间 $0.01 \sim 1s$, 契伦科夫荧光图像曝光时间 $1 \sim 5min$ 。

5. 根据权利要求1所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备, 其特征在于, 所述设备还具有内窥镜导光模块和内窥镜, 内窥镜导光模块用于连接光信号采集模块。

6. 根据权利要求1所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备, 其特征在于, 所述处理模块为计算机模块, 计算机模块还包括采集控制模块, 用于控制各个部件的工作启动与停止和相对顺序; 数据读取模块, 用于读取采集到的信号; 图像增强模块, 用于对读取到的图像进行预处理, 图像去噪和增强。

7. 根据权利要求1所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备, 其特征在于, 所述的图像融合包含多模图像配准与多模图像融合两步骤。

8. 根据权利要求1所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备, 其特征在于, 所述处理模块将所述白光、契伦科夫科夫荧光和近红外荧光图像进行融合是指利用多模融合算法, 依据成像组织的边缘、纹理, 及某些人工标记点对所述图像进行融合。

9. 根据权利要求8所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备, 其特征在于, 所述的多模融合算法为逻辑滤波法, 灰度加权平均法, 对比调制法。

10. 一种近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法, 包括:

步骤1、采集白光图像、契伦科夫科夫荧光图像和近红外荧光图像, 并将所采集的图像输出;

步骤2、将所述白光图像、契伦科夫科夫荧光图像和近红外荧光图像进行融合。

11. 根据权利要求10所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法, 其特征在于, 所述方法还包括控制白光、契伦科夫科夫荧光和近红外荧光图像的采集顺序以及采集模态的转化。

12. 根据权利要求10所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法, 其特征在于, 所述步骤1中, 白光图像曝光时间 $0.1 \sim 1s$, 近红外荧光图像曝光时间 $0.01 \sim 1s$, 契伦科夫荧光图像曝光时间 $1 \sim 5min$ 。

13. 根据权利要求10所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法, 其特征在于, 所述步骤2中的的图像融合步骤包含多模图像配准与多模图像融合步骤。

14. 根据权利要求13所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法, 其特征在于, 所述多模融合步骤包括: 利用多模融合算法, 依据成像组织的边缘、纹理, 及某些人工标记点对所述图像进行融合。

15. 根据权利要求14所述的近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法, 其特征在于, 所述的多模融合算法为逻辑滤波法, 灰度加权平均法, 对比调制法。

近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法及设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜成像导航设备,特别是关于近红外荧光、契伦科夫荧光的融合成像和内窥镜的成像导航设备。

背景技术

[0002] 随着医疗技术的发展,分子影像技术在医学成像领域有了全面的发展与应用,其中主要包括近红外荧光成像,契伦科夫荧光成像。并且这两种成像方式结合传统成像技术,如核磁共振成像、X光机成像、单光子发射计算机断层成像(SPECT)、正电子发射计算机断层扫描(PET)和伽马照相机等,可以实现肿瘤细胞的早期精准检测与治疗。其中近红外荧光成像具非侵入,无创等优点,并且空间分辨率高,灵敏度高;而契伦科夫具有可用探针多,易于结合单光子发射计算机断层成像(SPECT)、正电子发射计算机断层扫描(PET)和伽马照相机等优点。因而两种成像模态受到人们广泛的研究与重视。

[0003] 传统医学成像方法大都是单模态成像,近年来,多模态成像逐渐受到人们重视,也得到了突破性的进展。多模成像可以结合不同成像模态的优点,更加准确地获取病灶影响信息。另一方面,随着内窥镜技术的提高和发展,越来越多的研究着开始走向微创早期检测。相对于传统成像方式,内窥镜成像技术突破了光学信号穿透深度的极限,实现早期病灶的近距离检测与排查。基于多模成像概念的深入,以及内窥镜影像技术的成熟,有必要将两者结合,全方位、近距离地确定病灶在生物体内的具体位置。

发明内容

[0004] (一)要解决的技术问题

[0005] 本发明的目的是提出一种近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法及设备。

[0006] (二)技术方案

[0007] 本发明提供的一种近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法,包括:光信号采集模块和处理模块,其步骤包括:

[0008] 步骤1、用于采集白光图像、契伦科夫荧光图像和近红外荧光图像,并将所采集的图像输出处理模块;;

[0009] 步骤2、处理模块用于将所述白光图像、契伦科夫荧光图像和近红外荧光图像进行融合。

[0010] 上述方案中,所述方法还包括相机采集转化模块,其用于控制白光、契伦科夫荧光和近红外荧光图像的采集顺序以及采集模态的转化。

[0011] 上述方案中,所述的光信号采集模块包括:白光相机,契伦科夫荧光信号采集相机,近红外荧光信号采集相机,契伦科夫蓝光滤光片和近红外荧光滤光片。

[0012] 上述方案中,所述相机曝光时间设置范围如下:白光图像曝光时间0.1~1s,近红外荧光图像曝光时间0.01~1s,契伦科夫荧光图像曝光时间1~5min。

[0013] 上述方案中,所述方法还具有内窥镜导光模块和内窥镜,内窥镜导光模块用于连

接光信号采集模块。

[0014] 上述方案中,所述方法的处理模块为计算机模块,计算机模块还包括采集控制模块,用于控制各个部件的工作启动与停止和相对顺序;数据读取模块,用于读取采集到的信号;图像增强模块,用于对读取到的图像进行预处理、图像去噪,增强。

[0015] 上述方案中,所述的图像融合包含多模图像配准与多模图像融合两步骤。

[0016] 上述方案中,所述处理模块将所述白光、契伦科夫荧光和近红外荧光图像进行融合是指利用多模融合算法,依据成像组织的边缘、纹理,及某些人工标记点对所述图像进行融合。

[0017] 上述方案中,所述的多模融合算法为逻辑滤波法,灰度加权平均法,对比调制法。

[0018] 本发明还提供了一种近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备,包括光信号采集模块处理模块,

[0019] 所述光信号采集模块用于采集白光图像、契伦科夫荧光图像和近红外荧光图像并将所采集的图像输出处理模块;

[0020] 所述处理模块用于将所述白光图像、契伦科夫荧光图像和近红外荧光图像进行融合。

[0021] (三)有益效果

[0022] 本发明基于内窥成像技术,采用近红外荧光信号采集相机和契伦科夫荧光信号采集相机依次进行图像采集,并通过计算机图像处理模块将近白光图像与近红外和蓝光图像结合,双增透实现病灶部位的全方位,高灵敏度成像。设备综合利用了病灶白光图像,近红外和蓝光图像的特点,结合内窥式成像技术,扩大了病灶检测和成像范围,提高了定位精确性和空间分辨率。

附图说明

[0023] 图1是近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备的模块框图;

[0024] 图2是近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备的整体结构图;

[0025] 图3是外部封装模块示意图;

[0026] 图4是光信息采集模块示意图;

[0027] 图5是内窥镜导光模块示意图;

[0028] 图6是计算机模块具体流程框图。

具体实施方式

[0029] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,以下结合具体实施例,并参照附图,对本发明作进一步的详细说明。

[0030] 本发明提供了一种近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法,包括:光信号采集模块和处理模块,其步骤包括:

[0031] 步骤1、用于采集白光图像、契伦科夫荧光图像和近红外荧光图像,并将所采集的图像输出处理模块;;

[0032] 步骤2、处理模块用于将所述白光图像、契伦科夫荧光图像和近红外荧光图像进行融合。

[0033] 上述方案中,所述方法还包括相机采集转化模块,其用于控制白光、契伦科夫科夫荧光和近红外荧光图像的采集顺序以及采集模态的转化。

[0034] 上述方案中,所述的光信号采集模块包括:白光相机,契伦科夫荧光信号采集相机,近红外荧光信号采集相机,契伦科夫蓝光滤光片和近红外荧光滤光片。

[0035] 上述方案中,所述具体相机曝光时间设置范围如下:白光图像曝光时间0.1~1s,近红外荧光图像曝光时间0.01~1s,契伦科夫荧光图像曝光时间1~5min。

[0036] 上述方案中,所述方法还具有内窥镜导光模块和内窥镜,内窥镜导光模块用于连接光信号采集模块。

[0037] 上述方案中,所述方法的处理模块为计算机模块,计算机模块还包括采集控制模块,用于控制各个部件的工作启动与停止和相对顺序;数据读取模块,用于读取采集到的信号;图像增强模块,用于对读取到的图像进行预处理、图像去噪,增强。

[0038] 上述方案中,所述的图像融合包含多模图像配准与多模图像融合两步骤。

[0039] 上述方案中所述处理模块将所述白光、契伦科夫科夫荧光和近红外荧光图像进行融合是指利用多模融合算法,依据成像组织的边缘、纹理,及某些人工标记点对所述图像进行融合。

[0040] 上述方案中所述多模融合算法为逻辑滤波法,灰度加权平均法,对比调制法。

[0041] 本发明还提供了一种近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备,包括光信号采集模块处理模块,

[0042] 所述光信号采集模块用于采集白光图像、契伦科夫科夫荧光图像和近红外荧光图像并将所采集的图像输出处理模块;

[0043] 所述处理模块用于将所述白光图像、契伦科夫科夫荧光图像和近红外荧光图像进行融合。

[0044] 图1是近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备的模块框图,如图1所示,本发明包括:光信号采集模块107,相机采集转化模块106,内窥镜导光模块112,和计算机模块120和外部封装模块101。

[0045] 光信号采集模块用于采集白光图像、契伦科夫科夫荧光图像和近红外荧光图像;相机采集转化模块用于控制白光相机109、契伦科夫科夫荧光相机110和近红外荧光信号采集相机111的采集顺序以及相机采集模态的转化;内窥镜导光模块用于内窥镜系统的白光照明,多模成像数据采集,获取深层的病灶信息;计算机模块,用于光信号的采集控制,光学数据的读取,以及图像增强,融合及可视化;外部封装模块,用于固定相机,封装系统各个部件并提供操作接口。

[0046] 整个设备分别采用白光相机、近红外荧光信号采集相机和契伦科夫荧光信号采集相机依次进行图像采集,并通过计算机图像处理模块将白光图像与近红外和蓝光图像结合,双增透实现病灶部位的高灵敏度成像。

[0047] 图2是近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备的整体结构图;如图2所示,将各个模块组装好,

[0048] 调节相机固定平台103高度,伸缩臂104长度,机械控制系统105角度尽可能全面的使成像区域119呈现在成像视野中心位置。

[0049] 打开白光照明装置114对成像区进行白光成像,寻找病灶部位大致位置,固定机械

控制系统105。

[0050] 采集控制模块121控制采集白光图像,然后调节相机采集转换模块106,关闭白光照明装置114依次采集近红外荧光图像和契伦科夫荧光图像并保存。

[0051] 图像显示模块125显示最终融合的白光、蓝光、近红外图像。

[0052] 图3是外部封装模块示意图,如图3所示:

[0053] 外部封装模块101由外壳102,相机固定平台103,伸缩臂104和机械控制系统105构成。

[0054] 其中:

[0055] 外壳102是指计算机模块120的外壳,不仅可以存放高性能计算机处理器单元,而且结合配重起到设备平衡作用。

[0056] 相机固定平台103用于光学信息采集模块107的高度调节与平衡。

[0057] 伸缩臂104用于光学信息采集模块107的伸缩调节。

[0058] 机械控制系统105由机械轴承联动,用于光学信息采集模块107的角度调节。

[0059] 图4是光信息采集模块示意图,如图4所示:

[0060] 光信息采集模块107包括滤光片108,白光相机109,契伦科夫荧光信号采集相机110,近红外荧光信号采集相机111。

[0061] 滤光片108表示带通滤光片,分为两个光谱范围,第一组为蓝紫光谱段,光谱为390-475nm;第二组为近红外光谱段,光谱为600-770nm。

[0062] 白光相机109由长焦距、高灵敏CCD相机构成。其主要用于病灶的粗略定位及白光信息采集。

[0063] 契伦科夫荧光信号采集相机110由近焦距、高灵敏EMCCD相机构成。其主要用于病灶的契伦科夫荧光信号采集。

[0064] 近红外荧光信号采集相机111由近焦距、广角、高灵敏EMCCD相机构成。其主要用于病灶的近红外荧光信号采集。

[0065] 图5是内窥镜导光模块示意图,如图5所示:

[0066] 内窥镜导光模块112包含转接装置113,白光照明装置114,成像导光束115,激发照明光束116,透镜组117以及保护玻璃118。

[0067] 转接装置113主要用于连接光信息采集模块107和内窥镜导光模块112。其上端连接滤光片108与相机前端,下端连接内窥镜。

[0068] 白光照明装置114指近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像设备的白光照明光源,也可连接近红外激光器作为激发荧光成像的激发光源。

[0069] 成像导光束115用于成像设备的光学信号采集光路,由上千根光纤组合而成。其位于内窥镜光路里端,被激发、照明导光束116围绕。

[0070] 激发照明光束116用于白光照明或者激光器激发光路,其位于内窥镜光路外端,围绕成像导光束115。

[0071] 透镜组117在成像导光束115和激发、照明导光束116前端,由固定焦距的透镜组成,用于内窥光路、视野大小的调节。

[0072] 保护玻璃118位于透镜组117前段,其作用是保护透镜组117,保障内窥镜导光模块112的稳定性。

[0073] 图6是计算机模块具体流程框图,如图6所示,其中:

[0074] 采集控制模块121用于控制白光相机109,契伦科夫荧光信号采集相机110,近红外荧光信号采集相机111的采集顺序,以及相关参数设置。

[0075] 数据读取模块122是指通过数据线连接白光相机109,契伦科夫荧光信号采集相机110,近红外荧光信号采集相机111

[0076] 然后进入图像增强模块123,包括图像去噪,图像增强两个步骤。

[0077] 其中,

[0078] 图像去噪是指通过有效的图像去噪算法(如高斯滤波器,小波变换等方法)对采集的光学信号进行去噪,主要是针对契伦科夫荧光采集图像的伽马光子与暗噪声,以及近红外荧光采集图像的暗噪声与伪影去除。

[0079] 图像增强是指在图像去噪的基础上对原始信号进行非线性处理增强病灶部位信息的对比度,降低背景图像对比度。

[0080] 最后图像进入图像融合模块124,图像融合是指利用多模融合算法,依据成像组织的边缘、纹理,及某些人工标记点对所述图像进行融合。主要包含多模图像配准与多模图像融合两步骤。

[0081] 其中,

[0082] 多模图像配准,首先利用sift算子图像特征提取,并利用有效的图像配准算法(如互相关法(Cross-correlation),刚体变换,仿射变换等)进行多模图像配准。

[0083] 多模图像融合是指将多模态图像数据经过多模融合算法等,最大限度的提取各自信道中的有利信息,最后综合成高质量的图像,以提高图像信息的利用率、改善计算机解译精度和可靠性、提升原始图像的空间分辨率和光谱分辨率,利于监测。

[0084] 多模融合算法主要指像素级融合算法,如逻辑滤波法,灰度加权平均法,对比调制法等。

[0085] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

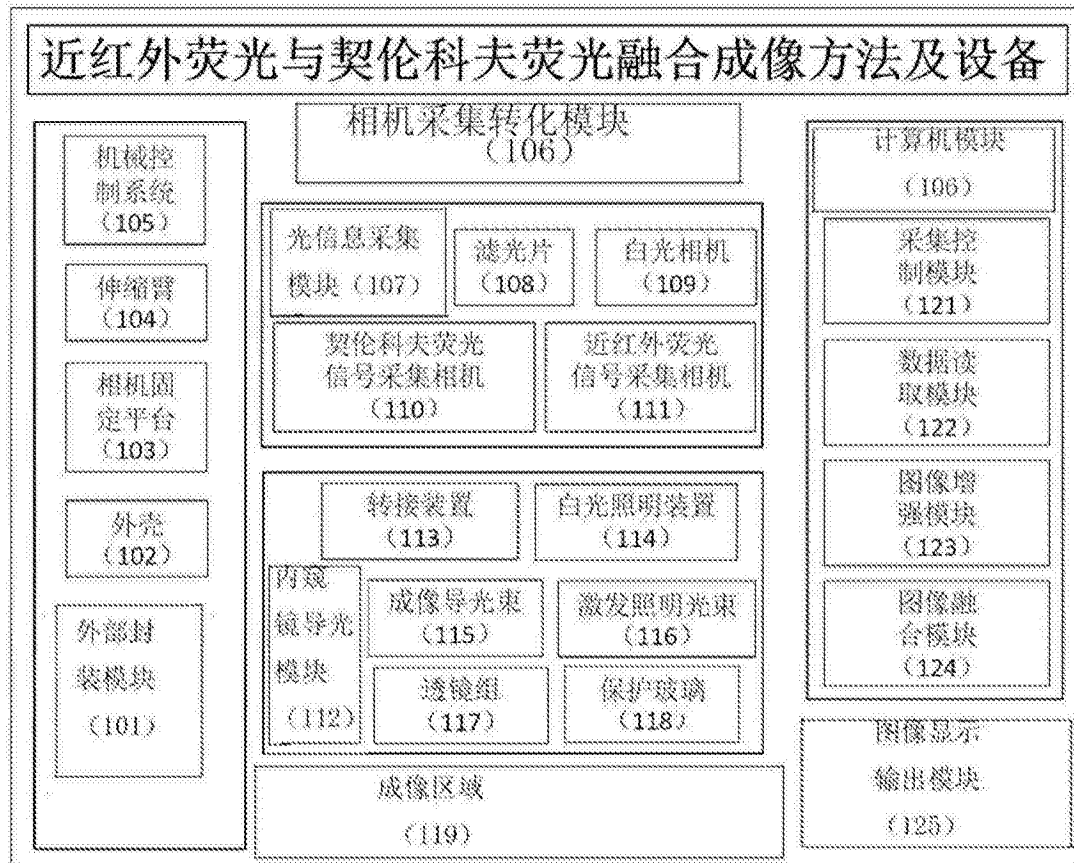


图1

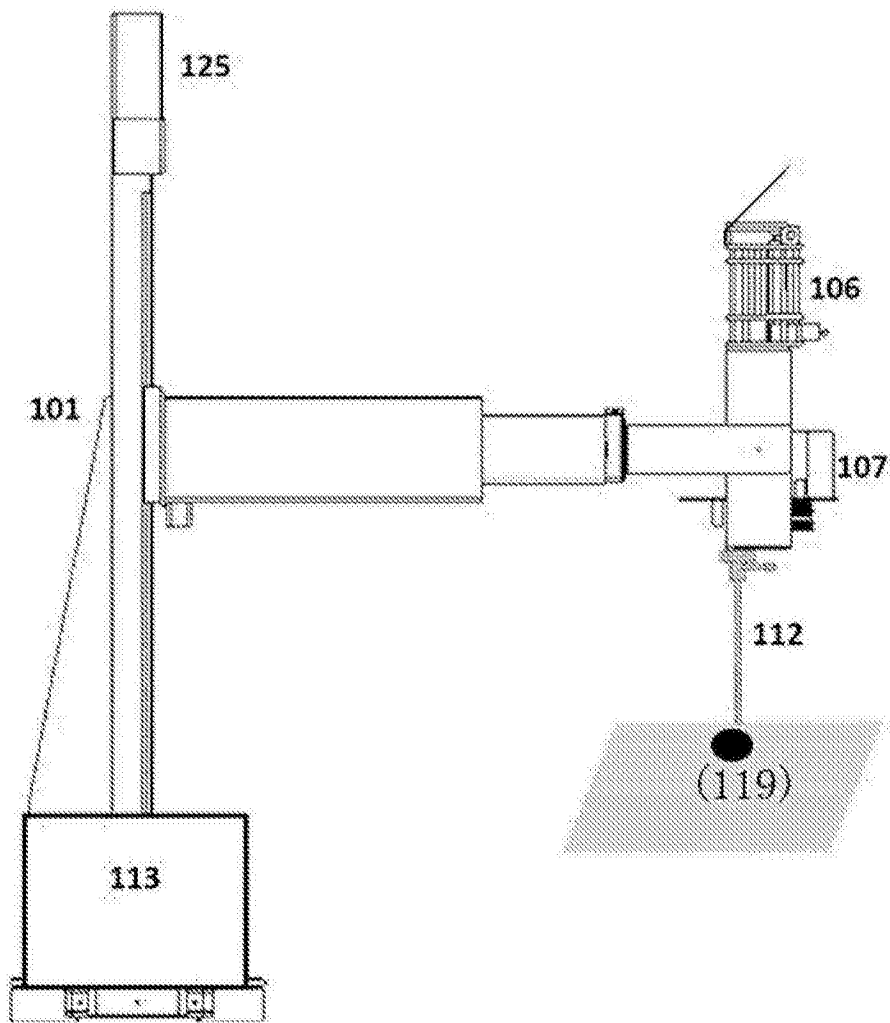


图2

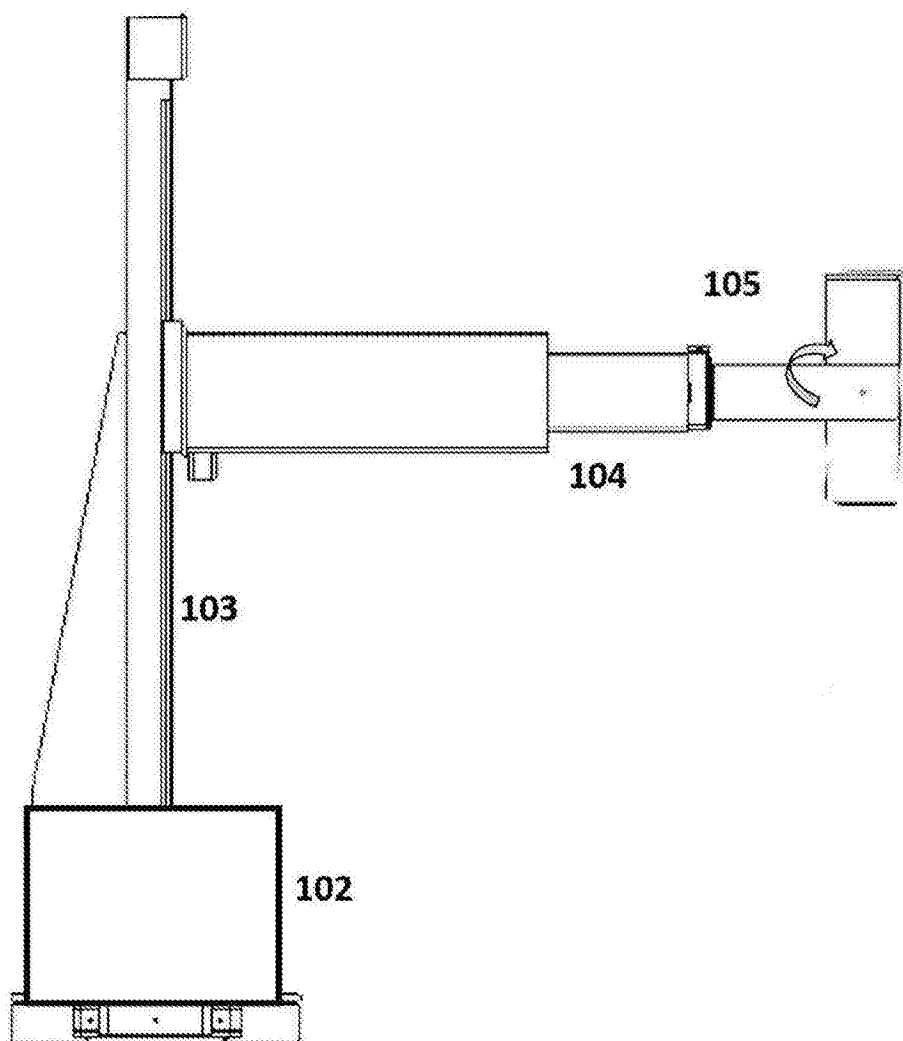


图3

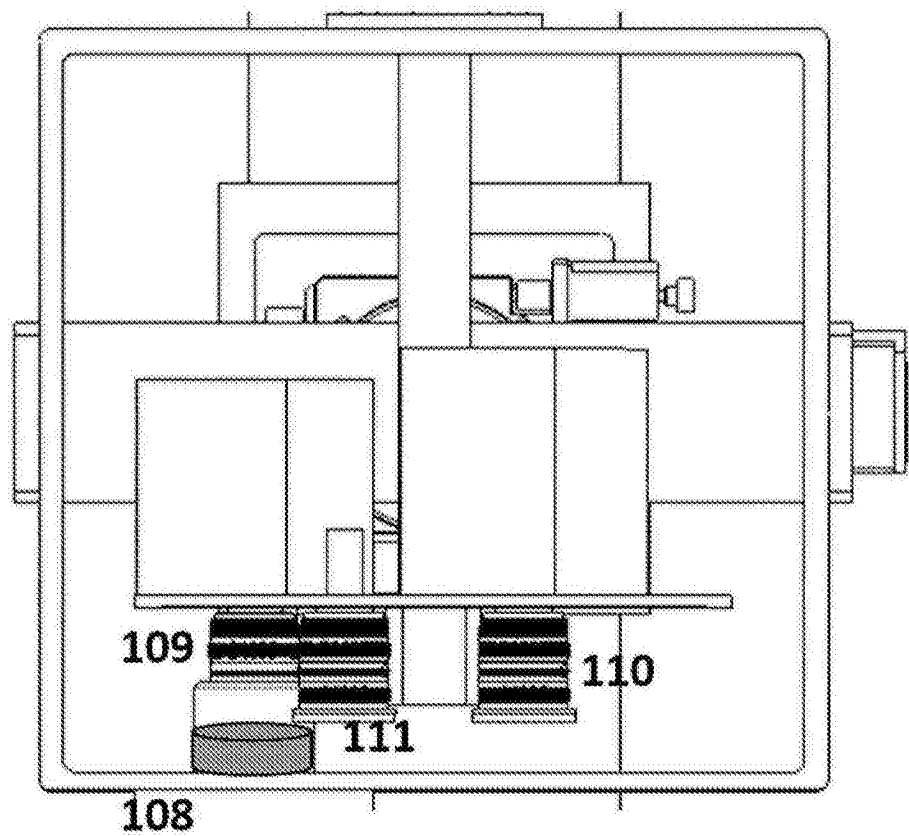


图4

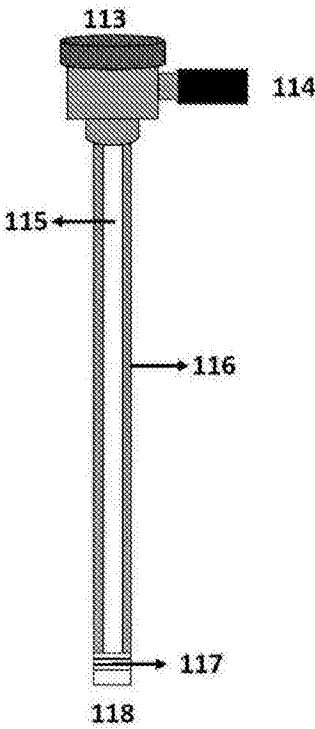


图5

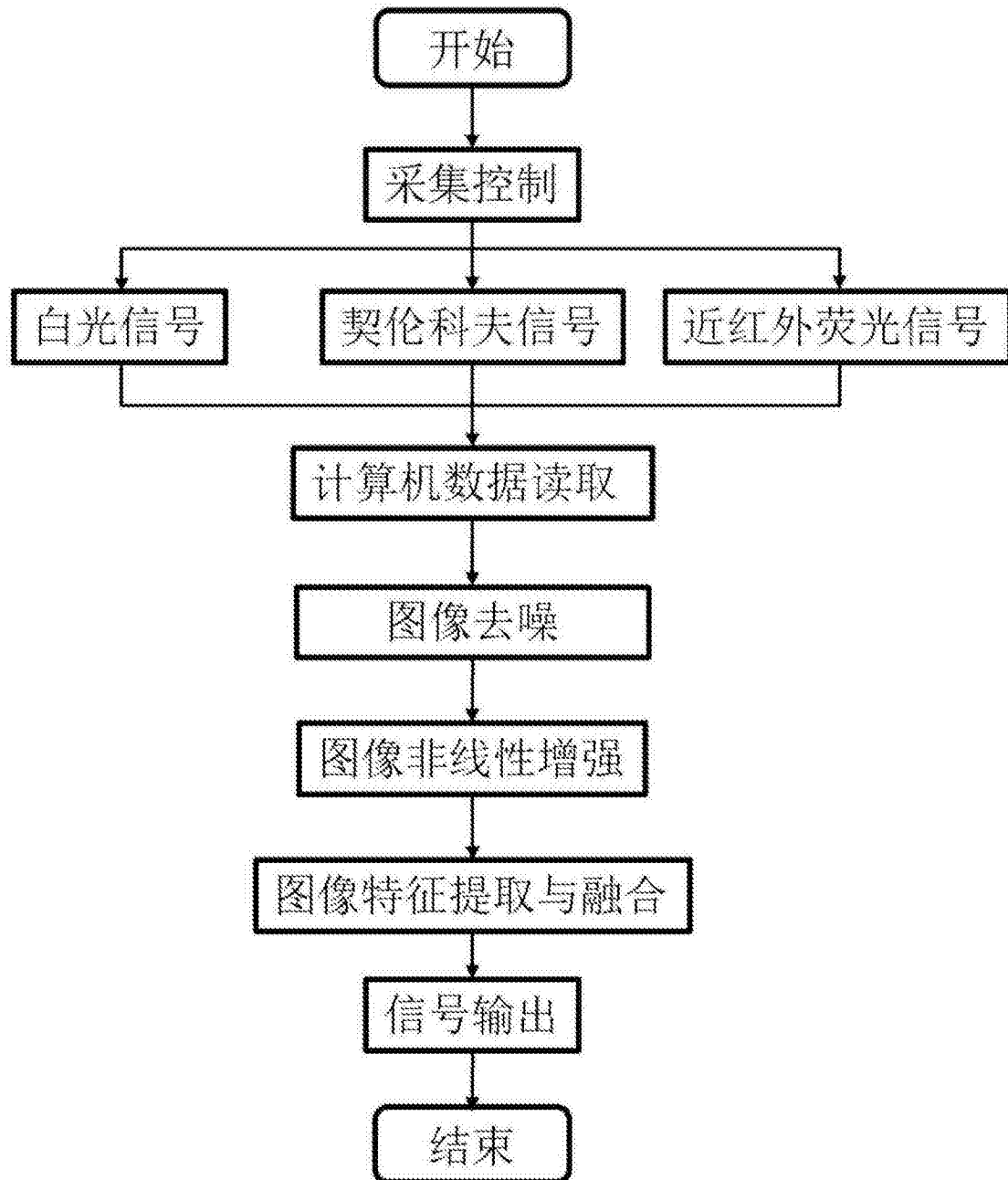


图6

专利名称(译)	近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法及设备		
公开(公告)号	CN106447703A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201610797797.1	申请日	2016-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	北京数字精准医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京数字精准医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京数字精准医疗科技有限公司		
[标]发明人	迟崇巍 王丽		
发明人	迟崇巍 王丽		
IPC分类号	G06T7/30 G06T5/00 A61B5/00 G06T7/00		
CPC分类号	G06T5/002 A61B5/0035 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084 G06T7/0012 G06T2207/10048 G06T2207/10064 G06T2207/10068 G06T2207/20221 G06T2207/30096		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种近红外荧光与契伦科夫荧光融合成像方法及设备，该设备包括：光信息采集模块(107)，用于设备采集白光信号，近红外荧光信号，契伦科夫荧光信号；相机采集转化模块(106)，用于控制白光相机，契伦科夫荧光信号采集相机，近红外荧光信号采集相机的采集顺序；计算机模块(120)，用于图像增强，融合及可视化。整个设备分别采用三种相机依次进行图像采集，并通过计算机图像处理模块将白光图像与近红外和蓝光图像结合，实现病灶部位的高灵敏度成像。该设备基于契伦科夫荧光和近红外荧光的光谱特点，结合内窥式成像系统的微创特点，可以实现深层病灶组织的高灵敏，全方位检测，对于肿瘤细胞的早期检测具有广阔的应用前景。

