



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109656014 A

(43)申请公布日 2019.04.19

(21)申请号 201910099436.3

(22)申请日 2019.01.31

(71)申请人 北京超维景生物科技有限公司

地址 100083 北京市海淀区中关村智造大街F座6楼

(72)发明人 吴润龙 王爱民 江文茂 胡炎辉 程和平

(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 王莹 李相雨

(51)Int.Cl.

G02B 23/24(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

A61B 1/05(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

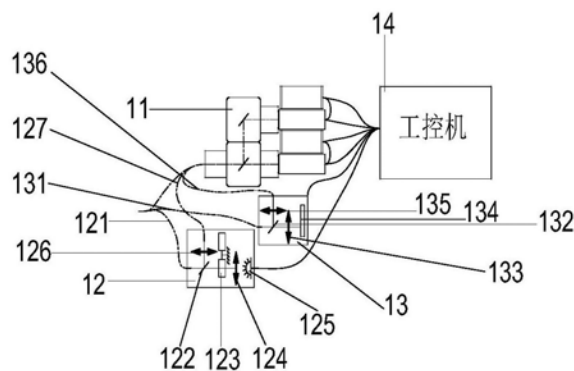
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜

(57)摘要

本发明实施例提供一种多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜。其中,上述多路荧光收集装置包括双通道荧光收集模块、照明复用模块和成像复用模块,其中双通道荧光收集模块同步汇聚照明复用模块和成像复用模块收集到的双光子荧光信号和二次谐波信号后,转换为相应的电信号。本发明实施例提供的多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜采用模块化组合,通过照明复用模块和成像复用模块中的光纤复用功能,采集远端内窥镜探测装置前的双光子荧光信号和二次谐波信号,并同步汇聚到双通道荧光收集模块,使得双通道荧光收集模块收集大部分双光子荧光信号和二次谐波信号,以实现更加准确的细胞结构成像。



1. 一种多路荧光收集装置,其特征在于,包括:

双通道荧光收集模块、照明复用模块以及成像复用模块,所述照明复用模块和所述成像复用模块均与所述双通道荧光收集模块光纤通信连接,其中:

所述照明复用模块,用于为远端内窥镜探测装置提供照明光信号,并基于照明光纤束收集双光子荧光信号及二次谐波信号后,传输所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号至所述双通道荧光收集模块;

所述成像复用模块,用于对远端内窥镜探测装置物镜前的待测组织区域进行成像,并基于明场光纤束收集双光子荧光信号及二次谐波信号后,传输所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号至所述双通道荧光收集模块;

所述双通道荧光收集模块,用于基于远端内窥镜探测装置中的物镜收集双光子荧光信号及二次谐波信号,并同步汇聚所述照明复用模块和所述成像复用模块传输的所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号后,转换所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号为相应的电信号。

2. 根据权利要求1所述多路荧光收集装置,其特征在于,所述照明复用模块包括照明光路和第一复用收集光路,其中:

所照明光路依次包括所述照明光纤束、第一复用二向色镜、可变滤光片、照明透镜以及照明光源;

所述第一复用收集光路依次包括所述照明光纤束、第一复用二向色镜、第一复用收集透镜以及第一传输光纤。

3. 根据权利要求2所述多路荧光收集装置,其特征在于,所述成像复用模块包括成像光路和第二复用收集光路,其中:

所述成像光路依次包括所述明场光纤束、第二复用二向色镜、成像透镜以及相机;

所述第二复用收集光路依次包括所述明场光纤束、第二复用二向色镜、第二复用收集透镜以及第二传输光纤。

4. 根据权利要求3所述多路荧光收集装置,其特征在于,所述双通道荧光收集模块包括物镜收集光纤、光纤通用接口、第一光电倍增管、第二光电倍增管以及位于所述光纤通用接口和所述第一光电倍增管之间的第一收集光路、位于所述光纤通用接口和所述第二光电倍增管之间的第二收集光路,其中:

所述第一传输光纤、所述第二传输光纤以及所述物镜收集光纤均与所述光纤通用接口光纤通信连接;

所述第一收集光路依次包括耦合透镜、红外滤光片、第一二向色镜、第一滤光片以及第一收集透镜,其中,所述第一收集光路用于收集荧光收集装置接收到的所述荧光信号,所述第一光电倍增管用于转换所述荧光信号为第一电信号;

所述第二收集光路依次包括所述耦合透镜、所述红外滤光片、所述第一二向色镜、第二二向色镜、第二滤光片以及第二收集透镜,其中,所述第二收集光路用于收集荧光收集装置接收到的所述二次谐波信号,所述第二光电倍增管用于转换所述二次谐波信号为第二电信号。

5. 根据权利要求3所述的多路荧光收集装置,其特征在于,所述照明复用模块为多个。

6. 根据权利要求3所述的多路荧光收集装置,其特征在于,所述成像复用模块为多个。

7. 根据权利要求4所述的多路荧光收集装置,其特征在于,还包括工控机,所述双通道荧光收集模块与所述工控机光纤通信连接,所述照明复用模块和所述成像复用模块均与所述工控机电连接,所述工控机用于获取第一电信号和第二电信号,并基于第一电信号生成第一荧光图像以及基于第二电信号生成第二荧光图像。

8. 一种三维非线性激光扫描腔体内窥镜,其特征在于,包括:

腔体内窥镜探测装置、扫描采集控制器、飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块、以及权利要求1-7任一项所述的多路荧光收集装置,所述多路荧光收集装置和所述光纤耦合模块均与所述腔体内窥镜探测装置光纤通信连接,所述多路荧光收集装置和所述腔体内窥镜探测装置均与所述扫描采集控制器电连接,其中:

所述飞秒脉冲激光器,用于输出脉冲激光信号至所述光纤耦合模块;

所述光纤耦合模块,用于耦合所述飞秒脉冲激光器输出的所述脉冲激光信号,并传输所述脉冲激光信号至所述腔体内窥镜探测装置中的准直透镜;

所述腔体内窥镜探测装置,用于接收所述脉冲激光信号后,输出所述脉冲激光信号至生命体细胞内的自发荧光物质,以及获取所述自发荧光物质激发后产生的荧光信号和二次谐波信号,并输出所述荧光信号和所述二次谐波信号至所述荧光收集装置;

所述扫描采集控制器,用于控制所述腔体内窥镜探测装置中的微机电扫描振镜对所述脉冲激光信号进行扫描,以及同步采集所述电信号。

9. 根据权利要求8所述的三维非线性激光扫描腔体内窥镜,其特征在于,所述腔体内窥镜探测装置包括外固定壳体和内夹持装置,所述内夹持装置设置于所述外固定壳体内,所述外固定壳体内侧设置有变焦电机,用以驱动所述内夹持装置相对外固定壳体上下移动,所述内夹持装置内设置有用于形成第一光路和第二光路的光路结构,其中:

所述第一光路依次包括准直透镜、微机电扫描振镜、透镜、二向色镜、中继镜以及物镜,其中所述第一光路用于传导所述准直透镜接收的激光信号从所述准直透镜至所述物镜;

所述第二光路依次包括所述物镜、所述中继镜以及所述二向色镜,其中所述第二光路用于传导所述物镜采集到的光信号从所述物镜至所述二向色镜。

10. 根据权利要求9所述的三维非线性激光扫描腔体内窥镜,其特征在于,所述外固定壳体包括手柄壳体以及探测管,所述手柄壳体与所述探测管固定连接,所述变焦电机设置于所述手柄壳体内侧,所述探测管内设置有探测通道,其中:

所述光路结构中的所述准直透镜、所述微机电扫描振镜、所述透镜和所述二向色镜均位于所述手柄壳体内,所述光路结构中的所述中继镜和所述物镜均位于所述探测通道内,所述物镜位于所述探测通道的通道口处;

所述探测管内还设置有若干照明通道,所述照明通道内设置有用于传输照明光信号的照明光纤束,其中所述照明通道以所述探测通道的轴心为中心均匀分布;

所述探测管内还设置有观测通道,所述观测通道位于所述探测通道与所述照明通道之间,所述观测通道的通道口处设置有观测镜头,所述观测镜头与所述观测通道内的明场光纤束相连接,用以获取所述物镜前的待测组织区域图像信息。

多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及激光扫描内窥镜技术领域,尤其涉及一种多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜。

背景技术

[0002] 胃肠道恶性肿瘤是诱发发达国家人群患癌症死亡的第二大原因,并且近些年来该趋势越来越明显。对于胃肠道恶性肿瘤的治疗主要采用外科根治性切除术,但具体实施外科根治性切除术时需要确定该手术切除的具体范围,因此在进行手术前,需要了解肿瘤的良恶性、浸润深度、转移情况以及切缘有无癌残留等。因此术前胃肠镜下活检对于胃肠道肿瘤组织学诊断是一项很重要的诊断证据。并根据瘤体大小、生长位置、浸润深度等,将胃癌的术式分为胃全切、胃次全切、部分胃切除术以及内镜下粘膜或粘膜下切除术等。

[0003] 而目前最新用于对人体腹腔内胃肠组织、口腔以及宫腔内组织进行细胞结构探测成像的胃肠镜,有基于双光子成像技术的腔体内窥镜,但大多都是通过探测装置中的物镜对双光子信号进行采集后,由后台的荧光收集装置进行单个光路处理。

[0004] 上述荧光收集装置中仅仅集成了单个双光子处理光路,功能过于单一,无法满足多路收集荧光信号的需求。

发明内容

[0005] 针对现有技术中存在的技术问题,本发明实施例提供一种多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜。

[0006] 第一方面,本发明实施例提供一种多路荧光收集装置,包括:

[0007] 双通道荧光收集模块、照明复用模块以及成像复用模块,所述照明复用模块和所述成像复用模块均与所述双通道荧光收集模块光纤通信连接,其中:

[0008] 所述照明复用模块,用于为远端内窥镜探测装置提供照明光信号,并基于照明光纤束收集双光子荧光信号及二次谐波信号后,传输所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号至所述双通道荧光收集模块;

[0009] 所述成像复用模块,用于对远端内窥镜探测装置物镜前的待测组织区域进行成像,并基于明场光纤束收集双光子荧光信号及二次谐波信号后,传输所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号至所述双通道荧光收集模块;

[0010] 所述双通道荧光收集模块,用于基于远端内窥镜探测装置中的物镜收集双光子荧光信号及二次谐波信号,并同步汇聚所述照明复用模块和所述成像复用模块传输的所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号后,转换所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号为相应的电信号。

[0011] 第二方面,本发明实施例提供一种三维非线性激光扫描腔体内窥镜,包括:

[0012] 腔体内窥镜探测装置、扫描采集控制器、飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块、以及本发明实施例第一方面提供的多路荧光收集装置,所述多路荧光收集装置和所述光纤耦合模

块均与所述变焦式腔体内窥镜探测装置光纤通信连接,所述多路荧光收集装置和所述腔体内窥镜探测装置均与所述扫描采集控制器电连接,其中:

[0013] 所述飞秒脉冲激光器,用于输出脉冲激光信号至所述光纤耦合模块;

[0014] 所述光纤耦合模块,用于耦合所述飞秒脉冲激光器输出的所述脉冲激光信号,并传输所述脉冲激光信号至所述腔体内窥镜探测装置中的准直透镜;

[0015] 所述腔体内窥镜探测装置,用于接收所述脉冲激光信号后,输出所述脉冲激光信号至生命体细胞内的自发荧光物质,以及获取所述自发荧光物质激发后产生的荧光信号和二次谐波信号,并输出所述荧光信号和所述二次谐波信号至所述荧光收集装置;

[0016] 所述扫描采集控制器,用于控制所述腔体内窥镜探测装置中的微机电扫描振镜对所述脉冲激光信号进行扫描,以及同步采集所述电信号。

[0017] 本发明实施例提供的多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜采用模块化组合,通过照明复用模块和成像复用模块中的光纤复用功能,采集远端内窥镜探测装置前的双光子荧光信号和所述二次谐波信号,并同步汇聚到双通道荧光收集模块,使得双通道荧光收集模块能够收集到远端内窥镜探测装置前的大部分双光子荧光信号和所述二次谐波信号,以实现更加准确的细胞结构成像。

附图说明

[0018] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作一简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0019] 图1为本发明实施例提供的多路荧光收集装置结构示意图;

[0020] 图2为本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所述双通道荧光收集模块结构示意图;

[0021] 图3为本发明一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜结构示意图;

[0022] 图4为本发明另一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜结构示意图;

[0023] 图5为本发明一实施例提供的腔体内窥镜探测装置结构示意图;

[0024] 图6为本发明另一实施例提供的腔体内窥镜探测装置结构示意图;

[0025] 图7为本发明再一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜结构示意图;

[0026] 图8为本发明一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜的箱式组合结构的封箱结构示意图;

[0027] 图9为本发明另一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜的箱式组合结构的封箱结构示意图;

[0028] 图10为本发明一实施例提供三维非线性激光扫描腔体内窥镜的台式结构示意图;

[0029] 图11为本发明另一实施例提供三维非线性激光扫描腔体内窥镜的台式结构示意图。

具体实施方式

[0030] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是

本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0031] 目前以胃肠镜为基础,以CT、MRI等为辅进行影像学成像来获取肿瘤的不良性、浸润深度、转移情况以及切缘有无癌残留等相关信息,在具体操作中具有一些缺点,比如容易导致肠管或瘤体出血、需要人工牵拉或挤压、在胃肠镜不能通过肠管时,进行反复内镜活检以致时间耽搁,如果引发严重出血还需要额外急救止血等。而CT、MRI等辅助性检查手段,在临床实践中均无法准确判断早期胃肠道肿瘤的浸润深度及淋巴结转移情况。而通过超声内镜判断胃肠道肿瘤T分期,文献报道其准确性仅为44.7%~78%,不足以成为一项可靠的诊断标准,且超声内镜对局部切除手术的术前评判效果不佳,无法精确细分胃肠粘膜层次,且对N分期效果也差。

[0032] 而传统的白光腹腔镜与内窥镜能够对许多胃肠疾病进行评估,但该技术仅限于检测大体形态学变化。虽然易于发现可疑区域,但与活体检测技术相比,这些技术与假阳性率以及特异性等有关。白光内镜检查与微观变化诊断的广泛误差相关联,包括溃疡性结肠炎或Barrett食管和扁平腺瘤发育不良在内的检查诊断。共聚焦内窥镜结合激光技术、荧光探测技术、快速扫描技术等因能够在微观水平检测粘膜变化,有可能用来取代组织活检,而受到广泛的关注,该成像技术具有高灵敏度和特异性。但是共聚焦内窥镜成像技术依然受到成像深度和荧光染色剂的限制,由于胃肠样本对可见光有很强吸收和散射,其成像深度仅在浅表层,并且还需要注射特定的荧光染色显影剂,其操作过于复杂,不能准确获取肿瘤的浸润深度、转移情况以及外科手术切缘有无癌残留等相关信息。

[0033] 而双光子显微成像技术采用波长更长的飞秒脉冲激光器作为激发光源,具有成像深度深、光损伤小、光漂白区域小、荧光收集效率高等特点,在对生物组织的深层成像中具有划时代的意义。1990年康奈尔大学的W.Denk等人研制出了世界上第一台双光子荧光显微镜,采用了基于非线性光学和飞秒脉冲激光的多光子显微成像技术。该技术通过利用活体组织中细胞本身产生的自体荧光及胶原组织产生的二次谐波,可以实时快速地获得标本的组织结构和细胞形态。早在1986年,二次谐波被用于皮肤研究和冠状动脉显微成像研究,证实了其被用于观察生物组织的可行性。MPM也可作为癌症研究的一项重要工具。细胞本身产生的自体荧光来自细胞内的烟酰胺腺嘌呤二核苷酸(NADH)及黄素腺嘌呤二核苷酸(FAD),NADH发出波长为460nm,而胶原二次振荡谐波为370~390nm,所以在观察肿瘤标本组织时通常选用780~940nm范围的多光子显微镜。MPM成像不仅与标准的肿瘤组织病理学相当,同时也提供了肿瘤新生进程的附加信息,如通过测比率值NADH/FAD可反映肿瘤组织细胞的代谢水平。

[0034] 利用多光子成像技术,多光子显微镜能够提供实时的胃肠道组织结构和细胞形态学信息。多光子成像技术具备无需外源标记组织、对胶原极其敏感、对组织的光损伤小和穿透深度深等特点,其可能应用于胃肠道肿瘤的光学活检。目前还没有临床可用的双光子腹腔镜和内窥镜,以及基于双光子成像的腔体内窥镜探测装置,以原位实时探测胃肠道组织信息。

[0035] 目前最新用于对人体腹腔内胃肠组织、口腔以及宫腔内组织进行细胞结构探测成像的胃肠镜,有基于双光子成像技术的腔体内窥镜,但大多都是通过探测装置中的物镜对双光子信号进行采集后,由后台的荧光收集装置进行单个光路处理。上述荧光收集装置中

仅仅集成了单个双光子处理光路,功能过于单一,无法满足多路收集荧光信号的需求。

[0036] 为了实现对荧光信号的多路收集,本发明实施例提供了一种多路荧光收集装置,图1为本发明实施例提供的多路荧光收集装置结构示意图,如图1所示,该装置包括:

[0037] 双通道荧光收集模块11、照明复用模块12以及成像复用模块13,所述照明复用模块12和所述成像复用模块13均与所述双通道荧光收集模块11光纤通信连接,其中:

[0038] 所述照明复用模块12,用于为远端内窥镜探测装置提供照明光信号,并基于照明光纤束收集双光子荧光信号及二次谐波信号后,传输所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号至所述双通道荧光收集模块;

[0039] 所述成像复用模块13,用于对远端内窥镜探测装置物镜前的待测组织区域进行成像,并基于明场光纤束收集双光子荧光信号及二次谐波信号后,传输所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号至所述双通道荧光收集模块;

[0040] 所述双通道荧光收集模块11,用于基于远端内窥镜探测装置中的物镜收集双光子荧光信号及二次谐波信号,并同步汇聚所述照明复用模块12和所述成像复用模块13传输的所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号后,转换所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号为相应的电信号。

[0041] 具体地,本发明实施例提供的多路荧光收集装置主要包括三个模块,分别为双通道荧光收集模块11、照明复用模块12以及成像复用模块13,照明复用模块12和所述成像复用模块13均与所述双通道荧光收集模块11光纤通信连接,照明复用模块12和所述成像复用模块13均可以采集部分荧光信号包括双光子荧光信号及二次谐波信号,同时,照明复用模块12还具有为远端内窥镜探测装置提供照明光信号的功能,成像复用模块13还具有对远端内窥镜探测装置物镜前的待测组织区域进行成像的功能,照明复用模块12和成像复用模块13将采集到的双光子荧光信号及二次谐波信号通过光纤传输给双通道荧光收集模块11,双通道荧光收集模块11自身通过远端内窥镜探测装置中物镜收集双光子荧光信号及二次谐波信号,并同步汇聚照明复用模块12和成像复用模块13采集到的双光子荧光信号及二次谐波信号,转换所述双光子荧光信号和所述二次谐波信号为相应的电信号,以实现通过电信号获取相应的细胞结构图像,即双通道荧光收集模块11将照明复用模块12和成像复用模块13传输的双光子荧光信号和自身通过物镜采集的双光子荧光信号汇聚成一路,转换汇聚后的双光子荧光信号为第一电信号,双通道荧光收集模块11将照明复用模块12和成像复用模块13传输的二次谐波信号和自身通过物镜采集的二次谐波信号汇聚成另一路,转换汇聚后的二次谐波信号为第二电信号,其中照明复用模块通过照明光纤束与远端内窥镜探测装置光纤通信连接,为远端内窥镜探测装置提供照明光信号,并同步收集远端内窥镜探测装置前的双光子荧光信号和二次谐波信号;成像复用模块通过明场光纤束与远端内窥镜探测装置光纤通信连接,对远端内窥镜探测装置物镜前的待测组织区域进行成像,并同步收集远端内窥镜探测装置前的双光子荧光信号和二次谐波信号。

[0042] 本发明实施例提供的多路荧光收集装置采用模块化组合,通过照明复用模块和成像复用模块中的光纤复用功能,采集远端内窥镜探测装置前的双光子荧光信号和所述二次谐波信号,并同步汇聚到双通道荧光收集模块,使得多路荧光收集装置相对于现有荧光收集装置中通过物镜收集光纤单路收集双光子荧光信号和二次谐波信号,能够收集到远端内窥镜探测装置前,更多的双光子荧光信号和所述二次谐波信号,并通过双通道荧光收集模

块转换双光子荧光信号和二次谐波信号为对应的电信号,以实现更加准确的细胞结构成像。

[0043] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所述照明复用模块包括照明光路和第一复用收集光路,如图1所示,其中:

[0044] 所照明光路依次包括照明光纤束121、第一复用二向色镜122、可变滤光片123、照明透镜124以及照明光源125;

[0045] 所述第一复用收集光路依次包括照明光纤束121、第一复用二向色镜122、第一复用收集透镜126以及第一传输光纤127。即本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所述照明复用模块具有照明和荧光收集功能,对应的光路为照明光路和第一复用收集光路,其中,照明光路包括照明光纤束121、第一复用二向色镜122、可变滤光片123、照明透镜124以及照明光源125,照明光源125发射出照明光信号至照明透镜124,汇聚至可变滤光片123,经过滤后,透射第一复用二向色镜122,经照明光纤束121传输至远端内窥镜探测装置,给内窥镜探测装置提供照明,同时,第一复用收集光路依次包括照明光纤束121、第一复用二向色镜122、第一复用收集透镜126以及第一传输光纤127,照明光纤束121采集远端内窥镜探测装置前的双光子荧光信号和所述二次谐波信号并传输到第一复用二向色镜122,经第一复用二向色镜122反射至第一复用收集透镜126,汇聚合束至第一传输光纤127,经第一传输光纤127传输至双通道荧光收集模块,提高荧光收集效率,从而达到提高图像信噪比的目的,其中,照明光源125经过电动可变滤光片123转轮,可以切换不同的滤光片,以获得不同波长的照明光信号,基本原则是不干扰双光子荧光成像,比如获取自发荧光和二次谐波的时候,可以切换至红色或者红外的滤光片,以获得370nm、635nm或红外850nm、940nm的照明光信号,照明光信号经过透镜耦合进入照明光纤束121。

[0046] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所述成像复用模块包括成像光路和第二复用收集光路,如图1所示,其中:

[0047] 所述成像光路依次包括明场光纤束131、第二复用二向色镜132、成像透镜133以及相机134;

[0048] 所述第二复用收集光路依次包括明场光纤束131、第二复用二向色镜132、第二复用收集透镜135以及第二传输光纤136。即本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所述成像复用模块具有成像和荧光收集的功能,对应的光路为成像光路和第二复用收集光路,其中,所述成像光路依次包括明场光纤束131、第二复用二向色镜132、成像透镜133以及相机134,相机134通过明场光纤束131、第二复用二向色镜132、成像透镜133捕捉远端内窥镜探测装置物镜前的待测组织区域信息,通过明场光纤束131的光纤复用功能,明场光纤束131采集远端内窥镜探测装置前的双光子荧光信号和所述二次谐波信号并传输到第二复用二向色镜132,经第二复用二向色镜132反射至第二复用收集透镜135,汇聚至第二传输光纤136,经第二传输光纤136传输至双通道荧光收集模块,其中相机134可为两个与双目明场光纤束131对应,明场成像和双光子成像组成多模态腹腔镜,明场双目三维立体腹腔镜模态,进行大视野的样本观察,主要观察样本的基本形貌。对于有可疑或感兴趣的区域,可切换至双光子模态,进行自发荧光和二次谐波成像,观察样本的细胞级形态,为进一步判断提供了依据,其中相机134可以为基于CCD或CMOS等成像器件的成像设备。

[0049] 在上述各实施例的基础上,图2为本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所

述双通道荧光收集模块结构示意图,如图2所示,本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所述双通道荧光收集模块包括物镜收集光纤、光纤通用接口881、第一光电倍增管882、第二光电倍增管883以及位于光纤通用接口881和第一光电倍增管882之间的第一收集光路、位于光纤通用接口881和第二光电倍增管883之间的第二收集光路,其中:

[0050] 所述第一传输光纤、所述第二传输光纤以及所述物镜收集光纤均与所述光纤通用接口光纤通信连接;

[0051] 第一收集光路依次包括耦合透镜81、红外滤光片82、第一二向色镜83、第一滤光片84以及第一收集透镜85,其中,第一收集光路用于收集荧光收集装置接收到的荧光信号,第一光电倍增管882用于转换荧光信号为第一电信号;

[0052] 第二收集光路依次包括耦合透镜81、红外滤光片82、第一二向色镜83、第二二向色镜86、第二滤光片87以及第二收集透镜88,其中,第二收集光路用于收集荧光收集装置接收到的二次谐波信号,第二光电倍增管883用于转换二次谐波信号为第二电信号。即本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所述双通道荧光收集模块集成了两路信号收集光路,分别为荧光信号收集光路和二次谐波信号收集光路,分别收集并转换照明复用模块、成像复用模块以及双通道荧光收集模块收集到的双光子荧光信号为第一电信号以及照明复用模块、成像复用模块以及双通道荧光收集模块收集到的二次谐波为第二电信号,其中,其处理的荧光信号和二次谐波信号来自远端内窥镜探测装置中物镜采集的荧光信号和二次谐波信号以及照明复用模块和成像复用模块汇聚到双通道荧光收集模块中的荧光信号和二次谐波信号。

[0053] 其中,第一收集光路中的第一二向色镜83为透射照明复用模块、成像复用模块以及双通道荧光收集模块收集到的双光子荧光信号,反射照明复用模块、成像复用模块以及双通道荧光收集模块收集到的二次谐波的二向色镜,第二二向色镜86和第一二向色镜83为同样的二向色镜,用于反射二次谐波,第一滤光片84用于透射荧光信号,滤除其余干扰信号,第二滤光片87用于透射相应的二次谐波信号滤除其余干扰信号,例如,在使用780nm飞秒光纤激光器激发人体腹腔或口腔细胞内的自发荧光物质时,可得到390nm的二次谐波信号和450-600nm的双光子自发荧光信号,通过420nm以上波长通过,420以下波长反射的二向色镜即第一二向色镜83可以分离两路荧光,分别使用 390 ± 20 nm的第一滤光片84和450-600nm的第二滤光片87可以得到干净的二次谐波信号和荧光信号,其中物镜收集光纤与远端内窥镜探测装置中的物镜相连接,以传输收集到的双光子荧光信号和二次谐波信号至光纤通用接口。

[0054] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所述照明复用模块为多个。即本发明实施例提供的多路荧光收集装置中可以设置多个照明复用模块,以实现最大限度的收集荧光信号和二次谐波信号。

[0055] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的多路荧光收集装置中的所述成像复用模块为多个。即本发明实施例提供的多路荧光收集装置中可以设置多个成像复用模块,以实现最大限度的收集荧光信号和二次谐波信号。

[0056] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的多路荧光收集装置,如图1所示,还包括工控机14,所述双通道荧光收集模块与所述工控机14光纤通信连接,所述照明复用模块和所述成像复用模块均与所述工控机电连接,所述工控机14用于获取第一电信号和第

二电信号,并基于第一电信号生成第一荧光图像以及基于第二电信号生成第二荧光图像。即本发明实施例提供的多路荧光收集装置采集到的荧光信号和二次谐波信号转动成对应的第一电信号和第二电信号后,由工控机14获取并生成对应的第一荧光图像以及第二荧光图像,该工控机基于第一电信号生成第一荧光图像以及基于第二电信号生成第二荧光图像,可分别用于显示细胞结构和纤维结构信息,其中工控机上安装有控制软件,通过控制软件,向扫描器发送控制指令,以控制扫描采集控制器,来获取上述第一电信号和第二电信号。

[0057] 本发明实施例还提供一种三维非线性激光扫描腔体内窥镜,图3为本发明一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜结构示意图,如图3所示,该三维非线性激光扫描腔体内窥镜包括:

[0058] 腔体内窥镜探测装置18、扫描采集控制器15、飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块、以及上述各实施例提供的多路荧光收集装置,所述多路荧光收集装置和所述光纤耦合模块均与所述腔体内窥镜探测装置18光纤通信连接,所述多路荧光收集装置和所述腔体内窥镜探测装置18均与所述扫描采集控制器15电连接,其中:

[0059] 所述飞秒脉冲激光器,用于输出脉冲激光信号至所述光纤耦合模块;

[0060] 所述光纤耦合模块,用于耦合所述飞秒脉冲激光器输出的所述脉冲激光信号,并传输所述脉冲激光信号至所述腔体内窥镜探测装置18中的准直透镜;

[0061] 所述腔体内窥镜探测装置18,用于接收所述脉冲激光信号后,输出所述脉冲激光信号至生命体细胞内的自发荧光物质,以及获取所述自发荧光物质激发后产生的荧光信号和二次谐波信号,并输出所述荧光信号和所述二次谐波信号至所述荧光收集装置;

[0062] 所述扫描采集控制器15,用于控制所述腔体内窥镜探测装置18中的微机电扫描振镜对所述脉冲激光信号进行扫描,以及同步采集所述电信号。

[0063] 具体地,本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜包括腔体内窥镜探测装置18、扫描采集控制器15、飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块,以及上述各实施例提供的多路荧光收集装置,从而形成利用双光子成像技术对人体肠胃组织以及口腔组织进行探测的三维非线性激光扫描腔体内窥镜,其中,飞秒脉冲激光器可以发射脉冲激光信号用于激发人体肠胃组织以及口腔组织细胞中的自发荧光物质,产生多光子荧光信号和二次谐波信号,包括使用920nm的飞秒脉冲激光器激发细胞内的FAD和胶原蛋白,激发500-600nm的荧光信号和460nm的二次谐波信号,以及通过780nm的飞秒脉冲激光器激发细胞内的FAD或NADH等自发荧光物质,来产生相应的荧光信号和二次谐波信号,其中飞秒脉冲激光器和光纤耦合模块组合在一起形成激光发射模块;

[0064] 其中,多路荧光收集装置包括双通道荧光收集模块11、照明复用模块12以及成像复用模块13,集成了两路信号收集光路,分别为荧光信号收集光路和二次谐波信号收集光路,来实现荧光信号和二次谐波信号的分别收集;扫描采集控制器15控制微机电扫描振镜对脉冲激光信号进行扫描并激发自发荧光物质产生荧光信号和二次谐波信号,以及采集荧光收集装置转换荧光信号和二次谐波信号得到的第一电信号和第二电信号;该三维非线性激光扫描腔体内窥镜根据腔体内窥镜探测装置18结构的不同,可分为腹腔镜和口腔镜如图3所示,腔体内窥镜探测装置18为腹腔镜探测装置,则该三维非线性激光扫描腔体内窥镜为腹腔镜。图4为本发明另一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜结构示意图,如图

4所示,腔体内窥镜探测装置18为口腔镜探测装置,则该三维非线性激光扫描腔体内窥镜为口腔镜。其中,该三维非线性激光扫描腔体内窥镜的分辨率可设置为800nm,成像视野可为400微米*400微米,成像速度可为26帧(256*256像素)或13帧(512*512像素)。

[0065] 本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜采用多路荧光收集装置、扫描采集控制器、飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块以及腔体内窥镜探测装置,从而形成利用双光子成像技术对人体肠胃组织以及口腔组织进行探测的激光扫描腔体内窥镜,通过采用多路荧光收集装置中双通道荧光收集模块、照明复用模块以及成像复用模块对腔体内窥镜探测装置前细胞激发后产生的荧光信号和二次谐波信号进行多路收集,并进行相应成像,获得相应的细胞组织结构信息,设备操作简单、使用方便。

[0066] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜中的所述腔体内窥镜探测装置包括外固定壳体和内夹持装置,图5为本发明一实施例提供的腔体内窥镜探测装置结构示意图,如图5所示,所述内夹持装置182设置于所述外固定壳体181内,所述外固定壳体181内侧设置有变焦电机,用以驱动所述内夹持装置182相对外固定壳体181上下移动,所述内夹持装置182内设置有用于形成第一光路和第二光路的光路结构,其中:

[0067] 所述第一光路依次包括准直透镜1821、微机电扫描振镜1822、透镜1823、二向色镜1824、中继镜1825以及物镜1826,其中所述第一光路用于传导所述准直透镜1821接收的激光信号从所述准直透镜1821至所述物镜1826;

[0068] 所述第二光路依次包括所述物镜1826、所述中继镜1825以及所述二向色镜1824,其中所述第二光路用于传导所述物镜1826采集到的光信号从所述物镜1826至所述二向色镜1824。即本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜中的所述腔体内窥镜探测装置包括外固定壳体181和内夹持装置182两个主要结构,其中内夹持装置182为一个整体,内置有传输激光信号和收集双光子信号和二次谐波信号的光路,分别为第一光路和第二光路,第一光路包括准直透镜1821、微机电扫描振镜1822、透镜、二向色镜、中继镜1825以及物镜1826,用于激发人体肠胃组织或口腔组织细胞中自发荧光物质的激光信号,通过第一光路中的准直透镜1821、微机电扫描振镜1822、透镜、二向色镜、中继镜1825以及物镜1826后,从物镜1826出射至自发荧光物质上,激发自发荧光物质产生双光子信号和二次谐波信号后,通过物镜1826收集双光子信号和二次谐波信号,并经过第二光路中的中继镜1825和二向色镜,收集到荧光收集装置中用于获取待测肠胃组织或口腔组织的检测信息,以判断肿瘤的浸润深度、转移情况以及外科手术切缘有无癌残留等相关信息,其中通过外固定壳体181内侧设置的变焦电机可对整个内夹持装置182包括装置中的第一光路和第二光路在内的光路结构进行上下移动,以实现不同深度的组织细胞探测,获取不同深度的细胞结构信息。

[0069] 其中,中继镜1825设置在物镜1826内侧,用于长距离传导用于激发自发荧光物质的激光信号从二向色镜至物镜1826,以及传导物镜1826采集到的双光子信号以及二次谐波信号至二向色镜,激光信号物镜1826的像面与中继镜1825的焦面重合,将经过微机电扫描镜的激光信号扫描区域以1:1的比例等比传导至物镜1826的像面处,其中中继镜1825可以根据具体需要进行延长或缩短。

[0070] 其中,二向色镜1824可以根据需要设置为长通短反二向色镜或短通长反二向色

镜,即设置长通短反二向色镜时,透射用于激发自发荧光物质的脉冲激光信号,反射收集到的双光子信号以及二次谐波信号,此时,该可变焦腔体内窥镜探测装置可为腹腔镜的探测装置;当该二向色镜1824为短通长反二向色镜时,反射用于激发自发荧光物质的脉冲激光信号,透射收集到的双光子信号以及二次谐波信号,该二向色镜反射经过准直透镜1821、微机电扫描振镜1822、透镜后入射到二向色镜上的激光信号通过中继镜1825至物镜1826,透射物镜1826采集到的双光子信号以及二次谐波信号,此时,该可变焦腔体内窥镜探测装置可为口腔镜的探测装置。

[0071] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的腔体内窥镜探测装置中的光路结构还包括液体透镜,图6为本发明另一实施例提供的腔体内窥镜探测装置结构示意图,如图6所示,所述液体透镜1820位于所述准直透镜1821和所述微机电扫描振镜1822之间,以形成新的第一光路,所述新的第一光路依次包括准直透镜1821、所述液体透镜1820、所述微机电扫描振镜1822、所述透镜1823、所述二向色镜1824以及所述物镜1826。即液体透镜1820的设置使得,可通过对液体透镜1820施加电压或者电流使液体透镜1820表面产生相应到的弯曲,进而对准直透镜1821出射的平行光产生不同的光焦度。具体光路为:激光信号从光纤出射,经过准直透镜1821后平行入射到液体透镜1820,从液体透镜1820根据加载的电压或电流信号产生相应的光焦度,出射的汇聚或发散光经过微机电扫描振镜1822、透镜1823、二向色镜1824,经过中继镜1825传递到物镜1826后汇聚到样本上。其中,液体透镜1820引入的光焦度变化会使物镜1826口出射的激光信号的焦点在纵深方向上前后移动,且液体透镜1820的响应速度非常快,其扫描频率在KHz量级,因此可以实现快速的纵深方向的扫描成像。其中,液体透镜1820在不施加电压或电流信号时等效为平行平板玻璃,对激光信号无光焦度并且不会使物镜1826后的焦点产生任何偏移,从而实现三维立体成像。在具体使用时,该液体透镜1820与变焦电机183互补,通过变焦电机183调整物镜1826位置,在粗调到相应纵深位置后,系统切换为液体透镜1820变焦扫描模式,对样本进行快速的三维成像,其中当可变焦腔体内窥镜探测装置在不安装变焦电机183的时候,仅仅通过液体透镜1820也可以进行变焦调整。

[0072] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜中的所述外固定壳体包括手柄壳体以及探测管,如图5所示,所述手柄壳体1811与所述探测管1812固定连接,所述变焦电机设置于所述手柄壳体1811内侧,所述探测管1812内设置有探测通道,其中:

[0073] 所述光路结构中的所述准直透镜1821、所述微机电扫描振镜1822、所述透镜和所述二向色镜均位于所述手柄壳体1811内,所述光路结构中的所述中继镜和所述物镜均位于所述探测通道内,所述物镜位于所述探测通道的通道口处;

[0074] 所述探测管1812内还设置有若干照明通道1022,所述照明通道1022内设置有用于传输照明光信号的照明光纤束,其中所述照明通道1022以所述探测通道的轴心为中心均匀分布;

[0075] 所述探测管1812内还设置有观测通道,所述观测通道位于所述探测通道与所述照明通道1022之间,所述观测通道的通道口处设置有观测镜头,所述观测镜头与所述观测通道内的明场光纤束相连接,用以获取所述物镜前的待测组织区域图像信息。即本发明实施例提供的腔体内窥镜探测装置中的探测管1812内还设置有若干照明通道1022,照明通道

1022内设置有用于传输照明光信号的照明光纤束,其中照明通道1022以探测通道的轴心为中心均匀分布。即本发明实施例提供的腔体内窥镜探测装置中的探测管1812内还设置有若干照明通道1022,该照明通道1022不止一个,每个通道内都设置有照明光纤束,照明光纤具有一定孔径角,不需要透镜可以直接用于发散照明,且照明通道1022以探测通道的轴心为中心均匀分布,为腔体内窥镜探测装置提供均匀照明,以方便工作观察物镜前的待测组织区域状态。

[0076] 本发明实施例提供的腔体内窥镜探测装置中的探测管内还设置有观测通道,该观测通道位于探测通道与照明通道之间,且设置有观测镜头1021和明场光纤束,明场光纤束即为成像光纤束,用于传递观测镜头捕捉到的物镜前的待测组织区域图像信息,其中观测通道可以为一个,也可以为两个形成双目观测,实现立体明场腔体内窥镜功能,图4所示,即为双目观测,图7为本发明再一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜结构示意图,如图7所示,成像复用模块13为一个,对应的观测镜头1021也为一个,即为单目观测。

[0077] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的可变焦腔体内窥镜探测装置中的所述探测管内还设置有吸附通道,如图1所示,所述吸附通道1023位于所述照明通道与所述探测管边缘之间。即本发明实施例提供的可变焦腔体内窥镜探测装置中的探测管内还设置有用于使可变焦腔体内窥镜探测装置吸附在待测组织上的吸附通道1023,通过抽取吸附通道1023内的空气,在吸附通道1023内形成负压,使得可变焦腔体内窥镜探测装置吸附在待测组织上,其中,吸附通道1023位于照明通道与探测管边缘之间,即位于照明通道外侧,靠近探测管边侧的位置处。

[0078] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜,还包括抽气装置,如图3所示,抽气装置17主要包括抽气泵,通过抽气管路与吸附通道相连,抽气管路中设置抽气阀,抽气阀与抽气装置17电连接,抽气装置17通过调整抽气阀的开关以及开闭的大小,控制抽气管路的抽气流量,从而实现对吸附通道的抽气控制,进而调整吸附通道内的负压,使得变焦式腔体内窥镜探测装置通过大气压的作用,吸附在人体腹腔内胃肠、口腔以及宫腔等组织上,减少生物体组织活动带来的运动伪影,使得成像更加稳定、清晰。

[0079] 其中,图8为本发明一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜的箱式组合结构的封箱结构示意图,如图8所示,集成在箱盖上显示器55与安装有各个模块的箱体集成在一起,方便整个设备移动,以及更换工作场所,且该显示器55在使用时,可以外放置在箱体上,以方便工作人员获取显示器上的信息,其中该三维非线性激光扫描腔体内窥镜中的可变焦腔体内窥镜探测装置1为口腔镜探测装置。当使用完该三维非线性激光扫描腔体内窥镜后,工作人员可手提设备箱,便捷更换工作场所,尤其在医院、实验室或户外场所,使用该设备会更加便捷。

[0080] 其中,图9为本发明另一实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜的箱式组合结构的封箱结构示意图,如图9所示,集成在箱盖上显示器55与安装有各个模块的箱体集成在一起,方便整个设备移动,以及更换工作场所,且该显示器55在使用时,可以外放置在箱体上,以方便工作人员获取显示器上的信息,其中该三维非线性激光扫描腔体内窥镜中的可变焦腔体内窥镜探测装置1为腹腔镜探测装置,且腹腔镜探测装置可以同时设置多个。当使用完该三维非线性激光扫描腔体内窥镜后,工作人员可手提设备箱,便捷更换工作场

所,尤其在医院、实验室或户外场所,使用该设备会更加便捷。

[0081] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜中的可变焦腔体内窥镜探测装置为多个。即本发明实施例提供的荧光收集装置和光纤耦合模块可同时与多个可变焦腔体内窥镜探测装置光纤通信连接,即在一个三维非线性激光扫描腔体内窥镜系统中集成多个探测装置,以实现同时对肠胃组织不同部位的同时探测,从而进行对比分析。

[0082] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜,还包括调节光纤,用于荧光收集装置和光纤耦合模块分别与可变焦腔体内窥镜探测装置之间的光纤传输连接,其中:

[0083] 调节光纤的长度可调节。即本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜中的荧光收集装置和光纤耦合模块分别通过长度可调的调节光纤与可变焦腔体内窥镜探测装置进行光纤传输连接,以实现根据不同实验场景需要,进行灵活移动探测装置,避免有限光纤长度的限制,其中,调节光纤的长度可调节,为通过更换不同长度的光纤,实现各种场合的应用,即可根据需要随时进行不同长度的光纤更换。

[0084] 对于上述各实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜,本发明实施例还提供了另外一种具体实施方式,图10为本发明一实施例提供三维非线性激光扫描腔体内窥镜的台式结构示意图,如图10所示,该三维非线性激光扫描腔体内窥镜包括抽气装置52、第一装置53、第二装置54、显示器55以及可变焦腔体内窥镜探测装置1,其中,第一装置53中集成了扫描采集控制器和工控机,工控机与显示器55电连接,第二装置54集成了飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块和荧光收集装置、照明模块以及成像模块,光纤耦合模块和荧光收集装置均与吸附式显微镜探测装置51光纤传输连接,其中,可变焦腔体内窥镜探测装置1为口腔镜探测装置,用于探测人体口腔组织,以了解肿瘤的良恶性、浸润深度、转移情况以及切缘有无癌残留等信息,该吸附式三维非线性激光扫描显微镜工作原理与上述各实施例相同,此处不再赘述。

[0085] 其中,图11本发明另一实施例提供三维非线性激光扫描腔体内窥镜的台式结构示意图,如图11所示,该三维非线性激光扫描腔体内窥镜也包括抽气装置52、第一装置53、第二装置54、显示器55以及可变焦腔体内窥镜探测装置1,其中,第一装置53中集成了扫描采集控制器和工控机,工控机与显示器55电连接,第二装置54集成了飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块和荧光收集装置、照明模块以及成像模块,光纤耦合模块和荧光收集装置均与吸附式显微镜探测装置51光纤传输连接,其中,可变焦腔体内窥镜探测装置1为腹腔镜探测装置,该腹腔镜探测装置嵌入人体腹部,对肠胃组织进行探测,以了解肿瘤的良恶性、浸润深度、转移情况以及切缘有无癌残留等信息,此外基于该腹腔镜探测装置的腹腔镜也可以用于对女性进行宫腔内组织探测,其探测组织成像原理与上述各实施例的腔体内窥镜原理相同。

[0086] 上述虽然结合附图对本发明的具体实施方式进行了描述,但并非对发明保护范围的限制,所属领域技术人员应该明白,在本发明的技术方案的基础上,本领域技术人员不需以上仅为本申请的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

[0087] 以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,其中作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施例方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性的劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0088] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

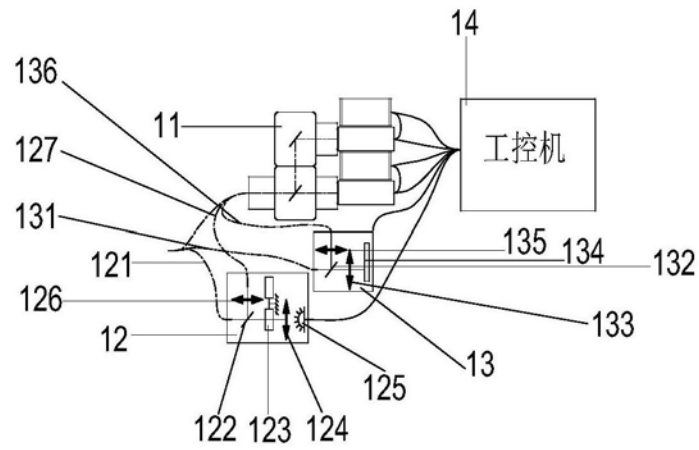


图1

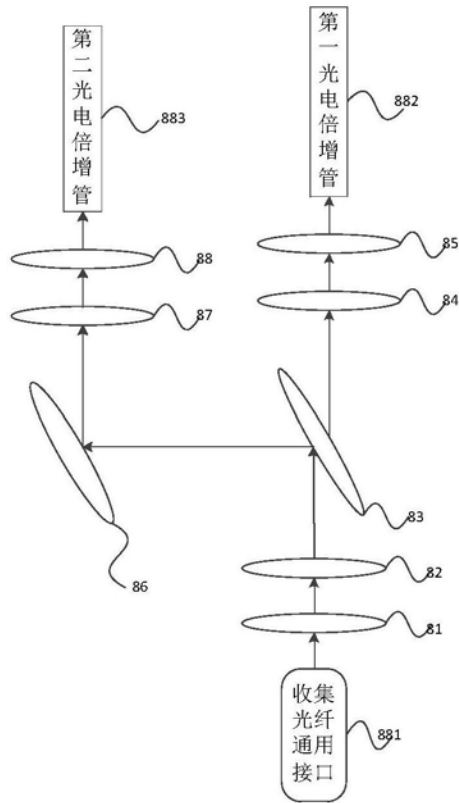


图2

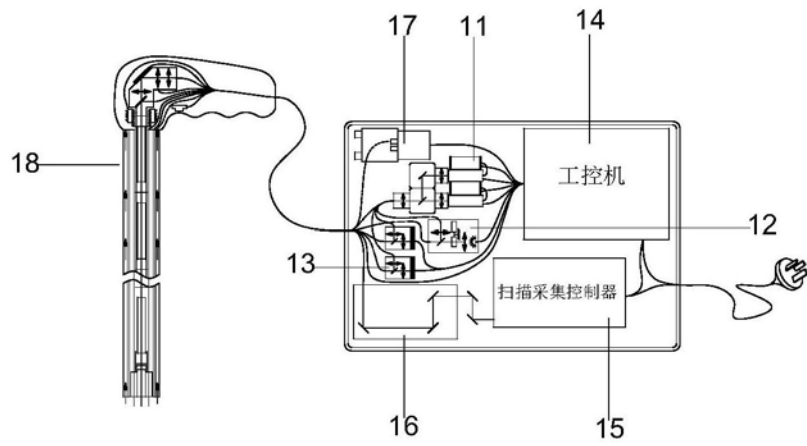


图3

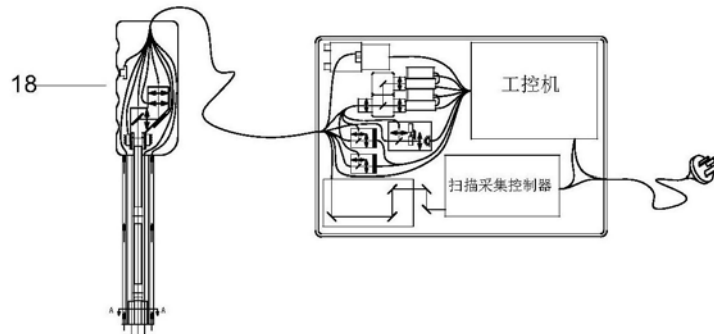


图4

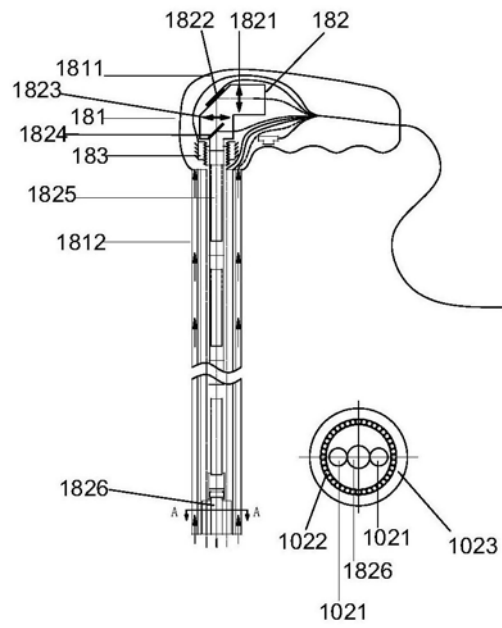


图5

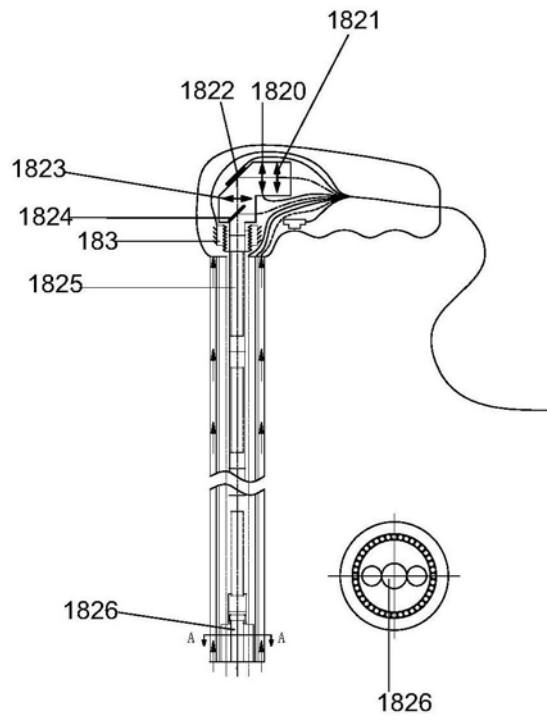


图6

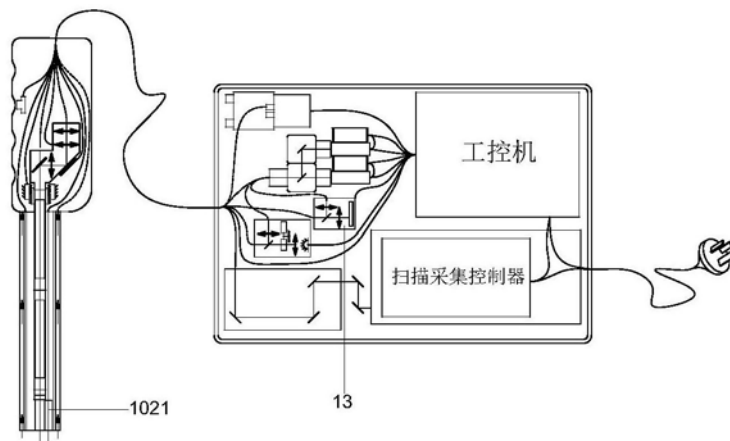


图7

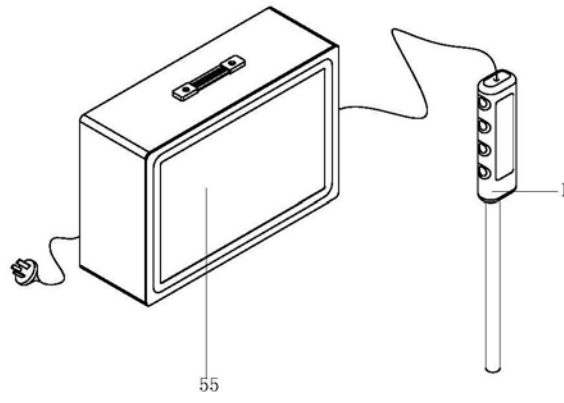


图8

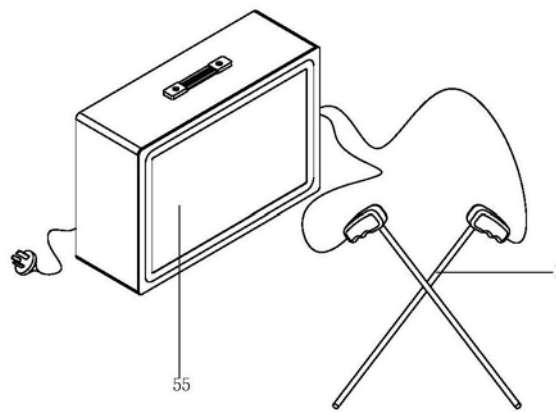


图9

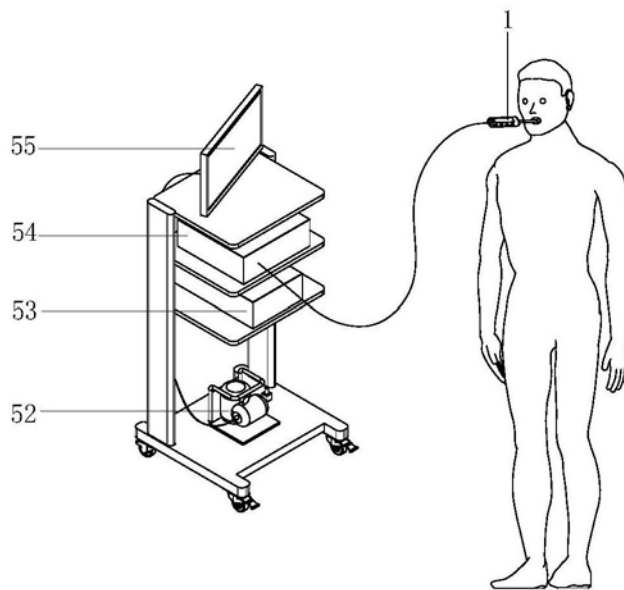


图10

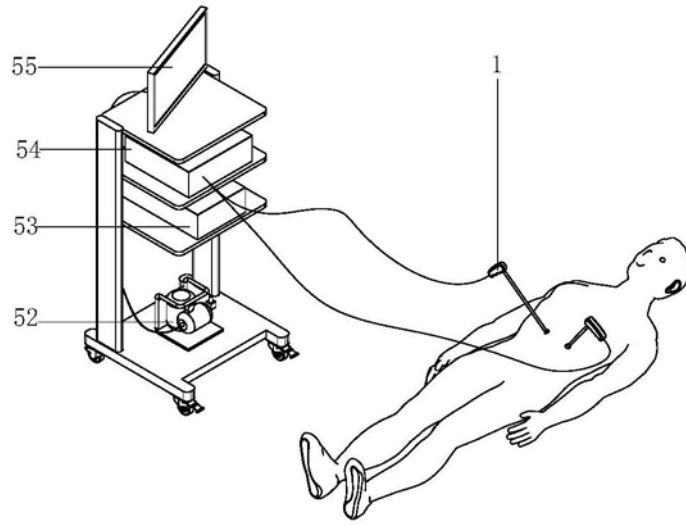


图11

| | | | |
|---------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜 | | |
| 公开(公告)号 | CN109656014A | 公开(公告)日 | 2019-04-19 |
| 申请号 | CN201910099436.3 | 申请日 | 2019-01-31 |
| [标]发明人 | 吴润龙 王爱民 江文茂 程和平 | | |
| 发明人 | 吴润龙 王爱民 江文茂 胡炎辉 程和平 | | |
| IPC分类号 | G02B23/24 A61B1/07 A61B1/05 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | G02B23/2469 A61B1/05 A61B1/07 A61B5/0071 G02B23/2484 | | |
| 代理人(译) | 王莹 李相雨 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明实施例提供一种多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜。其中，上述多路荧光收集装置包括双通道荧光收集模块、照明复用模块和成像复用模块，其中双通道荧光收集模块同步汇聚照明复用模块和成像复用模块收集到的双光子荧光信号和二次谐波信号后，转换为相应的电信号。本发明实施例提供的多路荧光收集装置及三维非线性激光扫描腔体内窥镜采用模块化组合，通过照明复用模块和成像复用模块中的光纤复用功能，采集远端内窥镜探测装置前的双光子荧光信号和二次谐波信号，并同步汇聚到双通道荧光收集模块，使得双通道荧光收集模块收集大部分双光子荧光信号和二次谐波信号，以实现更加准确的细胞结构成像。

