



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109758098 A

(43)申请公布日 2019.05.17

(21)申请号 201910100811.1

(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 吴丹磊
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.

A61B 1/06(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

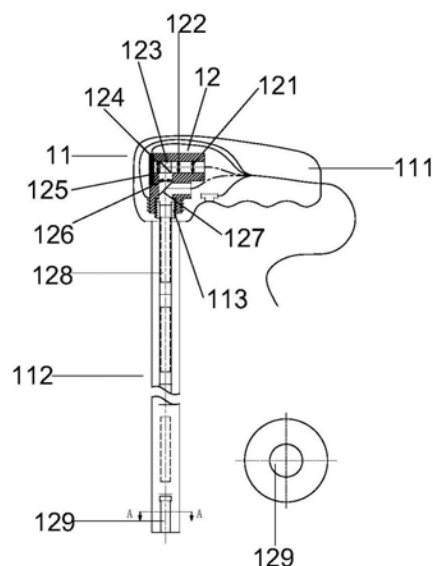
权利要求书2页 说明书13页 附图6页

(54)发明名称

可变焦式腔体内窥镜探测装置及激光扫描腔体内窥镜

(57)摘要

本发明实施例提供一种可变焦式腔体内窥镜探测装置及激光扫描腔体内窥镜。其中,上述可变焦式腔体内窥镜探测装置包括内设置变焦电机的外固定壳体和内夹持装置,变焦电机驱动内夹持装置相对外固定壳体上下移动,内夹持装置内置有接收并传导输出脉冲激光信号至待测生命体腔体细胞内自发荧光物质的第一光路和采集并传导自发荧光物质被激发产生的荧光信号和二次谐波信号的第二光路。本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置及激光扫描腔体内窥镜通过变焦电机实现内夹持装置和外固定壳体的相对移动,使可变焦式腔体内窥镜探测装置进行变焦操作,获取人体腹腔肠胃组织或口腔、宫腔组织等不同深度的细胞成像,操作简单、使用方便。



1. 一种可变焦式腔体内窥镜探测装置,其特征在于,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第一光路和第二光路,其中:

所述第一光路用于接收脉冲激光信号并传导输出所述脉冲激光信号至待测生命体腔体细胞内的自发荧光物质;

所述第二光路用于采集并传导所述自发荧光物质被激发产生的荧光信号和二次谐波信号。

2. 根据权利要求1所述可变焦式腔体内窥镜探测装置,其特征在于,所述第一光路包括依次相接的第一光线、第二光线以及第三光线,其中:

所述脉冲激光信号透射所述第一光路中的准直透镜、检偏器、偏振分光镜、第一四分之一波片至扫描振镜,形成所述第一光线;

形成所述第一光线后,所述脉冲激光信号经所述扫描振镜反射后,再次透射所述第一四分之一波片至所述偏振分光镜,形成所述第二光线;

形成所述第二光线后,所述脉冲激光信号经所述偏振分光镜反射后,经扫描镜、二向色镜、中继镜入射至物镜,形成所述第三光线;

所述第二光路依次包括采集并传导所述荧光信号和所述二次谐波信号的所述物镜、所述中继镜以及所述二向色镜。

3. 根据权利要求1所述可变焦式腔体内窥镜探测装置,其特征在于,所述第一光路包括依次相接第一光线、第二光线、第三光线、第四光线以及第五光线,其中:

所述脉冲激光信号经过所述第一光路中的准直透镜、检偏器入射到偏振分光镜,形成所述第一光线;

形成所述第一光线后,所述脉冲激光信号经所述偏振分光镜反射后,透射第二四分之一波片至平面反射镜,形成所述第二光线;

形成所述第二光线后,所述脉冲激光信号经所述平面反射镜反射后,再次透射所述第二四分之一波片、所述偏振分光镜、第三四分之一波片至扫描振镜,形成所述第三光线;

形成所述第三光线后,所述脉冲激光信号经所述扫描振镜反射后,再次透射所述第三四分之一波片至所述偏振分光镜,形成所述第四光线;

形成所述第四光线后,所述脉冲激光信号经所述偏振分光镜反射后,经扫描镜、二向色镜、中继镜入射至物镜,形成所述第五光线;

所述第二光路依次包括采集并传导所述荧光信号和所述二次谐波信号的所述物镜、所述中继镜以及所述二向色镜。

4. 根据权利要求2所述可变焦式腔体内窥镜探测装置,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:

所述第一光路中的所述准直透镜、所述检偏器、所述偏振分光镜、所述第一四分之一波片、所述扫描振镜、所述扫描镜和所述二向色镜均位于所述手柄壳体内,所述第一光路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。

5. 根据权利要求3所述可变焦式腔体内窥镜探测装置,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:

所述第一光路中的所述准直透镜、所述检偏器、所述偏振分光镜、所述第二四分之一波片、所述平面反射镜、所述第三四分之一波片、所述扫描振镜、所述扫描镜和所述二向色镜均位于所述手柄壳体内,所述第一光路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。

6. 根据权利要求2所述的可变焦式腔体内窥镜探测装置,其特征在于,还包括电可调曲率透镜,所述电可调曲率透镜位于所述准直透镜和所述检偏器之间,所述脉冲激光信号透射所述准直透镜、所述电可调曲率透镜、所述检偏器、所述偏振分光镜、所述第一四分之一波片至所述扫描振镜,形成新的第一光线。

7. 根据权利要求3所述的可变焦式腔体内窥镜探测装置,其特征在于,还包括电可调曲率透镜,所述电可调曲率透镜位于所述准直透镜和所述检偏器之间,所述脉冲激光信号透射所述准直透镜、所述电可调曲率透镜、所述检偏器入射到所述偏振分光镜,形成新的第一光线。

8. 根据权利要求2所述可变焦式腔体内窥镜探测装置,其特征在于,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。

9. 根据权利要求8所述的可变焦式腔体内窥镜探测装置,其特征在于,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,其中:

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。

10. 一种三维非线性激光扫描腔体内窥镜,其特征在于,包括:

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、以及权利要求1-9任一项所述的可变焦式腔体内窥镜探测装置,所述荧光收集装置和所述光纤耦合模块均与所述可变焦式腔体内窥镜探测装置光纤通信连接,所述荧光收集装置和所述可变焦式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可变焦式腔体内窥镜探测装置;

所述荧光收集装置,用于接收所述可变焦式腔体内窥镜探测装置传输的所述荧光信号和所述二次谐波信号后,分别转换所述荧光信号和所述二次谐波信号为相应的电信号;

所述扫描采集控制器,用于控制所述可变焦式腔体内窥镜探测装置中的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。

可变焦式腔体内窥镜探测装置及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,尤其涉及一种可变焦式腔体内窥镜探测装置及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] 而目前胃肠镜下活检通常以胃肠镜为基础,以CT、MRI等为辅进行影像学成像,或以传统的白光腹腔镜或内窥镜对许多胃肠疾病进行评估存。

[0004] 但以胃肠镜为基础,以CT、MRI等为辅进行影像学成像存在一些不可避免的缺点,比如在操作中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操作非常不便。因此,就目前的胃肠道辅助探测技术来看,急需一种新的胃肠道肿瘤探测装置,以原位实时、方便的探测不同深度的胃肠道组织信息。

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可变焦式腔体内窥镜探测装置及激光扫描腔体内窥镜。

[0006] 第一方面,本发明实施例提供一种可变焦式腔体内窥镜探测装置,包括:

[0007] 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第一光路和第二光路,其中:

[0008] 所述第一光路用于接收脉冲激光信号并传导输出所述脉冲激光信号至待测生命体腔体细胞内的自发荧光物质;

[0009] 所述第二光路用于采集并传导所述自发荧光物质被激发产生的荧光信号和二次谐波信号。

[0010] 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:

[0011] 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、以及本发明实施例第一方面提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置,所述荧光收集装置和所述光纤耦合模块均与所述可变焦式腔体内窥镜探测装置光纤通信连接,所述荧光收集装置和所述可变焦式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:

[0012] 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;

[0013] 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可变焦式腔体内窥镜探测装置;

[0014] 所述荧光收集装置,用于接收所述可变焦式腔体内窥镜探测装置传输的所述荧光信号和所述二次谐波信号后,分别转换所述荧光信号和所述二次谐波信号为相应的电信号;

[0015] 所述扫描采集控制器,用于控制所述可变焦式腔体内窥镜探测装置中的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。

[0016] 本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置及激光扫描腔体内窥镜通过变焦电机实现一体化的内夹持装置和外固定壳体彼此之间的相对上下移动,从而使得内夹持装置中整个光路结构可根据需要进行变焦操作,来实现在对人体肠胃组织或口腔组织进行探测时,可进行不同深度的组织细胞成像,以获取组织细胞不同深度的结构信息,从而更加准确地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情况,操作简单、使用方便。

附图说明

[0017] 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。

[0018] 图1为本发明一实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置结构示意图;

[0019] 图2为本发明另一实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置结构示意图;

[0020] 图3为本发明再一实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置结构示意图;

[0021] 图4为本发明又一实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置结构示意图;

[0022] 图5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;

[0023] 图6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;

[0024] 图7为本发明实施例提供的荧光收集装置结构示意图;

[0025] 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;

[0026] 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;

[0027] 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;

[0028] 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

[0029] 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。

[0030] 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良恶性、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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 为了原位实时探测不同深度的胃肠道组织信息,本发明实施例提供了一种可变焦式腔体内窥镜探测装置,图1为本发明一实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置结构示意图,如图1所示,该可变焦式腔体内窥镜探测装置包括:

[0035] 外固定壳体11和内夹持装置12,内夹持装置12设置于外固定壳体11内,外固定壳体11内侧设置有变焦电机113,用以驱动内夹持装置12相对外固定壳体11上下移动,内夹持装置12内设置有第一光路和第二光路,其中:

[0036] 第一光路用于接收脉冲激光信号并传导输出脉冲激光信号至待测生命体腔体细胞内的自发荧光物质；

[0037] 第二光路用于采集并传导自发荧光物质被激发产生的荧光信号和二次谐波信号。

[0038] 具体地，本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置包括外固定壳体11和内夹持装置12两个主要结构，其中内夹持装置12为一个整体，内置有传输脉冲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，第一光路接收脉冲激光信号并传导输出脉冲激光信号至待测生命体腔体细胞内的自发荧光物质，第二光路采集并传导自发荧光物质被激发产生的荧光信号和二次谐波信号至三维非线性激光扫描腔体内窥镜中的荧光收集装置，其中第一光路和第二光路均设置于内夹持装置12内，形成一个整体，在变焦电机113的驱动下相对于外固定壳体11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。

[0039] 本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置通过变焦电机实现一体化的内夹持装置和外固定壳体彼此之间的相对上下移动，从而使得内夹持装置中整个光路结构可根据需要进行变焦操作，来实现在对人体肠胃组织或口腔组织进行探测时，可进行不同深度的组织细胞成像，以获取组织细胞不同深度的结构信息，从而更加准确地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情况，操作简单、使用方便。

[0040] 在上述各实施例的基础上，本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的第一光路包括依次相接的第一光线、第二光线以及第三光线，其中：

[0041] 脉冲激光信号透射第一光路中的准直透镜、检偏器、偏振分光镜、第一四分之一波片至扫描振镜，形成第一光线；

[0042] 形成第一光线后，脉冲激光信号经扫描振镜反射后，再次透射第一四分之一波片至偏振分光镜，形成第二光线；

[0043] 形成第二光线后，脉冲激光信号经偏振分光镜反射后，经扫描镜、二向色镜、中继镜入射至物镜，形成第三光线；

[0044] 第二光路依次包括采集并传导荧光信号和二次谐波信号的物镜、中继镜以及二向色镜。即如图1所示，本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的第一光路在处理脉冲激光信号时，脉冲激光信号在经过第一光路的光学器件时，由于光路折返，会形成三个光线，分别为第一光线、第二光线以及第三光线，形成第一光线的光路中有准直透镜121、检偏器122、偏振分光镜123、第一四分之一波片124至扫描振镜125，形成第二光线的光路中有扫描振镜125、第一四分之一波片124以及偏振分光镜123，形成第三光线的光路中有偏振分光镜123、透射扫描镜126、二向色镜127、中继镜128以及物镜129；

[0045] 其中，脉冲激光信号从光纤出射后，经过准直透镜121准直后进入检偏器122，使准直光变为线偏振光，线偏振光的偏振方向与偏振分光镜123的透射偏振方向一致，因此线偏振光进入偏振分光镜123后直接透射穿过偏振分光镜123，进入位于偏振分光镜123左侧的第一四分之一波片124，其中第一四分之一波片的快轴方向与线偏光的偏振方向成 $\pm 45^\circ$ 角，经过该第一四分之一波片124后，该线偏振光变为圆偏振光入射到扫描振镜125上，形成上述第一光线；形成第一光线后，经过扫描振镜125反射的圆偏振光再次进入第一四分之一波片124变为线偏振光，其中该线偏振光的偏振方向与偏振分光镜123的透射偏振方向垂直，因此该线偏振光在偏振分光镜123的分光面上发生反射从偏振分光镜123的下方出射，

形成第二光线;形成第二光线后,出射的准直光进入扫描镜汇聚,经过中继镜128,进入物镜129,其焦点位于中继像面处,形成第三光线;扫描振镜125在XY轴上扫描会使脉冲激光信号焦点在整个中继像面上扫描。脉冲激光信号透射穿过作为二向色镜127的平行平板,二向色镜127根据波长区分脉冲激光信号和自发荧光物质被激发产生的荧光信号和二次谐波信号,使脉冲激光信号透射穿过并使荧光信号和二次谐波信号反射。脉冲激光信号经过扫描镜126汇聚产生的中继像面,经中继镜128传输后,与物镜129的后像面重合。因此脉冲激光信号扫描产生的中继像会根据物镜129的放大倍数缩放到样本上。脉冲激光信号在样本上的焦点会产生荧光信号和二次谐波信号,产生的荧光信号和二次谐波信号经过物镜129收集和二向色镜127的反射进入收集光纤束中进行收集,其中物镜129为有限远微物镜129,第二光路依次包括采集并传导荧光信号和二次谐波信号的物镜129、中继镜128以及二向色镜127;其中扫描振镜可以是基于机械、电机或微机电原理的扫描振镜,以下各个实施例均是如此。

[0046] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的第一光路包括依次相接第一光线、第二光线、第三光线、第四光线以及第五光线,其中:

[0047] 脉冲激光信号经过第一光路中的准直透镜、检偏器入射到偏振分光镜,形成第一光线;

[0048] 形成第一光线后,脉冲激光信号经偏振分光镜反射后,透射第二四分之一波片至平面反射镜,形成第二光线;

[0049] 形成第二光线后,脉冲激光信号经平面反射镜反射后,再次透射第二四分之一波片、偏振分光镜、第三四分之一波片至扫描振镜,形成第三光线;

[0050] 形成第三光线后,脉冲激光信号经扫描振镜反射后,再次透射第三四分之一波片至偏振分光镜,形成第四光线;

[0051] 形成第四光线后,脉冲激光信号经偏振分光镜反射后,经扫描镜、二向色镜、中继镜入射至物镜,形成第五光线;

[0052] 第二光路依次包括采集并传导荧光信号和二次谐波信号的物镜、中继镜以及二向色镜。即图2为本发明另一实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置结构示意图,如图2所示,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的第一光路在处理脉冲激光信号时,脉冲激光信号在经过第一光路的光学器件时,由于光路折返,会形成五个光线,分别为包括依次相接第一光线、第二光线、第三光线、第四光线以及第五光线,形成第一光线的光路中有准直透镜121、检偏器122以及偏振分光镜123,形成第二光线的光路中有偏振分光镜123、第二四分之一波片124以及平面反射镜125,形成第三光线的光路中有平面反射镜125、第二四分之一波片124、偏振分光镜123、第三四分之一波片126以及扫描振镜127,形成第四光线的光路中有扫描振镜127、第三四分之一波片126以及偏振分光镜123,形成第五光线的光路中有偏振分光镜123、扫描镜128、二向色镜129、中继镜130以及物镜131;

[0053] 其中脉冲激光信号从光纤出射后,经过准直透镜121准直后进入检偏器122,使准直光变为线偏振光,该线偏振光的偏振方向与偏振分光镜123的透射偏振方向垂直,因此线偏振光进入偏振分光镜123后发生反射并从偏振分光镜123的右侧出射,形成第一光线;形成第一光线后,出射后的线偏振光进入第二四分之一波片124,其中第二四分之一波片的快轴方向与线偏光偏振方向成 $\pm 45^\circ$ 角,因此线偏振光经过第二四分之一波片后变为圆偏振

光,并入射到平面反射镜125,形成第二光线;形成第二光线后,圆偏振光经平面反射镜125后反射,沿原光路返回再次经过第二四分之一波片124变为线偏振光,该线偏振光的偏振方向与偏振分光镜123的透射偏振方向一致,因此线偏振光第二次进入偏振分光镜123后直接透射穿过偏振分光镜123,进入位于偏振分光镜123左侧的第三四分之一波片126,其中第三四分之一波片的快轴方向与线偏光的偏振方向成 $\pm 45^\circ$ 角,因此线偏光经过第三四分之一波片后变为圆偏振光入射到扫描振镜127上,形成第三光线;形成第五光线后,经过扫描振镜127反射的圆偏振光再次进入第三四分之一波片126变为线偏振光,其中该线偏振光的偏振方向与偏振分光镜123的透射偏振方向垂直,因此该偏振光在偏振分光镜123的分光面上发生反射,并从偏振分光镜123的下方出射,形成第四光线;形成第四光线后,出射的准直光进入扫描镜汇聚,经过中继镜130,进入物镜131,其焦点位于中继像面处,形成第三光线;扫描振镜127在XY轴上扫描会使脉冲激光信号焦点在整个中继像面上扫描。脉冲激光信号透射穿过作为二向色镜129的平行平板,二向色镜129根据波长区分脉冲激光信号和自发荧光物质被激发产生的荧光信号和二次谐波信号,使脉冲激光信号透射穿过并使荧光信号和二次谐波信号反射。脉冲激光信号经过扫描镜128汇聚产生的中继像面,经中继镜130传输后,与物镜131的后像面重合。因此脉冲激光信号扫描产生的中继像会根据物镜131的放大倍数缩放到样本上。脉冲激光信号在样本上的焦点会产生荧光信号和二次谐波信号,产生的荧光信号和二次谐波信号经过物镜131收集和二向色镜129的反射进入收集光纤束中进行收集,其中物镜131为有限远微物镜131,第二光路依次包括采集并传导荧光信号和二次谐波信号的物镜131、中继镜130以及二向色镜129。

[0054] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的外固定壳体包括手柄壳体以及探测管,如图1所示,手柄壳体111与探测管112固定连接,变焦电机113设置于手柄壳体111内侧,探测管112内设置有探测通道,其中:

[0055] 第一光路中的准直透镜121、检偏器122、偏振分光镜123、第一四分之一波片124、扫描振镜125、扫描镜126和二向色镜127均位于手柄壳体111内,第一光路中的中继镜和物镜均位于探测通道内,物镜位于探测通道的通道口处。即本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的外固定壳体包括手柄壳体111和探测管112两部分,手柄壳体111与探测管112固定连接,且手柄壳体111与探测管112均有内置空间且两个内置空间彼此连通,内夹持装置位于手柄壳体111与探测管112连通的内置空间内,其中,第一光路中的准直透镜121、检偏器122、偏振分光镜、第一四分之一波片、扫描振镜、扫描镜和二向色镜均位于手柄壳体111内,第一光路中的中继镜128和物镜127均位于探测通道内,物镜位于探测通道的通道口处,以通过物镜对外输出激光信号以及采集双光子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可变焦式腔体内窥镜探测装置中的外固定壳体包括手柄壳体以及探测管,如图2所示,手柄壳体与探测管固定连接,变焦电机设置于手柄壳体内侧,探测管内设置有探测通道,其中:

[0057] 第一光路中的准直透镜121、检偏器122、偏振分光镜123、第二四分之一波片124、平面反射镜125、第三四分之一波片126、扫描振镜127、扫描镜128和二向色镜129均位于手柄壳体内,第一光路中的中继镜和物镜均位于探测通道内,物镜位于探测通道的通道口处。即本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的外固定壳体包括手柄壳体和探测管两部分,手柄壳体与探测管固定连接,且手柄壳体与探测管均有内置空间且两个内置

空间彼此连通,内夹持装置位于手柄壳体与探测管连通的内置空间内,其中,第一光路中的准直透镜、检偏器、偏振分光镜、第二四分之一波片、平面反射镜、第三四分之一波片、扫描振镜、扫描镜和二向色镜均位于手柄壳体内,第一光路中的中继镜130和物镜131均位于探测通道内,物镜位于探测通道的通道口处,以通过物镜对外输出激光信号以及采集双光子信号和二次谐波信号。

[0058] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置,还包括电可调曲率透镜,图3为本发明再一实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置结构示意图,如图3所示,电可调曲率透镜120位于准直透镜121和检偏器122之间,脉冲激光信号透射准直透镜121、电可调曲率透镜120、检偏器122、偏振分光镜123、第一四分之一波片124至扫描振镜125,形成新的第一光线。即新的第一光线中的光学元件依次包括准直透镜121、电可调曲率透镜120、检偏器122、偏振分光镜123、第一四分之一波片124以及扫描振镜125。其中电可调曲率透镜120的设置使得,可通过对电可调曲率透镜120施加电压或者电流使电可调曲率透镜120表面产生相应到的弯曲,进而对准直透镜121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121后平行入射到电可调曲率透镜120,从电可调曲率透镜120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第一光路中的光学元件,形成的新的第一光线、第二光线以及第三光线,传递到物镜129后汇聚到样本上。其中,电可调曲率透镜120引入的光焦度变化会使物镜129口出射的激光信号的焦点在纵深方向上上下下移动,且电可调曲率透镜120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,电可调曲率透镜120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129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,该电可调曲率透镜120与变焦电机互补,通过变焦电机调整物镜129位置,在粗调到相应纵深位置后,系统切换为电可调曲率透镜120变焦扫描模式,对样本进行快速的三维成像,其中当可变焦式腔体内窥镜探测装置在不安装变焦电机的时候,仅仅通过电可调曲率透镜120也可以进行变焦调整。

[0059] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置,还包括电可调曲率透镜,如图2所示,电可调曲率透镜120位于准直透镜121和检偏器122之间,脉冲激光信号透射准直透镜121、电可调曲率透镜120、检偏器122入射到偏振分光镜123,形成新的第一光线。即新的第一光线中的光学元件依次包括准直透镜121、电可调曲率透镜120、检偏器122以及偏振分光镜123。其中电可调曲率透镜120的设置使得,可通过对电可调曲率透镜120施加电压或者电流使电可调曲率透镜120表面产生相应到的弯曲,进而对准直透镜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,经过准直透镜后平行入射到电可调曲率透镜120,从电可调曲率透镜120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第一光路中的光学元件,形成的新的第一光线、第二光线、第三光线、第四光线以及第五光线后,传递到物镜131后汇聚到样本上。其中,电可调曲率透镜120引入的光焦度变化会使物镜131口出射的激光信号的焦点在纵深方向上上下下移动,且电可调曲率透镜120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,电可调曲率透镜120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131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,该电可调曲率透镜120与变焦电机互补,通过变焦电机调整物镜131位置,在粗调到相应纵深位置后,系统切换为电可调曲率透镜120变焦扫描模式,对样本进行快速的三维成像,其中当可变焦式腔体内窥镜探测装置在不安装变焦电机的时候,仅仅通过电可调曲率透镜120也可以进行变焦调整。

[0060] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的探测管内还设置有若干照明通道,照明通道内设置有用于传输照明光信号的照明光纤束,其中照明通道以探测通道的轴心为中心均匀分布。即图4为本发明又一实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置结构示意图,如图4所示,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的探测管内还设置有若干照明通道1122,该照明通道不止一个,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,且照明通道以探测通道的轴心为中心均匀分布,为可变焦式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。

[0061] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的探测管内还设置有观测通道,如图4所示,观测通道位于探测通道与照明通道之间,其中:

[0062] 观测通道的通道口处设置有观测镜头,观测镜头与观测通道内的明场光纤束相连接,用以获取物镜前的待测组织区域图像信息。即本发明实施例提供的可变焦式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1121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1121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。

[0063] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的探测管内还设置有吸附通道,如图4所示,吸附通道1123位于照明通道与探测管边缘之间。即本发明实施例提供的可变焦式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式腔体内窥镜探测装置吸附在待测组织上的吸附通道,通过抽取吸附通道内的空气,在吸附通道1123内形成负压,使得可变焦式腔体内窥镜探测装置吸附在待测组织上,其中,吸附通道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。

[0064] 在上述各实施例的基础上,本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的手柄壳体上开设有按钮孔,按钮孔内设置有切换按钮和成像按钮,切换按钮用于切换不同的滤光片,以获取不同波长的照明光信号;

[0065] 成像按钮用于控制与明场光纤束相连接的成像模块对物镜前的待测组织区域进行成像。即本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置中的手柄壳体的按钮孔内设置有切换按钮,通过该切换按钮可以切换过滤不同波长照明光信号的滤光片,使得工作人员可以选择透射过来的不同波长的照明光信号;可变焦式腔体内窥镜探测装置中的手柄壳体的按钮孔内设置有成像按钮,通过该成像按钮可以控制与明场光纤束相连接的成像模块对物镜前的待测组织区域进行拍照成像。

[0066] 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5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5所示,该三维非线性激光扫描腔体内窥镜包括:

[0067] 荧光收集装置56、扫描采集控制器531、飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块、以及上述各实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置1,荧光收集装置56和光纤耦合模块均与可变焦式腔体内窥镜探测装置1光纤通信连接,荧光收集装置和可变焦式腔体内窥镜探测装置均与扫描采集控制器531电连接,其中:

[0068] 飞秒脉冲激光器,用于输出脉冲激光信号至光纤耦合模块;

[0069] 光纤耦合模块,用于耦合飞秒脉冲激光器输出的脉冲激光信号,并传输脉冲激光信号至可变焦式腔体内窥镜探测装置1;

[0070] 荧光收集装置56,用于接收可变焦式腔体内窥镜探测装置传输的荧光信号和二次谐波信号后,分别转换荧光信号和二次谐波信号为相应的电信号;

[0071] 扫描采集控制器531,用于控制可变焦式腔体内窥镜探测装置1中的扫描振镜对脉冲激光信号进行扫描,以及同步采集电信号。

[0072] 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荧光收集装置56、扫描采集控制器531、飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块以及可变焦式腔体内窥镜探测装置1,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540;

[0073] 其中,荧光收集装置56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531控制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可变焦式腔体内窥镜探测装置1结构的不同,可分为腹腔镜和口腔镜。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)。

[0074] 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、光纤耦合模块以及可变焦式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,通过液体透镜和变焦电机调整物镜焦距,实现激光扫描显微镜对不同深度的细胞结构进行三维扫描,通过飞秒脉冲激光器激发细胞内自发荧光物质获得多光子荧光信号和二次谐波信号,实现激光扫描显微镜非线性,通过荧光收集装置收集荧光信号和二次谐波信号,并转换为相对应的电信号,进而通过该电信号获得相应的反映细胞组织结构的荧光图像等,其中,可变焦式腔体内窥镜探测装置的采用使得工作人员可以灵活的对人体腹腔内胃肠组织、口腔组织以及宫腔内组织进行探测,在对人体肠胃组织进行探测时,只需对人体腹部,开设一个小口即可,如此减少手术成本和病人的痛苦,在对宫腔内组织成像时,可通过自然通道(阴道)进行无创检测,设备操作简单、使用方便。

[0075] 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,还包括照明模块以及成像模块,如图5所示,照明模块534与成像模块533均与可变焦式腔体内窥镜探测装置光纤通信连接,其中:

[0076] 照明模块534依次包括照明透镜5342、可变滤光片5341和照明光源5343,照明透镜5342与照明光纤束相连接,照明光源用于提供照明光信号;

[0077] 成像模块533依次包括成像透镜5331和相机5332,成像透镜5331与明场光纤束相连接,相机5332用于获取待测组织区域图像信息。即本发明实施例提供的三维非线性激光扫描腔体内窥镜还设置有照明模块534以及成像模块533,其中,照明模块534依次包括照明透镜5342、可变滤光片5341和照明光源5343,其中,照明光源经过电动可变滤光片转轮,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;

[0078] 成像模块533依次包括成像透镜和相机,透镜聚焦在相机上成像,用于直接观察明场。其中相机为两个与双目明场光纤束对应,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。

[0079] 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5所示,抽气装置52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52电连接,抽气装置52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,使得可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。

[0080] 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,还包括工控机,如图5所示,工控机532与扫描采集控制器531电连接,其中:

[0081] 工控机532用于获取扫描采集控制器531采集到的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三维非线性激光扫描腔体内窥镜还包括与扫描采集控制器531电连接的工控机532,该工控机532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。

[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,还包括显示器,如图5所示,显示器55与工控机532电连接,用于显示第一荧光图像和第二荧光图像。即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用于显示第一荧光图像和第二荧光图像的显示器55,通过显示器55,工作人员可以直接获取第一荧光图像和第二荧光图像的相关信息。

[0083] 其中,图6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6所示,该三维非线性激光扫描腔体内窥镜也包括:

[0084] 荧光收集装置56、扫描采集控制器531、飞秒脉冲激光器、光纤耦合模块、以及上述

各实施例提供的可变焦腔体内窥镜探测装置1、抽气装置52、工控机532、照明模块534、成像模块533,荧光收集装置56和光纤耦合模块均与可变焦腔体内窥镜探测装置1光纤通信连接,荧光收集装置56和可变焦腔体内窥镜探测装置1均与扫描采集控制器531电连接,其中上述各部分模块或装置的功能与上述各实施例中的装置功能作用相同,包括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540,照明模块534依次包括照明透镜5342、可变滤光片5341和照明光源5343,成像模块533依次包括成像透镜和相机,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,该可变焦腔体内窥镜探测装置的光路结构中包含了液体透镜,其作用与上述各实施例中包含有的液体透镜相同。

[0085] 在上述各实施例的基础上,图7为本发明实施例提供的荧光收集装置结构示意图,如图7所示,本发明实施例提供的荧光收集装置包括收集光纤通用接口881、第一光电倍增管882、第二光电倍增管883以及位于收集光纤通用接口881和第一光电倍增管882之间的第一收集光路、位于收集光纤通用接口881和第二光电倍增管883之间的第二收集光路,其中:

[0086] 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;

[0087] 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荧光收集装置具有双路信号收集功能,集成了两路光路,其中,第一收集光路中的第一二向色镜83为透射荧光信号,反射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 $390 \pm 20\text{nm}$ 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。

[0088] 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式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。

[0089] 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式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。

[0090] 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式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式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。

[0091] 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式腔体内窥镜探测装置之间的光纤传输连接,其中:

[0092] 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式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。

[0093] 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以及可变焦式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,可变焦式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。

[0094] 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以及可变焦式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,可变焦式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。

[0095] 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。

[0096] 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。

[0097] 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。

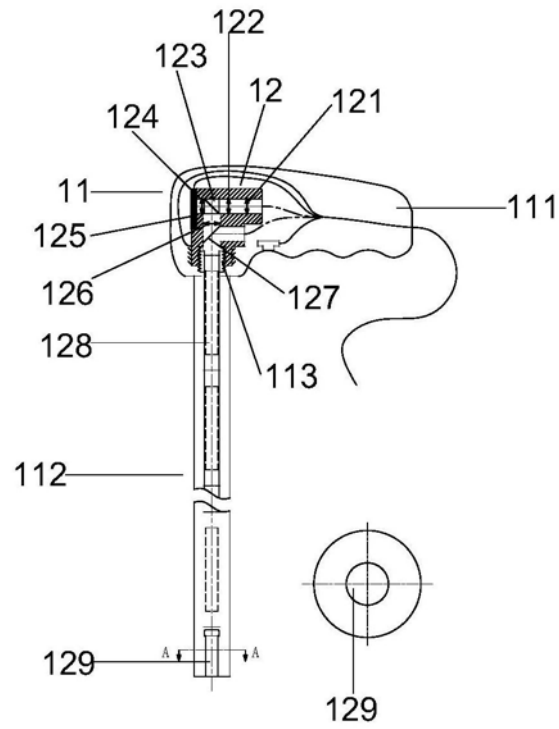


图1

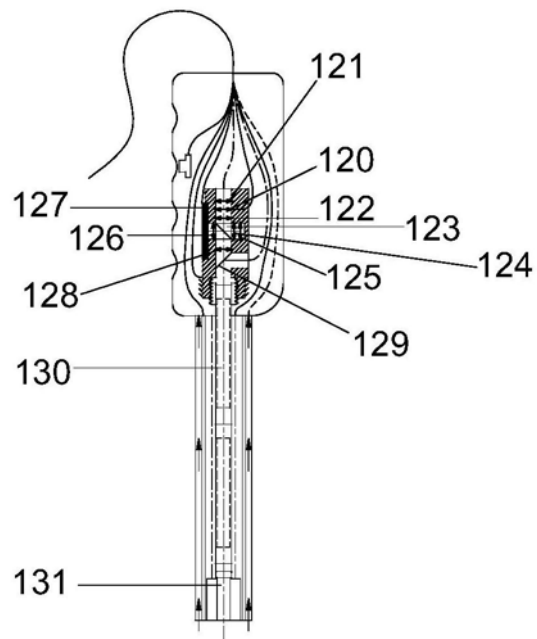


图2

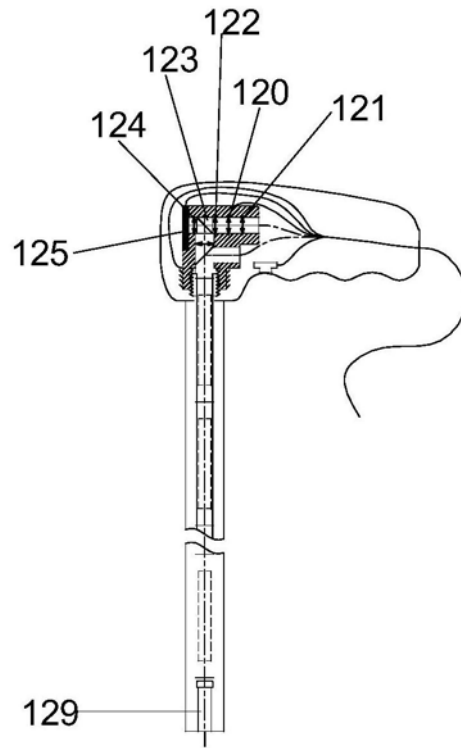


图3

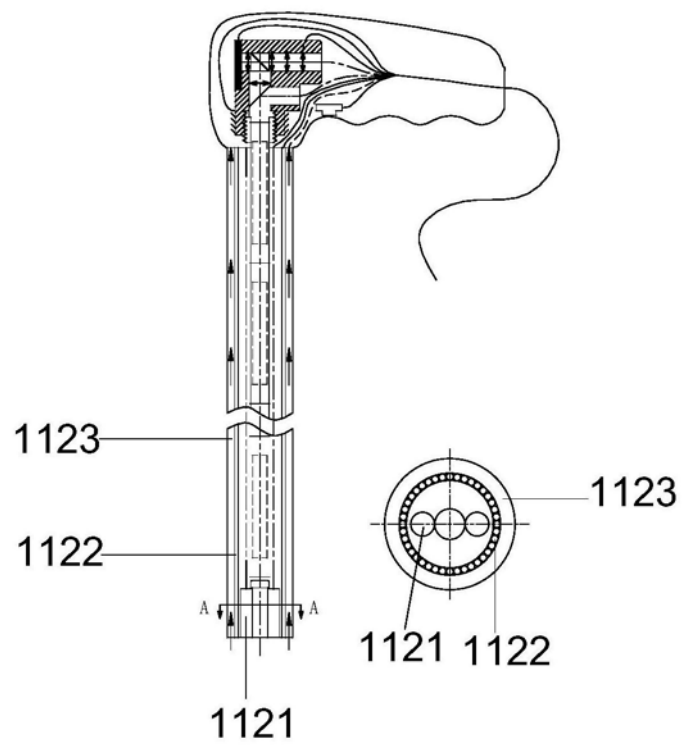


图4

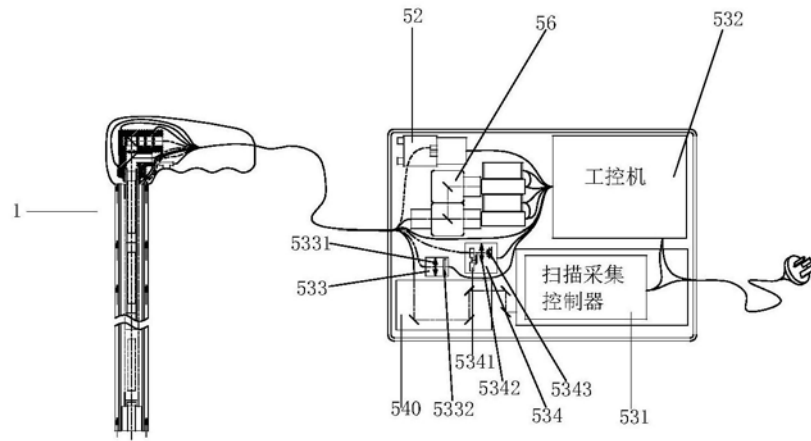


图5

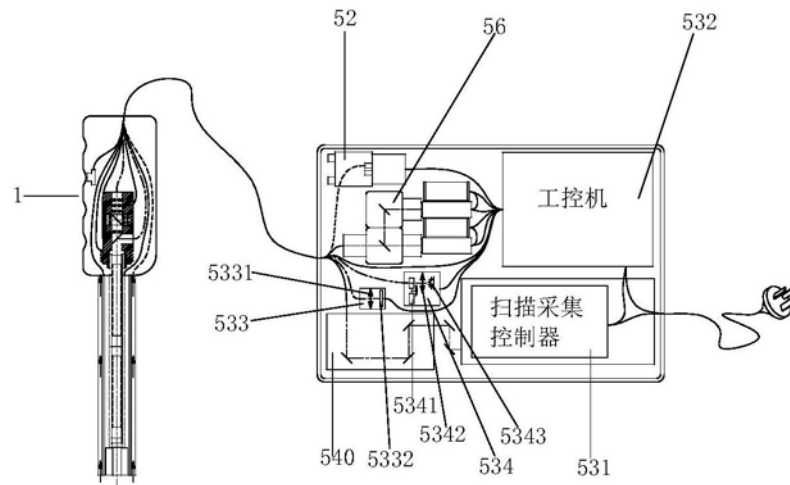


图6

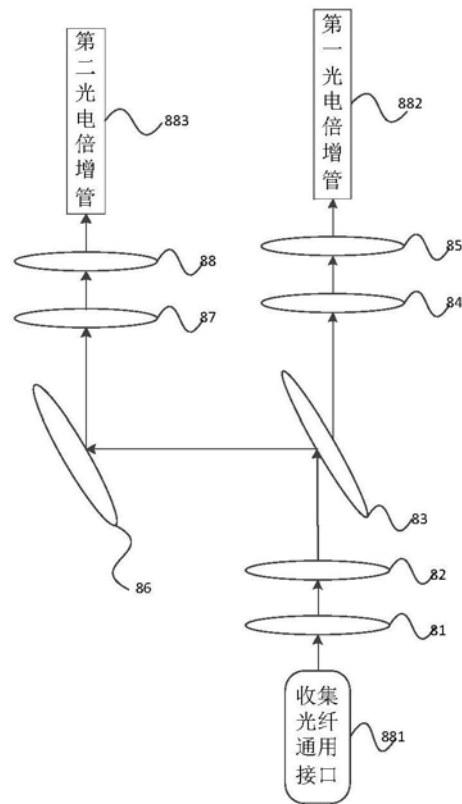


图7

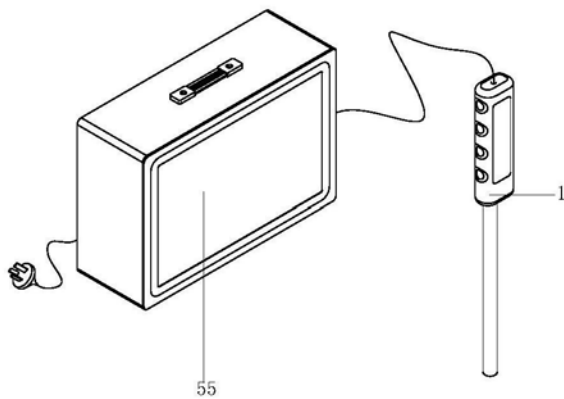


图8

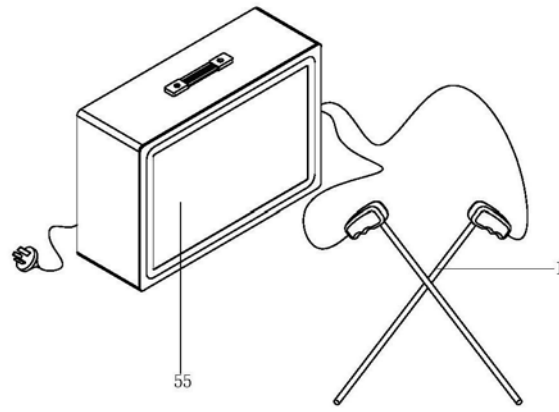


图9

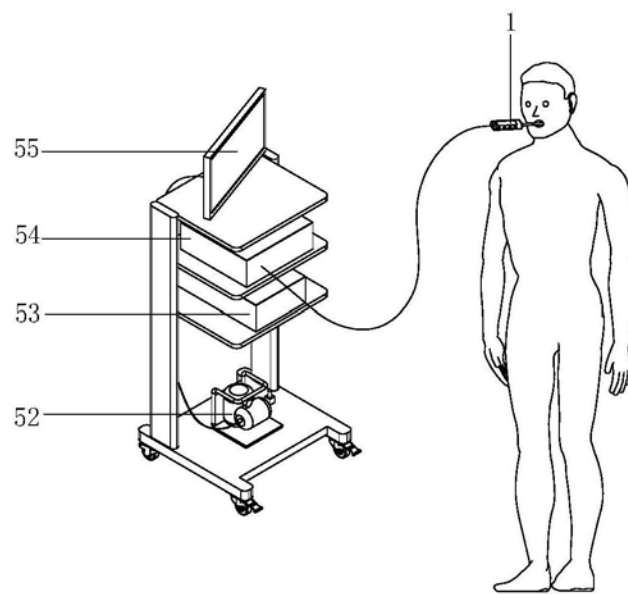


图10

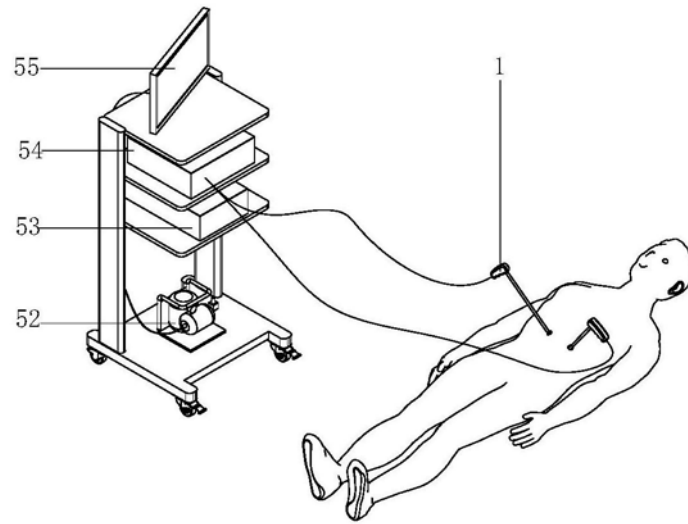


图11

专利名称(译)	可变焦式腔体内窥镜探测装置及激光扫描腔体内窥镜		
公开(公告)号	CN109758098A	公开(公告)日	2019-05-17
申请号	CN201910100811.1	申请日	2019-01-31
[标]发明人	吴润龙 王爱民 江文茂 吴丹磊 程和平		
发明人	吴润龙 王爱民 江文茂 吴丹磊 胡炎辉 程和平		
IPC分类号	A61B1/06 A61B5/00 G02B23/24		
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可变焦式腔体内窥镜探测装置及激光扫描腔体内窥镜。其中，上述可变焦式腔体内窥镜探测装置包括内设置变焦电机的外固定壳体和内夹持装置，变焦电机驱动内夹持装置相对外固定壳体上下移动，内夹持装置内置有接收并传输出脉冲激光信号至待测生命体腔体细胞内自发荧光物质的第一光路和采集并传导自发荧光物质被激发产生的荧光信号和二次谐波信号的第二光路。本发明实施例提供的可变焦式腔体内窥镜探测装置及激光扫描腔体内窥镜通过变焦电机实现内夹持装置和外固定壳体的相对移动，使可变焦式腔体内窥镜探测装置进行变焦操作，获取人体腹腔肠胃组织或口腔、宫腔组织等不同深度的细胞成像，操作简单、使用方便。

