



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209529081 U

(45)授权公告日 2019.10.25

(21)申请号 201822057791.8

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

(22)申请日 2018.12.07

(73)专利权人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽深圳大学城学苑大道1068号

(72)发明人 马腾 王丛知 胡德红 盛宗海
肖杨 郑海荣

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 孟金喆

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

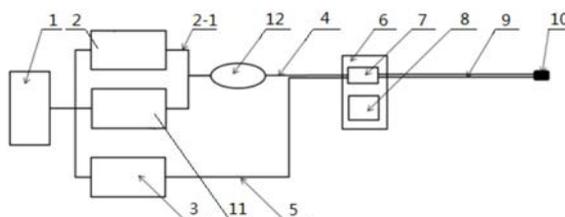
权利要求书2页 说明书9页 附图1页

(54)实用新型名称

多模态胰胆管成像系统

(57)摘要

本实用新型公开了一种多模态胰胆管成像系统,包括:图像处理系统,第一光学成像系统,超声成像系统;内窥探头,其具有光学探头部件及超声换能器;驱动内窥探头转动的光电滑环组件;光电滑环组件包括旋转式光电耦合单元及驱动旋转式光电耦合单元转动的旋转驱动装置,旋转式光电耦合单元内具有光电滑环;连接第一光学成像系统与光电滑环的一端的第一光纤;连接光电滑环的另一端与光学探头部件的第二光纤;连接超声成像系统与光电滑环的一端的第一电信号线;连接光电滑环的另一端与光学探头部件的第二电信号线。上述多模态胰胆管成像系统,通过多模态(光学及超声)的共同协作成像,提高了成像的分辨率及成像深度,适用于胰胆管成像。



1. 一种多模态胰胆管成像系统,其特征在于,包括:
图像处理系统(1);
与所述图像处理系统(1)连通的第一光学成像系统(2);
与所述图像处理系统(1)连通的超声成像系统(3);
内窥探头(10),所述内窥探头(10)具有能够进行光学成像探测的光学探头部件(10-3)及能够进行超声成像探测的超声换能器(10-5);
驱动所述内窥探头(10)转动的光电滑环组件(6);所述光电滑环组件(6)包括旋转式光电耦合单元(7)及驱动所述旋转式光电耦合单元(7)转动的旋转驱动装置(8),所述旋转式光电耦合单元(7)内具有光电滑环;
连接所述第一光学成像系统(2)与所述光电滑环的一端的第一光纤(4);
连接所述光电滑环的另一端与所述光学探头部件(10-3)的第二光纤(10-1);
连接所述超声成像系统(3)与所述光电滑环的一端的第一电信号线(5);
连接所述光电滑环的另一端与所述光学探头部件(10-3)的第二电信号线(10-2)。
2. 如权利要求1所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,所述光电滑环包括光滑环结构和电滑环结构;
所述光滑环结构包括两个相互独立的光准直器,两个所述光准直器能够在自由空间中相互传输,两个所述光准直器分别与所述第一光纤(4)及所述第二光纤(10-1)连接;
所述电滑环结构包括两个相互接触且能够相对转动的点滑环,两个所述点滑环分别与所述第一电信号线(5)及所述第二电信号线(10-2)连接。
3. 如权利要求1所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,还包括:
与所述图像处理系统(1)连通的第二光学成像系统(11),所述第二光学成像系统(11)为共聚焦内镜系统或荧光成像系统;所述第一光学成像系统(2)为光学相干层析成像系统或光声成像系统;
波分复用器(12),所述波分复用器(12)将所述第二光学成像系统(11)及所述第一光学成像系统(2)复用在一起并与所述第一光纤(4)连接。
4. 如权利要求3所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,所述第二光学成像系统(11)为荧光成像系统,所述第一光学成像系统(2)为光学相干层析成像系统;
所述波分复用器(12)将所述荧光成像系统及所述光学相干层析成像系统的OCT样品臂(2-1)复用在一起并与所述第一光纤(4)连接。
5. 如权利要求4所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,还包括同步所述超声成像系统(3)的超声及所述荧光成像系统的荧光成像的主触发器。
6. 如权利要求4所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,所述荧光成像系统还包括用于收集发射的荧光的双包层光纤耦合器。
7. 如权利要求4所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,
所述荧光成像系统的激发光源为半导体激光;
所述光学相干层析成像系统的光源为VCSEL光源。
8. 如权利要求1所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,还包括连接所述内窥探头(10)的内窥探头套管(9),所述第二光纤(10-1)及所述第二电信号线(10-2)位于所述内窥探头套管(9)内。

9. 如权利要求1所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,所述内窥探头(10)还包括:

容纳所述光学探头部件(10-3)及所述超声换能器(10-5)的抗扭转套管(10-7);
设置于所述抗扭转套管(10-7)中的标记环(10-6)。

10. 如权利要求1所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,所述光学探头部件(10-3)为球透镜。

11. 如权利要求1所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,所述超声换能器(10-5)的中心频率 $\geq 50\text{MHz}$;

所述超声换能器(10-5)的最大尺寸不大于0.6mm。

12. 如权利要求1-11任一项所述的多模态胰胆管成像系统,其特征在于,所述光学探头部件(10-3)发出光束(10-8)的方向与所述超声换能器(10-5)发出声束(10-9)的方向相反。

多模态胰胆管成像系统

技术领域

[0001] 本实用新型涉及内窥成像设备技术领域,特别涉及一种多模态胰胆管成像系统。

背景技术

[0002] 胰胆管恶性病变常起源于胰管或胆管的内皮细胞。其形成通常是一个动态过程:最初表现为胰胆管上皮细胞异型增生,进一步向胰胆管基底膜浸润生长,突破基底膜后发展为浸润性腺癌。在这一过程中,胰胆管上皮典型的组织形态学改变主要体现在结构和细胞学两方面的异常。结构上异常指正常胰胆管上皮由排列整齐的单层立方或低柱状上皮逐渐被富含黏液性胞质的高柱状细胞取代,出现上皮细胞排列紊乱和正常细胞极性丧失;细胞学异常指细胞核不规则,染色质深染,细胞核大小不一,核质比例增高和核分裂活性增加。当异型增生的细胞继续增长,突破基底膜,浸润到器官实质中便发展为具有深度浸润性的导管腺癌。对这一阶段的形态学异常进行准确判断是胰胆管恶性肿瘤临床诊疗的重大挑战。

[0003] 胰腺是人体内仅次于肝的大腺体,位置较深。胰胆一旦发生恶性病变,常具有发病隐匿、进展快、复发率高、转移早的特点。由于胰胆位置较深,目前对于此类病变的早诊早治极为困难。目前,对胰胆恶性肿瘤缺乏高效的早期诊断方法和有效的分子标记技术,胰胆病变机理尚不明确。临床上确诊的多数已是中晚期患者,预后极差,治疗后患者的5年生存率均低于5%。胰腺癌更是被称为“癌中之王”。因此,研发具有高灵敏度、高特异性和临床适用性的早期诊疗的仪器,是胰胆管癌诊疗的前瞻性需求。

[0004] 经腹B超(工作频率在5MHz)由于其简便、经济、无创伤、可重复检查和相对准确等优点,成为对胰胆癌高危人群和临床上怀疑胰胆癌病人进行筛查的首选影像学手段。但是由于超声回声衰减和肠道气体干扰造成图像分辨率较低,对 $<2\text{cm}$ 的胰腺肿瘤诊断率仅为21.0%~64.5%,也无法对于胰胆管进行有效成像。CT和MRI是目前临床最常使用的诊断胰胆恶性肿瘤的标准方法,可通过直接和间接征象显示胰胆肿块或局部增大,胰胆管连续性的中断,但对较小的肿瘤(直径 $\leq 2\text{cm}$)的诊断率也仅达到75%左右。由于绝大多数胰胆恶性肿瘤起源于相应的导管内膜,因此胰管和胆管的解剖学通道为内窥介入成像技术的开展提供了可能。内窥介入成像技术可以在宏观和微观层面上对胰胆的形态和结构进行更为细致的观察和准确分析。其中,EUS在超声基础上结合了内窥镜及腹腔镜技术,实现引导细针穿刺活检胰胆占位性病变,提高了诊断原发性与继发性胰胆肿瘤的敏感性、特异性和准确性,成为外科手术的金标准。但是,由于EUS的工作频率同经腹超声一样偏低,这同样限制了其对于胰胆管结构以及微小病灶的成像能力。胰胆管内超声(Intraductal Ultrasonography, IDUS)经内镜钳通道可将中高频微超声探头直接置入胰胆管内进行实时成像,对直径小于2cm的实质肿瘤有较高的敏感性,但其置入深度有限,难以通过胰胆管的远端。此外,由于其工作频率较低,分辨率不足以对胰胆管内膜结构进行清晰的成像。直径小于1mm的胰管镜能直接插入胰胆管直接成像,对诊断早期胰胆癌有重要作用,但只能提供胰胆管内壁的表面信息。

[0005] 在近些年来,很多新的成像技术不断发展,给胰胆管肿瘤成像带来了新的手段。包括内窥超声成像、光学相干层析成像、荧光成像、光声成像及共聚焦成像。

[0006] 内窥超声成像,可以实现对胰管内膜进行层析成像。利用超声探测深度较深的优势,对超过OCT检测范围的病灶全方位评估,尤其对肿瘤的浸润深度进行更深层次的鉴定和识别,两者的有效结合全面反映了胰胆肿瘤的生物学特征,也对疾病进展情况进行了更详尽的。

[0007] 光学相干层析成像(Optical Coherence tomography,OCT)具有在体、断层成像,高分辨和成像深度深几个方面的特点。内窥OCT(Endoscopic OCT,E-OCT)作为OCT技术的重要分支,通过探头将光引导到待测器官组织处,可以克服光穿透深度有限的弱点,获得人体内器官深度高分辨的层析图像,从而对临床诊断感兴趣部位进行高分辨成像,通过组织形态学研究,实现疾病的早期诊断。

[0008] 在荧光成像的基础上,通过激光束逐点照明和空间针孔调制来去除样品非焦点平面的散射光,可以形成一种新的成像技术,共聚焦显微成像(Confocal microscopy,CM)。共聚焦显微内镜使用激光作扫描光源,经过高倍物镜聚焦后,逐点、逐行、对样品组织扫描成像,激光激发出的荧光收集共用一个物镜,物镜的焦点即扫描激光的聚焦点,也是瞬时成像的物点。系统经一次调焦,扫描限制在样品的一个平面内。调焦深度不一样时,就可以获得样品不同深度层次的图像,这些图像信息都储于计算机内,通过计算机分析和模拟,就能显示样品的立体结构。

[0009] 光声成像(Photoacoustic Imaging,PAI)是一种非侵入式和非电离式的新型生物医学成像方法。激光束射入样品组织,生物组织会吸收激光束的能量。光束的聚集点的光束能量引起组织局部区域的膨胀和收缩,从而发出超声波信号,这种信号被称为光声信号。不同组织成分对光的吸收不同,因而光声信号携带了组织光吸收的特性。通过超声换能器(10-5)检测这种信号,就可以获得组织的图像信息。光声成像具有光学成像较高分辨率的特点同时还具有超声成像高成像深度优势。

[0010] 在上述四种光学成像(光学相干层析成像、荧光成像、光声成像及共聚焦成像)方式中,OCT成像和光声成像相对于具有较大成像深度,而分辨率较低。相对应的荧光成像和共聚焦成像具有更高的分辨率而成像深度很浅。

[0011] 综上所述,对于早期胰胆管癌症成像的关键是要实现层析成像,综合在体、断层成像,高分辨和成像深度几个方面的临床要求。而如果想获得高分辨率的方法,目前的主流方法有高频超声,光学相干层析(OCT),荧光成像及共聚焦成像等。而这些成像技术的成像深度都相对较浅,所以必须通过内窥的方法将成像能力投掷到胰胆管病变位置。

[0012] 因此,如何提供一种适用于胰胆管成像的系统,已成为本领域技术人员亟待解决的问题。

实用新型内容

[0013] 有鉴于此,本实用新型提供了一种多模态胰胆管成像系统,以便于适用于胰胆管成像。

[0014] 为实现上述目的,本实用新型提供如下技术方案:

[0015] 一种多模态胰胆管成像系统,包括:

- [0016] 图像处理系统；
- [0017] 与所述图像处理系统连通的第一光学成像系统；
- [0018] 与所述图像处理系统连通的超声成像系统；
- [0019] 内窥探头，所述内窥探头具有能够进行光学成像探测的光学探头部件及能够进行超声成像探测的超声换能器；
- [0020] 驱动所述内窥探头转动的光电滑环组件；所述光电滑环组件包括旋转式光电耦合单元及驱动所述旋转式光电耦合单元转动的旋转驱动装置，所述旋转式光电耦合单元内具有光电滑环；
- [0021] 连接所述第一光学成像系统与所述光电滑环的一端的第一光纤；
- [0022] 连接所述光电滑环的另一端与所述光学探头部件的第二光纤；
- [0023] 连接所述超声成像系统与所述光电滑环的一端的第一电信号线；
- [0024] 连接所述光电滑环的另一端与所述光学探头部件的第二电信号线。
- [0025] 优选地，上述多模态胰胆管成像系统中，所述光电滑环包括光滑环结构和电滑环结构；
- [0026] 和电滑环结构；
- [0027] 所述光滑环结构包括两个相互独立的光准直器，两个所述光准直器能够在自由空间中相互传输，两个所述光准直器分别与所述第一光纤及所述第二光纤连接；
- [0028] 所述电滑环结构包括两个相互接触且能够相对转动的点滑环，两个所述点滑环分别与所述第一电信号线及所述第二电信号线连接。
- [0029] 优选地，上述多模态胰胆管成像系统中，还包括：
- [0030] 与所述图像处理系统连通的第二光学成像系统，所述第二光学成像系统为共聚焦内镜系统或荧光成像系统；所述第一光学成像系统为光学相干层析成像系统或光声成像系统；
- [0031] 波分复用器，所述波分复用器将所述第二光学成像系统及所述第一光学成像系统复用在一起并与所述第一光纤连接。
- [0032] 优选地，上述多模态胰胆管成像系统中，所述第二光学成像系统为荧光成像系统，所述第一光学成像系统为光学相干层析成像系统；
- [0033] 所述波分复用器将所述荧光成像系统及所述光学相干层析成像系统的OCT样品臂复用在一起并与所述第一光纤连接。
- [0034] 优选地，上述多模态胰胆管成像系统中，还包括同步所述超声成像系统的超声及所述荧光成像系统的荧光成像的主触发器。
- [0035] 优选地，上述多模态胰胆管成像系统中，所述荧光成像系统还包括用于收集发射的荧光的双包层光纤耦合器。
- [0036] 优选地，上述多模态胰胆管成像系统中，所述荧光成像系统的激发光源为半导体激光；
- [0037] 所述光学相干层析成像系统的光源为VCSEL光源。
- [0038] 优选地，上述多模态胰胆管成像系统中，还包括连接所述内窥探头的内窥探头套管，所述第二光纤及所述第二电信号线位于所述内窥探头套管内。
- [0039] 优选地，上述多模态胰胆管成像系统中，所述内窥探头还包括：
- [0040] 容纳所述光学探头部件及所述超声换能器的抗扭转套管；

[0041] 设置于所述抗扭转套管中的标记环。

[0042] 优选地,上述多模态胰胆管成像系统中,所述光学探头部件为球透镜。

[0043] 优选地,上述多模态胰胆管成像系统中,所述超声换能器的中心频率 $\geq 50\text{MHz}$;

[0044] 所述超声换能器的最大尺寸不大于 0.6mm 。

[0045] 优选地,上述多模态胰胆管成像系统中,所述光学探头部件发出光束的方向与所述超声换能器发出声束的方向相反。

[0046] 从上述的技术方案可以看出,本实用新型提供的多模态胰胆管成像系统,具有第一光学成像系统及超声成像系统,并且,内窥探头内也具有能够进行光学成像探测的光学探头部件及能够进行超声成像探测的超声换能器,第一光纤与第二光纤通过旋转式光电耦合单元转动连通,第一电信号线与第二电信号线通过旋转式光电耦合单元转动连通,第二光纤的光束通过内窥探头中的光学聚焦单元转折并射出至样品组织,第二电信号线会驱动内窥探头中的超声换能器发出高频超声并也射向样品组织,在旋转驱动装置的驱动下,内窥探头作匀速转动,从而实现胰胆管的成像。射向样品组织的光信号会通过内窥探头中光学聚焦单元、第二光纤、光电滑环及第一光纤(原路返回)至第一光学成像系统,并经过图像处理系统处理后显示出来。从样品组织中反射回来的超声信号也会被内窥探头中的超声换能器接收并转换成电信号,通过第二电信号线、光电滑环及第一电信号线(原路返回)至超声成像系统中,并通过图像处理系统处理后显示出来,从而完成胰胆管的内窥成像过程。在整个成像系统中,可以将超声成像系统作为常备的成像,第一光学成像系统作为辅助成像方式,并通过图像处理系统处理后显示出来,从而完成胰胆管的内窥成像过程。本实用新型提供的多模态胰胆管成像系统,一方面利用光学成像分辨率较高的优势,提供高分辨层析信息;另一方面利用超声成像探测深度较深的优势,对超过第一光学成像系统的检测范围的病灶全方位评估,尤其对肿瘤的浸润深度进行更深层次的鉴定和识别,两者的有效结合全面反映了胰胆肿瘤的生物学特征,也对疾病进展情况进行了更详尽的阐释。因此,通过多模态(光学及超声)的共同协作成像,提高了成像的分辨率及成像深度,可以有效识别病变早期胰胆管上皮细胞的变异,适用于胰胆管成像。

附图说明

[0047] 为了更清楚地说明本实用新型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简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本实用新型的一些实施例,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。

[0048] 图1为本实用新型实施例提供的多模态胰胆管成像系统的第一种结构示意图;

[0049] 图2为本实用新型实施例提供的多模态胰胆管成像系统的第二种结构示意图;

[0050] 图3为本实用新型实施例提供的内窥探头的结构示意图。

具体实施方式

[0051] 本实用新型公开了一种多模态胰胆管成像系统,以便于适用于胰胆管成像。

[0052] 下面将结合本实用新型实施例中的附图,对本实用新型实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本实用新型一部分实施例,而不是全部的

实施例。基于本实用新型中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本实用新型保护的范围。

[0053] 请参考图1、图2及图3，图1为本实用新型实施例提供的多模态胰胆管成像系统的第一种结构示意图；图2为本实用新型实施例提供的多模态胰胆管成像系统的第二种结构示意图；图3为本实用新型实施例提供的内窥探头的结构示意图。

[0054] 本实用新型实施例提供了一种多模态胰胆管成像系统，包括：图像处理系统1、与图像处理系统1连通的第一光学成像系统2；与图像处理系统1连通的超声成像系统3；内窥探头10，内窥探头10具有能够进行光学成像探测的光学探头部件10-3及能够进行超声成像探测的超声换能器10-5；驱动内窥探头10转动的光电滑环组件6；光电滑环组件6包括旋转式光电耦合单元7及驱动旋转式光电耦合单元7转动的旋转驱动装置8，旋转式光电耦合单元7内具有光电滑环；连接第一光学成像系统2与光电滑环的一端的第一光纤4；连接光电滑环的另一端与光学探头部件10-3的第二光纤10-1；连接超声成像系统3与光电滑环的一端的第一电信号线5；连接光电滑环的另一端与光学探头部件10-3的第二电信号线10-2。

[0055] 本实用新型实施例提供的多模态胰胆管成像系统，具有第一光学成像系统2及超声成像系统3，并且，内窥探头10内也具有能够进行光学成像探测的光学探头部件10-3及能够进行超声成像探测的超声换能器10-5，第一光纤4与第二光纤10-1通过旋转式光电耦合单元7转动连通，第一电信号线5与第二电信号线10-2通过旋转式光电耦合单元7转动连通，第二光纤10-1的光束通过内窥探头10中的光学聚焦单元转折并射出至样品组织，第二电信号线10-2会驱动内窥探头10中的超声换能器发出高频超声并也射向样品组织，在旋转驱动装置8的驱动下，内窥探头10作匀速转动，从而实现对胰胆管的成像。射向样品组织的光信号会通过内窥探头10中光学聚焦单元、第二光纤10-1、光电滑环及第一光纤4(原路返回)至第一光学成像系统2，并经过图像处理系统1处理后显示出来。从样品组织中反射回来的超声信号也会被内窥探头10中的超声换能器10-5接收并转换成电信号，通过第二电信号线10-2、光电滑环及第一电信号线5(原路返回)至超声成像系统4中，并通过图像处理系统1处理后显示出来，从而完成对胰胆管的内窥成像过程。在整个成像系统中，可以将超声成像系统3作为常备的成像，第一光学成像系统2作为辅助成像方式，并通过图像处理系统1处理后显示出来，从而完成对胰胆管的内窥成像过程。本实用新型实施例提供的多模态胰胆管成像系统，一方面利用光学成像分辨率较高的优势，提供高分辨层析信息；另一方面利用超声成像探测深度较深的优势，对超过第一光学成像系统2的检测范围的病灶全方位评估，尤其对肿瘤的浸润深度进行更深层次的鉴定和识别，两者的有效结合全面反映了胰胆肿瘤的生物特征，也对疾病进展情况进行了更详尽的阐释。因此，通过多模态(光学及超声)的共同协作成像，提高了成像的分辨率及成像深度，可以有效识别病变早期胰胆管上皮细胞的变异，适用于胰胆管成像。

[0056] 优选地，本实用新型实施例提供的多模态胰胆管成像系统中，图像处理系统1包括计算机及显示器。

[0057] 本实施例中，光电滑环包括光滑环结构和电滑环结构；光滑环结构包括两个相互独立的光准直器，两个光准直器能够在自由空间中相互传输，两个光准直器分别与第一光纤4及第二光纤10-1连接；电滑环结构包括两个相互接触且能够相对转动的点滑环，两个点滑环分别与第一电信号线5及第二电信号线10-2连接。

[0058] 如图1及图3所示,在第一种实施例中,第一光学成像系统2的样品臂2-1会输出扫频光束,光束通过第一光纤4导入到旋转式光电耦合单元7中。同时,超声成像系统3发出超声激励信号通过第一电信号线5也导入到旋转式光电耦合单元7中。旋转光电耦合单元7中的光滑环结构包含两个光准直器构成的空间光传输系统,第一光纤4中的光被一个光准直器准直后在自由空间中传输到另外一个光准直器,经过耦合后重新传输进入第二光纤10-1。这个两个光准直器在机械结构上是空间分离的。因此可以使两个光准直器在相对转动的情况下,保持光信号的传输。而旋转光电耦合单元7中的电滑环结构包含相互接触且可以相对转动的点滑环。可以相对转动的同时保持电信号传输。

[0059] 如图1所示,本实施例为二模态胰胆管成像系统。与单一的模态胰胆管成像系统相比,有效提高了成像的分辨率及成像深度。

[0060] 如图2所示,本实施例为三模态胰胆管成像系统,多模态胰胆管成像系统还包括:与图像处理系统1连通的第二光学成像系统11,第二光学成像系统11为共聚焦内镜系统或荧光成像系统;第一光学成像系统2为光学相干层析成像系统或光声成像系统;波分复用器12,波分复用器12将第二光学成像系统11及第一光学成像系统2复用在一起并与第一光纤4连接。可以理解的是,OCT成像和光声成像相对于具有较大成像深度,而分辨率较低。荧光成像和共聚焦成像具有更高的分辨率而成像深度很浅。通过波分复用器12将第二光学成像系统11及第一光学成像系统2复用在一起并与第一光纤4连接,进一步提高了成像分辨率及成像深度。

[0061] 进一步地,在本实施例中,第二光学成像系统11为荧光成像系统,第一光学成像系统2为光学相干层析成像系统;波分复用器12将荧光成像系统及光学相干层析成像系统的OCT样品臂2-1复用在一起并与第一光纤4连接。

[0062] 光学相干层析成像系统的样品臂2-1光束输出后和荧光成像系统的样品臂输出的光在一个波分复用器12中耦合。然后通过第一光纤4(多模光纤)输出到旋转光电耦合单元7中。超声成像系统3中的超声控制电信号也通过第一电信号线5也输入到旋转光电耦合单元7中。旋转光电耦合单元7中的光电滑环包括光滑环结构和电滑环结构;可以让两端有相对转动的情况下,同步传输光信号和电信号。

[0063] 其中,旋转驱动装置8为旋转马达。旋转光电耦合单元7的转动是由旋转驱动装置8提供动力。

[0064] 如图2所示,本实施例中,光学相干层析成像系统(第一光学成像系统2)的样品臂2-1光束输出后和荧光成像系统(第二光学成像系统11)的样品臂输出的光在一个波分复用器(WDM)12中耦合。然后通过第一光纤(多模光纤)4输出到旋转光电耦合单元7中。超声成像系统3中的超声控制电信号也通过第一电信号线5也输入到旋转光电耦合单元7中。旋转光电耦合单元7可以让两端有相对转动的情况下,同步传输光信号和电信号。而旋转光电耦合单元7的转动是由旋转马达(旋转驱动装置8)提供动力。旋转光电耦合单元7和旋转马达组合构成了光电滑环组件6。内窥探头套管9内包含了传输OCT和荧光信号的第二光纤10-1以及传输超声信号的第二电信号线10-2,内窥探头10内集成了聚焦光束的光学系统(光学探头部件10-3)和一个超声换能器10-5。内窥探头套管9内的第二光纤10-1的光束通过内窥探头10中的光学探头部件10-3(光学聚焦模块)转折并射出至样品组织,传输超声信号的第二电信号线10-2会驱动内窥探头10的超声换能器10-5发出高频超声并也射向样品组织。内窥

探头套管9和窥探头10在旋转光电耦合单元7的驱动下,作匀速转动,从而实现胰胆管的成像。

[0065] 射向样品组织的中光信号会原路返回至光学相干层析成像系统(第一光学成像系统2)和荧光成像系统(第二光学成像系统11)中,并被光学相干层析成像系统和荧光成像系统中的光电探测器探测,形成数字信号,在经过图像处理系统1处理后显示出来。从样品组织中反射回来的超声信号被内窥探头10中的超声换能器10-5接收并转换成电信号,原路返回至超声成像系统3中,并通过图像处理系统1处理后显示出来。从而完成对胰胆管的内窥成像过程。

[0066] 多模态胰胆管成像系统中,还包括同步超声成像系统3的超声及荧光成像系统的荧光成像的主触发器。进一步地,使用扫描源激光器的触发信号作为主触发器来同步超声和荧光成像。利用波分复用器12将光学相干层析成像系统和荧光成像系统相结合。

[0067] 更进一步地,荧光成像系统还包括用于收集发射的荧光的双包层光纤耦合器。采用了双包层光纤(DCF)耦合器收集发射的光,以保证三模态系统的紧凑和稳定。

[0068] 荧光成像系统的激发光源为半导体激光。针对胰胆癌中特异性标记M2型巨噬细胞的表面抗原CD206,构建功能化近红外染料吖啶菁绿标记M2型巨噬细胞作为新型荧光探针,特异性识别CD206,采用半导体激光可调激光的680-750nm波段作为激发光源,通过PMT(photomultiplier tube,光电倍增管)收集 $\geq 800\text{nm}$ 的荧光,实现对CD206+M2型巨噬细胞的荧光分子成像。对双模态光路部分的集成则根据OCT/荧光系统不同波长情况选取波分复用器12将OCT样品臂2-1光源和荧光激励光源整合到同一单模宽带光纤光路;用于荧光成像激发光源的半导体激光,和双包层光纤耦合器被纳入到激励光和发射光传输收集;这种全光纤光路设计保证了双模态光路系统紧凑和稳定。

[0069] 光学相干层析成像系统的光源为VCSEL(VerticalCavity Surface EmittingLaser,垂直共振腔表面放射激光)光源。

[0070] 在胰胆管内窥成像中,胆管直径为6-8mm,主胰管直径约2-3mm,而次级分支则更细。本多模态胰胆管成像系统中,大距离成像的SS-OCT保证了对不同深度的管道清晰成像。为解决上述问题采用长距离SS-OCT系统,其中扫频光源选择VCSEL扫频光源,其相干长度超过10mm,涵盖常见的胆管或胰管超过6mm。

[0071] 进一步地,在传输过程中,复合光束通过单点模式芯从输入端口到输出端口,单模芯的小直径对表面组织产生高的能量密度,从而实现高效率的激励。发射光经双包层光纤耦合器输出到多模光纤的大直径可提高收集发射光的能力,进行相应滤波在PMT中获得荧光信息。超声成像则通过声发生器/接收器产生和检测超声信号。

[0072] 如图3所示,本实用新型实施例提供的多模态胰胆管成像系统,还包括连接内窥探头10的内窥探头套管9,第二光纤10-1及第二电信号线10-2位于内窥探头套管9内。

[0073] 内窥探头套管9内包含了第二光纤10-1及第二电信号线10-2,内窥探头10内集成了能够进行光学成像探测的光学探头部件10-3及能够进行超声成像探测的超声换能器10-5,内窥探头套管9的第二光纤10-1的光束通过内窥探头10中的光学探头部件10-3(光学探头部件也可以称为光学聚焦模块)转折并射出至样品组织,传输超声信号的第二电信号线10-2会驱动内窥探头10中的超声换能器10-5发出高频超声并也射向样品组织。内窥探头套管9和窥探头10在旋转光电耦合单元7的驱动下,作匀速转动,从而实现胰胆管的成像。

[0074] 射向样品组织的光信号会通过内窥探头10中光学探头部件10-3、第二光纤10-1和第一光纤4原路返回至第一光学成像系统2(光学相干层析成像系统),并经过图像处理系统1处理后显示出来。从样品组织中反射回来的超声信号也会被内窥探头10中的超声换能器10-5接收并转换成电信号,通过第二电信号线10-2及第一电信号线5原路返回至超声成像系统3中,并通过图像处理系统1处理后显示出来。从而完成对胰胆管的内窥成像过程。

[0075] 本实施例中,第二电信号线10-2是一种同轴电缆,从而可以屏蔽外界的电磁信号,获得更高的信号传输质量。超声激励信号激发高频超声换能器10-5激发出超声,并通过调制形成高频超声束10-9。高频超声束10-9射向样品组织并利用高频超声换能器10-5接收回波信号。该信号通过第二电信号线10-2回传到超声成像系统3中就可以获得样品组织的超声图像。

[0076] 本实施例中,内窥探头10还包括:容纳光学探头部件10-3及超声换能器10-5的抗扭转套管10-7;设置于抗扭转套管10-7中的标记环10-6。标记环10-6用于标记内窥探头10在空间的中的位置,从而矫正成像的空间位置关系。优选地,抗扭转套管10-7具有较高的刚性,从而在体内旋转的过程中不会大角度的扭转。

[0077] 为了提高分辨率,光学探头部件10-3为球透镜。

[0078] 第二光纤10-1中光经过球透镜调制整形后可以形成聚焦的光束10-8。球透镜的下表面被加工成一个有一定角度的镀金斜平面10-4,该平面可以将光束转折 90° ,从而射向样品组织。由于光束被聚焦,从而可以获得更高的横向分辨率。球透镜经过特殊的设计可以消除伪像,获得更高成像质量。

[0079] 进一步地,超声换能器10-5的中心频率 $\geq 50\text{MHz}$;超声换能器10-5的最大尺寸不大于 0.6mm 。通过上述设置,以提高超声图像的纵向分辨率。在超声成像系统3的硬件方面,将采用宽带宽($>200\text{MHz}$)正弦脉冲激发,并配合低噪声可调增益放大器,以进一步提高高频超声的图像质量。

[0080] 进一步地,本实用新型对新型压电材料,如MEMS单晶/环氧树脂1-3PIN-PMN-PT弛豫铁电单晶等及其性能进行深入开发,分析其高温介电峰、矫顽电场及剩余极化等参数,通过掺杂改型提高其机械性能和温度稳定性。

[0081] 为了提高结构紧凑性,光学探头部件10-3发出光束10-8的方向与超声换能器10-5发出声束10-9的方向相反。

[0082] 通过上述设置,使得超声换能器10-5和光学探头部件10-3采取了背对背结构。并且利用高声吸收性能材料作为超声换能器10-5的背衬材料,进一步减小超声换能器10-5的厚度,有效利用了抗扭转套管10-7的空间。有效缩小了内窥探头10的尺寸。

[0083] 并且,超声成像系统3中还包含了高频超声脉冲回拨收发仪、超声放大器等器件。

[0084] 搭建精密电控扫描平台可以集成光滑环与电滑环,用于成像导管与主机衔接的操控单元,实现转动部件与静止部件之间光信号与电信号的低损耗传输,实现成像导管的旋转、回撤扫描,获取胰胆管内三维成像所需的机械运动用于成像导管回撤。

[0085] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本实用新型。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本实用新型的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本实用新型将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理

和新颖特点相一致的最宽的范围。

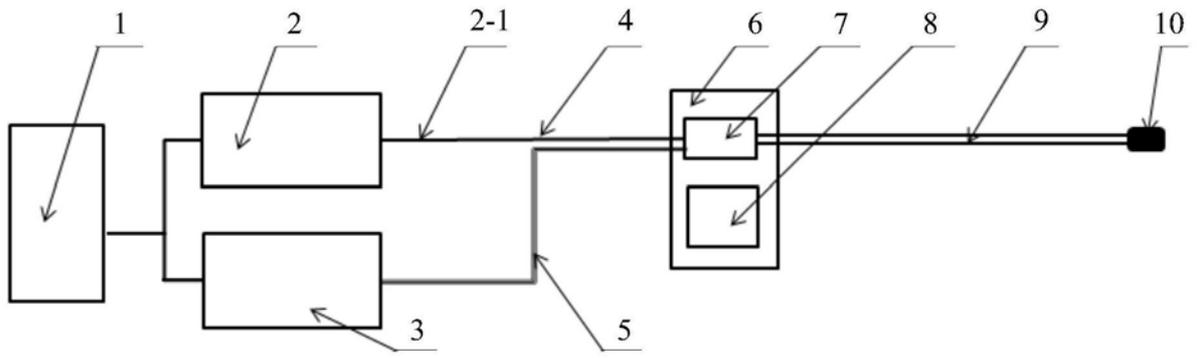


图1

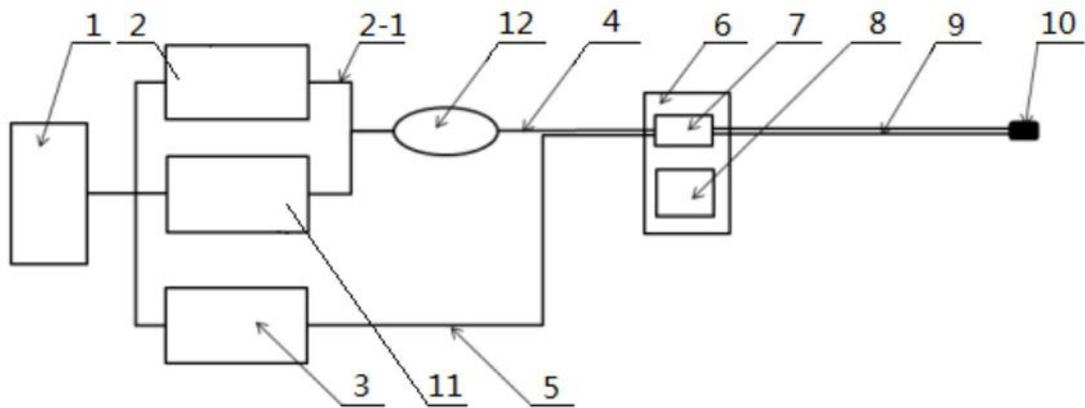


图2

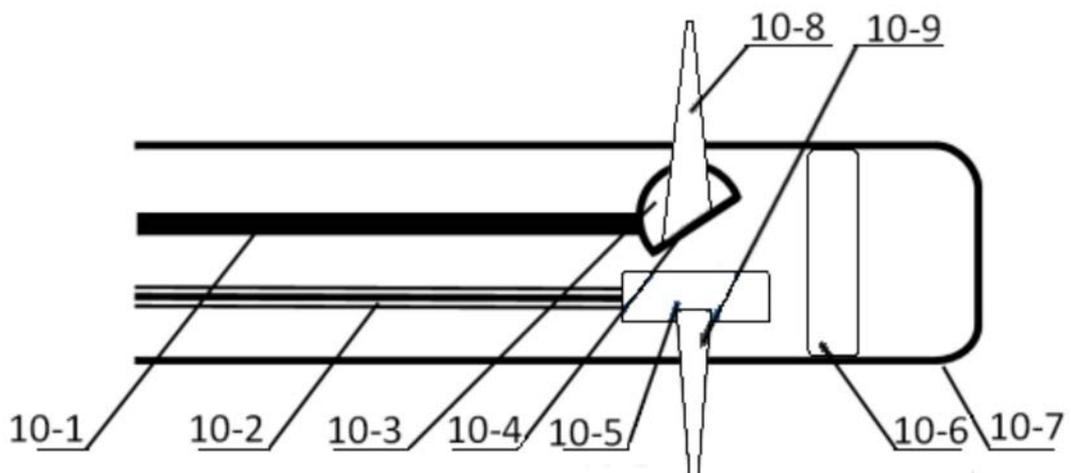


图3

