



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108784739 A

(43)申请公布日 2018.11.13

(21)申请号 201810636935.7

(22)申请日 2018.06.20

(71)申请人 深圳英美达医疗技术有限公司

地址 518000 广东省深圳市坪山区坪山街道六联社区锦龙大道路口宝山路16号海科兴战略新兴产业园B栋8楼01区

(72)发明人 白晓淞 黄赞力

(74)专利代理机构 深圳市科吉华烽知识产权事务所(普通合伙) 44248

代理人 胡玉

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

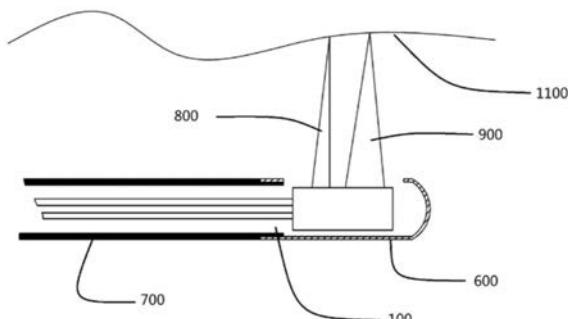
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头

(57)摘要

本发明提供了一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头，其包括双模成像核心模块，双模成像核心模块包括基座和成像部件，成像部件包括导光元件和聚焦元件、光束转折部件和超声换能器，超声换能器、导光元件和聚焦元件分别固定在基座上，光束转折部件为固定安装在基座上的独立元件或设在基座上或超声换能器的后侧面上的光束转折面，导光元件和聚焦元件的光束出射面朝着光束转折部件；光从导光元件和聚焦元件经过所述光束转折部件射出，超声波束从超声换能器射出，光射出的方向与超声波束射出方向相同或者相反。本发明的技术方案利用基座来固定超声和光学元件，保证工作中的稳定性和可靠性，能够一次性采集到病变组织的超声和OCT图像。



1. 一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:其包括双模成像核心模块,所述双模成像核心模块包括基座和成像部件,所述成像部件包括导光元件和聚焦元件、光束转折部件和超声换能器,所述超声换能器、导光元件和聚焦元件分别固定在基座上,所述光束转折部件为固定安装在基座上的独立元件或设在基座上或超声换能器的后侧面上的光束转折面,所述导光元件和聚焦元件的光束出射面朝着光束转折部件;光从导光元件和聚焦元件经过所述光束转折部件射出,超声波束从超声换能器射出,光射出的方向与超声波束射出方向相同或者相反。

2. 根据权利要求1所述的结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:所述基座设有超声换能器安装槽、光束转折部件安装槽、导光元件安装孔,所述超声换能器固定设于超声换能器安装槽内,所述超声换能器的超声波出射面位于超声换能器的侧面,所述光束转折部件固定设于光束转折部件安装槽内,所述导光元件安装孔位于光束转折部件安装槽的后侧,所述导光元件和聚焦元件固定设于导光元件安装孔内,并且它的出射面朝着光束转折部件的入射面,所述光束转折部件的出射面与超声波出射面平行。

3. 根据权利要求2所述的结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:所述光束转折部件与超声换能器前后相邻设置,所述光束转折部件的出射面与超声波出射面位于基座的同一侧。

4. 根据权利要求2所述的结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:所述光束转折部件与超声换能器在横向上背靠背并排设置,所述光束转折部件的出射面与超声波出射面位于基座的相对的两侧。

5. 根据权利要求1所述的结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:所述基座设有超声换能器安装槽和导光元件安装孔,所述超声换能器固定设于超声换能器安装槽内,所述超声换能器的超声波出射面位于超声换能器的侧面,所述光束转折部件包括光束转折面,所述光束转折面位于超声换能器的后侧面上,所述导光元件和聚焦元件固定设于导光元件安装孔内,并且它的光束出射面朝着光束转折面,光从所述光束转折面射出的角度垂直于超声波出射面,光射出的方向与超声波束射出方向相同。

6. 根据权利要求1所述的结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:所述基座设有超声换能器安装槽和导光元件安装孔,所述超声换能器固定设于超声换能器安装槽内,所述超声换能器的超声波出射面位于超声换能器的侧面;所述基座在所述超声换能器安装槽的后方设有凹槽,所述光束转折部件包括光束转折面,所述光束转折面位于凹槽在靠近超声换能器安装槽的前侧面上,所述导光元件安装孔位于凹槽的后侧面上,所述导光元件和聚焦元件固定设于导光元件安装孔内,并且它的光束出射面朝着光束转折面;光从所述光束转折面射出的角度垂直于超声波出射面。

7. 根据权利要求6所述的结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:所述凹槽、超声换能器安装槽前后相邻设置,光射出的方向与超声波束射出方向相同。

8. 根据权利要求6所述的结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:所述凹槽与超声换能器安装槽在横向上背靠背并排设置,光射出的方向与超声波束射出方向相反。

9. 根据权利要求1~8任意一项所述的结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:所述基座设有同轴线缆安装孔,所述超声换能器的同轴线缆从同轴线缆安

装孔穿出。

10. 根据权利要求1~8任意一项所述的结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其特征在于:其包括保护套和扭矩传动部件,所述保护套设于所述双模成像核心的外部,所述保护套上设有成像窗口,所述成像窗口的位置与成像部件的位置对应;所述扭矩传动部件与保护套刚性连接,所述双模成像核心模块设置于扭矩传动部件和保护套的中心轴向空腔;所述扭矩传动部件将驱动装置输出的转动扭矩由双模成像核心模块的接头端传输至成像窗口端。

一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,尤其涉及一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头。

背景技术

[0002] 目前超声成像技术和OCT(光学相干断层成像)技术在医疗内窥成像领域已比较成熟,广泛应用于临床疾病诊查和手术辅助方面。内窥成像技术中,其中探头是内窥成像系统的核心部件,直接决定了图像质量。而超声波对生物组织有较好的穿透性,可以达到十几毫米到几厘米,成像深度远大于OCT。但OCT由于使用近红外光作为探测手段,其频率远高于超声波,因此OCT图像的分辨率(几微米到十几微米)是超声图像的10倍以上,不足之处是OCT的成像深度只有(一到两毫米),所以两者的成像深度差异很大。

[0003] 为结合超声和OCT成像的优势和劣势,取长补短,在一根探头内集成超声换能器和OCT成像镜头。这样一次检查便能采集到超声和OCT双模图像,既能探测到病变部位较深位置,又能通过OCT图像呈现出病变组织的细节。近年来虽然有高校和研究机构在研发结合超声和OCT的双模成像探头,但由于技术难度大,工艺复杂、装配复杂、成像深度差异等问题,工作中的稳定性和可靠性仍待提高,所以目前临床中还没有这种双模探头可供使用。

发明内容

[0004] 针对以上技术问题,本发明公开了一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,在临床使用中能够一次性采集到病变组织的超声和OCT图像,诊查出较深部位的病变,又能呈现出较浅位置的细节。

[0005] 对此,本发明采用的技术方案为:

一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其包括双模成像核心模块,所述双模成像核心模块包括基座和成像部件,所述成像部件包括导光元件和聚焦元件、光束转折部件和超声换能器,所述超声换能器、导光元件和聚焦元件分别固定在基座上,所述光束转折部件为固定安装在基座上的独立元件或设在基座上或超声换能器的后侧面上的光束转折面,所述导光元件和聚焦元件的光束出射面朝着光束转折部件;光从导光元件和聚焦元件射出,经过所述光束转折部件射出,超声波束从超声换能器射出,光射出的方向与超声波束射出方向相同或者相反。进一步的,所述光束转折部件为光束转折器或光束转折面。进一步优选的,所述光束转折部件为微型反射镜。

[0006] 作为本发明的进一步改进,所述基座设有超声换能器安装槽、光束转折部件安装槽、导光元件安装孔,所述超声换能器固定设于超声换能器安装槽内,所述超声换能器的超声波出射面位于超声换能器的侧面,所述光束转折部件固定设于光束转折部件安装槽内,所述导光元件安装孔位于光束转折部件安装槽的后侧,所述导光元件和聚焦元件固定设于导光元件安装孔内,并且它的光束出射面朝着光束转折部件的入射面,所述光束转折部件的出射面与超声波出射面平行。

[0007] 进一步的,所述光束转折部件与超声换能器前后相邻设置,所述光束转折部件的出射面与超声波出射面位于基座的同一侧。

[0008] 进一步的,所述光束转折部件位于超声换能器的上方。

[0009] 进一步的,所述光束转折部件与超声换能器在横向上背靠背并排设置,所述光束转折部件的出射面与超声波出射面位于基座的相对的两侧。

[0010] 进一步的,所述光束转折部件的光束转折面可为曲面(球面、非球面)、衍射式反射镜、或布拉格反射镜。

[0011] 作为本发明的进一步改进,所述基座设有超声换能器安装槽和导光元件安装孔,所述超声换能器固定设于超声换能器安装槽内,所述超声换能器的超声波出射面位于超声换能器的侧面,所述光束转折部件包括光束转折面,所述光束转折面位于超声换能器的后侧面上,所述导光元件和聚焦元件固定设于导光元件安装孔内,并且它的光束出射面朝着光束转折面,光从所述光束转折面射出的角度垂直于超声波出射面,光射出的方向与超声波束射出方向相同。进一步的,所述光束转折部件的光束转折面可为曲面(球面、非球面)、衍射式反射镜、或布拉格反射镜。

[0012] 采用此技术方案,在超声换能器的后侧面设置光束转折面,对OCT红外光起光束转折作用,使光束照射到侧面的生物组织,结构简单,降低工艺复杂度,方便安装,确保产品一致性。

[0013] 作为本发明的进一步改进,所述基座设有超声换能器安装槽和导光元件安装孔,所述超声换能器固定设于超声换能器安装槽内,所述超声换能器的超声波出射面位于超声换能器的侧面;所述基座在所述超声换能器安装槽的后方设有凹槽,所述光束转折部件包括光束转折面,所述光束转折面位于凹槽在靠近超声换能器安装槽的前侧面上,所述导光元件安装孔位于凹槽的后侧面上,所述导光元件和聚焦元件固定设于导光元件安装孔内,并且它的光束出射面朝着光束转折面;光从所述光束转折面射出的角度垂直于超声波出射面。其中光束转折面可为曲面(球面、非球面)、衍射式反射镜、或布拉格反射镜。

[0014] 采用上述技术方案,在基座上设置光束转折面,对OCT红外光起光束转折作用,使光束照射到侧面的生物组织;结构简单,方便安装,而且降低工艺复杂度,确保产品一致性。

[0015] 进一步的,所述凹槽、超声换能器安装槽前后相邻设置,光射出的方向与超声波束射出方向相同。

[0016] 进一步的,所述光束转折部件与超声换能器在横向上背靠背并排设置,光射出的方向与超声波束射出方向相反。

[0017] 作为本发明的进一步改进,所述基座设有同轴线缆安装孔,所述超声换能器的同轴线缆从同轴线缆安装孔穿出。

[0018] 作为本发明的进一步改进,其包括保护套和扭矩传动部件,所述保护套设于所述双模成像核心的外部,用于保护双模成像核心模块的成像部件;所述保护套上设有成像窗口,所述成像窗口的位置与成像部件的位置对应;所述扭矩传动部件与保护套刚性连接,双模成像核心模块设置于扭矩传动部件和保护套的中心轴向空腔;所述扭矩传动部件将驱动装置输出的转动扭矩由双模成像核心模块的接头端传输至成像窗口端。其中,所述双模成像核心模块的接头端与扭矩传动部件刚性连接。

[0019] 作为本发明的进一步改进,导光元件为导光纤维或光波导。

[0020] 作为本发明的进一步改进,超声环能器的超声出射面可为平面或凹面。

[0021] 采用上述技术方案的双模探头,通过基座特殊的结构设计,将超声换能器和OCT有机的结合起来,并通过基座的固定设置确保了红外光和超声波两者之间射出的相对位置,简化后期的超声和OCT双模图像的处理、配准。

[0022] 与现有技术相比,本发明的有益效果为:

第一,采用本发明的技术方案,通过先组装好双模成像核心再将核心安装到双模导管内核的工艺方法,有效简化生产中的装配过程,降低工艺复杂度,确保产品一致性,从而为大规模批量生产成为可能。

[0023] 第二,通过基座把超声部分和OCT部分装配结合在一起,从而确保了红外光和超声波两者之间射出的相对位置(固定的轴向距离,固定的径向角度0°或180°),简化后期的超声和OCT双模图像的处理、配准等。

[0024] 第三,采用本发明的技术方案,利用基座来固定超声和光学元件,保证探头在工作中的稳定性和可靠性,从而使双模探头能够很好地满足临床使用要求;在临床使用中能够一次性采集到病变组织的超声和OCT图像,诊查出较深部位的病变,又能呈现出较浅位置的细节。

附图说明

[0025] 图1是本发明实施例1的一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头的结构示意图。

[0026] 图2是本发明实施例1的双模成像核心模块的结构示意图。

[0027] 图3是本发明实施例2的双模成像核心模块的结构示意图。

[0028] 图4是本发明实施例3的双模成像核心模块的结构示意图。

[0029] 图5是本发明实施例4的一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头的结构示意图。

[0030] 图6是本发明实施例4的双模成像核心模块的结构示意图。

[0031] 图7是本发明实施例5的双模成像核心模块的结构示意图。

[0032] 附图标记包括:

100、200、300、400、500-双模成像核心;600-保护套;700-扭矩传动部件;800-近红外光束;900-超声波束;1100-生物组织;

110、210、310、410、510-基座;

111、211、311、411、511-超声换能器安装槽;

112、312-光束转折部件安装槽;

113、212、313、412、512-导光元件安装孔;

114、213、314、415、515-同轴线缆安装孔;

412、512-基座凹槽;

413、513、222、131、331-光束转折面;

120、220、320、420、520-超声换能器;

121、221、321、421、521-超声波出射面;

122、223、322、422、522-同轴线缆;

- 130、330—光束转折部件；
- 132、332—光束出射面；
- 133、333—光束入射面；
- 140、230、340、430、530—导光元件和聚焦元件；
- 141、231、341、431、531—聚焦元件光束出射面。

具体实施方式

[0033] 下面对本发明的较优的实施例作进一步的详细说明。

[0034] 实施例1

如图1~图2所示，一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头，其包括扭矩传动部件700、保护套600和双模成像核心100组成。所述保护套600与扭矩传动部件700远离接头端刚性连接，用于保护双模成像核心100的成像部件；双模成像核心100位于由扭矩传动部件700和保护套600组成的导管内核的内部，近红外光束800和超声波束900由双模成像核心100的同一侧发出，经保护套600的出射窗口到达生物组织1100上。

[0035] 其中双模成像核心100可以为三种不同结构。本例如图2所示，所述双模成像核心100包括基座110和成像部件，所述像部件包括导光元件和聚焦元件140、光束转折部件130和超声换能器120，所述超声换能器120、导光元件和聚焦元件140分别固定在基座110上，所述光束转折部件130设在基座110上，所述导光元件和聚焦元件140的聚焦元件光束出射面141朝着光束转折部件130。本例中，双模成像核心100以基座110为基础，超声换能器120刚性固定安装于基座110的超声换能器安装槽111，超声换能器120的同轴线缆122从基座110的同轴线缆安装孔114中穿过并固定安装；光束转折部件130刚性固定安装于基座110的光束转折部件安装槽112中；导光元件和聚焦元件140固定安装于基座110的导光元件安装孔114。所述超声换能器120的超声波出射面121位于超声换能器120的侧面。红外光由所述导光元件和聚焦元件140的聚焦元件光束出射面141射出，经所述光束转折部件130的光束入射面133后，照射到所述光束转折部件130的光束转折面131，最后从所述光束转折部件130的光束出射面132射出。其中超声换能器120的超声波出射面121和光束转折部件130的光束出射面132位于基座110的同一侧平面内，光射出的方向与超声波束射出方向相同。所述光束转折部件130与超声换能器120在基座110上前后相邻设置，所述光束转折部件130的光束出射面132与超声波出射面121位于基座的同一侧。

[0036] 进一步的，所述导光元件可为导光纤维或光波导。

[0037] 实施例2

在实施例1的基础上，如图1和图3所示，本例的双模成像核心200以基座210为基础，超声换能器220刚性固定安装于基座210的超声换能器安装槽211，超声换能器220的同轴线缆223从基座210的同轴线缆安装孔213中穿过并固定安装。本例中，如图3所示，光束转折部件的光束转折面222设置在超声换能器220的后端面上，导光元件和聚焦元件230固定安装于导光元件安装孔212中，红外光由所述导光元件和聚焦元件230的聚焦元件光束出射面231中射出，照射到所述超声换能器220的后端面的光束转折面222上，并转折成与所述超声换能器220的超声波出射面221成90°的方向射出，并且红外光束和超声波束由基座210的同一侧方向射出。进一步的，光束转折面222可为曲面(球面、非球面)、衍射式反射镜、或布拉格

反射镜。超声环能器220的超声出射面221可为平面或凹面。

[0038] 实施例3

在实施例1的基础上,如图1和图4所示,本双模成像核心500以基座510为基础,超声换能器520刚性固定安装于基座510的超声换能器安装槽511,超声换能器520的同轴线缆522从基座510的同轴线缆安装孔515中穿过并固定安装。基座510上设置凹槽512,光束转折部件的光束折射面513设置在紧邻凹槽512、在靠近超声换能器安装槽511的一端。导光元件和聚焦元件530固定安装于导光元件安装孔514中,红外光由所述导光元件和聚焦元件530的聚焦元件光束出射面531中射出,照射到所述基座510的光束转折面513上,并转折成与所述超声换能器520的超声波出射面521成90°的方向射出,并且红外光束和超声波束由基座510的同一侧方向射出。所述凹槽512、超声换能器安装槽511前后相邻设置,红外光束射出的方向与超声波束射出方向相同。

[0039] 进一步的,光束转折面513可为曲面(球面、非球面)、衍射式反射镜、或布拉格反射镜。超声环能器520的超声出射面521可为平面或凹面。

[0040] 实施例4

如图5~图6所示,一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头,其包括扭矩传动部件700、保护套600和双模成像核心300组成。所述保护套600与所述扭矩传动部件700远离接头端刚性连接,所述双模成像核心300位于由所述扭矩传动部件700和所述保护套600组成的导管内核的内部,近红外光束800和超声波束900分别由所述双模成像核心300的180°相对的两侧发出,经由所述保护套600的出射窗口到达生物组织1100上。

[0041] 其中双模成像核心300为两种不同结构。具体而言,本实施例中,如图5和图6所示,所述双模成像核心300包括基座310和成像部件,所述像部件包括导光元件和聚焦元件340、光束转折部件330和超声换能器320,所述超声换能器320、导光元件和聚焦元件340分别固定在基座310上,所述光束转折部件330设在基座310上,所述导光元件和聚焦元件340的聚焦元件光束出射面341朝着光束转折部件330。双模成像核心300以基座310为基础,超声换能器320刚性固定安装于基座310的超声换能器安装槽311,超声换能器320的同轴线缆322从基座310的同轴线缆安装孔314中穿过并固定安装。在超声换能器安装槽311的背面设置光束转折部件安装槽312。光束转折部件330刚性固定安装于基座310的光束转折部件安装槽312中,导光元件和聚焦元件340固定安装于基座310的导光元件安装孔313,红外光由所述导光元件和聚焦元件340的聚焦元件光束出射面341射出,经所述光束转折部件330的光束入射面333后,照射到所述光束转折部件330的光束转折面331,最后从所述光束转折部件330的光束出射面332射出。所述超声换能器120的超声波出射面121位于超声换能器120的侧面。其中所述光束转折部件330位于超声换能器320的上方,所述光束转折部件330的光束出射面332与超声换能器320的超声波出射面321位于基座310的相对的两侧。

[0042] 实施例5

在实施例4的基础上,如图5和图7所示,本例的双模成像核心400以基座410为基础,超声换能器420刚性固定安装于基座410的超声换能器安装槽411,超声换能器420的同轴线缆422从基座410的同轴线缆安装孔415中穿过并固定安装。在超声换能器安装槽411的背面设置凹槽412,光束转折部件的光束折射面413设置在紧邻凹槽412、在靠近超声换能器安装槽411的一端,所述凹槽412位于超声换能器安装槽411的背面。导光元件和聚焦元件430固定

安装于导光元件安装孔414中,红外光由所述导光元件和聚焦元件430的聚焦元件光束出射面431中射出,照射到所述基座410的光束转折面413上,并转折成与所述超声换能器420的超声波出射面421成90°的方向射出。并且红外光束和超声波束分别由基座410的相对两侧方向射出。

[0043] 进一步的,光束转折面413可为曲面(球面、非球面)、衍射式反射镜、或布拉格反射镜。超声环能器420的超声出射面421可为平面或凹面。

[0044] 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普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

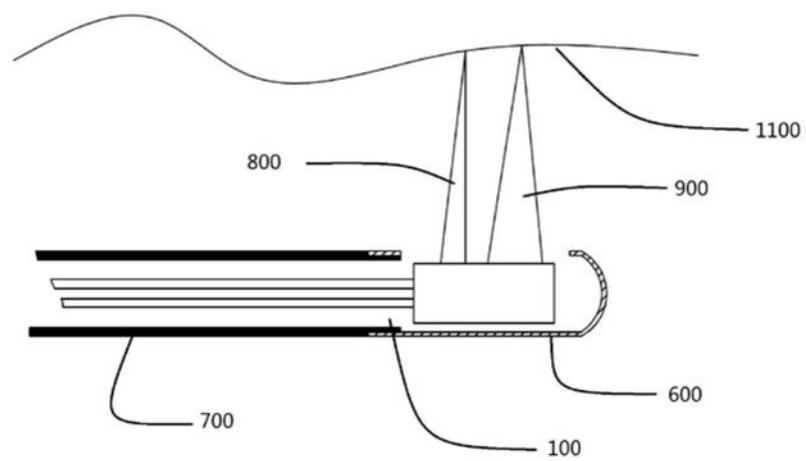


图1

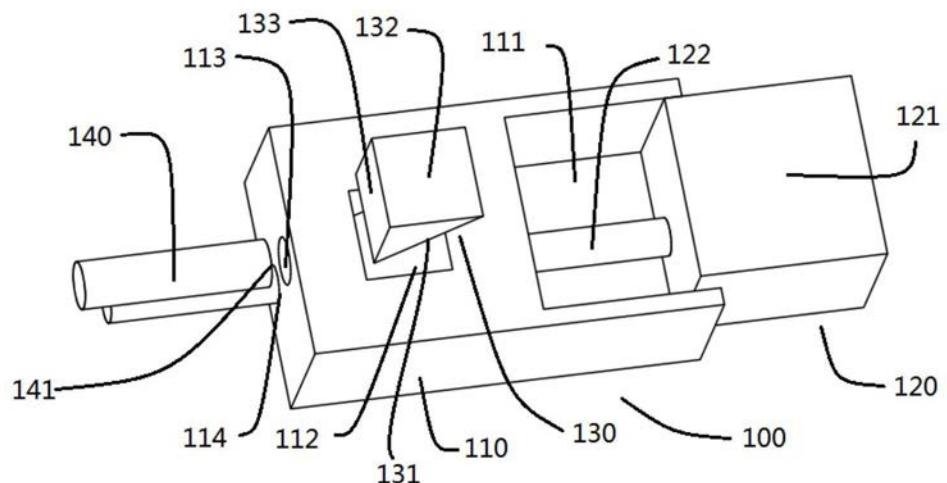


图2

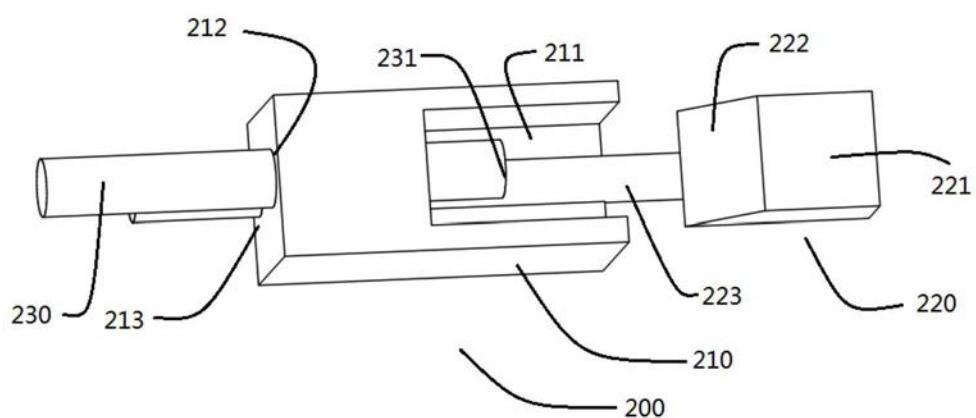


图3

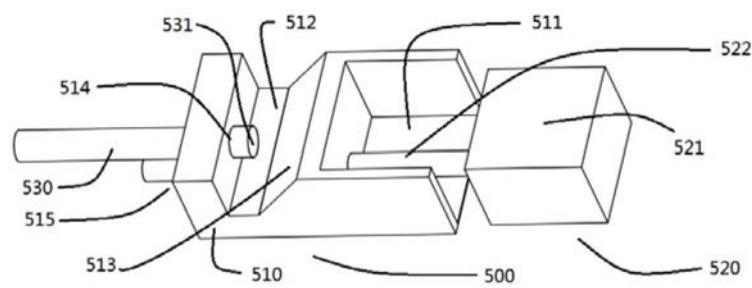


图4

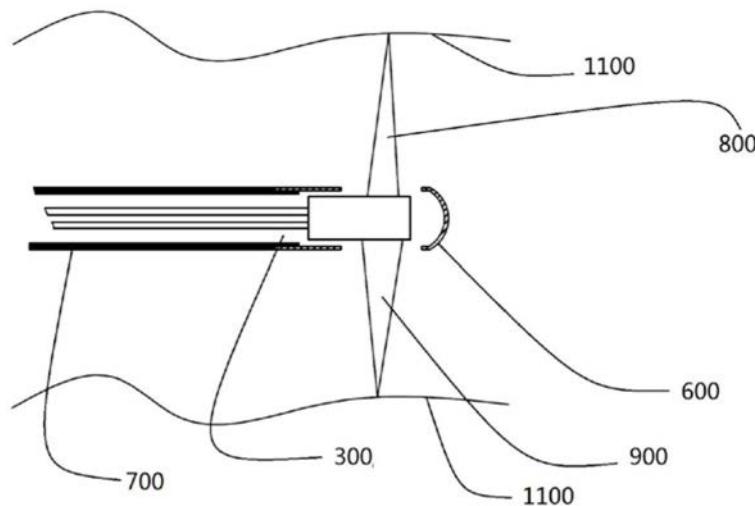


图5

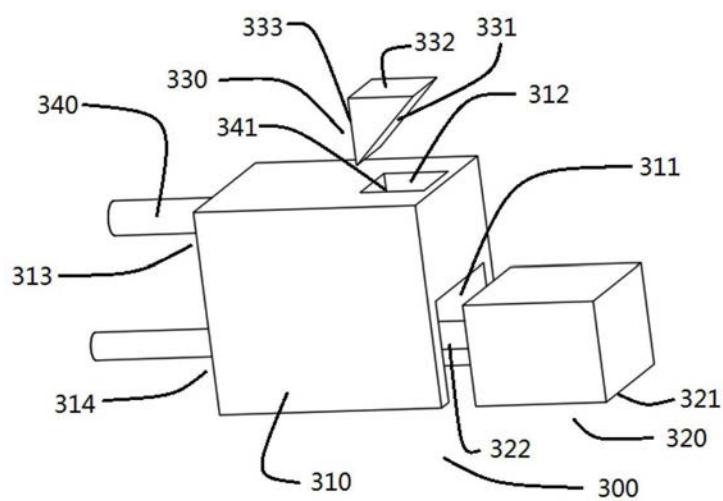


图6

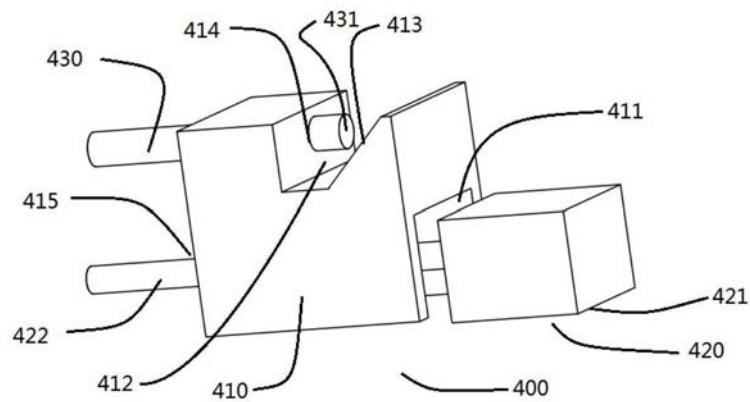


图7

专利名称(译)	一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头		
公开(公告)号	CN108784739A	公开(公告)日	2018-11-13
申请号	CN201810636935.7	申请日	2018-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	深圳英美达医疗技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳英美达医疗技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳英美达医疗技术有限公司		
[标]发明人	白晓淞 黄贊力		
发明人	白晓淞 黄贊力		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B5/0066		
代理人(译)	胡玉		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供了一种结合超声波成像和光学相干断层成像的双模探头，其包括双模成像核心模块，双模成像核心模块包括基座和成像部件，成像部件包括导光元件和聚焦元件、光束转折部件和超声换能器，超声换能器、导光元件和聚焦元件分别固定在基座上，光束转折部件为固定安装在基座上的独立元件或设在基座上或超声换能器的后侧面上的光束转折面，导光元件和聚焦元件的光束出射面朝着光束转折部件；光从导光元件和聚焦元件经过所述光束转折部件射出，超声波束从超声换能器射出，光射出的方向与超声波束射出方向相同或者相反。本发明的技术方案利用基座来固定超声和光学元件，保证工作中的稳定性和可靠性，能够一次性采集到病变组织的超声和OCT图像。

