



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103006170 B

(45) 授权公告日 2014. 08. 13

(21) 申请号 201210543252. X

W0 2007132378 A2, 2007. 11. 22, 全文.

(22) 申请日 2012. 12. 16

CN 102186405 A, 2011. 09. 14, 全文.

CN 101518438 A, 2009. 09. 02, 全文.

(73) 专利权人 天津大学

地址 300072 天津市塘沽区南开区卫津路
92 号

审查员 宋文晓

(72) 发明人 王树新 苏赫 梁科 李建民

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代
理事务所 12201

代理人 王丽英

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 5613936 A, 1997. 03. 25, 说明书第 4 栏第
23 行至第 16 栏第 28 行及附图 1-5.

US 4924853 A, 1990. 05. 15, 说明书第 3 栏第
22 行至第 6 栏第 2 行及附图 1-4.

US 2012002956 A1, 2012. 01. 05, 全文.

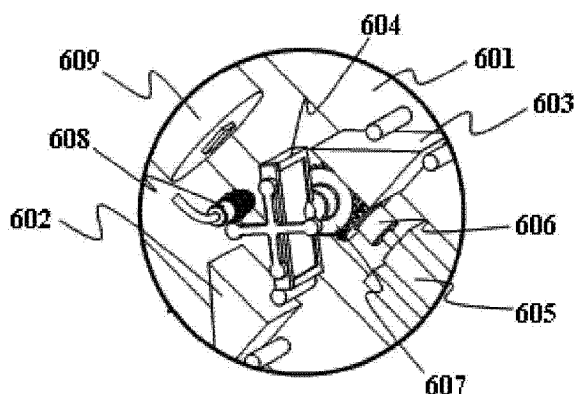
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

一种医用内窥镜三维成像装置

(57) 摘要

本发明公开了一种医用内窥镜三维成像装置, 它包括壳体, 在所述的壳体上安装有 CCD 相机和图像光线处理系统, 所述的 CCD 相机能够通过图像光线处理系统顺序轮换接收光学成像获取部分获取的两路入射图像光线中的一路入射图像光线。本发明有益效果: 1. 本发明的内窥镜三维成像装置, 仅使用一个 CCD 图像传感器即可实现三维图像的获取, 在保证同等功能的前提条件下, 与市面上同类产品相比, 成本较低。2. 本发明结构简单、使用便捷, 便于维修与更换, 适用于临床上进行微创外科手术的三维图像采集与实时反馈, 为手术医生及助手带来方便。



1. 一种医用内窥镜三维成像装置,它包括壳体,其特征在于:在所述的壳体上安装有 CCD 相机和图像光线处理系统,所述的 CCD 相机能够通过图像光线处理系统顺序轮换接收光学成像获取部分获取的两路入射图像光线中的一路入射图像光线,所述的图像光线处理系统包括安装在壳体两侧的第一棱镜和第二棱镜,在所述的第一棱镜、第二棱镜之间的中间位置安装有双面反光镜,所述的第一棱镜设置在光学成像获取部分获取的两路入射图像光线的一个光路上,第二棱镜设置在光学成像获取部分获取的两路入射图像光线中的另一个光路上,所述的第一棱镜、第二棱镜分别用于将两路入射图像光线反射形成与两路入射图像光线垂直设置的第一反射光线、第二反射光线,双面反光镜设置在所述的第一反射光线、第二反射光线的光路上,双面反光镜的一面用于将第一反射光线反射形成与第一反射光线垂直设置的第三反射光线,双面反光镜的另一面用于将第二反射光线反射形成与第三反射光线位置相一致设置的第四反射光线,所述的 CCD 相机设置在第三、四反射光线的光路上,在所述的双面反光镜的侧壁上安装有呈十字形设置的遮光器,所述的双面反光镜与旋转驱动装置相连,所述的遮光器的四个十字端能够通过旋转驱动装置的带动依次与一个安装在壳体内的光电传感器的发光端对应设置,所述的 CCD 相机与光电传感器相连以接收来自光电传感器的触发信号。

一种医用内窥镜三维成像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医用电子内窥镜成像设备,尤其涉及一种医用内窥镜三维成像装置。

背景技术

[0002] 内窥镜成像技术是应用于医学领域的一种较为典型的成像技术,在医学诊断及手术导航方面均具有极高的利用价值。基于内窥镜成像技术的微创外科手术是 20 世纪以来医疗外科手术领域的重要发展方向之一,广泛地存在于临床应用中。微创外科手术对视觉反馈的要求很高,内窥镜必须实时反映手术场景,并且能够准确描述手术工具的运动信息以达到手术操作的一致与同步。传统微创外科手术中,由于一般内窥镜只能提供二维图像,无法感知手术部位深度距离的真实场景信息以及内窥镜与手术工具在手术操作空间中的相对位置,医生往往需要在手术过程中多次进行尝试性触碰组织表面以掌握深度信息,或是依靠个人经验做出判断,从而增加了误操作而引发的组织误伤等手术事故的发生几率,并导致手术操作精度的降低。因此,精确的三维可视化场景信息对于增加手术操作的灵活性、降低误操作风险以及增加手术工具定位准确性等方面意义重大,藉此医生可以施行很多高难度的手术,手术的安全系数也大大提高。

发明内容

[0003] 本发明的目的是在于克服目前广泛应用于微创外科手术内窥镜的二维成像技术的缺陷,提供一种临床上能够进行微创外科手术的三维图像采集与实时反馈、兼容性强、成本较低的一种医用内窥镜三维成像装置。

[0004] 本发明的一种医用内窥镜三维成像装置,它包括壳体,在所述的壳体上安装有 CCD 相机和图像光线处理系统,所述的 CCD 相机能够通过图像光线处理系统顺序轮换接收光学成像获取部分获取的两路入射图像光线中的一路入射图像光线。

[0005] 本发明的优点:

[0006] 本发明一种医用内窥镜三维成像装置与现有技术相比具有以下有益效果:

[0007] 1. 本发明的内窥镜三维成像装置,仅使用一个 CCD 图像传感器即可实现三维图像的获取,在保证同等功能的前提条件下,与市面上同类产品相比,成本较低。

[0008] 2. 本发明结构简单、使用便捷,便于维修与更换,适用于临床上进行微创外科手术的三维图像采集与实时反馈,为手术医生及助手带来方便。

[0009] 3. 配合本装置使用的图像显示设备可选用市面上通用的时分式立体显示设备,无需使用专门定制的显示设备,兼容性强。

附图说明

[0010] 图 1 为本发明的一种医用内窥镜三维成像装置的应用示意图;

[0011] 图 2 为本发明的一种医用内窥镜三维成像装置用于内窥镜的第一种三维成像方

式的结构示意图；

[0012] 图 3 为图 2 所示的本发明装置的内部结构放大示意图；

[0013] 图 4-1 和图 4-2 为图 3 所示的装置的光路原理示意图；

[0014] 图 5 为本发明的一种医用内窥镜三维成像装置用于内窥镜的第二种三维成像方式的结构示意图；

[0015] 图 6 为图 5 所示的本发明装置的内部结构放大示意图；

[0016] 图 7-1 和图 7-2 为图 6 所示的装置的光路原理示意图。

具体实施方式

[0017] 下面结合附图和实施例对本发明加以详细说明：

[0018] 图 1 所示为本发明的一种医用内窥镜三维成像装置的应用示意，由内窥镜 1、监视系统控制部分 2 和显示系统 3 三个主要部分组成。成像主要依赖于内窥镜镜身前端装备的微型图像传感器 CCD（电荷耦合元件），将捕获图像经过处理器处理后，显示在监视系统控制部分 2 的监视器 3b 的屏幕上，医生通过佩戴立体眼镜 3a 获得手术部位的三维立体视觉信息。内窥镜由光学成像获取部分 4、照明部分 5 和三维成像部分 6 构成。

[0019] 本发明的一种医用内窥镜三维成像装置 6，它包括壳体，在所述的壳体上安装有 CCD 相机和图像光线处理系统，所述的 CCD 相机能够通过图像光线处理系统顺序轮换接收光学成像获取部分获取的两路入射图像光线中的一路入射图像光线。

[0020] 作为本发明的一种实施方式，如图 2、3 所示，所述的图像光线处理系统包括安装在壳体 601 两侧的第一棱镜 602 和第二棱镜 603，在所述的第一棱镜、第二棱镜之间的中间位置安装有双面反光镜 604，所述的第一棱镜设置在光学成像获取部分获取的两路入射图像光线的一个光路上，第二棱镜设置在光学成像获取部分获取的两路入射图像光线中的另一个光路上，所述的第一棱镜、第二棱镜分别用于将两路入射图像光线反射形成与两路图像光线垂直设置的第一反射光线、第二反射光线，双面反光镜设置在所述的第一反射光线、第二反射光线的光路上，双面反光镜的一面用于将第一反射光线反射形成与第一反射光线垂直设置的第三反射光线，双面反光镜的另一面用于将第二反射光线反射形成与第三反射光线位置相一致设置的第四反射光线，所述的 CCD 相机设置在第三、四反射光线的光路上，在所述的双面反光镜的侧壁上安装有呈十字形设置的遮光器，所述的双面反光镜 604 与旋转驱动装置相连，所述的遮光器的四个十字端能够通过旋转驱动装置的带动依次与一个安装在壳体内的光电传感器 608 的发光端对应设置，所述的 CCD 相机 609 与光电传感器相连以接收来自光电传感器的触发信号，来自光学成像获取部分的图像光线能够顺序依次通过两个棱镜中的一个棱镜、双面反光镜中的一面反射至所述的 CCD 相机处。所述的旋转驱动装置包括电机，在所述的电机 605 的旋转轴上安装有主动伞齿轮 606，所述的主动伞齿轮 606 与安装在双面反光镜上的被动伞齿轮 607 啮合配合。当然，旋转驱动装置也可以为丝传动、链传动或带传动的形式。

[0021] 本装置中第一棱镜 602 用于反射来自镜头 401 捕获的光线，第二棱镜 603 用于反射来自镜头 402 捕获的光线。固连在壳体 601 上的电机 605 提供原动力，带动一对齿轮 606、607 使双面反光镜 604 保持一个方向旋转的连续运动。安装在壳体 601 上的光电传感器 608 作为触发信号检测元件，光电传感器上的遮光点每被遮光器的四个十字端中的一端遮光一

次,触发控制信号,控制系统立刻做出反应,启动电子快门使 CCD 相机 609 记录此时刻的图像。

[0022] 图 4-1 和 4-2 显示了第一种技术方案的图像获取原理。如图 4-1 所示,设光线 A 由镜头 401 所捕获并由第一棱镜 602 反射至反光镜 604 处;光线 B 由镜头 402 所捕获并由第二棱镜 603 反射至反光镜 604 处。反光镜 604 保持顺时针方向旋转,当转至与光路夹角为 -45° 时,只有光线 A 被反光镜反射至 CCD 相机 609 处,同时光电传感器 608 触发,控制系统发送指令启动电子快门使 CCD 相机 609 截取镜头 401 捕获的一幅图像并发送至图像处理系统,此时光线 B 未通过反射进入 CCD 相机;下一时刻如图 4-2 所示,当反光镜旋转至与光路夹角为 45° 时,只有光线 B 被反光镜反射至 CCD 相机 609 处,同时光电传感器 607 触发,控制系统发送指令启动电子快门使 CCD 相机 609 截取镜头 402 捕获的一幅图像并发送至图像处理系统,此时光线 A 未通过反射进入 CCD 相机 609。图像处理系统将两次发送而来的图像进行处理后形成一帧三维图像通过传输设备传送至显示器 3。设定电机 605 带动反光镜 604 以 1/15 秒每圈的速度旋转,每旋转 45° CCD609 捕获一幅图片,故反光镜旋转一圈,CCD609 向处理器发送两组图片(每组两幅),并最终由显示器显示两帧三维图像,则手术医生可以观看到以 30 帧每秒的速度播放的具有三维立体效果的手术场景。

[0023] 图 5、6 所示为本发明第二种技术方案的内部结构示意图;所述的图像光线处理系统包括安装在壳体 901 两侧的第一偏振片 902 和第二偏振片 903,在所述的第一偏振片后方与之间隔安装有第一棱镜 904,在所述的第二偏振片后方与之间隔安装有第二棱镜 905,在所述的第一棱镜、第二棱镜之间的中间位置安装有第三棱镜 906,在所述的第三棱镜的后方依次间隔安装有液晶滤光片 907、第三偏振片 908 和 CCD 相机 909,所述的第一偏振片和第一棱镜依次设置在光学成像获取部分获取的一路入射图像光线的光路上,所述的第二偏振片和第二棱镜依次设置在光学成像获取部分获取的另一路入射图像光线的光路上,所述的第一棱镜、第二棱镜分别用于将两路入射图像光线反射形成与两路入射图像光线垂直设置的第一反射光线、第二反射光线,第三棱镜设置在第一反射光线、第二反射光线的光路上,第三棱镜的一面用于将第一反射光线反射形成第三反射光线,第三棱镜的另一面用于将第二反射光线反射形成第四反射光线,所述的液晶滤光片 907、第三偏振片 908 和 CCD 相机 909 设置在第三反射光线和第四反射光线的光路上,所述的液晶滤光片与激励装置相连。来自光学成像获取部分的图像光线能够顺序依次通过第一偏振片、第一棱镜、第三棱镜、液晶滤光片、第三偏振片进入 CCD 相机或者依次通过第二偏振片、第二棱镜、第三棱镜、液晶滤光片、第三偏振片进入 CCD 相机。

[0024] 来自镜头 701、702 捕获的两组光线首先经过与内窥镜壳体 901 相固连的第一偏振片 902、第二偏振片 903 后形成单向偏振光(二者偏振相位相互垂直),经第一棱镜 904、第二棱镜 905 与第三棱镜 906 反射,通过液晶滤光片 907 后到达偏振片 908 处。液晶滤光片 907 未经模拟信号激励时,两组光线透过滤光片不发生任何变化,最终与第三偏振片 908 偏振相位相同的光线被 CCD 相机 909 捕获。下一时刻,当液晶滤光片 907 经模拟信号激励后,其内部晶相发生了改变,使得通过滤光片的两组光线各自的偏振方向与通过滤光片之前正好相反,最终与第三偏振片 908 偏振方向相同的光线被 CCD 相机 909 捕获。前后两个采集时刻 CCD 相机所捕获的图像来自于两个不同的镜头。

[0025] 图 7-1 和图 7-2 所示为第二种技术方案的图像获取原理。如图 7-1 所示,设光线 C

由镜头 701 所捕获,通过第一偏振片 902 后成为单向偏振光(假定偏振方向为横向),并经过第一棱镜 904、第三棱镜 906 反射后透过液晶滤光片 907 到达第三偏振片 908 处;设光线 D 由镜头 702 所捕获,通过第二偏振片 903 后成为单向偏振光(假定偏振方向为纵向),并经过第二棱镜 905、第三棱镜 906 反射后透过液晶滤光片 907 到达第三偏振片 908 处。第一偏振片 902 与第三偏振片 908 的偏振方向相同(均为横向),与第二偏振片 903 的偏振方向相反。液晶滤光片 907 未经模拟信号激励时,因光线 C 的偏振方向与第三偏振片 908 的偏振方向相同,故可以通过第三偏振片 908 被 CCD 相机 909 捕获并发送至图像处理系统,而光线 D 由于偏振方向与第三偏振片 908 的偏振方向垂直而被过滤掉,即此时 CCD 相机捕获的是来自镜头 701 的图像;下一时刻,液晶滤光片经模拟信号激励,其内部晶相发生改变,导致光线 C、D 通过后各自的偏振方向与原来相反(光线 C 的偏振方向由横向变成纵向,光线 D 的偏振方向由纵向变成横向),此时光线 D 的偏振方向与第三偏振片 908 的一致,从而可通过第三偏振片 908 最终被 CCD 相机 909 捕获并发送至图像处理系统,而光线 C 由于偏振方向与第三偏振片 908 的偏振方向垂直而被过滤掉,即此时 CCD 相机捕获的是来自镜头 702 的图像。图像处理系统接收 CCD 相机 909 连续传来的两幅图像,经处理后形成一帧三维图像通过传输设备传送至显示器 3。控制系统以 1/30 秒每次的频率控制模拟信号对液晶滤光片 907 做着“启-停-启-停”的反复性激励动作,同时对 CCD 相机 909 捕获得来的连续两幅图片进行处理后由显示器显示为一帧三维图像,则手术医生可以观看到以 30 帧每秒的速度播放的具有三维立体效果的手术场景。

[0026] 以上示意性的对本发明及其实施方式进行了描述,该描述没有限制性,附图所示的也只是本发明的实施方式之一,实际的结构并不局限于此。所以,如果本领域的技术人员受其启示,在不脱离本发明创造宗旨的情况下,采用其它形式的传动、驱动装置以及连接方式不经创造性的设计与该技术方案相似的结构方式及实施例,均应属于本发明的保护范围。

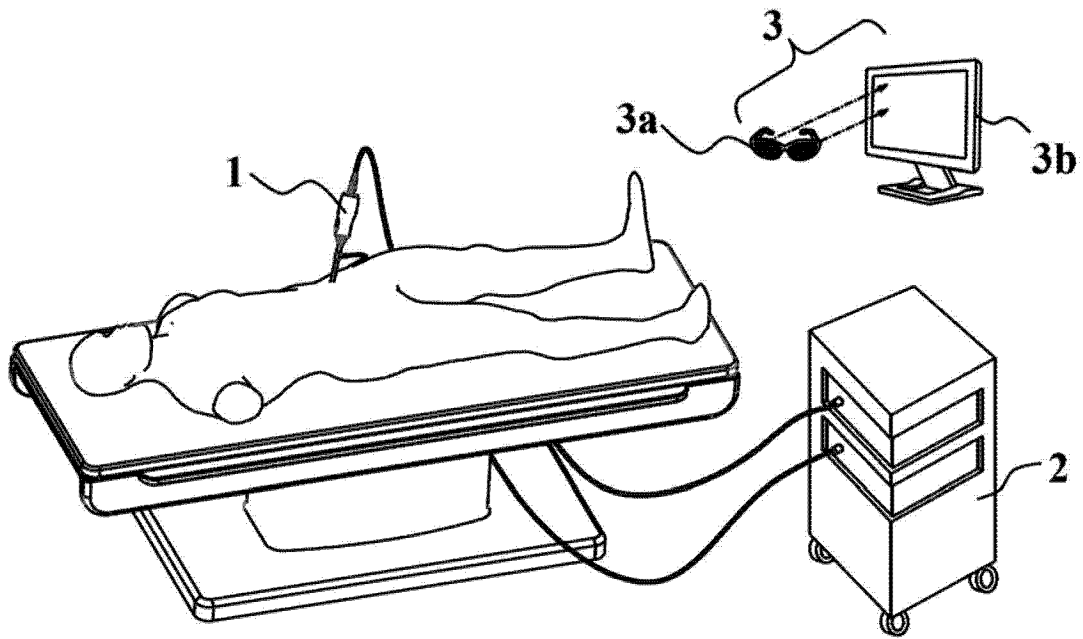


图 1

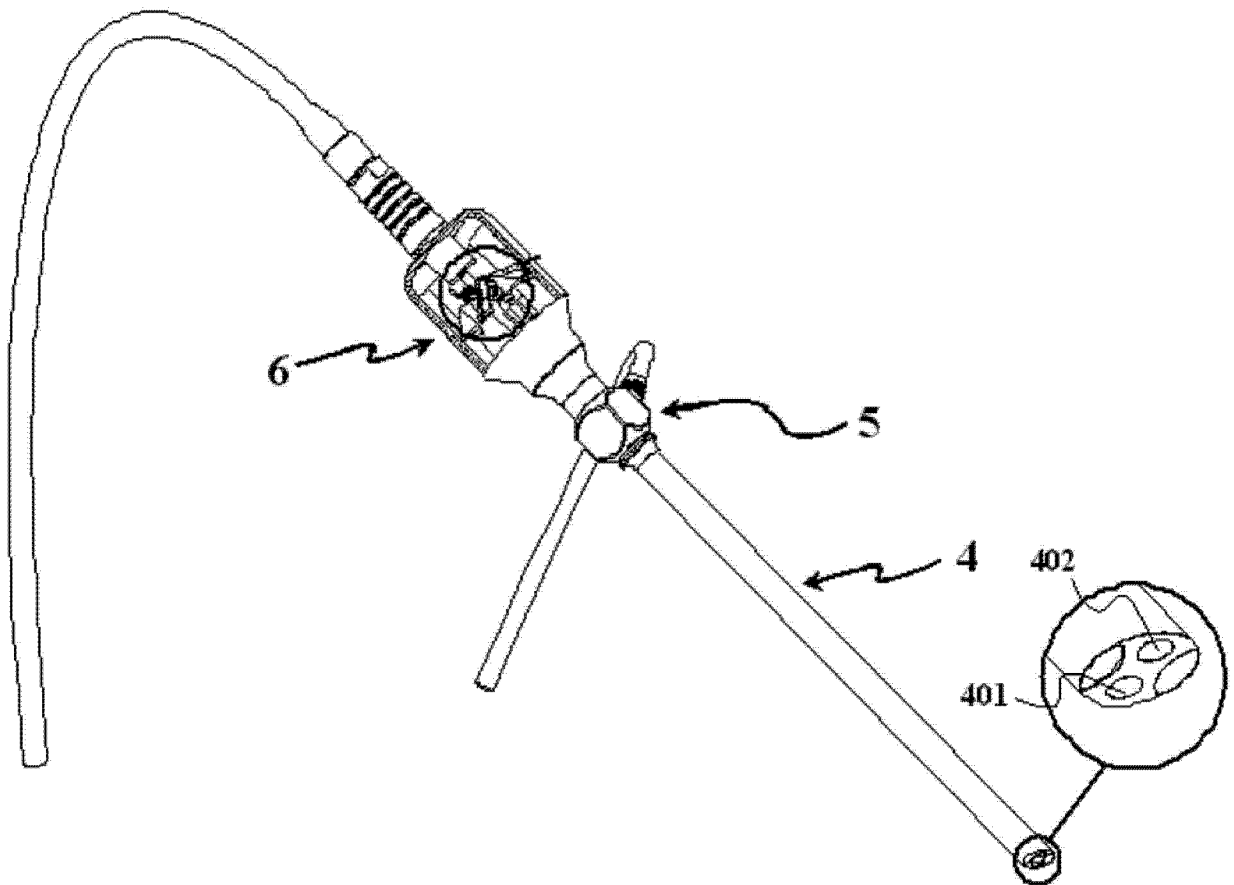


图 2

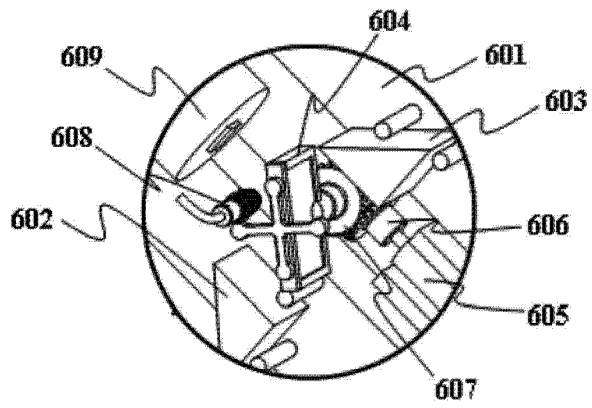


图 3

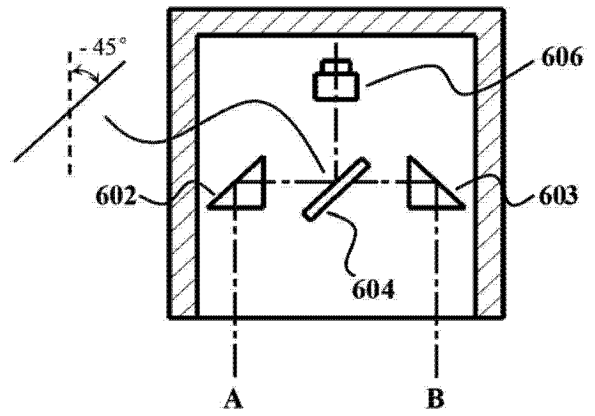


图 4-1

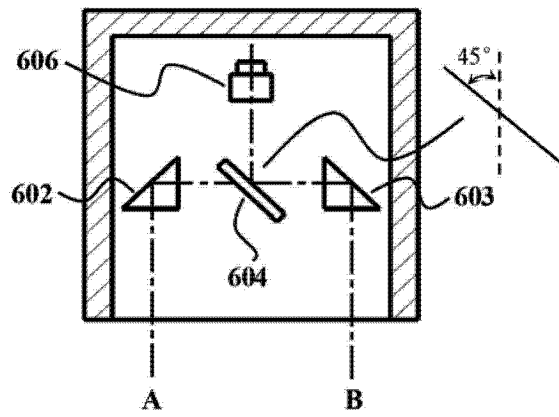


图 4-2

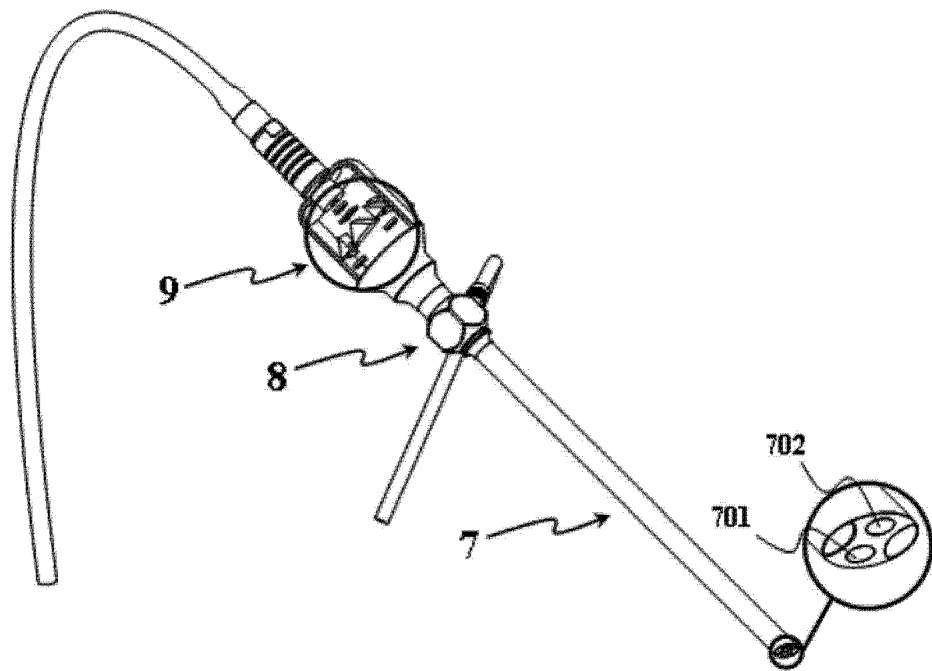


图 5

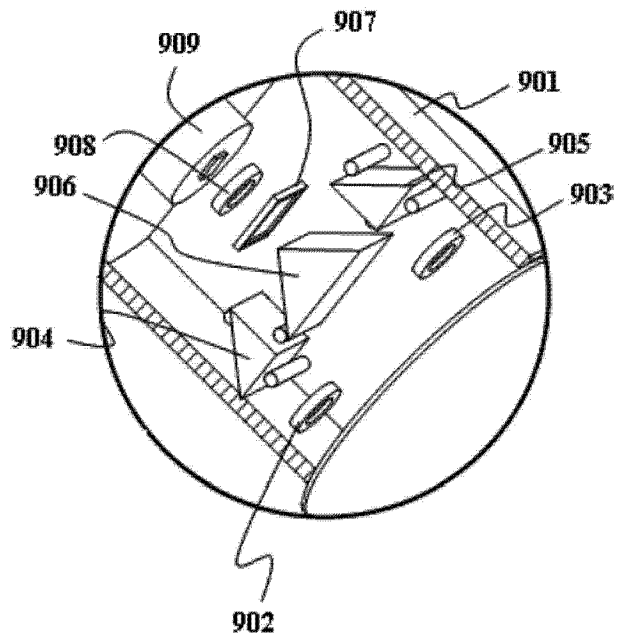


图 6

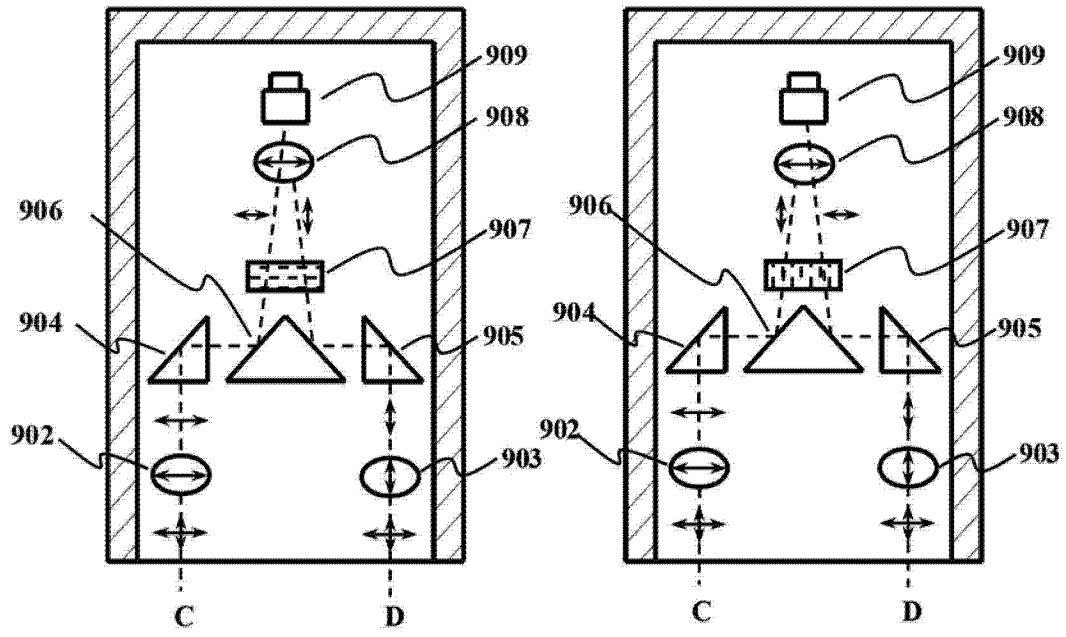


图 7-1

图 7-2

专利名称(译)	一种医用内窥镜三维成像装置		
公开(公告)号	CN103006170B	公开(公告)日	2014-08-13
申请号	CN201210543252.X	申请日	2012-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	王树新 苏赫 梁科 李建民		
发明人	王树新 苏赫 梁科 李建民		
IPC分类号	A61B1/05		
代理人(译)	王丽英		
其他公开文献	CN103006170A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种医用内窥镜三维成像装置，它包括壳体，在所述的壳体上安装有CCD相机和图像光线处理系统，所述的CCD相机能够通过图像光线处理系统顺序轮换接收光学成像获取部分获取的两路入射图像光线中的一路入射图像光线。本发明有益效果：1.本发明的内窥镜三维成像装置，仅使用一个CCD图像传感器即可实现三维图像的获取，在保证同等功能的前提条件下，与市面上同类产品相比，成本较低。2.本发明结构简单、使用便捷，便于维修与更换，适用于临床上进行微创外科手术的三维图像采集与实时反馈，为手术医生及助手带来方便。

