



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111225618 A

(43)申请公布日 2020.06.02

(21)申请号 201880056270.0

(74)专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司 11018

(22)申请日 2018.09.06

代理人 孙艳云 周艳玲

(30)优先权数据

2019493 2017.09.06 NL

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.02.28

A61B 1/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/NL2018/050574 2018.09.06

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/050400 EN 2019.03.14

(71)申请人 德亚特管理私人有限公司

地址 荷兰豪达

申请人 罗伯特·范塞文特

(72)发明人 罗伯特·范塞文特

弗洛里斯·德·亚特

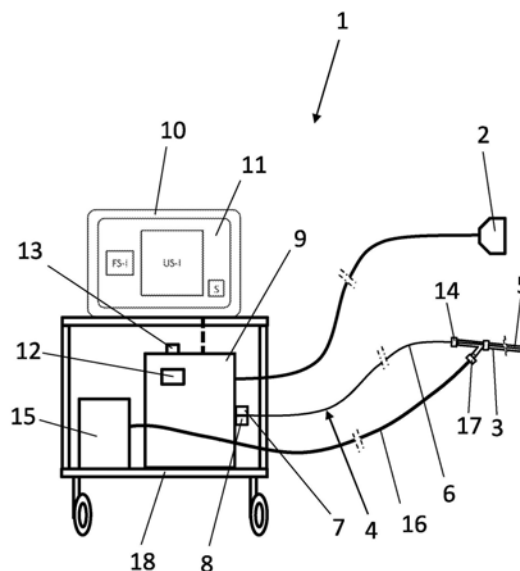
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

成像设备

(57)摘要

本发明提供一种用在诸如外科手术的医疗干预中的成像设备,该成像设备包括:用以提供第一图像数据的超声波探头;具有纵向内部通道并被配置为引入人体内的插管;至少部分地布置在插管上或该插管中以提供第二图像数据的直视摄像机;和显示设备,包括至少一个显示器以显示基于第一图像数据的超声波图像和基于第二图像数据的直视图像。



1. 一种用在诸如外科手术的医疗干预中的成像设备,包括:
用以提供第一图像数据的超声波探头;
插管,具有纵向内部通道并被配置为引入人体内;
直视摄像机,至少部分地布置在所述插管上或所述插管中以提供第二图像数据;和
显示设备,包括至少一个显示器以显示基于所述第一图像数据的超声波图像和基于所述第二图像数据的直视图像。
2. 根据权利要求1所述的成像设备,其中所述成像设备包括选择器以从多个图像模式中选择期望的图像模式,从而显示所述超声波图像和/或所述直视图像。
3. 根据权利要求2所述的成像设备,其中所述多个图像模式至少包括第一图像模式和第二图像模式,在所述第一图像模式中,所述超声波图像相对于所述直视图像较大,在所述第二图像模式中,所述直视图像相对于所述超声波图像较大。
4. 根据权利要求2或3所述的成像设备,其中所述成像设备包括被连接到所述选择器的麦克风设备以基于声音命令选择所述期望的图像模式。
5. 根据前述权利要求中任一项所述的成像设备,其中所述直视摄像机是记录可见光的频率范围内的图像数据的摄像机,其中优选地所述直视摄像机包括CCD传感器和/或CMOS传感器。
6. 根据前述权利要求中任一项所述的成像设备,其中所述直视摄像机是至少部分地被布置在所述插管的所述纵向内部通道中的纤维镜。
7. 根据权利要求6所述的成像设备,其中所述纤维镜包括光源、摄像机传感器和光纤。
8. 根据权利要求1-5中任一项所述的成像设备,其中所述直视摄像机被安装在所述插管上。
9. 根据前述权利要求中任一项所述的成像设备,其中所述成像设备包括输液泵单元,其中所述输液泵单元被连接到所述插管以将输液流体泵入所述插管的所述内部通道中。
10. 根据前述权利要求中任一项所述的成像设备,其中所述插管包括Y形连接件,所述Y形连接件包括第一入口和第二入口。
11. 根据前述权利要求所述的成像设备,其中所述第一入口和/或所述第二入口包括单向阀,所述单向阀防止流体在所述插管的近端方向上流动。
12. 根据权利要求10或11所述的成像设备,其中所述第一入口的纵向轴线与所述插管的纵向轴线重合,并且其中所述第二入口的纵向轴线被布置为与所述插管的所述纵向轴线成20度-70度的角度。
13. 根据权利要求10-12中任一项所述的成像设备,其中所述插管包括第三入口。
14. 根据前述权利要求所述的成像设备,其中所述第三入口包括单向阀,所述单向阀防止流体在所述插管的近端方向上流动。
15. 根据权利要求9和权利要求10-14中任一项所述的成像设备,其中所述输液泵单元被连接到所述第一入口或所述第二入口中的一个,并且纤维镜经由所述第一入口或所述第二入口中的另一个被引导到所述插管中。
16. 根据前述权利要求中任一项所述的成像设备,其中所述成像设备包括处理设备,所述处理设备用以接收并处理所述第一图像数据以提供所述超声波图像和/或接收并处理所述第二图像数据以提供所述直视图像,其中所述显示单元被连接到所述处理设备以接收并

显示所述超声波图像和/或所述直视图像。

成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于医疗干预中,尤其是用于外科程序中的成像设备。

背景技术

[0002] 超声波成像系统被广泛用于获取图像。超声波通常使用频率高于人类听觉上限的声波来获取图像。该上限因人而异且在健康的年轻人中约为20千赫。因此,超声波系统的工作频率从20千赫到几千兆赫。

[0003] 在医学领域,超声波成像系统被用于获取组织、器官、神经、动脉、静脉等的超声波图像。大多数超声波系统包括被放置在患者的皮肤上的探头。通过在皮肤上放置超声波探头,可以获得皮肤下面结构的图像。

[0004] 在医疗程序中使用超声波成像的缺点是,在某些情况下,感兴趣的位置可能在超声波探头的视场之外。例如,这可能是由超声波探头的视场不能到达的相对深的位置/结构或者由不允许超声波通过的结构(诸如骨骼结构)造成。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种用在医疗干预(诸如外科手术)中的成像设备,该成像设备便于改善人体相关区域的成像,例如这是为了进入人体的硬膜外腔,或者至少为了提供一种替代的成像设备。

[0006] 提供一种用在医疗干预(诸如外科手术)中的成像设备,包括:

[0007] 用以提供第一图像数据的超声波探头;

[0008] 插管,具有纵向内部通道并被配置为引入人体内;

[0009] 直视摄像机,至少部分地布置在插管上或该插管中以提供第二图像数据;和

[0010] 显示设备,包括至少一个显示器以显示基于第一图像数据的超声波图像和基于第二图像数据的直视图像。

[0011] 超声波探头被配置为使用超声波获取第一图像数据。超声波探头被放置在患者的皮肤上。超声波探头包括换能器,该换能器将超声波发射到患者的身体内并从患者的身体接收反射的超声波。该反射的超声波形成可以被用于构建超声波图像的第一图像数据。

[0012] 超声波图像可以被用于确定插管在患者的身体内的位置。

[0013] 插管是细长的中空体,其可以被引入患者的身体内,例如将流体引入患者的身体内。流体可以包括用于治疗患者的药物。插管也可以被用于将其他物体引入患者体内,诸如被用于烧蚀患者的神经或其他组织的RF针。插管可以包括尖锐的远端点,该尖锐的远端点允许插管刺穿皮肤并进入患者的身体内。

[0014] 直视摄像机,即记录可见光的频率范围内的图像数据的摄像机,被布置或可以被布置在插管的远端处或其附近的插管上或该插管中,以记录从插管的远端处或其附近的位置所看到的可见光图像。例如,该直视摄像机包括CMOS图像传感器或CCD图像传感器。

[0015] 优选地,直视摄像机是彩色摄像机,其提供真实的颜色来识别解剖结构和/或病理

状况。

[0016] 本发明的成像设备提供基于由超声波探头获取的第一图像数据的超声波图像和基于由直视摄像机获取的第二图像数据的直视图像。超声波图像和直视图像可以由单个显示设备显示,以使超声波图像和直视图像在单个显示设备上对用户可见。这允许操作者在观看超声波图像和直视图像之间快速切换。

[0017] 既提供超声波图像又提供直视图像有助于在直视期间容易且安全地应用其他困难的干预技术。

[0018] 超声波图像和直视图像可以彼此相邻显示,以使成像设备的操作者可以同时看到超声波图像和直视图像。这允许操作者在两个图像之间快速切换。特别地,当超声波图像提供的信息不足时,操作者可以查看直视图像,例如从而确认插管在患者的身体内的位置。

[0019] 成像设备可以包括处理设备,该处理设备用以接收并处理第一图像数据以提供超声波图像和/或接收并处理第二图像数据以提供直视图像,其中显示单元被连接到处理设备以接收并显示超声波图像和/或直视图像。例如,处理设备可以是PC、平板电脑或嵌入式处理器。

[0020] 成像设备,例如处理设备,可以包括存储设备以存储第一图像数据和/或第二图像数据和/或由处理第一图像数据和/或第二图像数据所产生的任何数据。例如,存储设备可以存储超声波图像和/或直视图像。如由超声波探头获取的第一图像数据和如由直视摄像机记录的第二图像数据,也可以被用于在显示设备上直接显示超声波图像和直视图像,并在其后被丢弃,包括处理的数据。在实施例中,当需要时,存储设备可以由用户激活,以存储相关数据供以后使用。

[0021] 在实施例中,成像设备包括选择器以从多个图像模式中选择期望的图像模式,从而显示超声波图像和/或直视图像。选择器使成像设备的操作者能够在两种或更多种图像模式之间切换,其中不同的图像模式可以针对不同的情况和/或应用进行优化。例如,在第一图像模式中,仅可以显示超声波图像,而在第二图像模式中,仅显示直视图像。选择器允许在这些第一图像模式和第二图像模式之间切换。例如,操作者可以选择第一图像模式以基于超声波图像确定插管的位置。当该超声波图像提供的信息不足时,操作者可以操作选择器以切换到第二图像模式,在该第二图像模式中,直视图像被显示在显示设备上。

[0022] 在实施例中,多个图像模式至少包括第一图像模式和第二图像模式,在第一图像模式中,超声波图像相对于直视图像较大,在第二图像模式中,直视图像相对于超声波图像较大。已经发现,在那时,以较大的格式显示超声波图像和直视图像的最期望图像,同时以较小的格式显示不太期望的图像,对于成像设备的操作者来说是方便的。因此,当超声波图像最有用时,显示的超声波图像相对于直视图像相对较大。当需要时,特别是当超声波图像提供的信息不足时,选择器可以被操作为切换到另一图像模式,在该另一图像模式中,被显示的直视图像相对于超声波图像相对较大。

[0023] 在实施例中,成像设备包括被连接到选择器的麦克风设备,以基于声音命令选择期望的图像模式。已经发现使用声音命令来选择期望的图像模式对于成像设备的操作者来说是方便的。例如,声音命令“超声波视图”可以被用于切换到在其中超声波图像被突出显示的图像模式,而声音命令“直视视图”可以被用于切换到在其中直视图像被突出显示的图像模式。

[0024] 在实施例中, 直视摄像机是至少部分地被布置在插管的纵向内部通道中的纤维镜。纤维镜是摄像机设备, 其中至少一根光纤被用于传播可见光。这些纤维镜的优点是光纤相对长且细, 以使光纤可以被布置在插管中。纤维镜可以包括一束多根光纤。

[0025] 典型地, 纤维镜包括至少一根具有第一端和第二端的光纤, 其中光源和摄像机传感器被光学连接到光纤的第一端。光源将光发射到光纤的第一端, 以使光通过光纤行进并在其第二端离开光纤。该光可以在人体的不同结构(诸如组织或骨骼)上反射, 并由光纤的第二端接收回来。反射的光通过光纤行进回到摄像机传感器, 该摄像机传感器记录反射的光以获取直视图像。

[0026] 由于光纤可以被放置在插管中, 纤维镜允许成像设备的操作者从插管的远端获取直视图像。纤维镜也可以向远端移出插管, 以从该视角记录直视图像。

[0027] 在替代的实施例中, 直视摄像机可以被安装在插管上。在该实施例中, 直视摄像机不必相对于插管被单独操纵以将直视摄像机的视场移动到期望的视点。因为直视摄像机被安装在插管上, 所以直视摄像机的视场相对于插管是固定的。有利地, 视场指向插管远端前面的区域。例如, 被安装在插管上的摄像机可以包括对应于纤维镜但被固定在插管上的一根或多根光纤, 或者被固定在插管上的摄像机传感器。

[0028] 在实施例中, 成像设备包括输液泵单元, 其中该输液泵单元被连接到插管以将输液流体泵入插管的内部通道中。向插管中提供流体(诸如盐水溶液)可以是有利的。例如, 该流体可以被用于冲洗插管的内部通道以从内部通道中去除脂肪组织。该流体也可以从插管的远端分送以在插管的远端前面形成空间, 从而获取该区域的更好视场。

[0029] 输液泵单元也可以被用于经由插管将药物供给到患者的身体内。

[0030] 在实施例中, 插管包括Y形连接件, 该Y形连接件包括第一入口和第二入口。输液泵单元可以被连接到第一入口和第二入口中的一个, 并且纤维镜可以经由第一入口和第二入口中的另一个被引导到插管中。

[0031] 在实施例中, 第一入口和/或第二入口包括单向阀, 该单向阀防止流体在插管的近端方向上流动。通过在第一入口和/或第二入口中设置单向阀, 可以防止流体从插管的近侧泄漏。例如, 该流体可以是患者的体液和/或使用用输液泵单元被泵入插管中的流体。

[0032] 优选地, 一个或多个单向阀被构造为以使例如纤维镜、RF针或活检针的设备可以在远端方向上移入和穿过单向阀, 并且在近端方向上移出单向阀, 优选地, 单向阀未丧失其阻止流体在近端方向上流动的功能。例如, 单向阀可以被构造为柔性环形盘。

[0033] 在实施例中, 第一入口的纵向轴线与插管的纵向轴线重合, 其中第二入口的纵向轴线被布置为与插管的纵向轴线成20度-70度的角度。第一入口和第二入口中的一个的纵向轴线与插管的纵向轴线重合是有利的, 以允许引入相对刚性的设备, 诸如RF针或活检针。另一个入口可以被用于引入纤维镜或其他更柔性的设备, 或者连接到输液泵单元。

[0034] 在实施例中, 插管包括第三入口。在具有第三入口的实施例中, 手术工具(诸如RF针或活检针)和纤维镜可以同时被布置在插管中, 并且同时输液泵单元可以被连接到插管以将流体引入插管中, 而不需要将一个入口用于两个或更多个这些设备。这允许方便操作插管和其他设备。

[0035] 第三入口可以包括单向阀, 该单向阀防止流体在插管的近端方向上流动。

[0036] 本发明也涉及一种使用如权利要求1-15中任一项所述的成像设备将插管定位在

患者的身体内并从患者的身体获取图像的方法,该方法包括以下步骤:

[0037] 将插管插入患者的身体内,

[0038] 使用超声波图像监控插管的位置,和

[0039] 当需要时,观看直视图像。

[0040] 在实施例中,该方法包括利用选择器从多个图像模式中选择期望的图像模式,以显示超声波图像和/或直视图像。

[0041] 在实施例中,对直视图像进行观看以复查插管的位置和/或以识别解剖结构和/或以识别患者的身体的病理状况。

[0042] 在实施例中,该方法包括将直视摄像机相对于插管定位在期望的位置以利用直视摄像机获取期望的视点的步骤。

[0043] 在实施例中,该方法包括将输液流体泵入插管的内部通道中。

附图说明

[0044] 现在将参见示意性附图仅通过示例描述本发明的实施例,在该示意性附图中,相应的附图标记表示相应的零件,并且其中:

[0045] 图1示出根据本发明的实施例的成像设备;

[0046] 图2示出显示设备上的第一图像模式;

[0047] 图3示出显示设备上的第二图像模式;

[0048] 图4示出根据本发明的第一实施例的插管;

[0049] 图5示出根据本发明的第二实施例的插管;和

[0050] 图6示出根据本发明的第三实施例的插管。

具体实施方式

[0051] 图1示出根据本发明的实施例的用于外科手术或其他医疗干预中的成像设备,该成像设备通常由附图标记1表示。成像设备1包括超声波探头2以在超声波探头2位于患者的皮肤上时基于由超声波探头2发射和接收的超声波获取第一图像数据。超声波探头2包括换能器,该换能器将超声波发射到患者的身体内并从患者的身体接收反射的超声波。这些反射的超声波形成可以被用于构建超声波图像的第一图像数据。

[0052] 进一步,成像设备1包括插管3和纤维镜4。插管3包括具有纵向内部通道5的细长主体。在其远端,插管3具有尖锐的远端点,该尖锐的远端点允许插管3刺穿皮肤并进入患者的身体内。

[0053] 纤维镜4包括具有远端和近端的细长光纤束6。光纤束6的远端部分被布置在插管3的内部通道5中,由此光纤束6的远端被布置为靠近插管3的远端。纤维镜4在第一入口14处进入插管3的内部通道5。在光纤束6的近端布置有光源7和摄像机传感器8,例如,CMOS或CCD传感器。光源7和摄像机传感器8被光学连接到光纤束的近端。光源7向光纤束6的近端发射可见光,即,该可见光具有可见光光谱中的频率。

[0054] 该光通过光纤6传播到光纤束的远端并离开该远端。该光照射在光纤束6的远端前面的结构,诸如组织或骨骼。

[0055] 反射的光将由光纤束的远端接收并行进回到光纤束6的近端。一个或多个透镜可

以被设置在光纤束6的远端以将光聚焦在光纤束6的远端。反射的光将由摄像机传感器8接收,该摄像机传感器8被光学连接到光纤束6近端。摄像机传感器8记录反射的光6以获取可以被用于提供直视图像的第二图像数据。因此,在图1中纤维镜4的位置,纤维镜4提供基于来自插管3的远端方向上插管3的远端的视点的可见光的图像。

[0056] 纤维镜4可以相对于插管3移动。特别地,光纤束6可以进一步移入和移出插管3的内部通道5,以改变纤维镜4相对于插管3的视点。

[0057] 超声波探头2和纤维镜4被连接到处理设备9,该处理设备9被配置为处理第一图像数据和第二图像数据。处理设备9被连接到显示设备10。显示设备10包括显示器11以显示基于由超声波探头2获取的第一图像数据的超声波图像US-I,和基于由纤维镜4获取的第二图像数据的直视图像FS-I。在图1的实施例中,超声波图像US-I和直视图像FS-I同时显示在同一显示器11上。在其他实施例中,根据操作者的指令,显示器11可以选择性地显示超声波图像US-I和直视图像FS-I中的一个。在又一个实施例中,超声波图像US-I可以显示在第一显示器上,而直视图像FS-I可以显示在第二显示器上,由此第一显示器和第二显示器彼此相邻布置。

[0058] 根据成像设备1的操作者的需要,操作者可以在不同的图像模式之间选择。

[0059] 例如,在如图2中示出的第一图像模式中,超声波图像US-I相对于直视图像FS-I较大。当操作者将主要使用超声波图像US-I来确定插管相对于患者的身体的位置时,该图像模式是有利的。当超声波图像不再提供足够的信息时,例如当插管被布置在患者体内相对深的位置和/或被部分布置在阻挡超声波的骨骼结构后面时,或者为了复查插管3的位置,操作者可能希望主要使用直视图像FS-I。

[0060] 在这种情况下,操作者可以选择如图3中示出的第二图像模式。在图3的该第二图像模式中,直视图像FS-I相对于超声波图像US-I较大。该第二图像模式使操作者能够主要基于直视图像FS-I来确定插管的位置,而有利地,超声波图像US-I仍然被显示。

[0061] 因此,通过在第一图像模式和第二图像模式之间切换,操作者可以在显示器10上他的视场中的同一位置看到超声波图像US-I或直视图像FS-I。

[0062] 如图1中示出的,成像设备1包括选择器12,操作者可以通过选择器12选择图像模式之一。为了操作选择器12,选择器按钮S可以被设置在显示器11的触摸屏上。替代地,选择器旋钮可以被设置在成像设备1的任何合适的位置处。附加地或替代地,成像设备1包括被连接到选择器12的麦克风设备13以基于声音命令选择期望的图像模式。已经发现使用声音命令来选择期望的图像模式对于成像设备1的操作者来说是方便的。例如,声音命令“超声波视图”可以被用于切换到在其中超声波图像US-I被突出显示的图像模式(图2),而声音命令“直视视图”可以被用于切换到在其中直视图像FS-I被突出显示的图像模式(图3)。

[0063] 对于本领域技术人员来说,设想附加的或替代的图像模式是清楚的。

[0064] 成像设备1进一步包括输液泵单元15。输液泵单元15被配置为经由流体导管16将输液流体(特别是盐水溶液)泵送到插管3。流体导管16被连接到插管3的第二入口17,以使由输液泵单元15泵送的流体将进入插管3的内部通道5并流向插管3的远端。例如,该流体可以被用于冲洗插管3的内部通道5,特别是被用于从内部通道5中去除脂肪组织。该流体也可以从插管3的远端分送以在插管3的远端前面形成空间,这是为了在该区域获取纤维镜4的更好视场。此外,输液泵单元15可以被用于经由插管3将药物引入患者体内。

[0065] 处理设备9、显示设备10和输液泵单元15被布置在推车18上。当需要时,超声波探头2、插管3和纤维镜4也可以被布置在推车18上,以容易地将成像设备1移动到期望的位置。

[0066] 选择器12和麦克风设备13是处理设备9的一体部分,但是也可以是单独的设备。在图1中,处理设备9和显示设备10被示出为单独的设备。实际上,处理设备9和显示设备10也可以被一体化在单个设备中。

[0067] 进一步,值得注意的是,输液泵单元也可以被设置在单独的支架上,例如被设置在本领域已知的输液泵支架上。

[0068] 根据本发明的成像设备1可以被用在任何合适的医疗程序中。例如,它可以被用在硬膜外程序、脑外科手术、腹腔镜检查等中。成像设备1也可以被用于诊断性医疗干预,例如检查人体内组织的状态,例如组织的炎症程度。

[0069] 图4更详细地示出根据本发明实施例的插管3。插管包括细长管状元件20,该管状元件在其远端21具有尖锐的远端点,该尖锐的远端点允许插管3刺穿皮肤并进入患者的身体内。在使用期间,仅管状元件20的一部分将进入患者的身体。在插管的近端,设置有具有第一入口14和第二入口17的Y形连接件22。

[0070] 第一入口14和第二入口17各自包括单向阀23,该单向阀23防止流体在插管3的近端方向上流动,即分别从内部通道5流出第一入口14或流出第二入口17。单向阀23以这样的方式构造,以使它们允许将纤维镜4和/或手术工具(诸如RF针或活检针)引入内部通道5中,而同时阻止流体从内部通道在插管的近端方向上分别流出第一入口14或第二入口17。在替代的实施例中,第一出口14和第二出口17中的仅一个可以被设置有这种单向阀23。图4中示出的单向阀23各自包括柔性环形元件,该环形元件容易打开以允许流体流向插管23的远端,但是阻止流体在相反方向上流动。

[0071] 第一入口14的纵向轴线与插管3的纵向轴线重合。这具有以下优点:相对刚性的设备,诸如RF针或活检针,可以容易被引入插管3的内部通道5中。第二入口17的纵向轴线可以被布置为与插管的纵向轴线成例如20度-70度的角度。第二入口17可以被用于将纤维镜4引入插管3的内部通道5中,或者被用于连接输液泵单元15的流体导管16。

[0072] 例如,管状元件的外径可以在1.5mm-5mm的范围内,例如1.8mm或2.4mm,并且内部通道5的内径可以在1mm-4.5mm的范围内,例如1.6mm或1.7mm。插管3的长度可以在5mm-25mm的范围内,例如75mm或109mm。

[0073] 图5示出插管3的替代的实施例。图4的插管3包括第三入口24。在示出的实施例中,第三入口24包括单向阀23,该单向阀防止流体从内部通道5流出第三出口23。

[0074] 图5的插管3的实施例特别适合于同时使用手术工具(诸如射频针或活检针),以及纤维镜,而同时插管3被连接到输液泵单元。

[0075] 例如,第一入口14可以被用于将手术工具引入插管的内部通道5中,而第二入口17被用于将纤维镜4引入插管的内部通道5中。第三入口24可以被用于连接到输液泵单元15,以将输液流体泵入插管3的内部通道5中。纤维镜4和手术工具可以被布置为在内部通道5中彼此相邻,而不防止或阻止纤维镜4和手术工具相对于彼此或插管3的纵向运动。由于纤维镜4和手术工具在其他入口处进入插管,纤维镜4和手术工具的位置可以方便地被操作。

[0076] 图6示出根据本发明的在成像设备中被使用的插管3的另一替代的实施例。在该实施例中,摄像机传感器30被安装在该插管3的远端,该摄像机传感器30可以通过导线31被连

接到处理设备9。摄像机传感器被配置为记录光,即可见光光谱内的波频。摄像机传感器30的视场32指向插管3远端前面的区域。该摄像机传感器30提供对该区域的良好视场,当通过经由插管3的内部通道5被引入患者的身体内的手术工具执行外科程序时,这可以是有利的。

[0077] 摄像机传感器30的优点是,它不必相对于插管3被单独操纵以将摄像机传感器的视场移动到期望的视点。它将随着插管3的移动而自动移动。然而,这也意味着,当与单独的摄像机(诸如单独的纤维镜)相比时,在定位摄像机传感器的视点方面灵活性较小。

[0078] 但是在替代的实施例中,纤维镜摄像机,使用光纤的摄像机系统,可以被一体化在插管3中或插管3上。

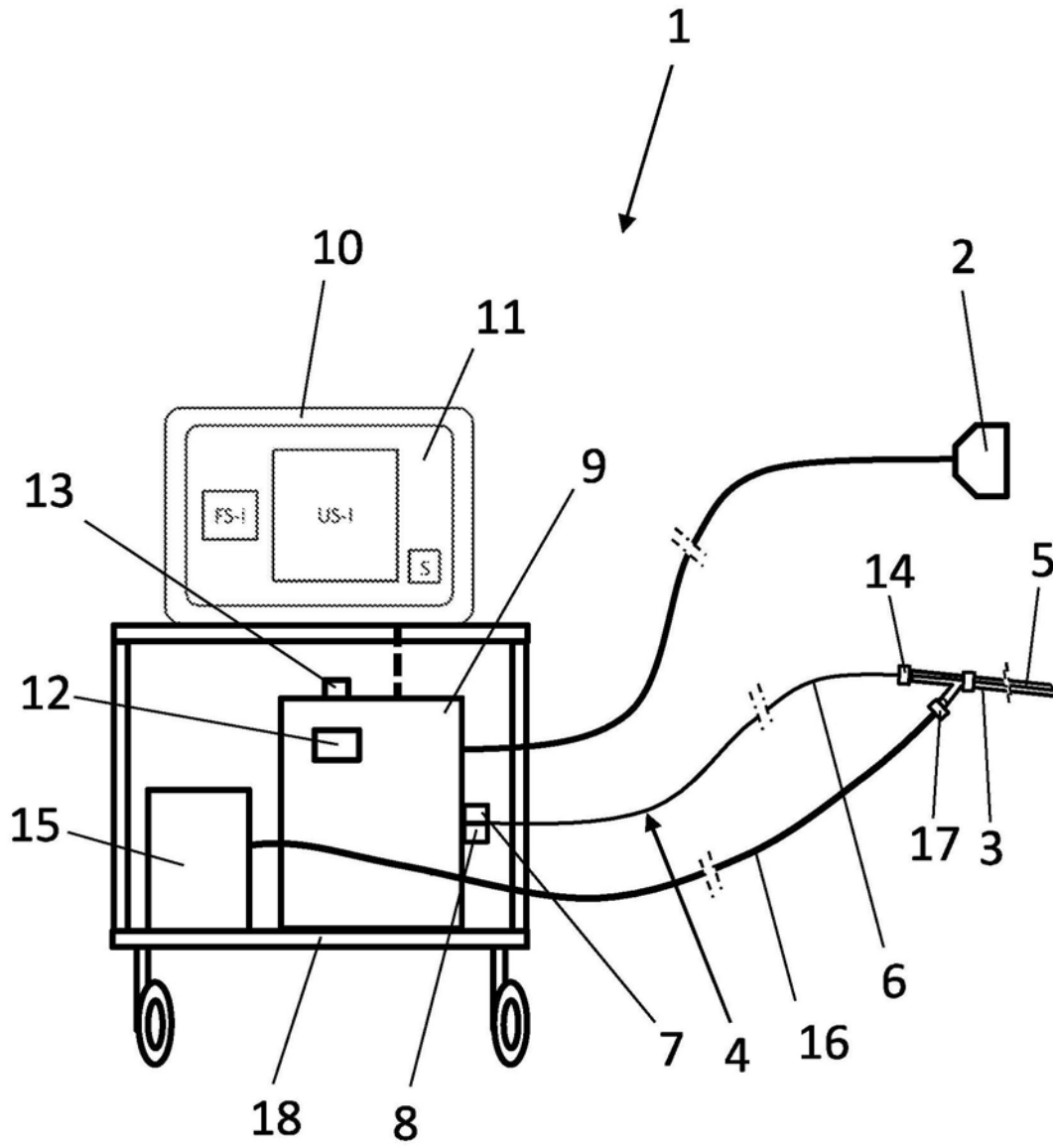


图1

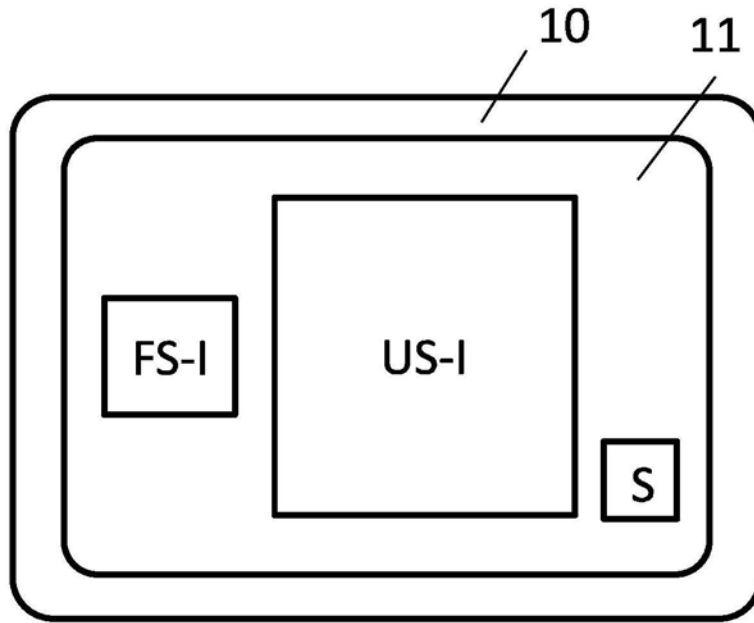


图2

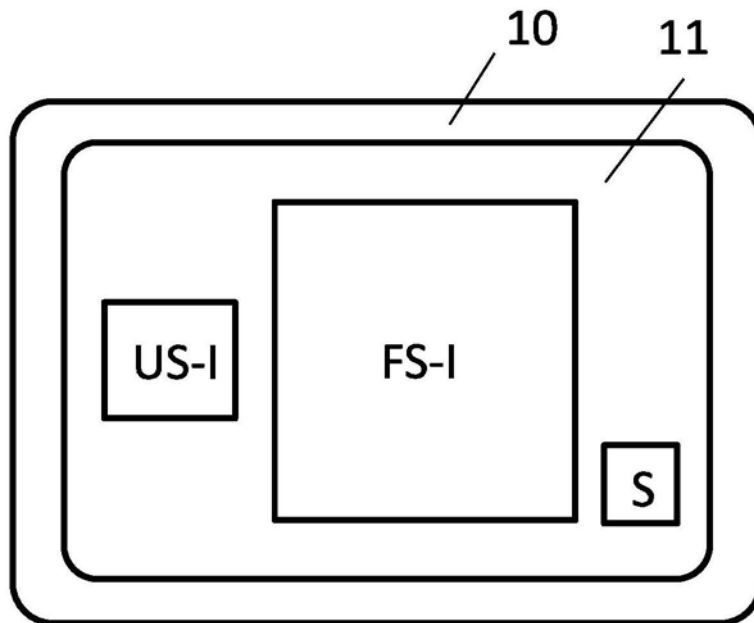


图3

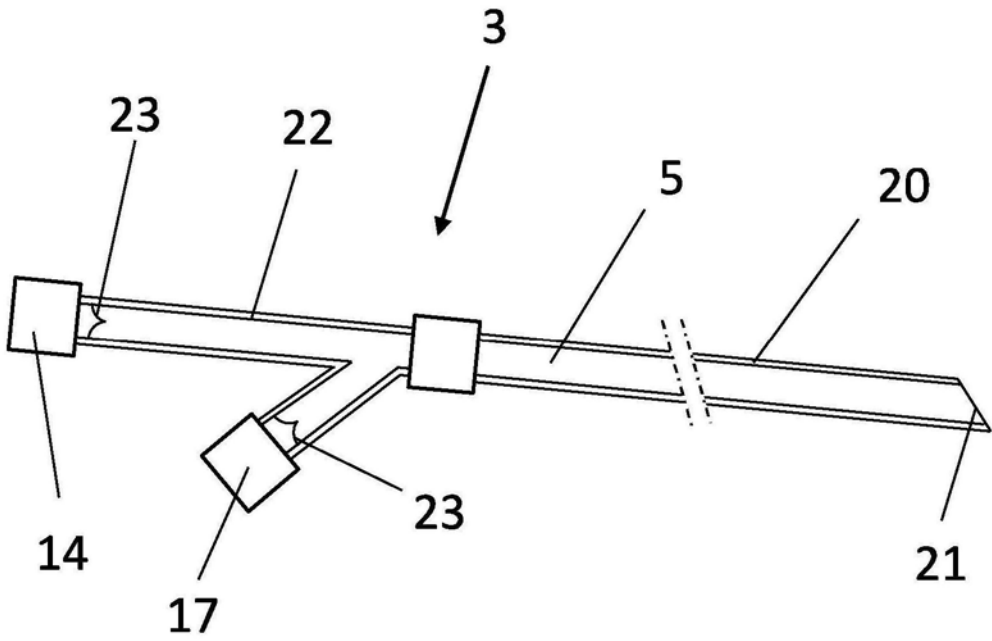


图4

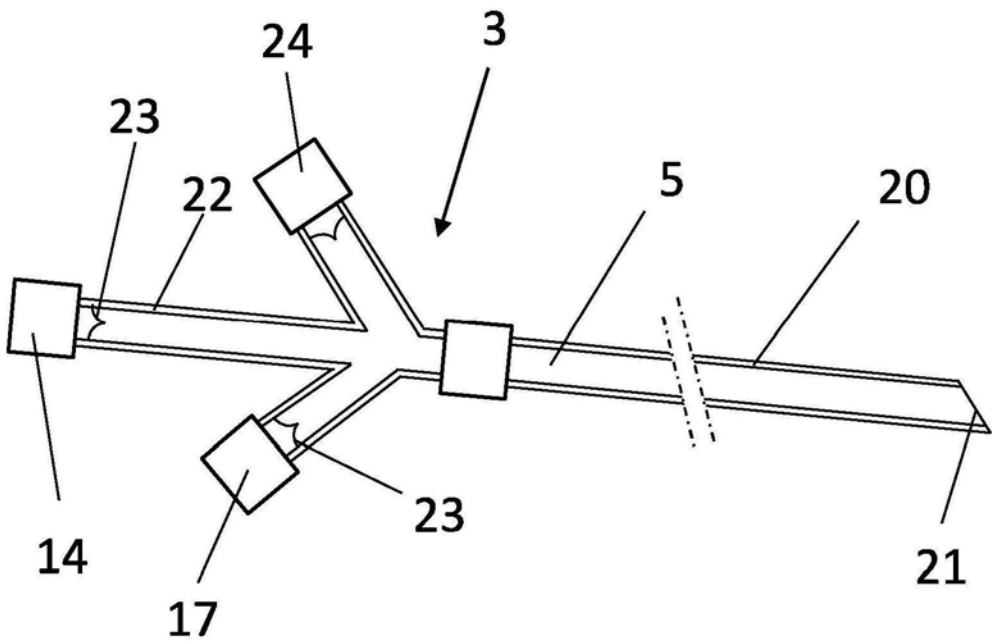


图5

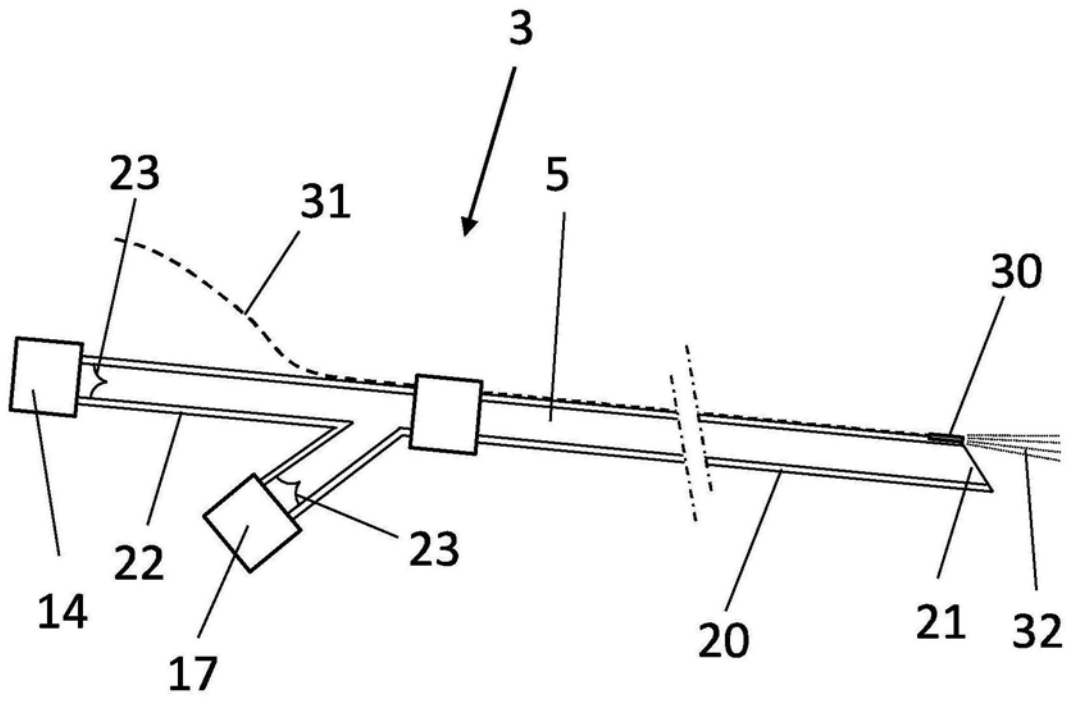


图6

专利名称(译)	成像设备		
公开(公告)号	CN111225618A	公开(公告)日	2020-06-02
申请号	CN201880056270.0	申请日	2018-09-06
发明人	罗伯特·范塞文特 弗洛里斯·德·亚特		
IPC分类号	A61B8/08 A61B1/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B1/00165 A61B1/042 A61B8/0841 A61B8/4416 A61B8/5261		
代理人(译)	孙艳云 周艳玲		
优先权	2019493 2017-09-06 NL		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用在诸如外科手术的医疗干预中的成像设备，该成像设备包括：用以提供第一图像数据的超声波探头；具有纵向内部通道并被配置为引入人体内的插管；至少部分地布置在插管上或该插管中以提供第二图像数据的直视摄像机；和显示设备，包括至少一个显示器以显示基于第一图像数据的超声波图像和基于第二图像数据的直视图像。

