



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103957768 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 30

(21) 申请号 201280059114. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 11. 12

A61B 1/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 19/00 (2006. 01)

61/566, 614 2011. 12. 03 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/056350 2012. 11. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/080070 EN 2013. 06. 06

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 A·波波维奇 H·埃尔哈瓦林 R·陈

R·曼茨克

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

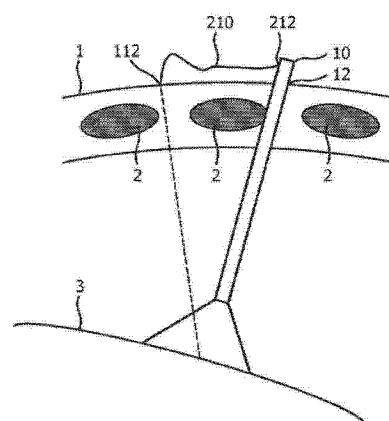
权利要求书3页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

外科手术端口定位

(57) 摘要

本发明提供一种用于相对于实时解剖数据对用于外科手术工具 (20、30) 的端口 (12、22、32) 进行放置的方法、装置和系统。所述方法包括：在标准端口 (12) 内放置内窥镜 (10)；从来自所述内窥镜 (10) 的图像中确定实时解剖数据；使用端口定位设备 (210) 来识别用于器械端口的相对于来自内窥镜的图像最佳位置；以及，在所识别的位置处创建器械端口。



1. 一种用于相对于实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行放置的方法,包括以下步骤:

在标准端口中放置内窥镜;

从来自所述内窥镜的图像中确定实时解剖数据;

使用端口定位装置来识别用于器械端口的相对于来自所述内窥镜的所述图像的最佳位置;以及

在所识别的位置处创建器械端口。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述端口定位装置在预定点处被固定至所述内窥镜,并且其中,使用端口定位装置来识别用于器械端口的最佳位置的所述步骤包括以下步骤:

定位潜在端口位置;

确定通过所述潜在端口位置的器械在所述内窥镜图像的平面上的投影;

将所述器械的表示叠加至对应于所述潜在端口位置的所述内窥镜图像上;以及

接收对所述潜在端口位置是否是最佳端口位置的指示。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,对所述潜在端口位置是否是最佳端口位置的指示是由所述端口定位装置的用户来提供的。

4. 根据权利要求2所述的方法,其中,对所述潜在端口位置是否是最佳端口位置的所述指示是由处理设备基于所述器械的经叠加的表示的所述位置来确定和提供的。

5. 根据权利要求2所述的方法,还包括以下步骤:

操纵定位和取向装置,以将所述器械的所述投影投影到所述内窥镜图像上,所述定位和取向装置捕获投影角度,并且确定所述投影在对应于所捕获的角度的所述内窥镜图像上的位置。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述端口定位装置为形状感测系绳。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述定位和取向装置为触针。

8. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述端口定位装置为至少一个刚性构件,并且所述定位和取向装置为至少一个接头,所述至少一个接头被连接至所述至少一个刚性构件,并且具有测量所述接头的至少一个角度的至少一个编码器。

9. 一种用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的设备,包括:

端口定位装置,其在预定点处被固定至所述内窥镜,并且将端口定位在相对于所述内窥镜的已知位置处。

10. 根据权利要求9所述的设备,还包括处理器,所述处理器:

确定在所述内窥镜的图像空间中的所述端口位置;

确定通过所述端口位置的器械在来自所述内窥镜的图像上的投影;并且

将所述器械的表示叠加至对应于所述潜在端口位置的所述内窥镜图像上。

11. 根据权利要求10所述的设备,还包括定位和取向装置,其被可操作地连接至所述端口定位装置,所述定位和取向装置适于被操纵以提供针对器械在所述内窥镜图像上的投影在所述端口位置处的投影角度,所述定位和取向装置捕获所述投影角度,并且确定所述投影在所述内窥镜图像上的位置。

12. 根据权利要求 11 所述的设备,其中,所述端口定位装置为形状感测系绳,并且所述定位和取向装置为触针。

13. 根据权利要求 10 所述的设备,其中,所述端口定位装置为至少一个刚性构件,并且所述定位和取向装置为至少一个接头,所述至少一个接头被连接至所述至少一个刚性构件,并且具有测量所述接头的角度的编码器。

14. 一种用于相对于内窥镜对用于外科手术工具的端口进行定位的系统,包括:

处理器;

存储器,其与处理器可操作地连接;

内窥镜,其提供内窥镜图像;

端口定位装置,其在预定点处被固定至所述内窥镜,并且将端口定位在相对于所述内窥镜的已知位置处;以及

指令的程序,其被编码在所述存储器上,并且由所述处理器执行以确定所述端口的所述位置。

15. 根据权利要求 14 所述的系统,其中,由所述处理器执行的所述指令的程序:

确定在所述内窥镜的图像空间中的所述端口位置;

确定通过所述端口位置的器械在来自所述内窥镜的图像上的投影;并且

将所述器械的表示叠加至对应于所述潜在端口位置的所述内窥镜图像上。

16. 根据权利要求 15 所述的系统,还包括定位和取向装置,其被可操作地连接至所述端口定位装置,所述定位和取向装置适于被操纵以提供针对器械在所述内窥镜图像上的投影在所述端口位置处的投影角度,所述定位和取向装置捕获所述投影角度,并且确定所述投影在所述内窥镜图像上的位置。

17. 根据权利要求 14 所述的系统,其中,所述端口定位装置为形状感测系绳,并且所述定位和取向装置为触针。

18. 根据权利要求 14 所述的系统,其中,所述端口定位装置为至少一个刚性构件,并且所述定位和取向装置为至少一个接头,所述至少一个接头被连接至所述至少一个刚性构件,并且具有测量所述接头的角度的编码器。

19. 一种计算机程序产品,包括计算机可读存储设备,所述计算机可读存储设备具有在其上编码的指令的程序,所述指令的程序能够由计算机处理器执行,以相对于实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行放置,所述指令的程序包括:

用于从来自窥镜的图像中确定实时解剖数据的程序指令;

用于使用端口定位装置来识别用于器械端口的相对于来自所述内窥镜的所述图像的最佳位置的程序指令。

20. 根据权利要求 19 所述的计算机程序产品,还包括:

用于定位潜在端口位置的程序指令;

用于确定通过所述潜在端口位置的器械在所述内窥镜图像的平面上的投影的程序指令;

用于将所述器械的表示叠加至对应于所述潜在端口位置的所述内窥镜图像上的程序指令;以及

用于接收对所述潜在端口位置是否为最佳端口位置的指示的程序指令;

其中,所述程序指令被编码在所述计算机可读存储设备上。

外科手术端口定位

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像领域,更具体地,涉及一种用于对与内窥镜设备有关的外科手术端口进行定位的装置和方法。

背景技术

[0002] 如图 1 所示,微创手术是使用通过小端口 12、22、32 被插入患者体内的细长器械 10、20、30 来执行的。端口的数量可以从一个端口至三个或更多端口变化。在许多过程中,被插入患者体内的器械之一是内窥镜,其提供执行过程处的体腔的实时可视化。端口的放置对手术的结果起着重要作用。位于以次优位置被定位在端口内的器械可能无法到达所有感兴趣区域。

[0003] 在标准临床实践中,使用由专业协会、医院或外科手术装备制造制造商公布的指南定位这些端口。指南限定与某些众所周知的解剖学标志有关的进入点。例如,在心脏外科手术中,通过解剖学标志(诸如:肋骨、胸骨和乳头)以及与这些标志限定的距离来定位端口。这种指南未考虑解剖体的可变性(患者之间以及手术前与手术中的解剖体之间)、患者体型、患者疾病或病情的特异性等。更多患者特异性端口(patient-specific port)的放置会是有利的,使与进入相关的(access-related)组织创伤及过程时间最小化,同时改善结果。

[0004] 在将器械通过端口插入体腔之后,所述器械能够在四个自由度(DOF)上移动:绕端口(支点)枢转的两个角度旋转、插入以及关于器械纵轴的旋转。角度旋转是关于垂直于并且垂直于器械纵轴的假想轴的旋转。然而,旋转和插入是直观且易于使用的,角度旋转之间的映射和体腔的内窥镜视图是较不直观的,需要很长的时间来学习,并且正如研究表明的,是微创手术中的手眼协调的最大障碍。

[0005] 对改善端口放置的许多研究聚焦在开发计算机算法,以基于术前 3D 医学图像来计算用于器械的最佳端口。这些优化规划在手术室中的后续转换聚焦于使用外科手术导航中已知的标准工具跟踪技术。然而,在术前 3D 图像上的工具跟踪未考虑到解剖标志之间的空间关系可能显著地从术前图像改为手术中的情况。例如,在微创手术中,CO₂ 被引入自然腔体(诸如,胸部或腹部),以扩大患者并为器械提供较大的空间。引入 CO₂ 后,患者(如胸部)的外表面与器官(诸如心脏)之间的空间布置将改变。因此,端口放置的术前规划在新的布置中将不会有用。

发明内容

[0006] 提供一种用于相对于实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行放置的方法、设备和系统。

[0007] 根据本发明的一个方面,提供一种用于相对于实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行放置的方法。所述方法包括以下步骤:在标准端口中放置内窥镜;从来自内窥镜的图像中确定实时解剖数据;使用端口定位装置来识别用于器械端口的相对于来自内窥

镜的图像的最佳位置 ; 以及, 在所识别的位置处创建器械端口。

[0008] 根据一个实施例, 端口定位装置在预定点处被固定至内窥镜, 并且使用端口定位装置来识别用于器械端口的最佳位置的步骤包括如下步骤 : 定位潜在的端口位置 ; 确定通过潜在端口位置的器械在内窥镜图像的平面上的虚拟投影 ; 将器械的虚拟表示叠加到对应于潜在端口位置的内窥镜图像上 ; 以及, 接收对潜在端口位置是否是最佳端口位置的指示。

[0009] 根据一个实施例, 对潜在端口位置是否是最佳端口位置的指示是由端口定位装置的用户提供的。

[0010] 根据一个实施例, 对潜在端口位置是否是最佳端口位置的指示由处理设备基于经叠加的器械的虚拟表示的位置来确定和提供的。

[0011] 根据一个实施例, 所述方法还包括以下步骤 : 操纵定位和取向装置, 以将器械的虚拟投影投影到内窥镜图像上。定位和取向装置捕获投影角度, 并且由处理器执行的指令的端口定位程序确定虚拟投影在对应于所捕获的角度的内窥镜图像上的位置。

[0012] 根据一个实施例, 端口定位装置是形状感测系绳, 并且定位和取向装置是触针。形状感测系绳提供 3D 形式的系绳, 使得指令的端口定位程序能够确定系绳的自由端在内窥镜坐标中的位置。然后, 指令的建模程序将通过系绳的自由端处的潜在端口位置的虚拟工具投影在内窥镜图像上。触针允许外科手术医生像工具一样取向触针或者甚至像工具一样操纵触针, 使得针对工具的取向和移动范围被投影在内窥镜图像上。工具取向和移动范围可以用于确定潜在端口位置是否是最佳的。

[0013] 根据一个实施例, 端口定位装置为至少一个刚性构件, 并且定位和取向装置为至少一个接头, 所述至少一个接头被连接到至少一个刚性构件, 并且具有测量接头角度的编码器。

[0014] 根据本发明的另一方面, 提供一种用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的设备。所述设备包括 : 端口定位装置, 其在预定点处被固定至内窥镜, 并且将端口定位在相对于内窥镜的已知位置处。

[0015] 根据一个实施例, 所述设备还包括处理器, 所述处理器 : 确定在内窥镜的图像空间中的端口位置, 确定通过端口位置的器械在来自内窥镜的图像上的投影, 以及将器械的虚拟表示叠加至对应于潜在端口位置的内窥镜图像上。

[0016] 根据一个实施例, 所述设备还包括定位和取向装置, 其被可操作地连接至端口定位装置。定位和取向装置适于被操纵以提供针对器械在内窥镜图像上的投影在端口位置处的投影的角度。定位和取向装置捕获投影角度并且确定投影在内窥镜图像上的位置。

[0017] 根据一个实施例, 端口定位装置为形状感测系绳, 并且定位和取向装置为触针。

[0018] 根据一个实施例, 端口定位装置为至少一个刚性构件, 并且定位和取向装置为至少一个接头, 所述至少一个接头被连接到至少一个刚性部件, 并且具有测量接头的角度的编码器。

[0019] 根据本发明的另一方面, 提供一种用于相对于内窥镜对用于外科手术工具的端口进行定位的系统。所述系统包括 : 处理器 ; 存储器, 其被可操作与处理器连接 ; 内窥镜, 其提供内窥镜图像 ; 端口定位装置, 其在预定点处被固定至内窥镜, 并且将端口定位在相对于内窥镜的已知位置处 ; 以及, 指令的程序, 其被编码在存储器上并由处理器执行以确定端口的

[0020] 根据一个实施例,由处理器执行的指令的程序:确定在内窥镜的图像空间中的端口位置,确定通过端口位置的器械在来自内窥镜的图像上的投影,以及将器械的表示叠加至对应于潜在端口位置的内窥镜图像上。

[0021] 根据一个实施例,所述系统还包括定位和取向装置,其被可操作地连接至端口定位装置。定位和取向装置适于被操纵以提供用于器械在内窥镜图像上的投影在端口位置上的投影的角度。定位和取向装置捕获投影的角度,并且指令的端口定位程序确定投影在内窥镜图像上的位置。

[0022] 根据一个实施例,端口定位装置为形状感测系绳,并且定位和取向装置为触针。

[0023] 根据一个实施例,端口定位装置为至少一个刚性构件,并且定位和取向装置为至少一个接头,所述至少一个接头被连接至至少一个刚性构件,并且具有测量接头的角度的编码器。

附图说明

[0024] 在结合附图进行阅读时,从对优选实施例的下述详细描述中将更清楚地理解本发明的特征和优点。在附图中包括如下附图:

[0025] 图 1 是根据现有技术的微创过程的等距视图;

[0026] 图 2 是使用根据本发明的实施例的用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的设备的微创过程的剖视图;

[0027] 图 3 是来自图 2 的过程的内窥镜图像;

[0028] 图 4 是根据本发明的实施例的用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的系统的方框图;

[0029] 图 5 是根据本发明的实施例的用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的方法的流程图;

[0030] 图 6 是根据本发明的实施例的使用端口定位装置来识别用于外科手术器械的端口的相对于实时解剖数据的最佳位置的方法的流程图;

[0031] 图 7 是根据本发明的实施例的用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的设备的表示;

[0032] 图 8 是根据本发明的另一实施例的用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的设备的侧视图;

[0033] 图 9 是图 8 设备的正视图;以及

[0034] 图 10 是图 8 和图 9 的设备的表示,其示出对根据本发明的实施例的内窥镜的备选附件。

具体实施方式

[0035] 本发明提供一种用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的方法、设备和系统。

[0036] 图 2 示出了一种用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的设备。根据一个实施例,通过标准端口 12 插入内窥镜 10。使用现有技术对标准端口进行定位。内窥镜提供解剖学特征的图像 216。在图示的实施例中,将内窥镜 10

通过端口 212 在肋骨 2 之间插入皮肤 1 中,并进入胸腔,以提供如图 3 所示的心脏 3 的图像 16。

[0037] 返回到图 2,光学形状感测纤维 210(OSS) 在已知的锚定点 212 处被连接至内窥镜 10。在形状感测中,纤维光缆的特性用于确定纤维光缆的三维形状。基于纤维光学的形状感测在本领域中是已知的。一种途径是基于纤维光学布拉格光栅传感器。纤维光学布拉格光栅(FBG)是反射光的特定波长并透射光的其他波长的光学纤维的短片段(short segment)。这通过在纤维芯中添加折射率的周期变化来实现,其生成波长特异性介电反射镜。因此,FBG 能够用作内嵌光学滤波器来阻挡某些波长的透射,或用作选择性特定波长反射器,所述特定波长为布拉格波长。

[0038] 布拉格波长对张力和温度敏感。这意味着,布拉格光栅能够用作光学纤维传感器中的感测元件。在 FBG 传感器中,被测变量(例如,张力)引起布拉格波长的移位。

[0039] FBG 的一个主要优点是,各种传感器元件能够分布在纤维的长度上。沿嵌入结构中的纤维的长度并入具有各种传感器(计量器)的 3 个或更多的芯允许精确地确定结构的 3 维形式。多个 FBG 传感器沿纤维的长度被定位(例如,在 3 个或更多的感测芯中)。通过布拉格波长移位,能够在每个 FBG 处测量张力。通过在各个位置处的张力测量值,能够推断在这些位置处的曲率。通过多个测量到的位置,确定总的 3 维形式。

[0040] 作为对 FBG 的备选,在常规光学纤维中的固有的背向散射能够用于形状感测。一种这样的途径是在标准、单模通信纤维中使用瑞利散射(Raleigh scatter)。作为在纤维芯中的折射率随机波动的结果,发生瑞利散射。这些随机波动能够被建模为具有沿光栅长度上的幅度和相位的随机变化的布拉格光栅。通过使用在多芯纤维的单个长度内运行的 3 芯或多芯中的这种效果,可跟踪感兴趣表面的 3D 形状和动力学。

[0041] 利用在已知锚定点处被连接至内窥镜的光学纤维,使用装配的两种机械性能来建立与内窥镜图像 16 的空间关系:(1) 从内窥镜的中心轴到锚定点的距离(d);以及,(2) 从锚定点到内窥镜图像平面的距离(l)(即,内窥镜的焦距+沿着内窥镜的轴从内窥镜的透镜至锚定点的距离)。

[0042] 这两个值:(d) 和 (l) 用于将纤维的坐标系转换为内窥镜图像的坐标系,使得能够在内窥镜坐标系内被计算测量到的超出锚定点 212 的光学纤维的形状。因此,潜在端口位置 112 能够与光学纤维 210 的自由端接触,以相对于内窥镜图像 16 对潜在端口位置 112 进行定位。而且,使用 3D 建模应用,能够扩大光学纤维的形状,以将虚拟外科手术工具投影到内窥镜图像 16 的平面上。外科手术工具 216 的表示(诸如虚拟点)然后被叠加至内窥镜图像 16 上,并且用于确定提出的端口位置 112 是否是最佳的。

[0043] 图 4 是根据本发明的实施例的用于相对于实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行放置的系统的方框图。所述系统包括:端口定位装置 210、处理系统 200 以及内窥镜 10。处理系统 200 包括一个或多个处理器 220,所述一个或多个处理器 220 被可操作地与一个或多个存储器 230 连接。例如,它们可以通过系统总线 260 被连接。应当理解,在本发明范围内的其他合适的机构也是可能的。处理器 220 可以是任何适当的处理器,诸如一个或多个微处理器。存储器 230 可以是任何适当的存储器,包括但不限于:RAM、ROM、内部硬盘驱动器、磁盘驱动器、USB 闪存驱动器或适合于存储程序代码的任何其他存储设备。

[0044] 已在存储器 230 上编码了由处理器 220 执行的定位指令程序 232,以相对于来自内

窥镜 10 的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位。所述系统还包括用于呈现具有内窥镜数据的用户界面的一个或多个显示器 240, 以及例如用于键入用户输入的一个或多个输入和 / 或输出设备 250。

[0045] 存储器 230 还可以具有用于在显示器 240 上呈现内窥镜图像 16 的内窥镜程序指令 234, 以及用于建模并将通过潜在端口位置的外科手术工具的虚拟表示投影在内窥镜图像 16 上的建模程序指令 236。

[0046] 图 5 是根据本发明的实施例的用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据定位对用于外科手术工具的端口进行定位的方法的流程图。外科手术医生将内窥镜 10 放置在标准端口 12 内 (步骤 510)。即, 外科手术医生使用标准端口定位过程来定位端口。

[0047] 处理器 220 执行内窥镜程序指令 232, 以确定来自内窥镜 10 的实时解剖数据 (步骤 520)。实时解剖数据可以是数字化的内窥镜图像 16, 诸如, 用于图像的每个像素的坐标和亮度值。

[0048] 由处理器 220 执行的端口定位程序指令 232 使用端口定位装置 210 来识别最佳端口位置 (步骤 530)。然后, 外科手术医生在所确定的位置处创建端口 (步骤 540)。

[0049] 根据一个实施例, 端口定位装置 210 包括具有光学形状感测纤维的系绳, 其在已知锚定点 212 处被固定至内窥镜。如图 6 中所示, 光学形状感测纤维的自由端被定位在潜在端口位置处 (步骤 531)。然后, 由处理器 220 执行的端口定位程序指令 232 将通过潜在端口位置的虚拟工具投影到内窥镜图像 16 上 (步骤 532)。通过将潜在端口的位置转换为内窥镜图像坐标, 然后从潜在端口位置延伸一条线, 来将虚拟工具投影到内窥镜图像上。所述线以围绕潜在端口位置枢转的预定工具角度 (诸如, 平行于内窥镜、垂直于患者皮肤表面或以任何其他预定角度) 而被延伸。投影用于确定潜在端口位置是否是最佳的。这种确定可以由外科手术医生或由处理器 220 执行的端口定位程序指令 232 来做出。

[0050] 如果潜在端口位置是最佳的, 则外科手术医生在所确定的位置处创建端口 (步骤 540)。

[0051] 根据一个实施例, 外科手术工具的投影的表示被叠加在内窥镜图像 16 上 (步骤 533)。基于表示的位置, 做出对潜在端口位置是否是最佳的确定。这种确定能够由外科手术医生在看到工具的表示的位置后进行确定, 或通过使用建模应用由处理器 220 执行的端口定位程序指令 232 进行确定。然后, 由处理器 220 执行的端口定位程序指令 232 接收对所述位置是否是最佳的指示 (步骤 534)。由处理器 220 执行的端口定位程序指令 232 可以迭代地测试潜在端口位置, 直到最佳位置被定位 (步骤 535)。

[0052] 根据另一实施例, 从光学纤维 210 的自由端至内窥镜图像 16 中心直接确定虚拟线, 并且使用建模应用来确定在潜在端口位置处的得到的工具角度。然后, 基于所确定的工具角度, 做出对潜在端口位置是否是最佳的确定。

[0053] 根据一个实施例, 定位和取向装置 270 被连接至定位装置 210, 以将器械的投影投射到内窥镜图像 16 上。定位和取向装置 270 捕获投影角度, 并且对应于所捕获的角度来确定投影在内窥镜图像上的位置。例如, 定位和取向设备 270 可以是模拟外科手术工具把手的触针。光学纤维 210 可以被固定在触针中, 诸如通过纵向开口, 使得光学纤维的端部 (在触针内被捕获的) 相对于潜在端口位置被保持在工具角度上。在本实施例中, 通过光学纤维的形状感测来捕获角度。

[0054] 外科手术医生握住在潜在端口位置处的定位和取向设备 270, 并且操纵它来模拟预定的过程。如前面实施例中描述的, 指令 232 的端口定位程序使用已知锚定点和确定的光学纤维的形状将潜在端口位置转换为内窥镜坐标。建模程序指令 236 沿着由触针内保持的光学纤维的端部限定的角度从潜在端口位置延伸虚拟工具。然后, 工具的投影被叠加在内窥镜图像 16 上, 使得外科手术医生能够看到对应于潜在端口位置的移动范围, 并且确定潜在端口位置是否是最佳的。

[0055] 图 7 示出了根据本发明的另一实施例的用于相对于来自内窥镜的实时解剖数据对用于外科手术工具的端口进行定位的设备的表示。在本实施例中, 端口定位装置 210 为至少一个刚性构件, 诸如臂、横梁或类似物。定位和取向装置 270 为至少一个铰接接头, 其具有提供接头角度的编码器。角度能够被提供作为电子信号, 或者角度能够被编码器读出并且被手动输入至端口位置程序指令 232。由于具有光学纤维, 刚性端口定位装置 210 在内窥镜上具有已知锚定点。而且, 端口定位装置 210 的长度也是已知的。建模程序指令能够从已知锚定点、臂的长度以及接头角度中确定端口定位装置的端部的位置和潜在端口位置。

[0056] 根据一个实施例, 在驱动接头至对应于自动定位所期望的位置的角度的过程期间, 使接头 270 机械化, 以操纵端口定位装置, 或者甚至外科手术工具。在本实施例中, 外科手术医生可以输入内窥镜图像上的位置, 以自动定位工具。

[0057] 图 8 和图 9 示出了根据本发明的另一实施例的端口定位装置 210。在本实施例中, 端口定位装置 210 是在中心孔处被安装在内窥镜 10 上的刚性圆盘。圆盘上提供有被编号的多个孔 291。每个孔定位一个潜在端口位置。由于圆盘是刚性的, 并且孔是在已知取向上距从内窥镜中心的已知距离, 孔 291 能够被转换为内窥镜坐标, 并且虚拟工具能够从对应的潜在端口位置被投影到内窥镜图像 16 上。这些虚拟工具的表示 (诸如对应于已编号的孔的数量), 随后被叠加至内窥镜图像 16 上。然后, 可以基于对应的虚拟工具的位置来选择最佳端口位置。

[0058] 如图 10 中所示, 圆盘端口定位装置 210 可以被附接到具有球形接头 299 的内窥镜, 以允许圆盘相对于内窥镜 10 旋转, 使得虚拟工具可以以一定角度被投影至潜在端口位置。球形接头可以配备编码器, 以提供圆盘的旋转角度。

[0059] 本发明能够采取完全是硬件的实施例或既包含硬件也包含软件元件的实施例的形式。在范例性实施例中, 以软件实施本发明, 软件包括但不限于固件、驻留软件、微代码等。

[0060] 此外, 本发明可以采取计算机程序产品的形式, 所述计算机程序产品可从提供程序代码的计算机可用或计算机可读介质存取, 所述计算机可用或计算机可读介质提供用于由计算机或任何指令执行系统或装置使用或结合计算机或任何指令执行系统或装置使用的程序代码。为了达到本说明书的目的, 计算机可用或计算机可读介质可以是能够包含或存储用于由指令执行系统、装置或设备使用或结合指令执行系统、装置或设备使用的程序的任何装置。

[0061] 上述方法可以由包括具有机器可执行指令程序的机器可读介质的程序产品来实现, 当由诸如计算机的机器执行所述机器可执行程序指令时, 所述程序产品执行所述方法的步骤。所述程序产品可以被存储在任何种类的已知的机器可读介质中, 包括但不限于光

盘、软盘、USB 存储设备等。

[0062] 所述介质能够是电学、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统（或装置或设备）。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机磁盘、随机存取存储器（RAM）、只读存储器（ROM）、刚性磁盘以及光盘。光盘的当前示例包括高密度磁盘－只读存储器（CD-ROM）、高密度磁盘－读 / 写（CD-R/W）和 DVD。

[0063] 前述说明书和附图是意为图示性的，而非限制本发明。本发明的范围意为涵盖与下述权利要求的全部范围等效的变型和配置。

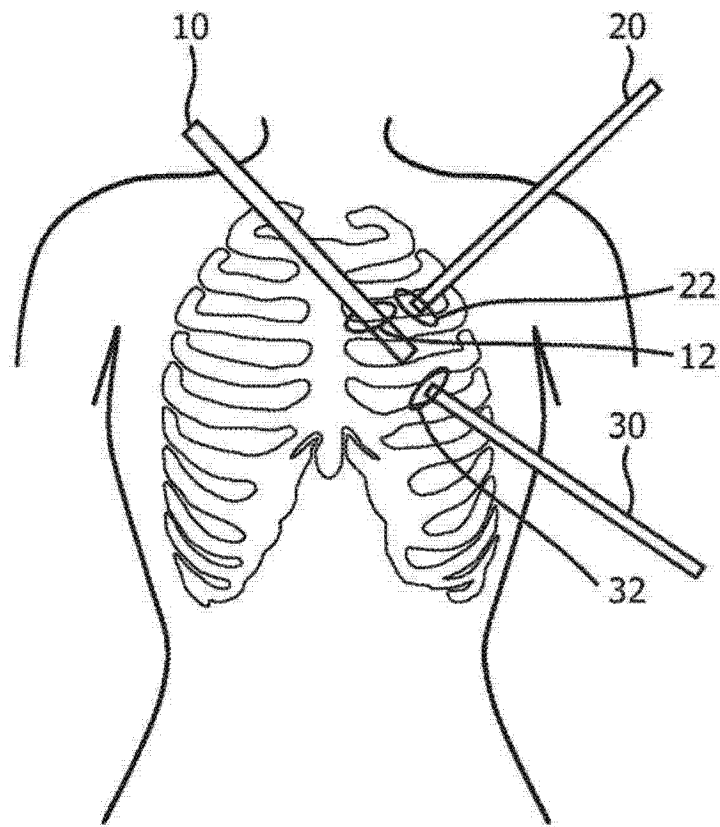


图 1 (现有技术)

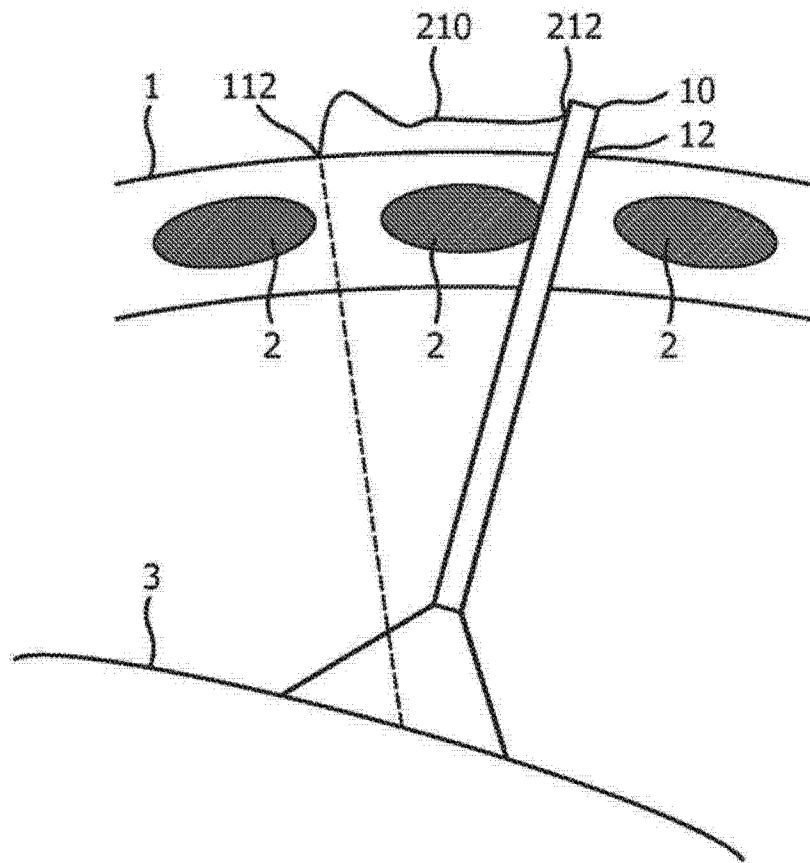


图 2

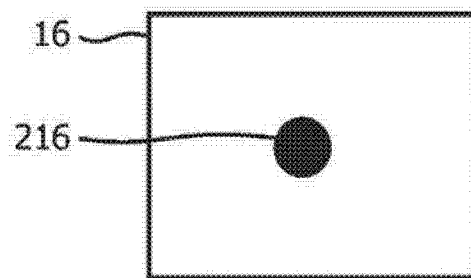


图 3

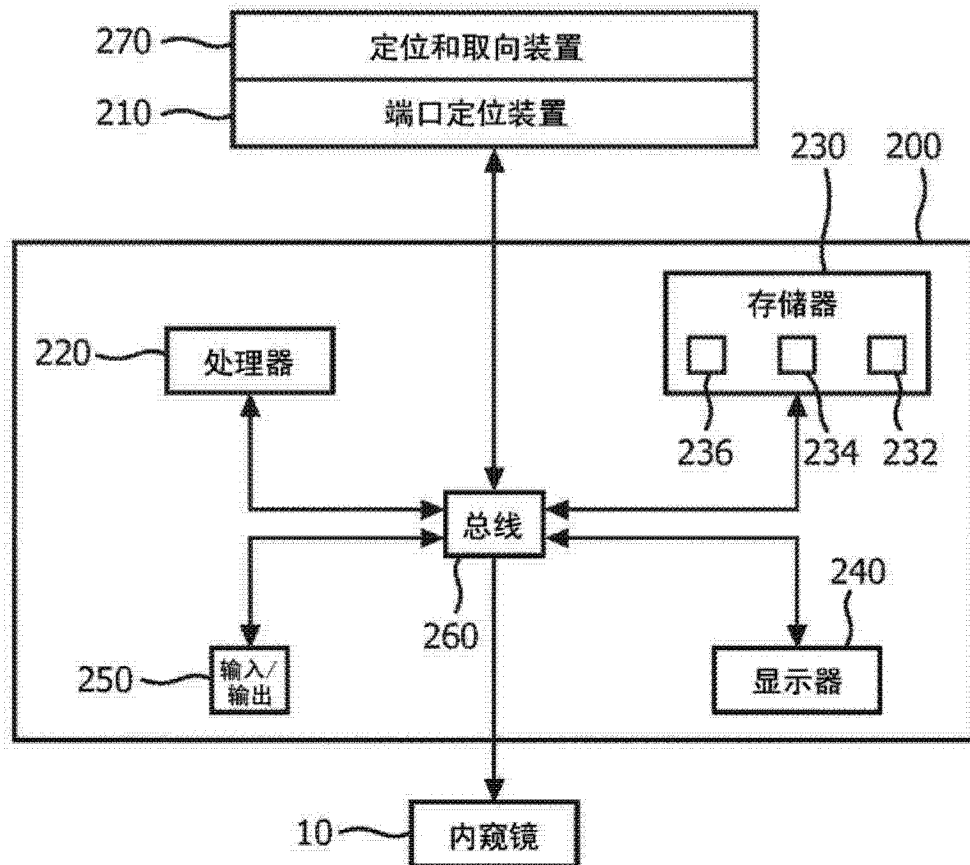


图 4

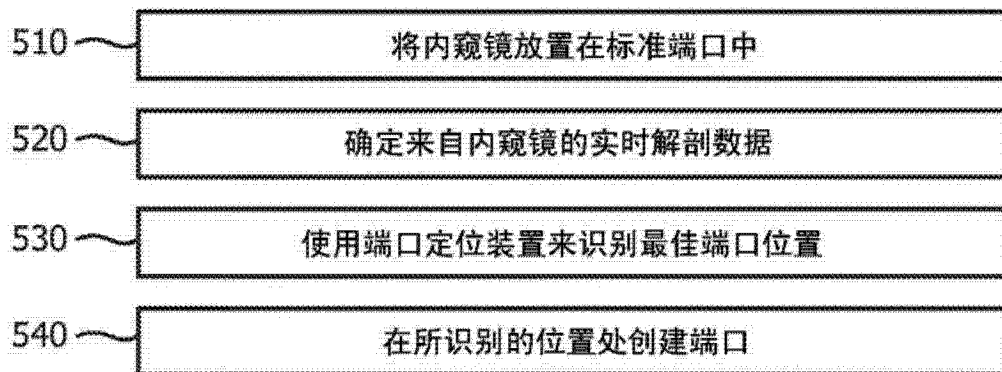


图 5

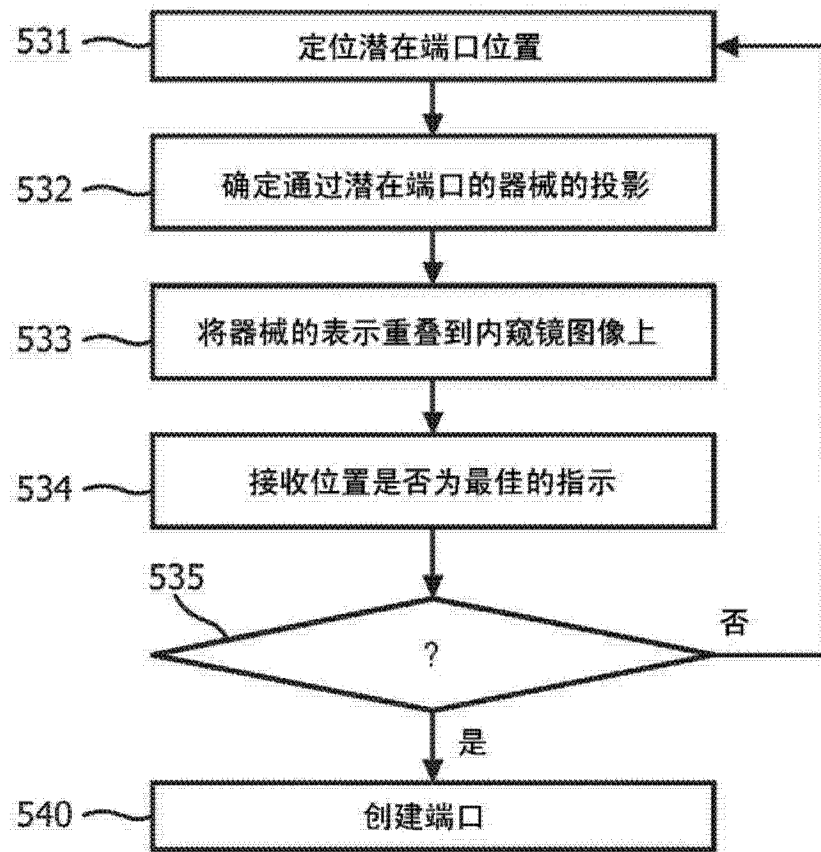


图 6

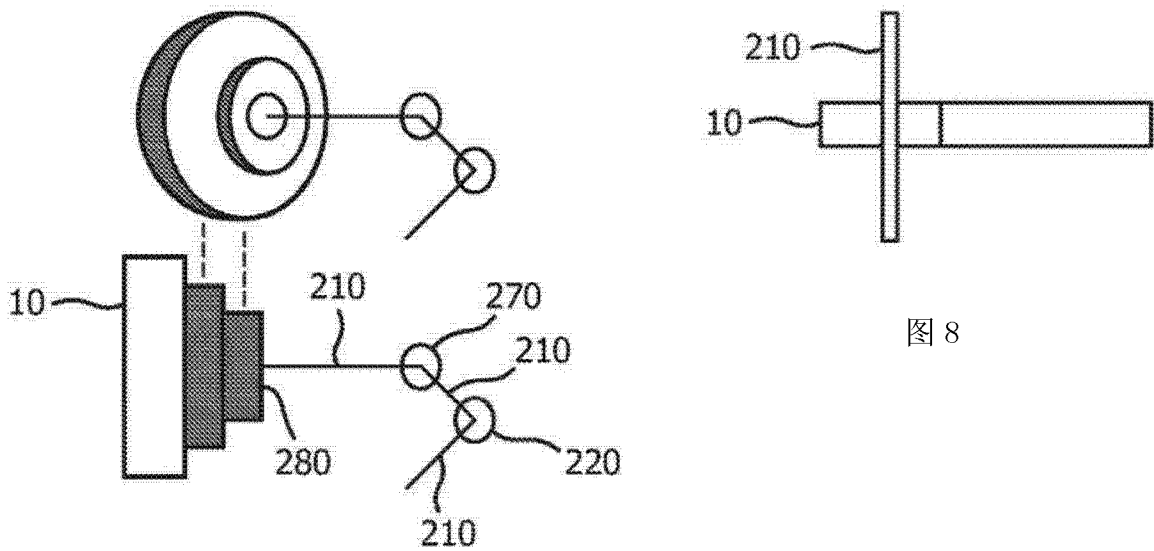


图 8

图 7

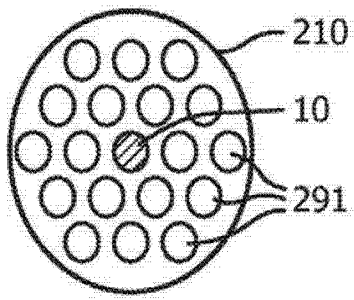


图 9

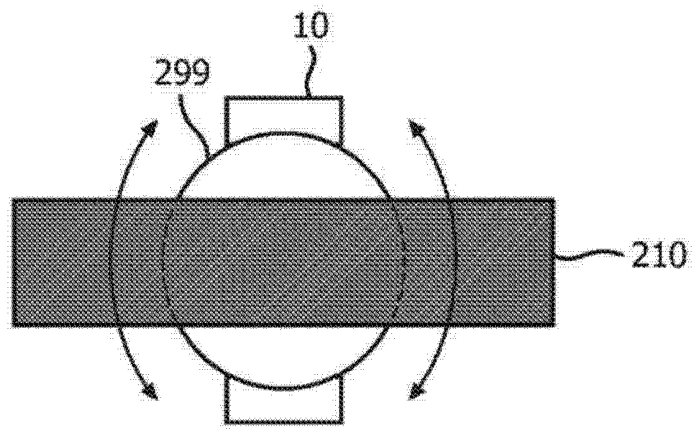


图 10

专利名称(译)	外科手术端口定位		
公开(公告)号	CN103957768A	公开(公告)日	2014-07-30
申请号	CN201280059114.2	申请日	2012-11-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	A波波维奇 H埃尔哈瓦林 R陈 R曼茨克		
发明人	A·波波维奇 H·埃尔哈瓦林 R·陈 R·曼茨克		
IPC分类号	A61B1/00 A61B19/00		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/566614 2011-12-03 US		
其他公开文献	CN103957768B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用于相对于实时解剖数据对用于外科手术工具(20、30)的端口(12、22、32)进行放置的方法、装置和系统。所述方法包括：在标准端口(12)内放置内窥镜(10)；从来自所述内窥镜(10)的图像中确定实时解剖数据；使用端口定位设备(210)来识别用于器械端口的相对于来自内窥镜的图像最佳位置；以及，在所识别的位置处创建器械端口。

