



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104244800 B

(45)授权公告日 2017.05.17

(21)申请号 201380020657.8

(22)申请日 2013.04.08

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104244800 A

(43)申请公布日 2014.12.24

(30)优先权数据

61/635,327 2012.04.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.10.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/052797 2013.04.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/156893 EN 2013.10.24

(73)专利权人 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

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘瑜 王英

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 34/20(2016.01)

(56)对比文件

CN 102405010 A,2012.04.04,

US 2008/0262297 A1,2008.10.23,

JP 特表2004-513684 A,2004.05.13,

US 2008/0287783 A1,2008.11.20,

US 2006/0036162 A1,2006.02.16,

CN 101826780 A,2010.09.08,

US 2006/0004286 A1,2006.01.05,

审查员 孙颖

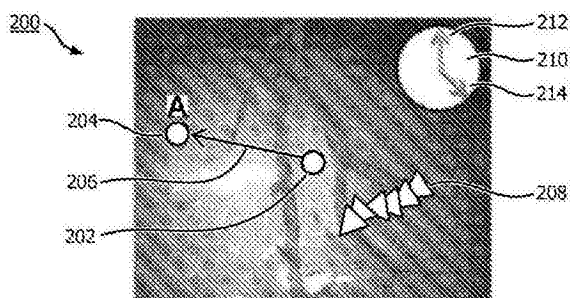
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

使用手术前和手术中的3D图像来人工操纵
内窥镜的引导工具

(57)摘要

用于受引导的内窥镜导航的系统和方法包括配准模块(118),所述配准模块(118)被配置为使用处理器来将第一组图像(112)与内窥镜(102)的第二组图像(114)进行配准。选择模块(120)被配置为接收在所述第一组图像上选择的感兴趣区域并将所选择的感兴趣区域变换到内窥镜坐标框架。引导模块(122)被配置为将引导工具叠加到所述第二组图像上以允许所述内窥镜的用户向所选择的感兴趣区域进行导航。



1. 一种用于内窥镜导航的引导系统,包括:

配准模块(118),其被配置为使用处理器来将第一组图像(112)与由内窥镜(102)捕捉的第二组图像(114)进行配准;

选择模块(120),其被配置为接收在所述第一组图像上选择的感兴趣区域并将所选择的感兴趣区域变换到内窥镜坐标框架;以及

引导模块(122),其被配置为将引导工具叠加到所述第二组图像上以允许所述内窥镜的用户向所选择的感兴趣区域进行导航,所述引导模块包括路径模块(126),所述路径模块被配置为将所述内窥镜的当前运动的路径(208)叠加到所述第二组图像上。

2. 如权利要求1中所述的系统,还包括:

致动模块(130),其被配置为对所述内窥镜的照相机(106)进行取向,使得所述照相机的坐标系与所述用户的坐标系相对应。

3. 如权利要求2中所述的系统,其中,所述致动模块(130)还被配置为根据第一方向与所述第一方向的实际方向之间的角来对包括所述照相机的致动平台进行旋转。

4. 如权利要求1中所述的系统,其中,所述引导模块(122)还包括方向模块(124),所述方向模块被配置为将方向指示符(206)叠加到所述第二组图像上,所述方向指示符是从所述第二组图像的帧的中心(202)到所选择的感兴趣区域(204)的。

5. 如权利要求1中所述的系统,其中,由所述路径模块(126)叠加的所述路径(208)创建所述内窥镜的所述运动的视觉轨迹。

6. 如权利要求1中所述的系统,其中,所述路径(208)通过追踪解剖特征的位置得以生成,所述解剖特征包括位于所述第二组图像的帧的中心处的解剖特征和先前位于所述帧的所述中心处的解剖特征中的至少一个。

7. 如权利要求4中所述的系统,其中,所述方向模块(124)还被配置为将角误差指示符(210)叠加到所述第二组图像上以示出所述方向指示符(206)与所述内窥镜的运动的所述路径(208)之间的角误差。

8. 如权利要求1中所述的系统,其中,所述引导模块(122)还包括距离模块(128),所述距离模块被配置为将距离指示符(222)叠加到所述第二组图像上以指示从所述第二组图像的帧的中心(202)到所选择的感兴趣区域(204)的距离。

9. 如权利要求8中所述的系统,其中,所述距离指示符(222)是从所述帧的所述中心到所选择的感兴趣区域的线(242),所述线根据距离而变化。

10. 如权利要求9中所述的系统,其中,所述线是虚拟弹簧(242),所述虚拟弹簧随着所述距离减小而显现被压缩并随着所述距离增大而显现被拉伸。

11. 如权利要求9中所述的系统,其中,所述线的颜色根据距离而变化。

12. 如权利要求1中所述的系统,其中,所述引导模块(122)还包括方向模块(124),所述方向模块被配置为将所述第一组图像的解剖方向叠加到所述第二组图像上。

13. 一种用于受引导的内窥镜导航的方法,包括:

使用处理器来将第一组图像与由内窥镜捕捉的第二组图像进行配准(402);

将引导工具叠加(410)到所述第二组图像上以提供将所述内窥镜导航向感兴趣区域的视觉提示,所述感兴趣区域能在所述第一组图像上选择并能变换至内窥镜坐标框架;并且其中,叠加包括将所述内窥镜的当前运动的路径(208)叠加到所述第二组图像上。

14. 如权利要求13中所述的方法,还包括:

对所述内窥镜的照相机进行取向(412),使得所述照相机的坐标系与用户的坐标系相对应。

15. 如权利要求14中所述的方法,其中,取向(412)包括根据第一方向与所述第一方向的实际方向之间的角来对包括所述照相机的致动平台进行旋转。

16. 如权利要求13中所述的方法,其中,叠加(410)还包括将方向指示符叠加到所述第二组图像上,所述方向指示符是从所述第二组图像的帧的中心到所选择的感兴趣区域的。

17. 如权利要求13中所述的方法,其中,将所述内窥镜的所述当前运动的所述路径叠加到所述第二组图像上创建所述内窥镜的所述运动的视觉轨迹。

18. 如权利要求13中所述的方法,其中,所述路径通过追踪解剖特征的位置得以生成,所述解剖特征包括位于所述第二组图像的帧的中心处的解剖特征和先前位于所述帧的所述中心处的解剖特征中的至少一个。

19. 如权利要求16中所述的方法,其中,叠加(410)还包括将角误差指示符叠加到所述第二组图像上以示出所述方向指示符与所述内窥镜的运动的所述路径之间的角误差。

20. 如权利要求13中所述的方法,其中,叠加(410)还包括将距离指示符叠加到所述第二组图像上以指示从所述第二组图像的帧的中心到所选择的感兴趣区域的距离。

21. 如权利要求20中所述的方法,其中,所述距离指示符是从所述帧的所述中心到所选择的感兴趣区域的线,所述线根据距离而变化。

22. 如权利要求21中所述的方法,其中,所述线是虚拟弹簧,所述虚拟弹簧随着所述距离减小而显现被压缩并随着所述距离增大而显现被拉伸。

23. 如权利要求21中所述的方法,其中,所述线的颜色根据距离而变化。

24. 如权利要求13中所述的方法,其中,叠加(410)还包括将所述第一组图像的解剖方向叠加到所述第二组图像上。

使用手术前和手术中的3D图像来人工操纵内窥镜的引导工具

技术领域

[0001] 本公开涉及医学器械,并且更具体地涉及用于人工操纵内窥镜的引导工具。

背景技术

[0002] 冠状动脉旁路移植术(CABG)是用于对阻塞的冠状动脉进行血管重建的外科流程。微创CABG使用内窥镜作为来自手术位置的唯一反馈来执行。在针对微创CABG流程的标准设置中,外科医生使用双手握住器械,同时助手握住内窥镜。通常将内窥镜从患者的右侧或者从后前方向插入胸腔。这可以产生三个相关的坐标系:内窥镜(例如,照相机)的坐标系、外科医生的坐标系和助手的坐标系。这能够导致许多问题。例如,当外科医生正在向前注视着屏幕时,照相机却正在显示来自侧视图的解剖结构。另外,如果位于内窥镜顶部的照相机被旋转180°,则图像将在屏幕上显现倒转。然而,目前没有获知照相机的取向的方法。此外,助手必须对来自外科医生的关于如何移动内窥镜的指令作出响应。诸如“右”的命令可以对应于向左和向下移动内窥镜,这对于助手来说可能是高度反直觉的并可能导致尝试性且错误的方法。这些问题可能导致手术室时间的延长以及工作流程的低效。

发明内容

[0003] 根据本原理,提供了针对用于人工操纵内窥镜的引导工具的新颖解决方案。在一个实施例中,本原理可以包括将手术前和/或手术中图像与内窥镜的图像进行配准。可以将视觉提示叠加到内窥镜视图上作为引导工具以允许用户将所述内窥镜导航向所选择的感兴趣区域。可以使用图像特征来实时追踪所述内窥镜的运动以更新所述视觉提示。在另一实施例中,本原理可以对内窥镜的照相机进行预取向,使得所述照相机的坐标系与所述用户的优选坐标系相对应。可以将所述内窥镜的所述照相机安装在致动平台上,所述致动平台通过对所述照相机进行旋转来对所述内窥镜进行预取向以对应于所述用户的优选方向。有利地,本原理为对内窥镜进行人工导航提供高效操纵。这可以导致手术室时间的减少以及更高效的工作流程。

[0004] 一种用于受引导的内窥镜导航的系统包括配准模块,所述配准模块被配置为使用处理器来将第一组图像与内窥镜的第二组图像进行配准。选择模块被配置为接收在所述第一组图像上选择的感兴趣区域并将所选择的感兴趣区域变换到内窥镜坐标框架。引导模块被配置为将引导工具叠加到所述第二组图像上以允许所述内窥镜的用户向所选择的感兴趣区域进行导航。

[0005] 一种用于受引导的内窥镜导航的系统包括配准模块,所述配准模块被配置为使用处理器来将第一组图像与内窥镜的第二组图像进行配准。选择模块被配置为接收在所述第一组图像上选择的感兴趣区域并将所选择的感兴趣区域变换到内窥镜坐标框架。引导模块被配置为将引导工具叠加到所述第二组图像上。致动模块被配置为对所述内窥镜的照相机进行取向,使得所述照相机的坐标系与所述用户的坐标系相对应以允许所述内窥镜的用户向所选择的感兴趣区域进行导航。

[0006] 一种用于受引导的内窥镜导航的方法包括使用处理器来将第一组图像与内窥镜的第二组图像进行配准。在所述第一组图像上选择感兴趣区域并将所选择的感兴趣区域变换到内窥镜坐标框架。将引导工具叠加到所述第二组图像上以允许所述内窥镜的用户向所选择的感兴趣区域进行导航。

[0007] 本公开的这些和其他目标、特征和优点将从结合附图阅读的对本公开的说明性实施例的以下详细描述中变得显而易见。

附图说明

[0008] 本公开将参考以下附图详细地呈现对优选实施例的以下描述，其中：

[0009] 图1是示出根据一个实施例的用于使用引导工具来人工操纵内窥镜的系统的框图/流程图；

[0010] 图2A是根据一个实施例的具有叠加的方向、路径和方向误差指示符的内窥镜图像的说明性范例；

[0011] 图2B是根据一个实施例的具有叠加的显示距离的距离误差指示符的内窥镜图像的说明性范例；

[0012] 图2C是根据一个实施例的具有叠加的使用虚拟弹簧的距离误差指示符的内窥镜图像的说明性范例；

[0013] 图3A是示出根据一个实施例的用于利用内窥镜用户的坐标系来对内窥镜照相机的坐标系进行取向的系统的框图/流程图；

[0014] 图3B是根据一个实施例的利用内窥镜用户的坐标系来对内窥镜照相机的坐标系进行取向的内窥镜图像的说明性范例；

[0015] 图4是示出根据一个实施例的用于使用引导工具来人工操纵内窥镜的方法的框图/流程图。

具体实施方式

[0016] 根据本原理，针对系统、装置和方法的实施例提供用于人工操纵内窥镜的引导工具。在一个实施例中，将手术前和/或手术中图像与内窥镜的图像进行配准。可以将视觉提示叠加到内窥镜视图上作为引导工具以允许用户（例如，外科医生助手）将内窥镜操纵向选择的感兴趣区域。可以使用图像特征来实时追踪内窥镜的运动以更新所述视觉提示。所述视觉提示可以包括但不限于：方向指示符，其示出到所选择的感兴趣区域的方向；内窥镜示踪器，其示出内窥镜的运动；方向误差指示符，其示出内窥镜的运动与到所选择的感兴趣区域的方向相比较的角误差；距离误差指示符，其示出到所选择的感兴趣区域的距离；以及解剖参考方向，其示出解剖方向。其他视觉提示是可能的并已经被预见在本原理的范围内。

[0017] 在另一实施例中，本原理可以利用用户的优选坐标系来对内窥镜照相机的坐标系进行预取向。为了以优选方向来对照相机进行预取向，可以将内窥镜的照相机安装在致动平台上。内窥镜用户在他或她优选对应于例如图像中的“向上”方向的物理方向上移动内窥镜。确定内窥镜的物理移动与图像中的实际向上方向之间的角，并且致动平台相应地对照相机进行旋转以对坐标框架进行预取向。应当指出，本原理不限于向上方向，而是可以包括任何方向。

[0018] 应当理解,将根据内窥镜来描述本发明;然而,本发明的教导更广泛得多,并且,本发明可应用于能够在对分支的、弯曲的、盘绕的或其他形状的系统进行内部观察中采用的任何光学镜。在一些实施例中,本原理被采用在追踪或分析复杂生物或机械系统(例如,消化系统、循环系统、管道系统、通道、矿井、洞室等)中。具体而言,本原理可应用于生物系统的内部追踪流程,在诸如肺、胃肠道、排泄器官、血管等的身体的所有区域中的流程。附图中描绘的元件可以在硬件与软件的各种组合中得以实施,并且提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。优选显示本文描述的实施例,以便在显示监视器上观察。这样的监视器可以包括任何适当的显示设备,包括但不限于:手持式显示器(例如,在个人数字助理、电话设备等上)、计算机显示器、电视、指定的监视器等。取决于所述镜,显示器可以作为系统的一部分而被提供,或者可以是单独的单元或设备。

[0019] 还应当理解,光学镜可以包括与所述镜相连接或相关联的多个不同的设备。这样的设备可以包括灯、切割设备、刷子、真空装置、照相机等。这些部件可以与所述镜的远端部分上的头部整体地形成。所述光学镜可以包括设置在所述镜顶端处的照相机,或者照相机可以设置在与顶端相对的光缆的端部处。

[0020] 能够通过使用专用硬件以及能够运行与合适的软件相关联的软件的硬件来提供附图中示出的各种元件的功能。在由处理器提供时,所述功能能够由单个专用处理器、由单个共享处理器、或由多个单独的处理器(它们中的一些能够被共享)来提供。此外,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为唯一地指代能够运行软件的硬件,并且能够暗含地包括而不限于数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储设备等。

[0021] 此外,本文记载本发明的原理、方面和实施例的所有陈述,以及其具体范例,旨在涵盖其结构及功能的等价物。额外地,这样的等价物旨在包括当前已知的等价物以及未来发展的等价物(即,无论其结构执行相同功能的所发展的任何元件)。因此,例如,本领域技术人员将认识到,本文呈现的框图表示实现本发明的原理的说明性系统部件和/或电路的概念视图。类似地,将认识到,任何流程表、流程图等表示基本上可以被表示在计算机可读存储介质中并因此可以由计算机或处理器来运行的各种过程,而无论这样的计算机或处理器是否被明确示出。

[0022] 此外,本发明的实施例能够采取计算机程序产品的形式,所述计算机程序产品可从计算机可用或计算机可读存储介质存取,所述计算机可用或计算机可读存储介质提供用于由计算机或任何指令运行系统使用或者与计算机或任何指令运行系统结合来使用的程序代码。出于该描述目的,计算机可用或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、通信、传播或运输用于由指令运行系统、装置或设备使用或与其结合来使用的程序的任何装置。所述介质能够是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统(或者装置或设备)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘以及光盘。光盘的当前范例包括压缩盘-只读存储器(CD-ROM)、压缩盘-读/写(CD-R/W)、Blu-Ray™以及DVD。

[0023] 现在参考附图,其中类似的附图标记表示相同或相似的元件,并且首先参考图1,根据一个实施例说明性地描绘了用于使用引导工具来人工操纵内窥镜的系统100。系统100可以包括工作站或控制台108,从工作站或控制台108监督并管理流程(例如,内窥镜检查)。

工作站108优选包括一个或多个处理器138以及用于存储程序和应用的存储器110。应当理解,系统100的功能和部件可以被集成到一个或多个工作站或系统中。

[0024] 存储器110可以存储图像112。图像112可以包括手术前图像和手术中图像,所述手术前图像和所述手术中图像可以从系统接收,所述系统包括但不限于:磁共振成像(MRI)系统、计算机断层摄影(CT)系统、X射线系统、3-D超声系统等。存储器110还可以存储从镜102接收的镜图像114。在优选实施例中,镜102是从照相机106捕捉手术位置的手术中图像的內窥镜。镜图像114可以优选包括来自內窥镜102的照相机106的视频。

[0025] 本原理可以应用于內窥镜引导的微创外科手术的不同应用。例如,本原理可以用于心脏手术(例如,微创冠状动脉旁路移植、心房中膈缺损闭合、瓣膜修复/置换等)、腹腔镜手术(例如,子宫切除术、前列腺切除术、胆囊手术等)、经自然腔道手术、肺/支气管镜检查手术、神经外科介入以及视频辅助胸腔手术。然而,应当指出,本原理的教导比这更广泛得多,例如镜102可以包括用于各种类型的应用的任何类型的镜。在一个示范性实施例中,本原理可以被应用于将管道疏通器(plumber's snake)人工导航通过管道。也预见其他应用。

[0026] 工作站108可以包括一个或多个显示器134,一个或多个显示器134用于观察手术前和手术中图像112以及包括本原理的引导特征的镜图像114。显示器134还可以允许用户与工作站108及其部件和功能进行交互。通过用户接口136进一步方便所述交互,用户接口136可以包括键盘、鼠标、操纵杆或任何其他外围设备或控制设备,以允许用户与工作站108进行交互。

[0027] 计算机实施的程序116被存储在工作站108的存储器110中。程序116可以包括许多模块,每个被配置为执行各种功能。应当理解,所述模块可以在硬件与软件的各种组合中得以实施。

[0028] 程序116可以包括配准模块118,配准模块118被配置为执行图像112(例如,手术前图像和/或手术中图像)与镜(例如,內窥镜)图像114之间的配准。如本领域已知的执行配准。

[0029] 程序116还可以包括选择模块120,选择模块120被配置为允许用户(例如,外科医生)在(例如,CT或X射线)手术前和手术中图像112上选择感兴趣区域。例如,选择的感兴趣区域可以是在冠状动脉旁路移植流程中的目标旁路动脉。选择模块120可以包括对显示器134和用户接口136的使用以方便该选择。然后,选择模块120使用在配准模块118中确定的配准变换来将所选择的感兴趣区域从手术前和/或手术中图像坐标框架变换到內窥镜坐标框架。

[0030] 程序116可以包括引导模块122,引导模块122被配置为使用內窥镜视图中的所选择的感兴趣区域来确定多个引导指示符。引导模块122可以包括但不限于以下模块中的任何或全部:方向模块124、路径模块126和距离模块128。也已经预见其他指示符。

[0031] 方向模块124确定从內窥镜图像的当前中心到所选择的感兴趣区域的方向以将方向指示符叠加到內窥镜图像上。暂时参考图2A,根据一个实施例说明性地描绘了包括叠加的指示符的內窥镜图像200。将方向指示符206叠加在內窥镜图像上以示出从內窥镜图像的中心202到所选择的感兴趣区域204的方向。

[0032] 图1的引导模块122可以包括路径模块126以进一步帮助用户(例如,外科医生或助手)对內窥镜进行导航。暂时返回参考图2A,将內窥镜踪迹208叠加到內窥镜图像上以示出

内窥镜的运动。踪迹208通过追踪位于内窥镜图像中心处的一个或多个解剖特征的位置并通过叠加箭头以在内窥镜图像上标记该位置而得以生成。在每帧或一段帧处,在内窥镜图像上利用箭头来叠加图像的中心中的当前特征,同时继续追踪先前图像的中心处的特征。继续该过程,可以创建视觉轨迹以帮助用户操纵内窥镜以导航至所选择的感兴趣区域204。

[0033] 可以将踪迹208的方向与目标感兴趣区域204的方向进行比较以使用视觉提示来显示角误差。在一个实施例中,刻度盘210能够被显示为分别使用指针212和214来指示内窥镜的运动208与所选择的感兴趣区域的方向206之间的角偏移。也预见指示角误差的其他视觉提示。例如,能够显示到选择的感兴趣区域的方向206与内窥镜的运动208之间的角(例如,以度为单位)。

[0034] 引导模块122还可以包括距离模块128,距离模块128被配置为指示从内窥镜图像的中心到目标感兴趣区域的距离。暂时参考图2B,根据一个实施例说明性地描绘了具有叠加的距离误差指示符的内窥镜图像220。内窥镜图像可以包括方向指示符206,方向指示符206示出了从内窥镜图像的中心202到目标感兴趣区域204的方向。在一个实施例中,能够将距离222(例如,以像素为单位)在屏幕上指示为数字。在另一实施例中,能够根据距离来表示内窥镜图像的中心202与所选择的感兴趣区域204之间的线。例如,暂时参考图2C,根据一个实施例说明性地描绘了具有使用虚拟弹簧的叠加的距离指示符的内窥镜图像240。虚拟弹簧242连接内窥镜图像的中心202与所选择的感兴趣区域204。虚拟弹簧可以随着两个点之间的距离增大得更远而显现被拉伸并可以随着距离变得更接近而显现被压缩。也已经预见其他距离误差指示符。例如,内窥镜图像的中心202与所选择的感兴趣区域204之间的线的颜色能够随着距离而变化,利用在屏幕上显示的图例来定义颜色。在另一实施例中,线的宽度能够随着距离变化而被修改。

[0035] 在本原理的又一实施例中,图1的方向模块124可以将解剖参考方向叠加到内窥镜图像上。当由配准模块118将手术前和手术中图像112与内窥镜图像114配准时,手术前和手术中图像的解剖参考方向被确定。解剖参考方向被变换到内窥镜坐标系中并被叠加到内窥镜图像上。解剖参考方向可以包括但不限于:前/后、左/右和头/脚方向。也预见其他解剖方向。

[0036] 使用引导模块122的叠加的引导指示符,用户对内窥镜102进行导航。如以上所讨论的,追踪内窥镜运动以确定内窥镜102是否已经到达所选择的感兴趣区域。重复对引导模块122的操作,直到到达所选择的感兴趣区域。一旦到达所选择的感兴趣区域,该过程就结束。

[0037] 在本原理的一个实施例中,图1的程序116也可以包括致动模块130以进一步帮助用户对内窥镜102进行导航。致动模块130被配置为使用致动平台104对照相机106进行预取向使得照相机的坐标系与用户的优选坐标系相对应。致动模块130接收用户偏好对应于例如向上方向的方向。例如,用户可以在优选的向上方向中物理地移动内窥镜。内窥镜的物理运动与内窥镜图像的真实向上方向之间的角被计算并作为输入被传递到致动平台,致动平台相应地对照相机进行预取向。应当指出,对应方向不限于向上方向,而是可以包括任何方向。

[0038] 现在参考图3A,根据一个实施例说明性地描绘了用于利用内窥镜用户的坐标系来对内窥镜照相机的坐标系进行取向的系统300。照相机106被安装在镜102上的致动平台104

上。致动平台104根据所接收的角进行旋转以相应地对照相机进行预取向。暂时参考图3B, 根据一个实施例示出具有叠加的取向指示符的内窥镜图像320的说明性范例。用户在优选的向上方向上移动内窥镜, 从而导致内窥镜从图像指示符的中心202的运动324。计算内窥镜的运动324与图像的真实向上方向322之间的角以确定角326, 角326被传递到致动平台104以相应地对照相机进行取向。

[0039] 现在参考图4, 根据一个实施例说明性地描绘了用于使用引导工具来人工操纵内窥镜的方法400。在框402中, 将镜图像与手术前和/或手术中图像进行配准。镜图像优选是内窥镜的图像, 内窥镜包括捕捉手术位置的手术中图像的照相机。内窥镜图像可以优选包括视频。手术前和/或手术中图像可以从系统接收, 所述系统可以包括但不限于: MR1系统、CT系统、X射线系统、3D超声系统等。如本领域已知地来执行配准。

[0040] 在框404中, 可以在手术前和手术中图像上选择感兴趣区域。在框406中, 可以将所选择的感兴趣区域从手术前和手术中图像坐标框架变换到内窥镜图像坐标框架。这可以包括在框402中对确定的配准变换的使用。

[0041] 在框408中, 在内窥镜图像中确定从内窥镜图像的当前中心到所选择的感兴趣区域的方向。在框410中, 使用该方向将引导指示符叠加到内窥镜图像上。引导指示符例如可以包括但不限于: 方向指示符、内窥镜示踪器、方向误差指示符、距离误差指示符以及解剖参考方向指示符。也预见其他引导指示符。

[0042] 在一个实施例中, 引导指示符可以包括叠加到内窥镜图像上的方向指示符以示出从内窥镜图像的当前中心到所选择的感兴趣区域的方向。在另一实施例中, 可以将内窥镜踪迹叠加到内窥镜图像上以示出内窥镜运动。所述踪迹可以通过追踪位于内窥镜图像中心处的每个解剖特征的位置并通过叠加箭头以在内窥镜图像上标记该位置而得以生成。在每帧或每段帧处, 在内窥镜图像上利用箭头来叠加图像的中心中的当前特征, 同时继续追踪先前位于图像的中心处的特征。继续该过程, 在内窥镜图像中显示特征中的每个的位置以提供能够帮助用户对内窥镜进行导航的视觉轨迹。

[0043] 在又一实施例中, 可以将内窥镜踪迹与所选择的感兴趣区域的方向进行比较以确定角误差, 所述角误差表示内窥镜的运动与到所选择的感兴趣区域的方向之间的角偏移。可以使用视觉提示将角误差叠加到内窥镜图像上。在实施例中, 将包括两个指针的刻度盘叠加到内窥镜图像上, 其中, 每个指针分别指示内窥镜的追踪与到所选择的感兴趣区域的方向。在另一范例中, 可以通过在内窥镜图像上显示角(例如, 以度为单位)来指示角误差。

[0044] 在一个实施例中, 引导指示符可以包括被叠加到内窥镜图像上的距离误差指示符。当移动内窥镜时, 从内窥镜图像的中心到所选择的感兴趣区域的距离将发生变化。能够将距离误差叠加到内窥镜图像上以帮助用户对内窥镜进行导航。例如, 能够将所述距离(例如, 以像素为单位)指示为屏幕的数字。在另一范例中, 能够根据距离来表示连接内窥镜图像的中心与所选择的感兴趣区域的线。这可以包括将所述线表示为虚拟弹簧, 所述虚拟弹簧可以随着距离变得更大而显现被拉伸并随着距离变得更小而显现被压缩。或者, 线的颜色或宽度可以根据距离而变化。也预见其他距离误差的表示。

[0045] 在另一实施例中, 可以将解剖参考方向叠加到内窥镜图像上。当将手术前和手术中图像配准(框402)时, 手术前和手术中图像的解剖参考方向被确定并被变换到内窥镜视图中。解剖参考方向可以包括例如前/后、左/右和头/脚方向。也预见其他解剖参考方向。

[0046] 在框414中,使用被叠加到内窥镜图像上的引导指示符,用户能够以效率来对内窥镜进行导航。追踪内窥镜运动以确定是否到达所选择的感兴趣区域。在框416中,如果没有到达所选择的感兴趣区域,则重复步骤408、410、414和416直到在框418中到达所选择的感兴趣区域。有利地,本原理帮助用户高效地对内窥镜进行导航,从而导致手术室时间的减少。

[0047] 在本发明的一个实施例中,在框412中,能够对内窥镜的照相机进行预取向使得照相机的坐标系与用户的优选坐标系相对应。用户能够指示优选的例如向上方向。这可以包括用户在优选的向上方向上物理地移动内窥镜。内窥镜的物理运动与内窥镜图像的实际向上方向之间的角被计算并且作为输入被传递到被安装在照相机与内窥镜之间的致动平台。致动平台根据所接收的角来对照相机进行旋转以帮助用户对内窥镜进行导航。应当指出,对应方向不限于向上方向,而是可以包括任何方向。

[0048] 在解读权利要求书时,应当理解:

[0049] a) 词语“包括”不排除除了在给定的权利要求中列出的元件或动作以外的其他元件或动作的存在;

[0050] b) 元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在;

[0051] c) 权利要求中的任何附图标记不限制其范围;

[0052] d) 若干“单元”可以由相同项或者硬件或软件实施的结构或功能来表示;并且

[0053] e) 除非明确地指示,否则并不旨在要求动作的具体顺序。

[0054] 已经描述了针对使用手术前和手术中的3D图像来人工操纵内窥镜的引导工具的优选实施例(其旨在为说明性的而非限制性的),应当指出,本领域技术人员能够鉴于以上教导而作出修改和变型。因此应当理解,可以在所公开的本公开的特定实施例中做出变化,所述变化在如权利要求书所概括的本文所公开的实施例的范围内。因而已经描述了专利法所要求的细节和特性,由专利证书所主张并期望保护的内容在权利要求书中得以阐述。

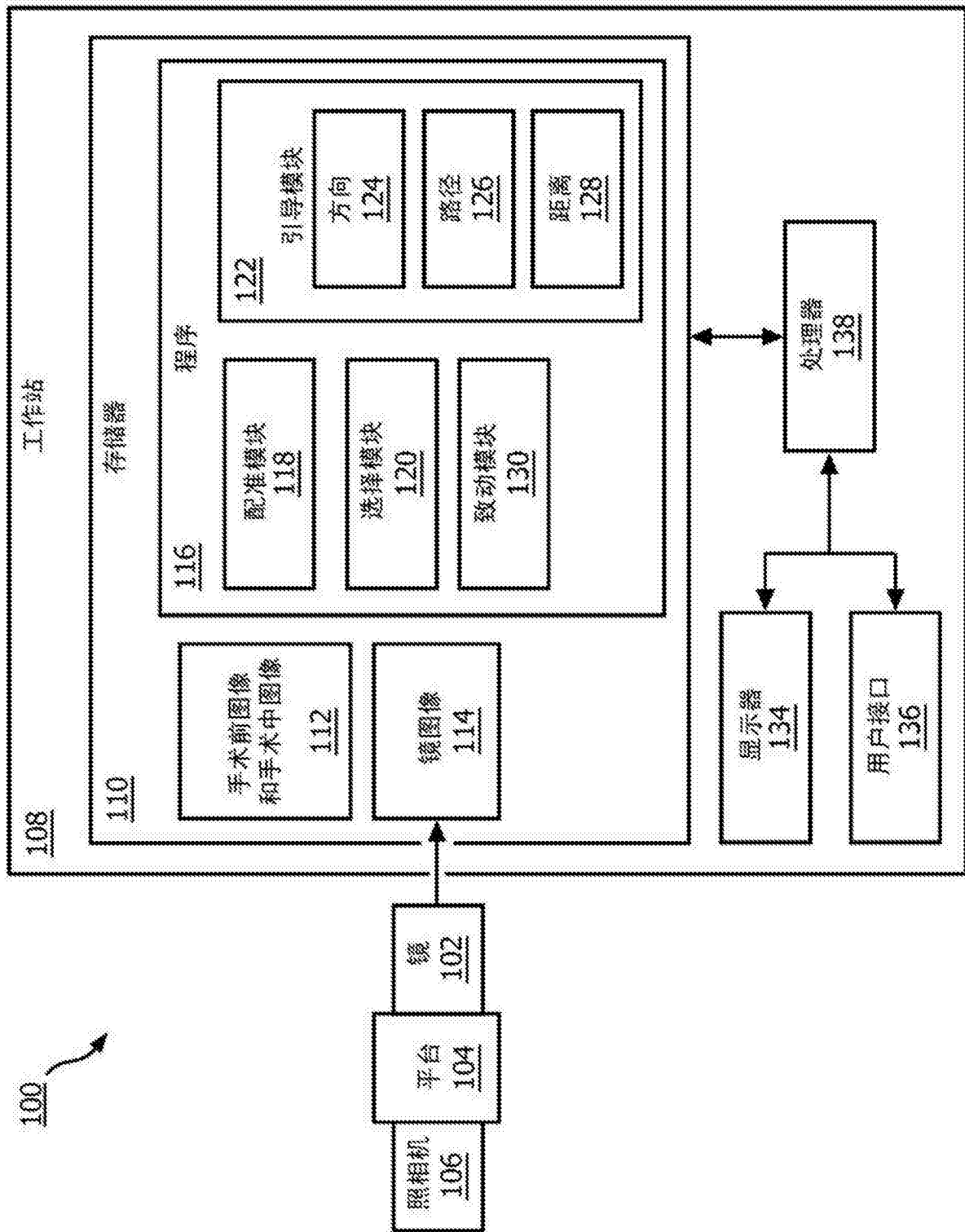


图1

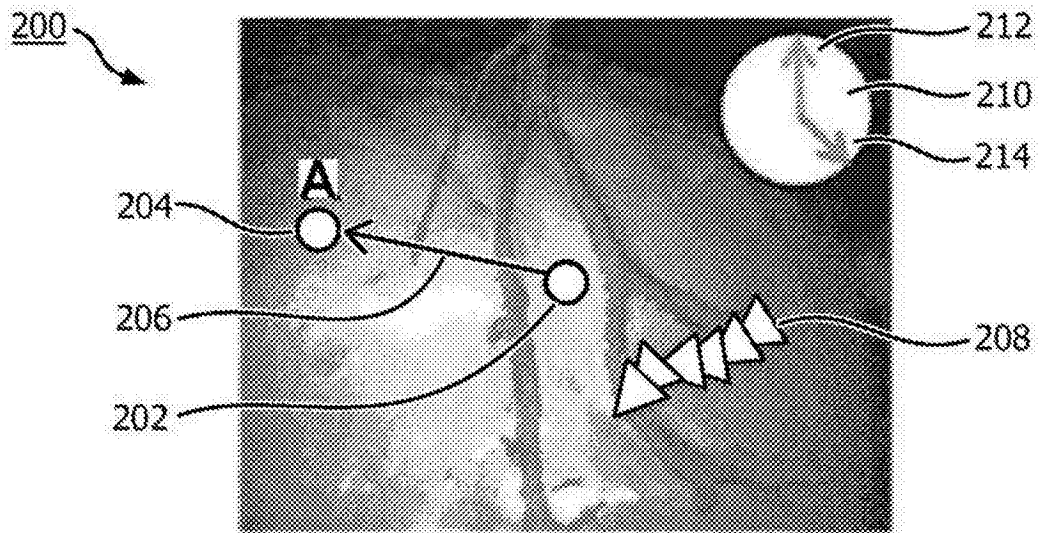


图2A

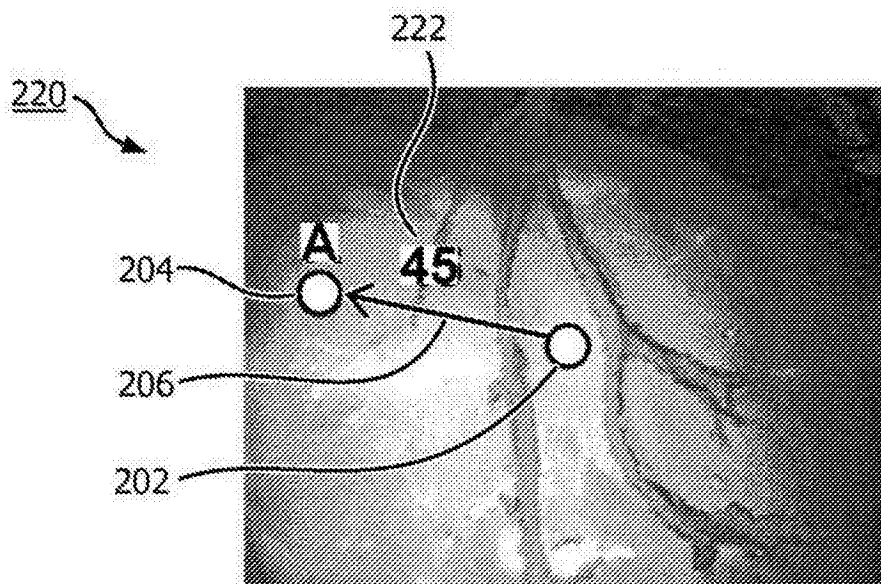


图2B

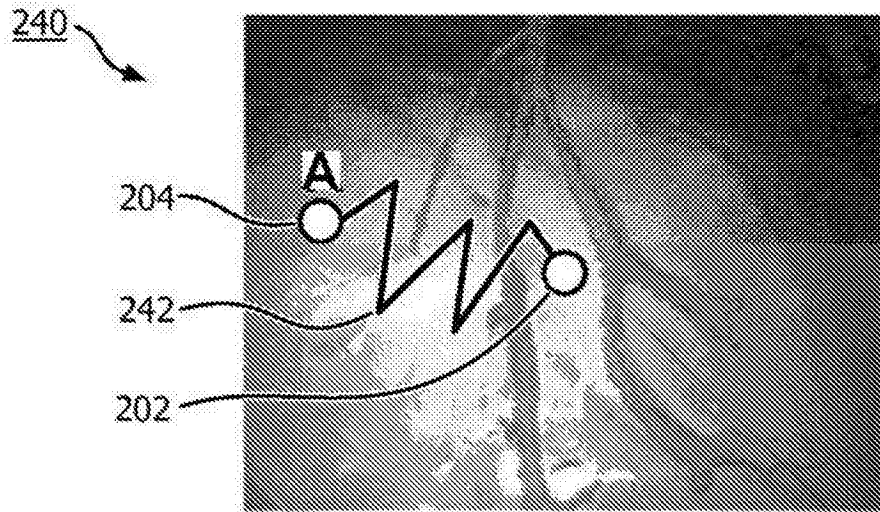


图2C

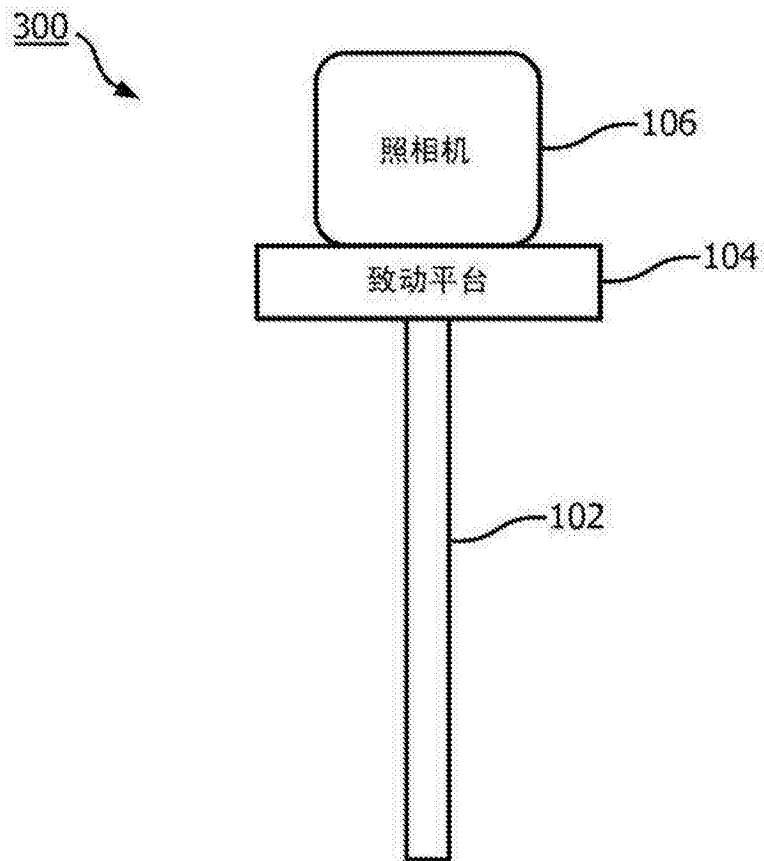


图3A

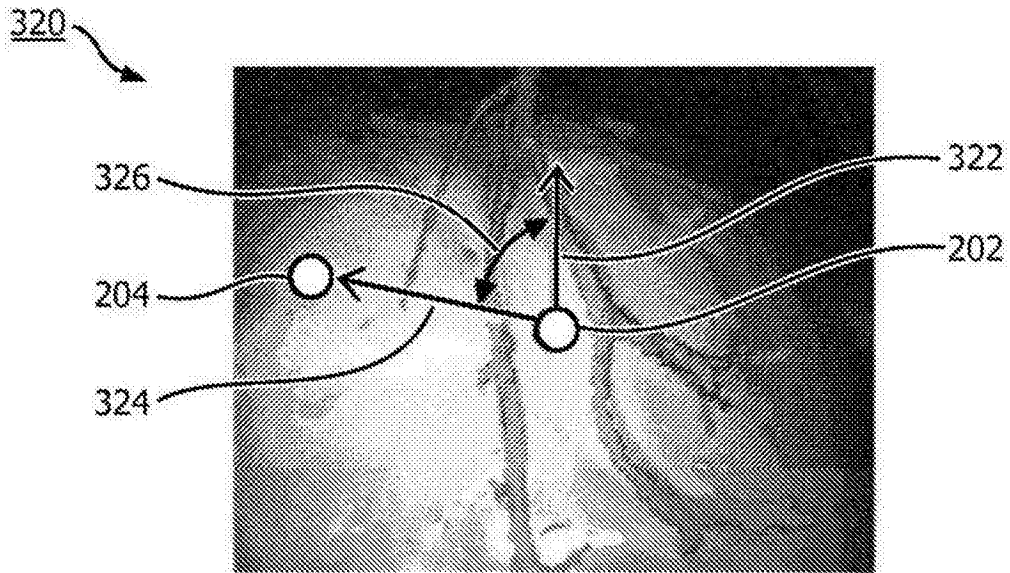


图3B

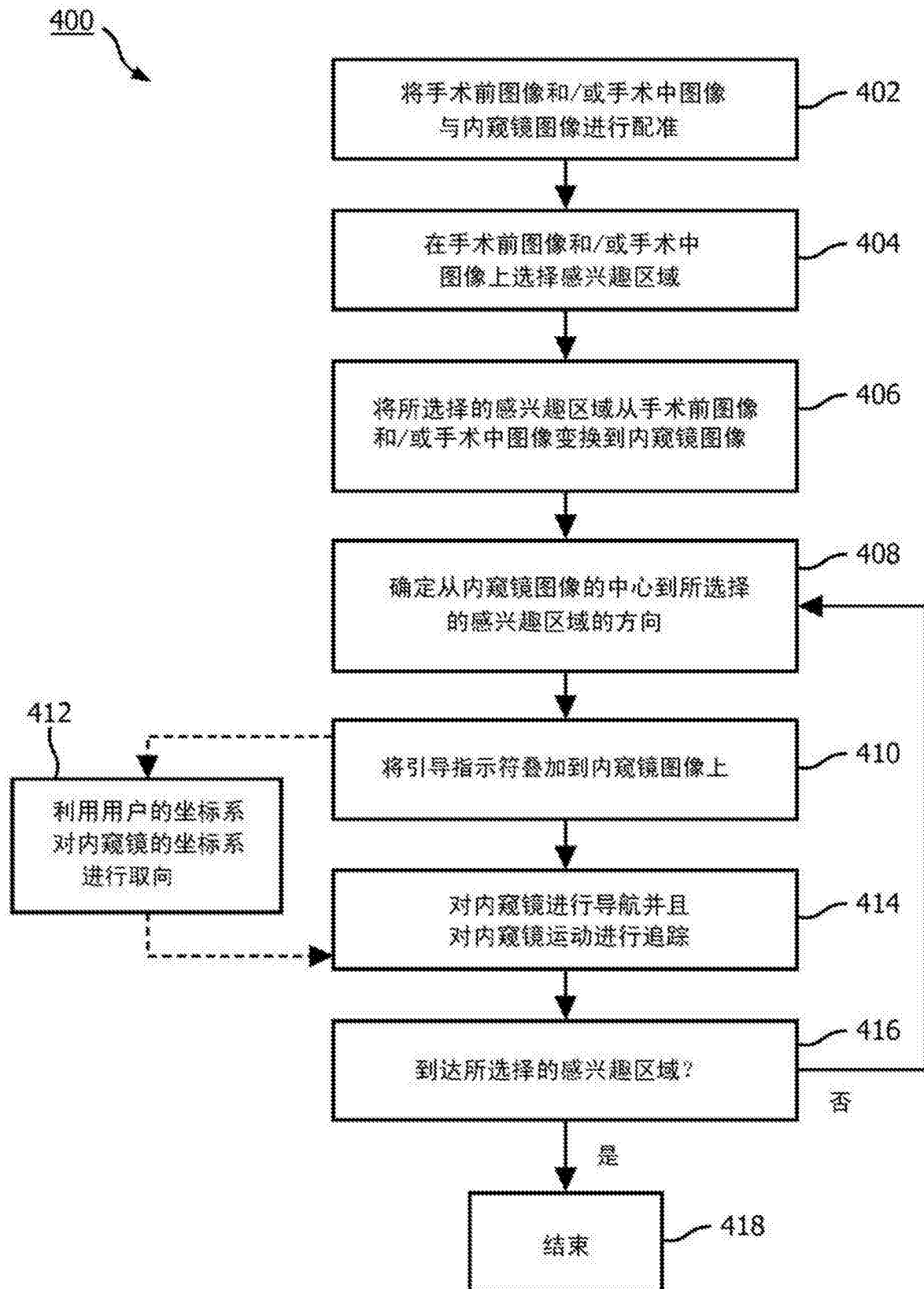


图4

专利名称(译)	使用手术前和手术中的3D图像来人工操纵内窥镜的引导工具		
公开(公告)号	CN104244800B	公开(公告)日	2017-05-17
申请号	CN201380020657.8	申请日	2013-04-08
[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		
发明人	A·波波维奇 H·埃尔哈瓦林		
IPC分类号	A61B1/00 A61B34/20		
CPC分类号	A61B5/066 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/0005 A61B1/0016 A61B1/04 A61B34/20 A61B34/25 A61B2034/107 A61B2090/364 A61B2090/365		
代理人(译)	刘瑜 王英		
审查员(译)	孙颖		
优先权	61/635327 2012-04-19 US		
其他公开文献	CN104244800A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于受引导的内窥镜导航的系统和方法包括配准模块(118)，所述配准模块(118)被配置为使用处理器来将第一组图像(112)与内窥镜(102)的第二组图像(114)进行配准。选择模块(120)被配置为接收在所述第一组图像上选择的感兴趣区域并将所选择的感兴趣区域变换到内窥镜坐标框架。引导模块(122)被配置为将引导工具叠加到所述第二组图像上以允许所述内窥镜的用户向所选择的感兴趣区域进行导航。

