



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102946784 A

(43) 申请公布日 2013. 02. 27

(21) 申请号 201180030501. 9

A61B 19/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2011. 05. 26

(30) 优先权数据

61/357, 122 2010. 06. 22 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 12. 20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2011/052307 2011. 05. 26

(87) PCT申请的公布数据

W02011/161564 EN 2011. 12. 29

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 S·徐 D·A·斯坦顿

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

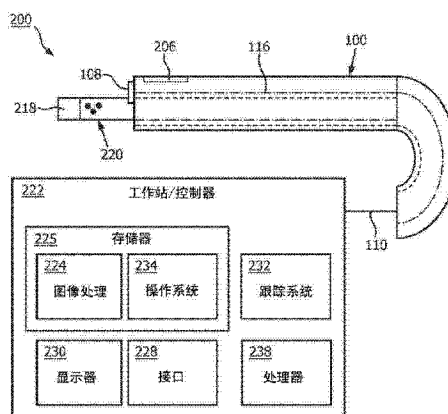
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

用于内窥镜实时校准的系统和方法

(57) 摘要

一种传感器跟踪装置、系统和方法包括传感器(118), 所述传感器配置于导线(110)上并适于配合到内窥镜(100)的工作通道(116)中。在所述传感器远端部分上形成能图像识别特征(120), 在传感器从内窥镜延伸时该特征能够被识别。由内窥镜收集能图像识别的特征的图像并允许确定内窥镜的位姿。



1. 一种传感器跟踪装置,包括:

传感器(118),其配置在导线(110)上并适于配合到内窥镜(100)的工作通道(116)中;
以及

形成于所述传感器的远端部分上的至少一个能图像识别的特征(120),在所述传感器从所述内窥镜延伸时该特征能够被识别,使得由所述内窥镜收集的所述至少一个能图像识别的特征的图像允许确定所述内窥镜的位姿。

2. 根据权利要求1所述的传感器跟踪装置,其中,所述传感器(118)包括多自由度传感器。

3. 根据权利要求1所述的传感器跟踪装置,其中,所述内窥镜(100)包括成像装置(108),所述成像装置配置成从所述内窥镜的远端部分收集图像。

4. 根据权利要求1所述的传感器跟踪装置,其中,所述至少一个能图像识别的特征(120)包括参考尺度。

5. 根据权利要求1所述的传感器跟踪装置,其中,所述至少一个能图像识别的特征(120)包括参考角度。

6. 根据权利要求1所述的传感器跟踪装置,其中,所述至少一个能图像识别的特征(120)包括指示所述传感器的取向的一个或多个形状。

7. 根据权利要求1所述的传感器跟踪装置,其中,所述至少一个能图像识别的特征(120)包括所述传感器上一体形成的形状。

8. 一种用于跟踪内窥镜的系统,包括:

内窥镜(100),其具有工作通道(116)、空间跟踪系统(206)和远端设置的成像装置(108);

传感器(218),其配置于导线上并适于配合到所述工作通道中;

形成于所述传感器的远端部分上的至少一个能图像识别的特征(220),在所述传感器从所述内窥镜延伸时该特征能够被识别;以及

变换模块(222),其配置成通过采用所述成像装置收集的所述至少一个能图像识别的特征的图像的位置和所述空间跟踪系统的位置计算所述内窥镜的位姿。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述传感器(218)包括多自由度传感器。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述至少一个能图像识别的特征(220)包括参考尺度。

11. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述至少一个能图像识别的特征(220)包括参考角度。

12. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述至少一个能图像识别的特征(220)包括指示所述传感器的取向和位置的一个或多个形状。

13. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述至少一个能图像识别的特征(220)包括所述传感器上一体形成的形状。

14. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述变换模块包括图像处理器(224),所述图像处理器配置成识别所述至少一个能图像识别的特征,并计算所述传感器相对于所述成像装置的位置和取向。

15. 一种用于跟踪内窥镜的方法,包括:

校准(402)内窥镜的远端设置的成像装置和传感器之间的变换,所述传感器在所述传感器的远端部分上形成有至少一个能图像识别的特征,在所述传感器从所述内窥镜延伸时,所述特征能够被识别;以及

通过如下方式跟踪(412)所述内窥镜:

通过所述内窥镜的工作通道传递(413)所述传感器,直到所述至少一个能图像识别的特征被成像为止;以及

利用所述至少一个能图像识别的特征的图像和所述变换计算(414)当前位姿。

16. 根据权利要求 15 所述的方法,其中,校准(402)包括采用校准体模图像(411)。

17. 根据权利要求 15 所述的方法,其中,所述至少一个能图像识别的特征(120)包括参考尺度和参考角度中的至少一个。

18. 根据权利要求 15 所述的方法,其中,所述至少一个能图像识别的特征(120)包括指示所述传感器的取向和位置的一个或多个形状。

19. 根据权利要求 15 所述的方法,其中,在过程期间在患者体内跟踪(412)所述内窥镜。

20. 根据权利要求 15 所述的方法,还包括在所述内窥镜已经与跟踪系统配准时,从所述工作通道移除(416)所述传感器。

用于内窥镜实时校准的系统和方法

[0001] 本公开涉及内窥镜系统,更具体而言,涉及在医学过程期间用于内窥镜校准的系统和方法。

[0002] 在全世界肺癌是癌症死亡的首要原因。胸部中央淋巴结的支气管镜活检是肺癌分级的重要步骤。在支气管镜检查之前,医生需要从视觉上评估患者的三维(3D)计算机断层摄影(CT)胸部扫描以识别可疑的淋巴结部位。在支气管镜检查期间,医生将支气管镜引导到每个期望的淋巴结部位。令人遗憾的是,医生在 3D CT 图像数据和支气管镜检查期间提供的实况视频流之间没有任何关联。医生实际上是在没有实时视觉反馈的情况下执行活检的,这增大了过程的难度。

[0003] 开发虚拟支气管镜检查(VB)使人们对向诸如肺癌分级的过程中引入基于 CT 的计算机图形技术感兴趣。在 VB 中,可以沿着循气道中心轴的路径生成气道的内部(腔内)呈现并实现实况视频支气管镜检查的在线模拟。在 VB 中,器官的内视图是从辐射图像由计算机生成的。这类似于在所述过程期间呈现器官的实际支气管镜检查(RB)视图的状况。

[0004] 根据本原理,VB 使得能够使用基于计算机的图像引导来辅助医生执行经支气管针吸(TBNA)和其他过程。通过配准 RB 和 VB,医生能够在 CT 数据集中定位支气管镜。配准 RB 和 VB 的一种方式是使用电磁(EM)跟踪。可以将 6 自由度 EM 传感器附着于支气管镜接近摄像机的远端。可以通过一次性校准过程确定摄像机坐标系和传感器本地坐标系之间的固定变换。在将 EM 配准到 CT 之后可以获得 RB/VB 融合。

[0005] 根据本原理,提供了一种内窥镜校准。在一个实施例中,需要支气管镜校准以利用电磁跟踪在支气管镜检查中进行图像引导。也可以想到其他过程(例如超声校准等)和观察镜(例如结肠镜等)。需要确定支气管镜的摄像机和跟踪传感器之间的变换以将支气管镜检查图像配准手术前 CT 图像。不过,将跟踪传感器附着到支气管镜的外部可能是有问题的,因为它可能使得消毒过程复杂化。另一方面,跟踪传感器不能持久占据支气管镜的工作通道,因为标准支气管镜仅具有一个通常用于传递手术装置的工作通道。根据一个实施例,利用能图像识别的特征标记跟踪传感器,允许实时确定支气管镜的摄像机和传感器之间的变换。

[0006] 一种传感器跟踪装置、系统和方法包括配置于导线或线缆上并适于配合到内窥镜的工作通道中的传感器。在所述传感器的远端部分上形成能图像识别的特征,在传感器从内窥镜延伸时可以该特征能够被识别。由内窥镜收集能图像识别的特征的图像并允许确定内窥镜的位姿。

[0007] 一种用于跟踪内窥镜的系统包括具有工作通道的内窥镜、空间跟踪系统和远端设置的成像装置。传感器配置于导线上并适于配合到所述工作通道中。在所述传感器的远端部分上形成至少一个能图像识别的特征,在传感器从内窥镜延伸时该特征能够被识别。变换模块被配置成通过采用所述成像装置收集的至少一个能图像识别的特征的图像位置和所述空间跟踪系统的位置计算所述内窥镜的位姿。

[0008] 一种用于跟踪内窥镜的方法包括校准内窥镜的远端设置的成像装置和传感器之间的变换,所述传感器在所述传感器的远端部分上形成有至少一个能图像识别的特征,在

所述传感器从所述内窥镜延伸时,所述特征能够被识别。通过所述内窥镜的工作通道传递所述传感器,直到对所述至少一个能图像识别的特征成像为止,从而跟踪内窥镜,并利用至少一个能图像识别的特征的图像和变换计算内窥镜的当前位姿。

[0009] 从其例示性实施例的以下详细描述,本公开的这些和其他目的、特征和优点将变得显而易见,要结合附图阅读其描述。

[0010] 将参考以下附图在优选实施例的以下描述中给出本公开,附图中:

[0011] 图 1 是适用于根据本发明原理的具有工作通道的内窥镜的透视图;

[0012] 图 2 是示出了根据一个实施例用于跟踪内窥镜的系统的方框/流程图;

[0013] 图 3A-3C 示出了用于配准内窥镜和跟踪系统的能图像识别的特征的例示性范例;

[0014] 图 4 是示出了根据本发明原理配准内窥镜的系统/方法的方框/流程图;以及

[0015] 图 5 是示出了医学过程期间具有能识别的图像特征的传感器的图像。

[0016] 本公开描述了一种设备、系统和方法,通过利用内窥镜摄像机和跟踪传感器之间的坐标变换将内窥镜图像配准到手术前图像(例如,CT 图像)来校准内窥镜。利用能图像识别的特征标记跟踪传感器。在支气管窥镜实施例中,可以在一次性初始校准过程中使六自由度(6DOF)电磁(EM)传感器通过支气管窥镜的工作通道,直到可以在支气管镜检查图像中识别出 EM 传感器的特征为止。在必须要跟踪支气管窥镜时,使 EM 传感器通过支气管窥镜的工作通道,直到可以在支气管镜检查图像中识别 EM 传感器的特征。然后处理支气管镜检查图像以在一次性校准过程中相对于参考位姿确定 EM 传感器的实时位姿。这种“就地”校准可以无需额外硬件或必须在内窥镜中提供额外工作通道来执行。即使内窥镜在患者体内,也可以在手术过程期间实时进行校准。

[0017] 应当理解,将针对内窥镜检查过程和内窥镜装置描述本发明;不过,本发明的教导要宽得多,适用于能够定位在患者体内用于医学过程等的任何部件,例如导管、针或其他被引导的仪器。一开始利用手术前成像技术,例如 CT 扫描、超声波扫描图、X 射线等定位这里描述的实施例。也可以采用其他技术。

[0018] 还应当理解,将针对医疗仪器描述本发明;不过,本发明的教导要宽得多,适用于跟踪或分析复杂生物学或机械系统中采用的任何仪器。具体而言,本发明原理适用于生物系统的内部跟踪过程、身体所有区域,例如肺、胃肠道、排泄器官、血管等中的过程。图中描绘的元件可以实现于硬件和软件的各种组合中并提供可以在单个元件或多个元件中组合的功能。

[0019] 可以利用专用硬件以及能够结合适当软件执行软件的硬件提供图中所示的各种元件的功能。在由处理器提供时,可以由单个专用处理器,由单个共享处理器,或由多个个体处理器(其中一些可以共享)提供功能。此外,明确使用术语“处理器”、“模块”或“控制器”不应被理解为仅仅指能够执行软件的硬件,可能暗含地包括,但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”)、非易失性存储器等。

[0020] 此外,这里提到本发明原理、方面和实施例以及其具体范例的所有陈述都意在涵盖其结构和等价功能。此外,意在使这样的等价物包括当前已知的等价物以及将来开发的等价物(即开发的执行相同功能的任何元件,不论其结构如何)。于是,例如,本领域的技术人员将认识到,这里给出的方框图表示实现本发明原理的例示性系统部件和/或电路的概

念图。类似地,要认识到,任何流程图等都代表基本可以在计算机可读存储介质中给出并从而由计算机或处理器执行的各种过程,无论是否明确示出了这样的计算机或处理器。

[0021] 此外,本发明的实施例可以采取可从计算机可用或计算机可读存储介质访问的计算机程序产品的形式,提供程序代码,供计算机或任何指令执行系统使用或结合它们使用。出于本说明书的目的,计算机可用或计算机可读存储介质可以是可以包括、存储、传递、传播或传送程序的任何设备,程序供指令执行系统、设备或装置使用或结合它们使用。该介质可以是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体的系统(或设备或装置)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、可移除计算机盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘和光盘。当前光盘的范例包括高密度盘 - 只读存储器(CD-ROM)、高密度盘 - 读/写(CD-R/W)和 DVD。图中描绘的元件可以实现于硬件的各种组合中并提供可以在单个元件或多个元件中组合的功能。

[0022] 现在参考附图,其中类似数字表示相同或类似元件,一开始参考图 1,根据一个示范性实施例例示性示出了内窥镜 100 的远端部分 102 的透视图。本实施例中的内窥镜 100 包括附着于远端部分 102,接近摄像机 108 的孔径的 EM 传感器 106。提供光 109 以照射内部区域进行成像。采用长导线或线缆 110 以将传感器 106 连接到跟踪系统 112,跟踪系统 112 可以在内窥镜 100 内部或外部。

[0023] 将导线 110 保持在内窥镜 100 外部是不理想的,因为这使得消毒流程很复杂,并可能改变过程期间医生对内窥镜 100 的感觉。不过,标准的内窥镜仅有一个工作通道 116,用于插入手术装置,例如钳子、导管或刷子。跟踪导线 110 不能永久占据工作通道 116。因此,可以在每次需要跟踪时在过程期间通过工作通道 116 插入跟踪传感器 118。跟踪传感器 118 可以采用同一跟踪系统 112 或不同跟踪系统。每次插入传感器 118 时,使摄像机 108 和跟踪传感器 118 之间的变换保持不变是困难的,或接近不可能的。因此,提供了原地校准系统和方法。跟踪传感器 118 包括定位器特征 120,其可以包括形状、标记、3D 特征等。即使内窥镜 100 在患者内部,也采用定位器特征 120 实时校准摄像机 108。

[0024] 如果摄像机 108 的固有参数,例如图像中心、焦距等,以及图像特征 120 的几何性质是已知的,可以利用单个图像确定图像特征 120 和摄像机 108 之间的变换(例如,在 6 个自由度中)。例如,图像特征 120 包括不等边三角形的三个顶点,假设我们知道顶点之间的物理距离,则可以从三角形的一个图像中唯一地确定摄像机 108 和三角形(120)之间的变换。可以将此一般化到其他特征类型,因为任何图像特征 120 都可以由一组点表示。

[0025] 参考图 2,根据一个例示性实施例示出了根据本发明原理用于跟踪内窥镜的系统 200。系统 200 优选包括硬件和软件部件。系统 200 包括空间跟踪系统 206 和具有能图像识别的特征 220 (相当于特征 120) 的多自由度(DOF) 传感器 218。优选在包括摄像机 108 的内窥镜 100 上提供跟踪系统 206 和传感器 218。跟踪系统 206 和传感器 218 可以是 EM 跟踪系统 232 的一部分,EM 跟踪系统 232 能够在三维空间中监测装置的位置。

[0026] 一种工作站(WS)或其他处理装置 222 包括硬件,该硬件配置成运行软件以采集和显示在显示装置 230 上的实时医学过程图像。工作站 222 在空间上跟踪传感器 218 的位置和取向。工作站 222 充当变换模块,以为将图像中特征 220 的位置和取向变换成手术前图像或模型(实际或虚拟)提供所需元件。传感器 218 优选包括六 DOF 传感器;不过可以采用更少或更多数量的自由度。工作站 222 包括存储器 225 中的图像处理软件 224,其处理包

括传感器 218 上特征 220 的内部图像。软件 224 计算传感器相对于内窥镜摄像机 108 的位姿。

[0027] 观察镜 100 包括工作通道 116。通过工作通道 116 馈送传感器 218,直到传感器 218 从观察镜 100 延伸到远端并可以在摄像机 108 中看到特征 220。由于观察镜包括跟踪系统 206,所以可以相对于传感器 218 确定其位置。可见特征 220 允许计算系统 206 和传感器 218 之间的位置差异并产生之间的相对取向。这种计算能够提供系统 206/ 摄像机 108 和传感器 218 之间的变换,可以在整个医学过程中采用该变换。

[0028] 处理装置 222 可以连接到计算机系统或是其一部分,并包括存储器 225 和操作系统 234,以提供根据本发明原理描述的功能。程序 224 将手术前图像(CT 图像)与实时内窥镜位置组合,从而在过程期间实时在显示器 230 上呈现手术前图像。

[0029] 处理装置或控制器 222 包括处理器 238,其实施程序 224 并提供程序选项和应用。输入/输出(I/O)装置或接口 228 提供与控制器 222、内窥镜 100 和传感器 218 的实时交互以比较和显示图像。接口 228 可以包括键盘、鼠标、触摸屏系统等。

[0030] 参考图 3A-3C,例示性示出了图像可见传感器特征 220。在图 3A 所示的一个实施例中,特征 220 可以包括多个分开的圆 302。可以将圆 302 布置成重复图案或形成诸如三角形等形状。圆 302 可以包括具体的直径或其他已知的尺度(例如,圆之间的距离等)或提供角度。可以采用距离和/或角度以在图像之内可视地确定位置或取向。可以在图像之内比较已知的尺度作为参考。

[0031] 在 3B 中所示的另一实施例中,可以为特征 220 采用箭头 304。箭头可以具有已知长度的线段,箭头可以相对于摄像机 108 沿一定方向指向,以辅助计算观察镜(100)的位姿。

[0032] 在 3C 所示的又一实施例中,可以在传感器 218 上或中形成突起 306、凹坑 308 或其他 3D 特征。这提供了三维特征,用于相对于摄像机图像定位传感器。也可以采用其他形状、尺寸、标记和设计。

[0033] 参考图 4,可以如下确定 EM 传感器和支气管窥镜摄像机之间的变换。在方框 402 中,可以在医学过程之前,例如支气管镜检查之前,离线执行一次性校准过程。通过观察镜的工作通道传递多自由度 EM 传感器,直到在方框 404 中可以在图像中识别 EM 传感器的特征为止。在方框 406 中,然后相对于支气管窥镜的摄像机固定传感器,这被称为“参考位姿”。在方框 408 中保存支气管窥镜的图像。

[0034] 参考图 5,例示性示出了传感器 218 的内窥镜图像 450,其上具有能图像识别的特征 220。图像是从内窥镜摄像机的角度看的。

[0035] 再次参考图 4,在方框 410 中,确定摄像机和 EM 传感器之间的变换。在方框 411 中,这可以包括使用校准体模,其中将特征的体模图像从参考点移动并覆盖在图像中所示的实际特征上。然后针对校准体模的运动计算差异。

[0036] 在方框 412 中,在医学过程期间,跟踪观察镜。在方框 413 中,通过支气管窥镜的工作通道传递 EM 传感器,直到可以在摄像机图像中识别 EM 传感器的特征为止。然后在方框 414 中处理图像以在一次性校准过程(离线校准)中相对于参考位姿确定 EM 传感器的实时位姿。EM 传感器和摄像机之间的实时变换可以如下计算:

[0037]

$$T_{EM传感器实时位姿}^{摄像机} = T_{EM传感器参考位姿}^{摄像机} \cdot T_{EM传感器实时位姿}^{EM传感器参考位姿} \quad (1)$$

[0038] 其中 T_B^A 是从B到A的变换。因此, $T_{EM传感器参考位姿}^{摄像机}$ 是方框402的校准结果, $T_{EM传感器实时位姿}^{EM传感器参考位姿}$ 是EM传感器的位姿1和位姿2之间的相对变换。在方框415中,可以将内窥镜图像配准手术前图像(例如CT图像)。

[0039] 在方框415中,在EM跟踪的引导下放置观察镜。在方框416中可以从支气管窥镜的工作通道中拉出EM传感器。然后在方框418中,医学过程继续下去,可以向工作通道中插入手术装置,以采取活检样本或执行其他动作。

[0040] 在解释所附的权利要求时,应当理解:

[0041] a) “包括”一词不排除有给定权利要求中列出的那些之外的其他元件或动作;

[0042] b) 元件前的“一”一词不排除存在多个这样的元件;

[0043] c) 权利要求中的任何附图标记都不限制其范围;

[0044] d) 可以由同一项目或硬件或软件实现的结构或功能代表几个“模块”;并且

[0045] e) 除非具体指出,并不要求动作有具体的顺序。

[0046] 已经描述了用于实时内窥镜校准的系统和方法的优选实施例(意在是例示性的而非限制性的),要指出的是,本领域的技术人员根据以上教导能够做出修改和变化。因此要理解,可以在公开内容的特定实施例中做出变化,它们在如所附权利要求勾勒的这里所公开实施例的范围之内。这样描述完专利法要求的细节和特性之后,在所附权利要求中阐述专利证书主张并希望保护的范围。

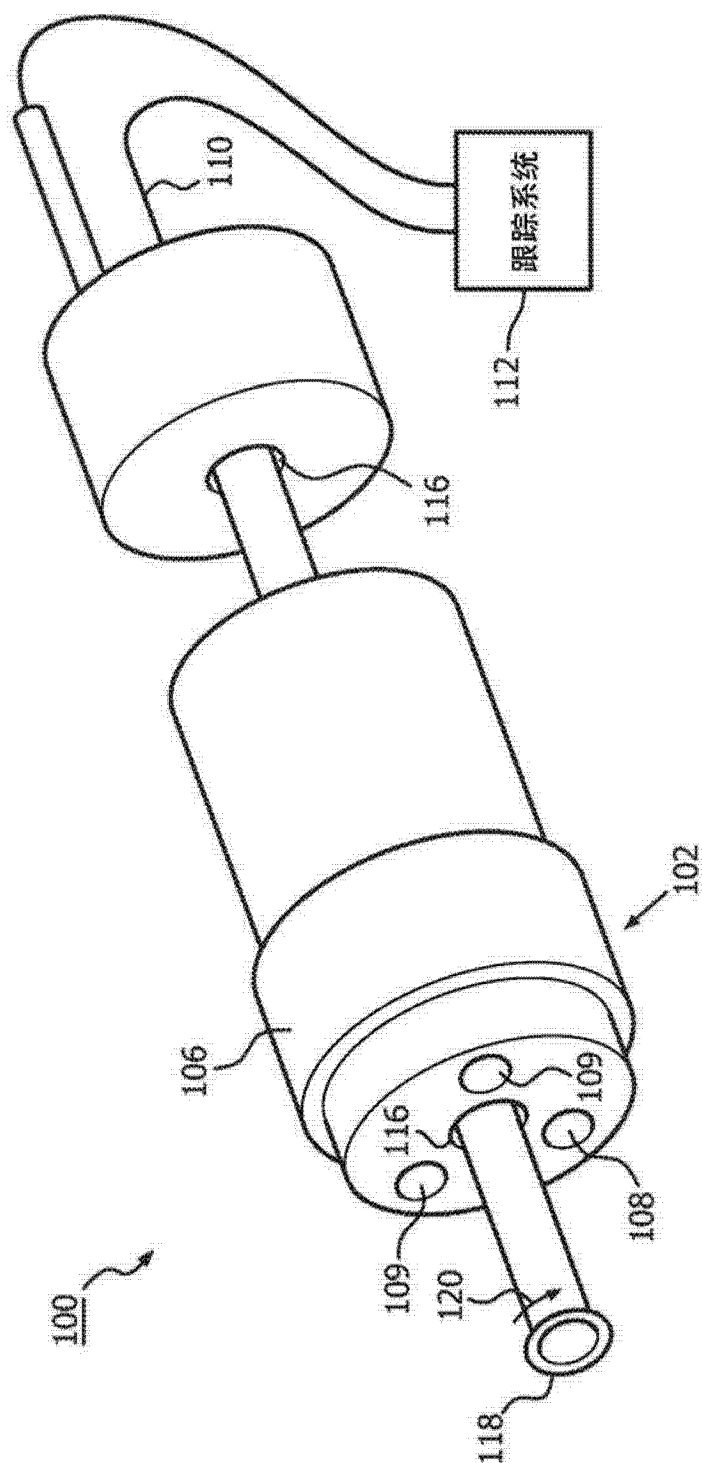


图 1

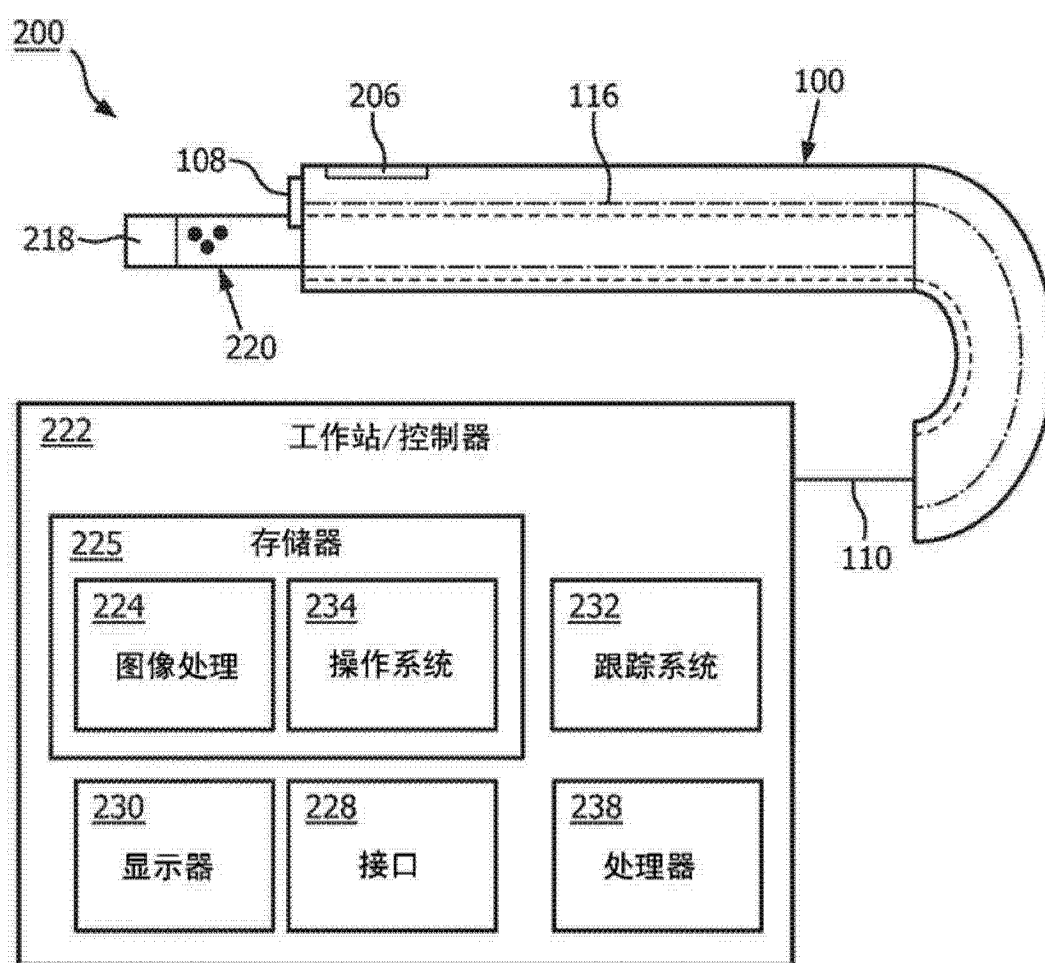


图 2

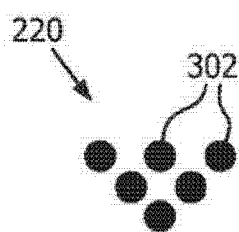


图 3A

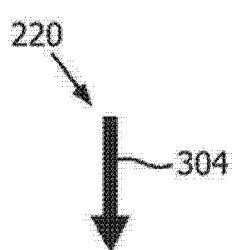


图 3B

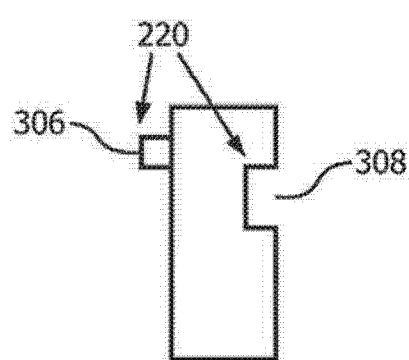


图 3C

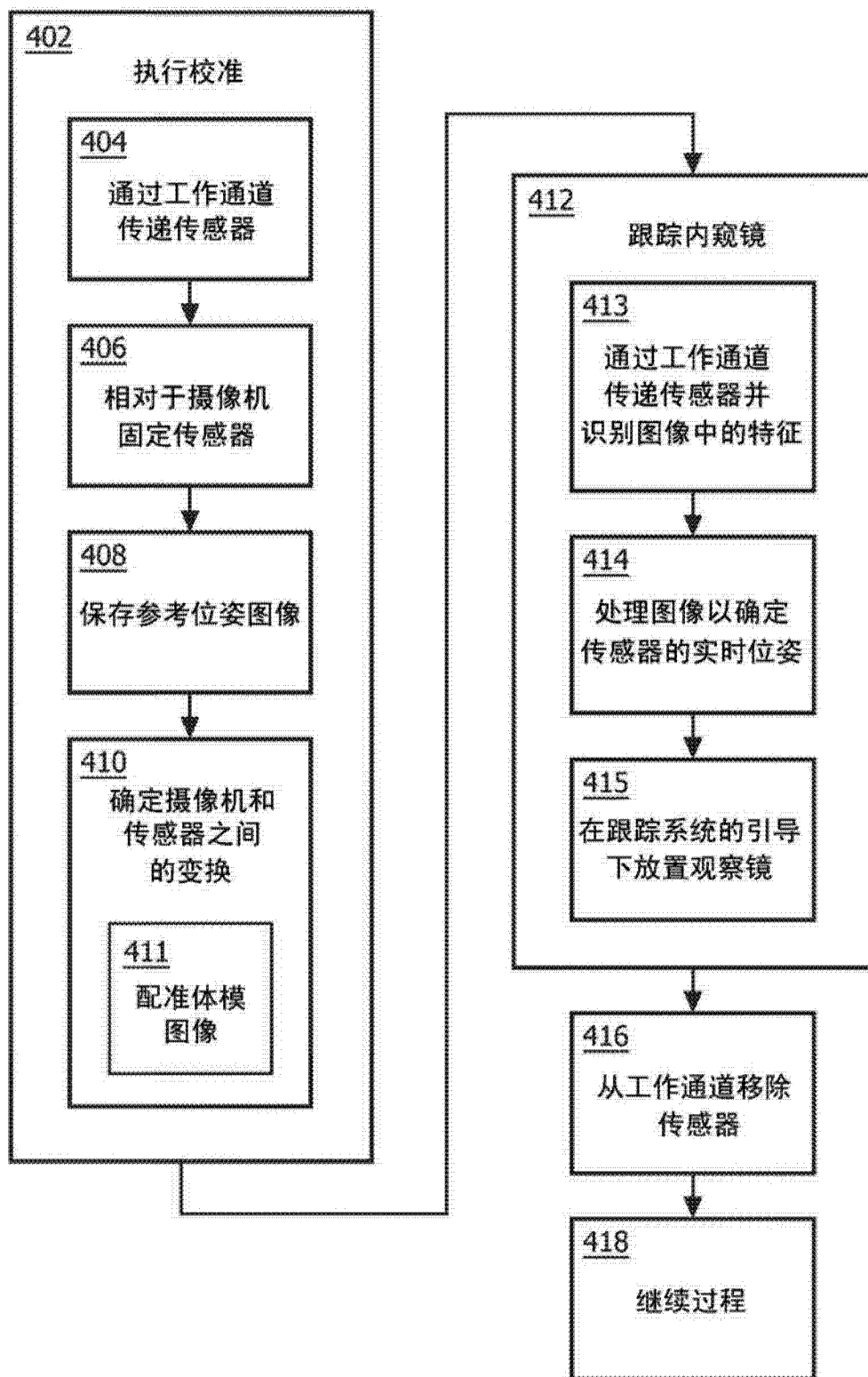


图 4

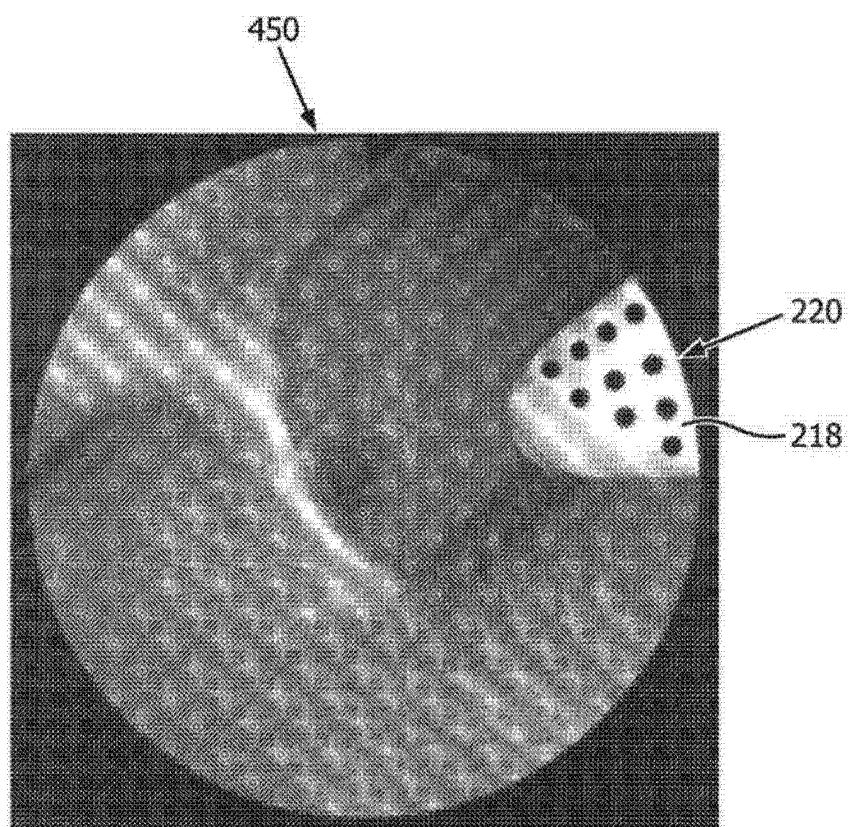


图 5

专利名称(译)	用于内窥镜实时校准的系统和方法		
公开(公告)号	CN102946784A	公开(公告)日	2013-02-27
申请号	CN201180030501.9	申请日	2011-05-26
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	S徐 DA斯坦顿		
发明人	S·徐 D·A·斯坦顿		
IPC分类号	A61B1/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B19/5212 A61B1/05 A61B2019/5289 A61B5/065 A61B2017/0034 A61B2019/5251 A61B2017/00725 A61B1/00057 A61B1/2676 A61B19/5244 A61B5/6847 A61B2019/5265 A61B1/018 A61B34/20 A61B90/361 A61B2034/2051 A61B2034/2065 A61B2090/364		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/357122 2010-06-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种传感器跟踪装置、系统和方法包括传感器 (118) , 所述传感器配置于导线 (110) 上并适于配合到内窥镜 (100) 的工作通道 (116) 中。在所述传感器远端部分上形成能图像识别特征 (120) , 在传感器从内窥镜延伸时该特征能够被识别。由内窥镜收集能图像识别的特征的图像并允许确定内窥镜的位姿。

