



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110301883 A

(43)申请公布日 2019. 10. 08

(21)申请号 201910238124.6

(22)申请日 2019.03.27

(30)优先权数据

15/936491 2018.03.27 US

(71)申请人 美国西门子医疗系统股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

申请人 西门子医疗有限公司

(72)发明人 S.沙菲尔 R.M.塞特泽尔

M.斯特鲁米亚

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 张健 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 1/267(2006.01)

A61B 34/20(2016.01)

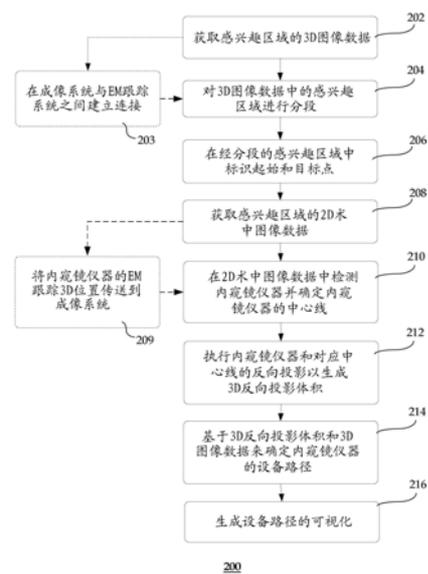
权利要求书2页 说明书8页 附图9页

(54)发明名称

用于导航管状网络的基于图像的向导

(57)摘要

本发明涉及用于便于导航管状网络的基于图像的向导的系统和方法。首先可以对三维图像数据中的感兴趣区域进行分段。可以在所述感兴趣区域的二维术中图像数据中检测内窥镜仪器。然后可以确定所检测到的内窥镜仪器的中心线。可以对所述内窥镜仪器和所述中心线进行反向投影,以生成三维反向投影体积。可以至少部分地基于所述三维反向投影体积和所述三维图像数据来生成所述内窥镜仪器的设备路径。



1. 一种用于基于图像的向导的系统,包括:
  - 电磁 (EM) 跟踪系统,其获取可插入到管状网络中的内窥镜仪器的远端尖端的所跟踪的三维 (3D) 位置;以及
  - 计算机系统,通信耦合到所述EM跟踪系统,其中所述计算机系统包括:
    - 非瞬变存储器设备,用于存储计算机可读程序代码,以及
    - 与所述存储器设备通信的处理器,所述处理器与所述计算机可读程序代码一起操作以执行包括下述各项的操作:
      - 对3D图像数据中所述管状网络的至少部分进行分段,
      - 在所述管状网络的二维 (2D) 术中图像数据中检测所述内窥镜仪器,并确定所检测到的内窥镜仪器的中心线,
      - 执行所述内窥镜仪器和所述中心线的反向投影以生成3D反向投影体积,
      - 至少部分地基于所述3D反向投影体积、所述3D图像数据和所跟踪的3D位置来确定所述内窥镜仪器的设备路径,以及
      - 生成所述设备路径的可视化。
2. 如权利要求1所述的系统,其中所述内窥镜仪器包括支气管镜。
3. 如权利要求1所述的系统,其中所述2D术中图像数据包括荧光透视图像。
4. 如权利要求1所述的系统,其中所述EM跟踪系统在不同时间点处获取与术中2D图像数据的序列相对应的所跟踪的3D位置。
5. 如权利要求4所述的系统,其中所述处理器与所述计算机可读程序代码一起操作以执行包括下述各项的进一步操作:
  - 从术中2D图像数据的序列中选择与到对应的所跟踪的3D位置有最小距离的反向投影内窥镜仪器尖端相对应的图像;
  - 将所跟踪的3D位置平移到曲线表示中;以及
  - 更新所述曲线表示,以最小化所述曲线表示与从所选图像导出的所述内窥镜仪器的反向投影平面之间的差异,其中经更新的曲线表示形成所述设备路径的至少部分。
6. 如权利要求5所述的系统,其中所述曲线表示包括基样条。
7. 一种基于图像的向导方法,包括:
  - 对三维 (3D) 图像数据中的感兴趣区域进行分段;
  - 在所述感兴趣区域的二维 (2D) 术中图像数据中检测内窥镜仪器,并确定所检测到的内窥镜仪器的中心线;
  - 执行所述内窥镜仪器和所述中心线的反向投影以生成3D反向投影体积;
  - 至少部分地基于所述3D反向投影体积和所述3D图像数据来确定所述内窥镜仪器的设备路径;以及
  - 生成从起始点到目标点的设备路径的可视化。
8. 如权利要求7所述的方法,进一步包括:获取所述感兴趣区域的3D图像数据,其中所述感兴趣区域包括支气管树的至少部分。
9. 如权利要求7所述的方法,进一步包括:在医学过程期间获取所述感兴趣区域的2D术中图像数据。
10. 如权利要求9所述的方法,其中获取2D术中图像数据包括:获取一个或多个2D荧光

透视图像。

11. 如权利要求7所述的方法,进一步包括:确定经分段的感兴趣区域的中心线。

12. 如权利要求7所述的方法,进一步包括:经由用户界面来在经分段的感兴趣区域中标识所述内窥镜仪器的起始点和目标点。

13. 如权利要求7所述的方法,其中至少部分地基于所述3D反向投影体积和所述3D图像数据来确定所述内窥镜仪器的设备路径包括:

确定一个或多个段分组,其中每一个段分组包括下述一个或多个段的集合:其将经分段的感兴趣区域的主要段定向连接到经分段的感兴趣区域的最远端的段;

确定针对所述一个或多个段分组的一个或多个惩罚函数值;以及

选择所述一个或多个段分组中具有最小惩罚函数值的至少一个段分组,其中所选段分组形成所述设备路径的至少部分。

14. 如权利要求13所述的方法,进一步包括:确定经分段的感兴趣区域的段的中心线与所述3D反向投影体积中的所述内窥镜仪器的中心线之间的最短距离;以及至少部分地基于所述最短距离来确定所述一个或多个惩罚函数值。

15. 如权利要求14所述的方法,其中确定所述一个或多个惩罚函数值包括:计算所述一个或多个段分组的最短距离和要被应用于所述一个或多个段分组以包含所述内窥镜仪器的变形场的幅度的加权和。

16. 如权利要求7所述的方法,进一步包括:在不同时间点处获取与术中2D图像数据的序列相对应的所述内窥镜仪器的尖端的电磁(EM)跟踪3D位置。

17. 如权利要求16所述的方法,其中至少部分地基于所述3D反向投影体积和所述3D图像数据来确定所述内窥镜仪器的设备路径包括:

从术中2D图像数据的序列中选择与到对应EM跟踪3D位置有最小距离的反向投影内窥镜仪器尖端相对应的图像;

将EM跟踪3D位置平移到曲线表示中;以及

更新所述曲线表示,以最小化所述曲线表示与从所选图像导出的所述内窥镜仪器的反向投影平面之间的差异,其中经更新的曲线表示形成所述设备路径的至少部分。

18. 如权利要求17所述的方法,其中将EM跟踪3D位置平移到曲线表示中包括:将所述EM跟踪3D位置平移到基样条中。

19. 如权利要求17所述的方法,其中更新所述曲线表示包括:修改所述曲线表示的支撑点以满足目标函数。

20. 一个或多个非瞬变计算机可读介质,体现机器可执行以执行包括下述各项的操作的指令:

对三维(3D)图像数据中的感兴趣区域进行分段;

在所述感兴趣区域的二维(2D)术中图像数据中检测内窥镜仪器,并确定所检测到的内窥镜仪器的中心线;

执行所述内窥镜仪器和所述中心线的反向投影以生成3D反向投影体积;

至少部分地基于所述3D反向投影体积和所述3D图像数据来确定所述内窥镜仪器的设备路径;以及

生成所述设备路径的可视化。

## 用于导航管状网络的基于图像的向导

### 技术领域

[0001] 本公开总体上涉及图像数据处理,并且更具体地涉及用于导航管状网络的基于图像的向导。

### 背景技术

[0002] 肺癌是频繁且致命的疾病。肺部病变的早期、精确、快速且有成本效益的诊断和治疗对增强患者的存活率来说是重要的。为了执行诊断和疗法,临床医生典型地使用支气管镜术以对气道的内部进行可视化。支气管镜术涉及使用支气管镜以针对异常(例如,流血、肿瘤、病变、异物、炎症)而检查患者的气道。支气管镜通常通过患者的鼻或嘴而插入到患者的气道中,且可以延伸到患者的肺部中。

[0003] 然而,支气管镜在变为楔入患者的气道中之前在它们由于它们的大小而可以前进通过气道多远方面是受限的。在支气管镜太大而不能达到肺部中较深的目标位置(例如,超出气道的分支的第三至第四代)时,临床医生可以利用某些实时成像模态以最初确定目标组织的位置并确认该目标组织的位置。如果临床医生出于任何原因而不能达到该目标组织,则临床医生可以将所导航的经皮导管插入到该目标组织的经确认的位置。

[0004] 然而,传统导航技术有衰落,诸如过时的成像数据、未被计及的气道的变形以及甚至针对高级用户的使用困难。可靠且准确的向导对于支气管镜术中的活组织检查和治疗过程的成功而言是重要的。

### 发明内容

[0005] 本文公开了用于便于导航管状网络的基于图像的向导的系统和方法。首先可以对三维图像数据中的感兴趣区域进行分段。可以在所述感兴趣区域的二维术中图像数据中检测内窥镜仪器。然后可以确定所检测到的内窥镜仪器的中心线。可以对所述内窥镜仪器和所述中心线进行反向投影,以生成三维反向投影体积。可以至少部分地基于所述三维反向投影体积和所述三维图像数据来生成所述内窥镜仪器的设备路径。

### 附图说明

[0006] 将容易获得本公开及其许多附随方面的更完整领会,这是由于通过在结合附图而考虑时参考以下详细描述,本公开及其许多附随方面变得更好理解。

[0007] 图1是图示了示例性系统的框图;

图2a示出了由计算机系统作出的基于图像的向导的示例性方法;

图2b示出了确定设备路径的示例性方法;

图2c示出了确定设备路径的另一示例性方法;

图3示出了从肺部的三维(3D)计算机断层扫描(CT)图像体积重构的各种示例性视图;

图4示出了患者的肺部的示例性二维(2D)荧光透视图像;

图5图示了所检测到的支气管镜及其对应中心线的示例性反向投影;

图6示出了示例性候选段;以及  
图7示出了示例性可视化。

### 具体实施方式

[0008] 在以下描述中,阐述了许多具体细节(诸如,具体部件、设备、方法等的示例),以便提供本框架的实现方式的透彻理解。然而,对本领域技术人员来说将明显的是,这些具体细节不必被采用以实践本框架的实现方式。在其他实例中,未详细描述公知的材料或方法,以便避免不必要地使本框架的实现方式模糊。尽管本框架容易有各种修改和可替换形式,但其具体实施例在附图中作为示例而示出且在本文中详细描述。然而,应当理解,意图不在于将本发明限于所公开的特定形式,而是相反,意图在于覆盖落在本发明的精神和范围内的所有修改、等同物和可替换方案。此外,为了易于理解,将某些方法步骤描写为分离的步骤;然而,这些分离地描写的步骤不应当被理解为在它们的执行中必然取决于次序。

[0009] 如本文使用的术语“x射线图像”可以意指可见的x射线图像(例如,在视频屏幕上显示)或x射线图像的数字表示(例如,与x射线检测器的像素输出相对应的文件)。如本文使用的术语“治疗中x射线图像”可以指代在介入式或疗法过程的治疗实施阶段期间的任何时间点处捕获的图像,该治疗实施阶段可以包括当放射源被开启或关闭时的时间。不时地,为了方便描述,本文可以使用CT成像数据(例如,锥束CT成像数据)作为示例性成像模态。然而,应当领会,还可以在各种实现方式中使用来自任何类型的成像模态的数据,该成像模态包括但不限于x射线放射照片、MRI、PET(正电子发射断层扫描)、PET-CT、SPECT、SPECT-CT、MR-PET、3D超声图像等等。

[0010] 除非如从以下讨论中明显的那样以其他方式声明,应当领会,诸如“分段”、“生成”、“配准”、“确定”、“对准”、“定位”、“处理”、“计算”、“选择”、“估计”、“检测”、“跟踪”等等之类的术语可以指代下述计算机系统或类似电子计算设备的动作和过程:其操控被表示为该计算机系统的寄存器和存储器内的物理(例如,电子)量的数据,并将该数据变换成被类似地表示为计算机系统存储器或寄存器或者其他这种信息储存、传输或显示设备内的物理量的其他数据。可以使用计算机软件来实现本文描述的方法的实施例。如果以符合公认的标准的编程语言编写,则被设计成实现该方法的指令的序列可以被编译以用于在多种硬件平台上执行且用于对接到多种操作系统。附加地,本框架的实现方式不是参考任何特定编程语言来描述的。应当领会,可以使用多种编程语言。

[0011] 如本文所使用,术语“图像”指代由分立的图像元素(例如,2D图像的像素、3D图像的体素、4D数据集的动态体素或动素(doxel))组成的多维数据。图像可以是例如通过计算机断层扫描、磁共振成像、超声或者对本领域技术人员来说已知的任何其他医学成像系统而收集的主体的医学图像。图像还可以是从非医学情境(诸如例如,远程感测系统、电子显微术等)提供的。尽管图像可以被认为是从 $R^3$ 至 $R$ 的函数或到 $R^3$ 的映射,但本方法不限于这种图像,且可以被应用于任何维度(例如,2D图片、3D体积或4D数据集)的图像。对于2维或3维图像,图像的域典型地是2维或3维矩阵阵列,其中每一个像素或体素可以是参考2个或3个相互正交的轴的集合来寻址的。如本文使用的术语“数字”和“数字化”将指代在适当时以经由数字获取系统或经由从模拟图像的转换而获取的数字或数字化格式存在的图像或体积。

[0012] 可以可互换地使用下述术语:用于图片元素的“像素”,传统地关于2D成像和图像

显示而使用;用于体积图像元素的“体素”,常常关于3D成像而使用;以及用于4D数据集的“动素”。应当指出,3D体积图像自身是从作为2D传感器阵列上的像素而获得的图像数据合成的,且从某个视角显示为2D图像。因此,2D图像处理和图像分析技术可以被应用于3D体积图像数据。在以下的描述中,被描述为对动素进行操作的技术可以可替换地被描述为对以2D像素数据的形式存储和表示的3D体素数据进行操作以用于显示。以相同方式,对体素数据进行操作的技术也可以被描述为对像素进行操作。在以下描述中,变量x被用于指示特定空间位置处的主体图像元素,或者可替换地被视为主像素。术语“主体像素”、“主体体素”和“主体动素”用于指示在使用本文描述的技术对其进行操作时的特定图像元素。

[0013] 本框架的一个方面便于经由使用图像数据、通过管状网络的向导。管状网络一般指代腔分支结构(诸如支气管或肺部网络),其中可以插入内窥镜仪器(例如,支气管镜)。图像数据是使用成像技术(诸如,荧光透视术)来获取的。单独基于从图像数据获得的信息的向导解决方案有利地增强了用于图像获取的固定或移动C臂的工作流程和定位。

[0014] 本框架的另一方面便于经由使用图像数据和电磁(EM)向导、通过管状网络的向导。传统EM跟踪技术不考虑荧光透视信息或其他基于图像的信息以准确地描绘内窥镜仪器的位置。将全部两个信息源进行组合有利地产生了改进的准确度。在本文中将进一步详细描述这些和其他示例性特征和优势。

[0015] 应当理解,尽管可能示出涉及经支气管网络导航的特定应用,但该技术不限于所图示的具体实现方式。例如,该技术可以被应用于其他类型的管状网络,诸如胃肠道、耳朵、尿道等等。

[0016] 图1是图示了示例性系统100的框图。系统100包括用于实现如本文描述的框架的计算机系统101。计算机系统101可以是台式个人计算机、便携式膝上型计算机、另一便携式设备、小型计算机、大型计算机、服务器、云基础设施、储存系统、专用数字器具、通信设备、或者具有被配置成存储数字数据项目的集合的储存子系统的另一设备。在一些实现方式中,计算机系统101操作为独立设备。在其他实现方式中,计算机系统101可以连接(例如,使用网络)到其他机器,诸如成像设备102、工作站103、内窥镜仪器130和可选的电磁(EM)跟踪系统135。在联网部署中,计算机系统101可以以服务器-客户端用户网络环境中的服务器(例如,瘦客户端服务器,诸如Siemens Healthcare的syngo®.via)、客户端用户机器的身份进行操作,或者作为对等(或分布式)网络环境中的对等端机器进行操作。

[0017] 计算机系统101可以包括:处理器设备或中央处理单元(CPU)104,其经由输入-输出接口121耦合到一个或多个非瞬变计算机可读介质105(例如,计算机存储器或存储器)、显示设备108(例如,监视器)和各种输入设备110(例如,鼠标或键盘)。计算机系统101可以进一步包括支持电路,诸如高速缓存、电源、时钟电路和通信总线。各种其他外围设备(诸如,附加数据储存设备和打印设备)也可以连接到计算机系统101。

[0018] 本技术可以以硬件、软件、固件、专用处理器或其组合的各种形式而被实现为微指令代码的一部分、或者应用程序或软件产品的一部分、或者其组合,该微指令代码或者应用程序或软件产品是经由操作系统来执行的。在一个实现方式中,本文描述的技术被实现为有形地体现在一个或多个非瞬变计算机可读介质105中的计算机可读程序代码。特别地,本技术可以由向导生成器106和可视化单元107实现。一个或多个非瞬变计算机可读介质105可以包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、磁软盘、闪存存储器和其他类型的存储

器或其组合。计算机可读程序代码由处理器设备104执行以处理由例如成像设备102、内窥镜仪器130和EM跟踪系统135获取的数据、图像或图像数据。由此，计算机系统101是通用计算机系统，其在执行计算机可读程序代码时变为专用计算机系统。不意在将计算机可读程序代码限于任何特定编程语言及其实现方式。应当领会，可以使用多种编程语言及其编码以实现本文包含的本公开的教导。

[0019] 相同或不同计算机可读介质105可以用于存储图像数据集、知识库等等。这种数据还可以被存储在外部存储器或其他存储器中。外部存储器可以是使用由处理器设备104管理且驻留在存储器(诸如硬盘、RAM或可移除介质)上的数据库管理系统(DBMS)来实现的。外部存储器可以是在一个或多个附加计算机系统上实现的。例如，外部存储器可以包括驻留在分离计算机系统上的数据仓库系统、图片存档和通信系统(PACS)、或者任何其他现在已知或稍后开发的医院、医疗机构、医务室、测试设施、药房或其他医疗患者记录储存系统。

[0020] 成像设备102可以是用于获取图像数据的放射扫描仪，诸如C臂荧光透视X射线或CT扫描仪。工作站103可以包括计算机和适当外设(诸如键盘和显示设备)，且可以是结合整个系统100操作的。例如，工作站103可以与成像设备102通信，使得可以在工作站103处绘制并在显示设备上查看由成像设备102收集的图像数据。

[0021] 工作站103可以直接与计算机系统101通信，以显示经处理的图像数据和/或输出图像处理结果。工作站103可以包括：图形用户界面，经由输入设备(例如键盘、鼠标、触摸屏、语音或视频识别接口等)来接收用户输入以操控图像数据的可视化和/或处理。例如，用户可以查看经处理的图像数据，并指定一个或多个视图调整或偏好(例如变焦、剪裁、摇拍、旋转、改变对比度、改变颜色、改变视角、改变视图深度、改变绘制或重构技术等)、通过指定“去往”位置来导航到特定感兴趣区域、导航(例如停止、播放、步进通过等)图像体积等等。

[0022] 内窥镜仪器130可以被插入到患者的身体中，以检查管状网络的内部(例如，呼吸道或气道)。内窥镜仪器130的一个示例是支气管镜，其包括具有光源和摄像机的细长刚性或柔性管，该摄像机用于将一个或多个实时视频图像从支气管镜的尖端提供到计算机系统101。支气管镜可以进一步包括工作通道(或护套)，通过该工作通道(或护套)，可以插入一个或多个仪器(例如，活组织检查或疗法导管)。例如，导管可以被插入工作通道中，以从肺内部取得样品以用于诊断或者以施行治疗(例如，射频、激光或微波消融)。

[0023] 电磁(EM)跟踪系统135可以可选地被提供以通过使用电磁技术来定位内窥镜仪器130。EM跟踪系统135可以包括：可操纵向导导管，其包含其远端尖端处的位置传感器。可操纵向导导管可以前进通过内窥镜仪器130的工作通道。EM跟踪系统135可以在EM场中移动时提供其远端尖端的所跟踪的三维(3D)位置(例如，x、y、z坐标)。3D位置信息可以被实时提供给计算机系统101。EM跟踪系统135还可以与成像设备102通信。

[0024] 应当进一步理解，因为附图中描绘的构成的系统部件和方法步骤中的一些可以以软件实现，所以系统部件(或过程步骤)之间的实际连接可以取决于对本框架进行编程的方式而不同。考虑到本文提供的教导，相关领域技术人员将能够想到本框架的这些和类似实现方式或配置。

[0025] 图2a示出了由计算机系统作出的基于图像的向导的示例性方法200。应当理解，可以按所示出的次序或不同的次序执行方法200的步骤。还可以提供附加、不同或更少步骤。利用虚线描写一些可选步骤。进一步地，方法200可以与图1的系统100、不同的系统或其组

合一起实现。

[0026] 在202处,成像设备102获取患者中的感兴趣区域的3D图像数据。成像设备102可以是具有单个成像平面或多个成像平面的扫描仪或C臂系统。例如,成像设备102可以包括覆盖至少一对X射线源和X射线检测器的旋转CT架。在其他实现方式中,成像设备102是覆盖至少一对光源和光学检测器的旋转光学CT架。还可以使用其他类型的成像设备102。

[0027] 感兴趣区域可以是针对研究而标识的任何区域,诸如管状网络的至少部分(例如,肺部、气道、支气管树)。3D图像数据是在患者上执行的医学过程之前(即,术前)或在该医学过程期间(即,术中)获取的。3D图像数据可以是通过在不同方向上获取断层扫描图像切片并将它们组合成3D图像体积来生成的。图3示出了从肺部的3D CT图像体积重构的各种示例性视图302a-d。在一些实现方式中,将3D图像数据配准到患者(或与患者对准)。这种图像到患者配准可以是刚性的(例如,基于地标的或基于中心线的)或非刚性的(或可变形的)。

[0028] 返回到图2a,在可选步骤203处,在成像设备102与EM跟踪系统135之间建立连接。如前所讨论,EM跟踪系统135可以可选地作为附加信息源而提供,以用于生成导航内窥镜仪器130的向导。如果使用EM跟踪系统135,则向导生成器106可以将数据加载到EM跟踪系统135中并在成像设备102与EM跟踪系统135之间建立连接。向导生成器106可以将例如3D图像数据集(例如,感兴趣区域的CT扫描数据)加载到EM跟踪系统135中。成像设备102与EM跟踪系统135之间的连接可以通过网络连接来实现的,以允许传送图像和/或位置坐标数据。

[0029] 在204处,向导生成器106对3D图像数据中的感兴趣区域进行分段。一种分段方法使用针对图像数据的亨氏单位(HU, Hounsfield unit)的阈值(例如,设置下限或上限)。将具有预设范围内的密度值的像素继续携带到经分段的感兴趣区域。其他分段方法(诸如,区域生长或连接部件技术)也是有用的。还可以检测经分段的感兴趣区域的中心线,并由点集合表示该中心线。经分段的感兴趣区域反映了内窥镜仪器130被限制以遵循的路径。可以指派标签以标识管状网络的分支(例如,支气管树)。

[0030] 在206处,在经分段的感兴趣区域中标识起始和目标点。起始点是内窥镜仪器130的尖端被插入的地方或者导航开始的位置,而目标点是临床医生计划导航内窥镜仪器130的尖端的地方。起始和目标点可以由临床医生经由例如工作站103处的用户界面来选择。例如,用户界面可以被生成且呈现给临床医生,以显示具有经分段的感兴趣区域的3D图像数据的视图,并使临床医生能够在经分段的感兴趣区域内对起始和目标点进行数字标记。

[0031] 向导生成器106可以进一步生成经分段的感兴趣区域的最优视图的建议,以减少这种用户选择期间的气道模糊性。最优视图可以通过例如计算提供经分段的感兴趣区域的与X射线束的方向正交的视图的视角来确定的。这种最优视图可以经由工作站103处的用户界面而显示。

[0032] 在208处,成像设备102获取感兴趣区域的2D术中图像数据。2D术中图像数据可以在医学过程期间的一个或多个具体时间点处获取的。当使用EM跟踪系统135时,可以在跨例如呼吸周期的具体时间点处获取2D术中图像数据,以生成2D术中图像的序列。当医学过程被启动时,可以将内窥镜仪器130插入到患者的管状网络中。例如,支气管镜可以通过患者的鼻、嘴或气管切开术而插入,且前进通过支气管(或气道)树。导管可以被插入到支气管镜的工作通道中,以例如出于诊断目的而施行治疗或执行活组织检查。

[0033] 2D术中图像数据可以包括例如一个或多个2D荧光透视图像。图4示出了患者的肺

部的示例性2D荧光透视图像402。2D荧光透视图像402示出了在消融过程期间被插入到支气管网络中的支气管镜404。导管406被插入到支气管镜404的工作通道中,且延伸超出支气管镜404的尖端,以施行用于治疗肺癌的消融。

[0034] 返回到图2a,在可选步骤209处,当使用EM跟踪系统135时,在每一个时间点处利用每一个2D术中图像获取内窥镜仪器130的远端尖端的EM跟踪3D位置(例如,x、y、z坐标),并将该EM跟踪3D位置(例如,x、y、z坐标)平移到成像系统102的坐标系中。在一些实现方式中,以例如3D CT扫描图像数据以及EM跟踪内窥镜仪器的尖端在该图像数据中的位置的形式存在的来自EM跟踪系统135的信息被发送到成像系统102。可以将这种信息与例如在医学过程的开始处获取的锥束计算机断层扫描(CBCT)图像进行融合。可替换地,可以在数据传送的时间附近执行CT图像与荧光透视术图像的3D到2D融合。然后将经平移的3D位置信息传送到成像设备102和/或计算机系统101。

[0035] 在210处,向导生成器106在2D术中图像数据中检测内窥镜仪器130并确定内窥镜仪器130的中心线。如前所讨论,内窥镜仪器130可以是例如具有导管且可选地具有EM可操纵向导导管的支气管镜,该EM可操纵向导导管具有被插入到该支气管镜的工作通道中的位置传感器。内窥镜仪器130可以是使用区域检测算法或任何其他合适图像分析算法来检测的。中心线可以由下述点的轨迹计算和表示:这些点形成了定义内窥镜仪器130和延伸超出内窥镜仪器130的尖端的任何导管的近似中心线的中心路径。

[0036] 在212处,向导生成器106执行所检测到的内窥镜仪器130和对应中心线的反向投影,以生成三维(3D)反向投影体积。在一些实现方式中,可以针对跨不同时间点而捕获的术中图像的序列中的每一个2D图像执行反向投影,以生成3D反向投影体积的集合。可以对血管造影系统进行校准以实现3D重构(例如,单视图3D重构)。图5图示了所检测到的支气管镜及其对应中心线的示例性反向投影。示出了支气管的中心线502。对所检测到的支气管镜的边和中心线504进行反向投影以形成3D体积506。反向投影可以是使用已知系统几何结构来执行的。

[0037] 再次参考图2a,在214处,向导生成器106至少部分地基于3D反向投影体积和3D图像数据来确定内窥镜仪器130的设备路径。设备路径是内窥镜仪器130的尖端在感兴趣区域中从起始点到目标点(或最远端的段)的最可能或正确的通路。

[0038] 图2b示出了确定设备路径的示例性方法214a。应当理解,可以按所示出的次序或不同的次序执行方法214a的步骤。还可以提供附加、不同或更少步骤。进一步地,方法214a可以与图1的系统100、不同的系统或其组合一起实现。

[0039] 在252处,向导生成器106接收3D图像数据和反向投影体积。如前所讨论,3D图像数据可以由成像设备102在术前或术中获取。3D图像数据可以包括经分段的感兴趣区域及其对应中心线以及内窥镜仪器130的起始和目标点。反向投影体积可以从感兴趣区域的2D术中图像数据导出的,且可以包括3D反向投影内窥镜仪器130及其对应中心线。

[0040] 在254处,向导生成器106确定从经分段的感兴趣区域的每一个段S的中心线到反向投影体积中的内窥镜仪器130的中心线的距离。更特别地,确定从沿经分段的感兴趣区域的中心线的每一个点到内窥镜仪器130的反向投影中心线的最短距离,从而得到针对每一个段S的N个数据点或距离。段S可以是例如支气管网络或任何其他管状网络的段。

[0041] 在260处,向导生成器106确定来自段S的集合的所有可能段分组(SG)。每一个SG是

一个或多个段的集合,其将管状网络的主要段(即,起始点驻留于此)定向连接到所确定的对起始点来说最远端的段(即,目标点驻留于此)。可以考虑满足定向连续性的所有可能段分组。图6示出了示例性候选段604a-b。候选段604a-b连接到支气管网络的主要支气管602。

[0042] 在262处,向导生成器106至少部分地基于N个最短距离来确定每一个段分组SG对内窥镜仪器的反向投影中心线的惩罚函数值。惩罚函数值可以通过下述操作来计算的:确定沿给定段分组SG中的中心线的点到内窥镜仪器的反向投影中心线的最短距离( $P_i$ )的归一化和以及要被应用于段分组SG以包含内窥镜仪器的变形。这些计算的经组合的加权和被称为惩罚函数。示例性惩罚函数 $F$ 被提供如下:

$$F = w_1(\text{Sum}(P_i)/\text{Length}(\text{SG})) + w_2 \text{Mag}(\mathbf{D}) \text{ ----- (1)}$$

其中 $\mathbf{D}$ 是在经分段的感兴趣区域与通过对内窥镜仪器进行反向投影而创建的平面之间创建交叉所需的变形场; $\text{Mag}(\mathbf{D})$ 是变形场 $\mathbf{D}$ 的幅度; $w_1$ 和 $w_2$ 是预定权重; $\text{Sum}(P_i)$ 是沿给定段SG的中心线的所有点 $i$ 到内窥镜仪器的反向投影中心线的最短距离( $P_i$ )之和,其中 $i = 1$ 至 $N$ ;并且 $\text{Length}(\text{SG})$ 是给定段分组SG的长度。应当指出,管状段越大,则它越难变形,并且附加惩罚权重可以被引入到变形场中以表示这一点。

[0043] 在264处,向导生成器106选择并返回具有最小惩罚函数值的段分组。该段分组形成内窥镜仪器的设备路径的至少部分,且可以在例如可视化中被呈现给用户。

[0044] 图2c示出了确定设备路径的另一示例性方法。应当理解,可以按所示出的次序或不同的次序执行方法214b的步骤。还可以提供附加、不同或更少步骤。进一步地,方法214b可以与图1的系统100、不同的系统或其组合一起实现。

[0045] 在282处,向导生成器106接收感兴趣区域的3D图像数据、感兴趣区域的2D术中图像数据和对应反向投影体积以及内窥镜仪器130的EM跟踪3D位置。如前所讨论,3D图像数据可以由成像设备102在术前或术中获取。3D图像数据可以包括经分段的感兴趣区域及其对应中心线以及内窥镜仪器130的起始和目标点。

[0046] 反向投影体积可以从在不同时间点处获取的感兴趣区域的2D术中图像数据的序列导出的。例如,2D术中图像数据的序列可以在其中支气管中的内窥镜仪器130不移动的呼吸周期期间获取的荧光透视图像。每一个反向投影体积可以包括3D反向投影内窥镜仪器130及其对应中心线。附加地,还可以接收沿内窥镜仪器130的柔性轴的支撑点和远端尖端的EM跟踪3D位置(例如, $x$ 、 $y$ 、 $z$ 坐标)。EM跟踪3D位置可以对应于在不同时间点处获取的术中2D图像数据的序列。

[0047] 在284处,向导生成器106从术中2D图像数据的序列中选择与到其对应EM跟踪3D位置有最小距离的反向投影内窥镜仪器尖端相对应的术中2D图像E。

[0048] 在286处,向导生成器106将内窥镜仪器尖端的EM跟踪3D位置平移到具有支撑点的曲线表示C中。曲线表示可以是例如B样条(或基样条)。B样条函数是经过多个支撑点且创建平滑曲线的柔性带的组合。

[0049] 在288处,向导生成器106更新曲线表示C以最小化曲线表示C与从所选术中2D图像E导出的内窥镜仪器的反向投影平面之间的差异。这可以通过下述操作来执行的:修改曲线表示C的支撑点以满足目标函数,该目标函数考虑到内窥镜仪器的总体弯曲度、每一个支撑点的平移以及管状段的硬度(例如,气道直径越大,则它越硬)。示例性目标函数被提供如下:

$$\operatorname{argmin}(w_1(C \cap E) + w_2 T(C) + w_3 \operatorname{Mag}(D)) \text{ ----- (2)}$$

其中 $T()$ 是计算 $C$ 中包含的弯曲能量的函数; $D$ 是在经分段的感兴趣区域与通过对内窥镜仪器进行反向投影而创建的平面之间创建交叉所需的变形场; $\operatorname{Mag}(D)$ 是变形场 $D$ 的幅度;并且 $w_1$ 、 $w_2$ 和 $w_3$ 是预定权重。可以通过下述操作来更新曲线表示 $C$ 的支撑点:定义最小化目标函数的每一个支撑点的方向,从而在那些方向上移动小的量。然后可以使3D管状网络模型变形,以包括经更新的曲线表示 $C$ 。

[0050] 在290处,向导生成器106输出经更新的曲线表示。这种经更新的曲线表示可以用于形成内窥镜仪器的设备路径的至少被呈现给用户的部分。经更新的曲线表示和3D管状网络模型中的所引发的改变可以被进一步传送到EM跟踪系统135,以便改进总体EM跟踪准确度。

[0051] 在必要时可以重复方法214b。一旦内窥镜仪器130被移出管状网络,该方案就类似地工作,但目标函数中的管状网络的约束可以被丢弃。

[0052] 再次参考图2a,在216处,可视化单元107生成内窥镜仪器130的设备路径的可视化。可视化可以在感兴趣区域的图像数据上突出显示(例如,以不同的颜色或着色)设备路径。图7示出了示例性可视化。在图像数据中突出显示设备路径702。设备路径的最远端的点704被可视化为相对于期望目标位置的3D查看模式中的内窥镜仪器的所确定的尖端。

[0053] 尽管已经参考示例性实施例详细地描述了本框架,但本领域技术人员应当领会,在不脱离如所附权利要求中阐述的本发明的精神和范围的情况下,可以对本框架作出各种修改和替代。例如,在本公开和所附权利要求的范围内,可以使不同示例性实施例的元素和/或特征彼此组合和/或彼此替代。

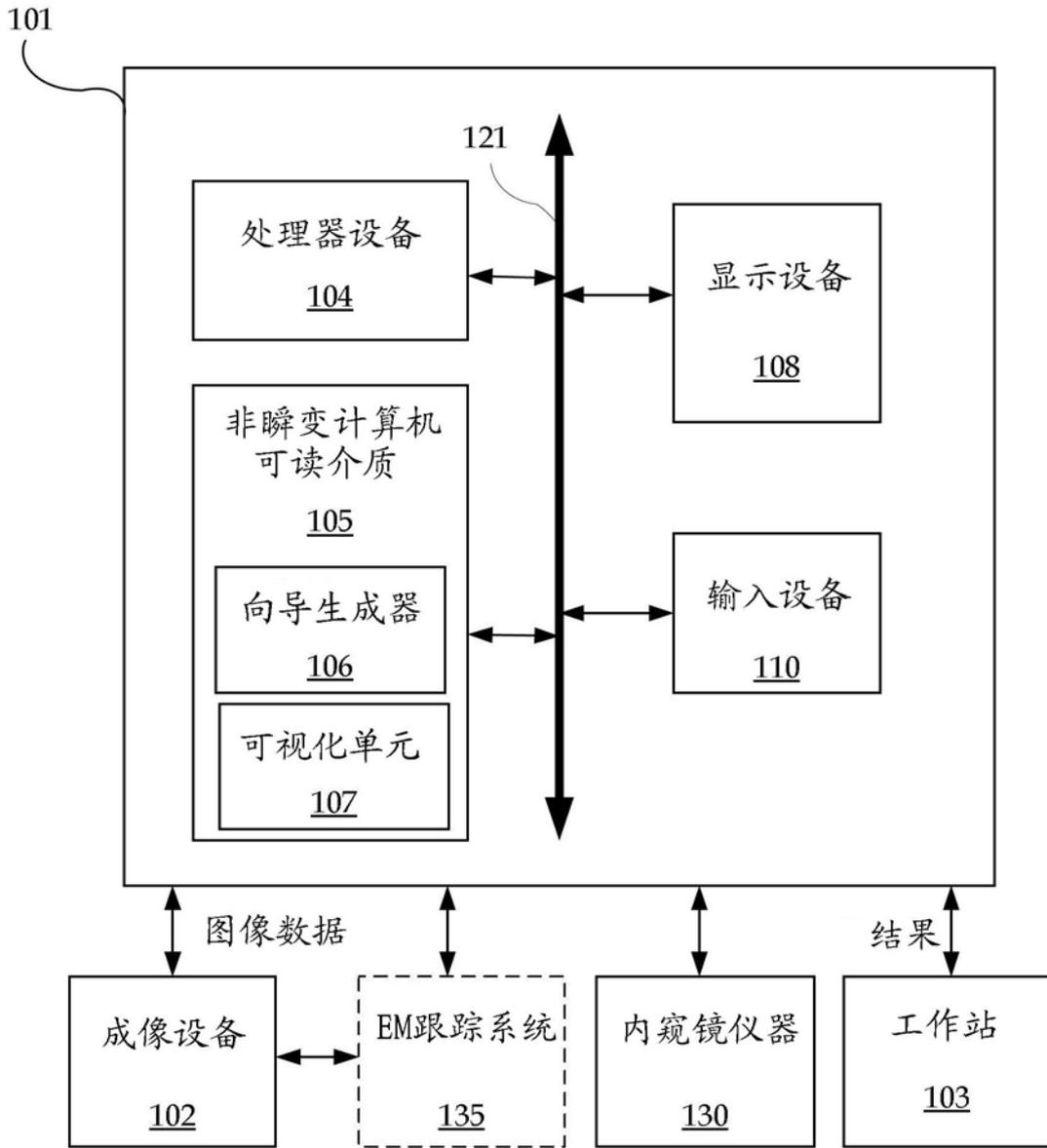
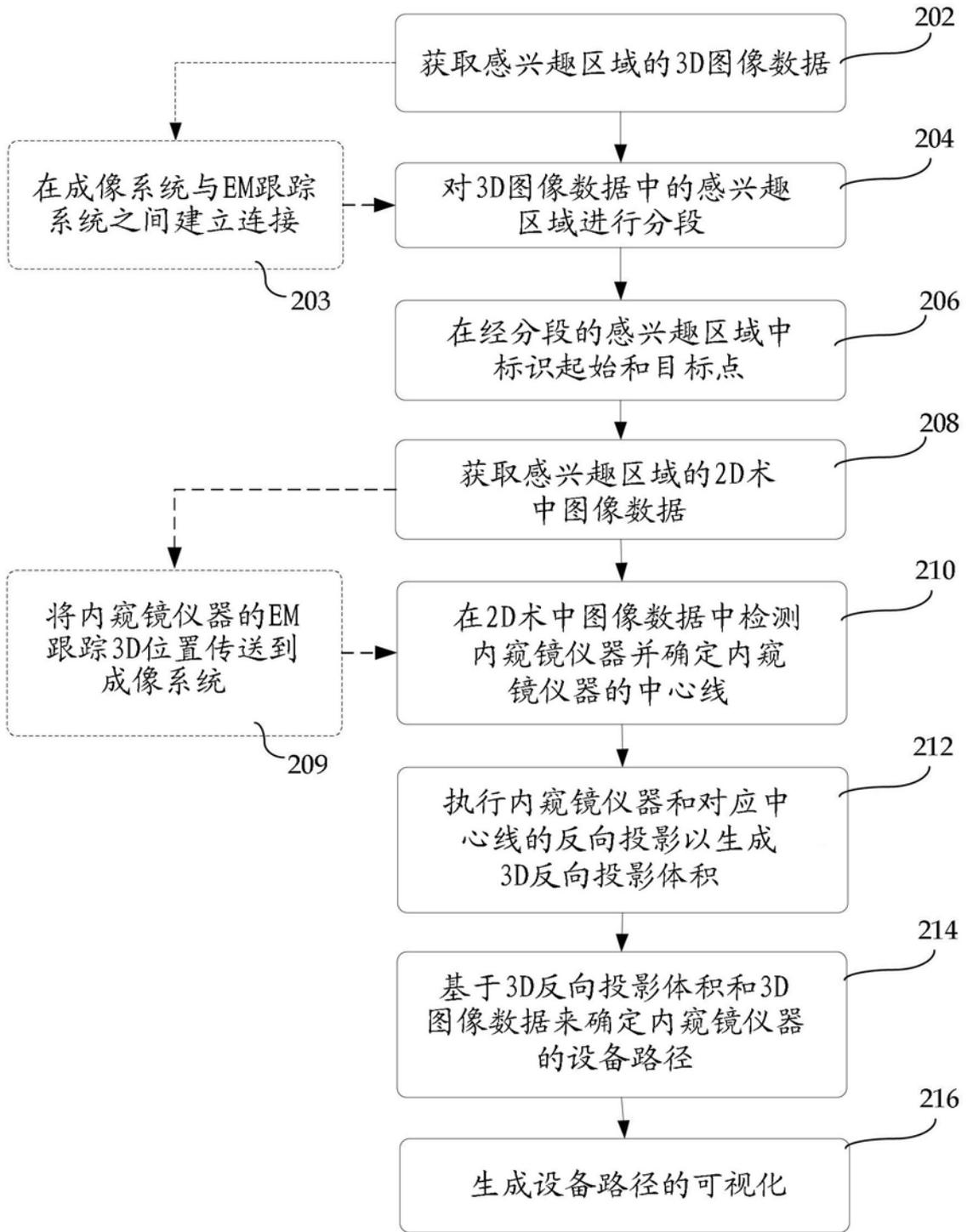
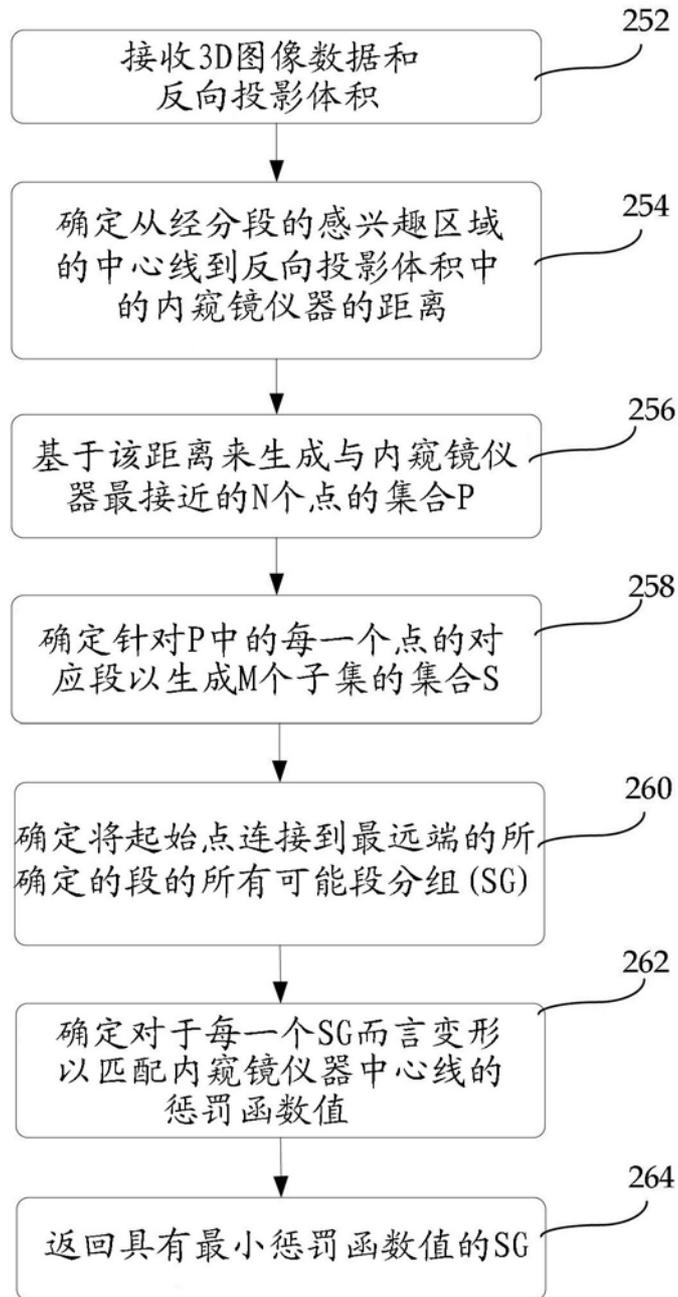


图 1



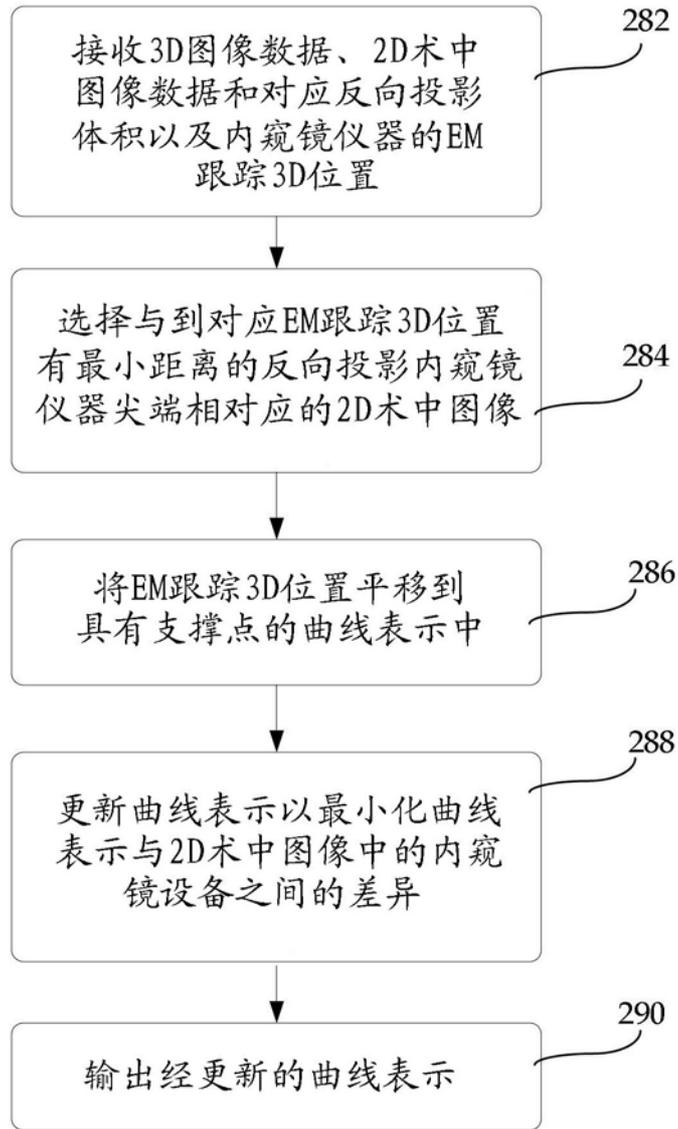
200

图 2a



214a

图 2b



**214b**

图 2c



图 3

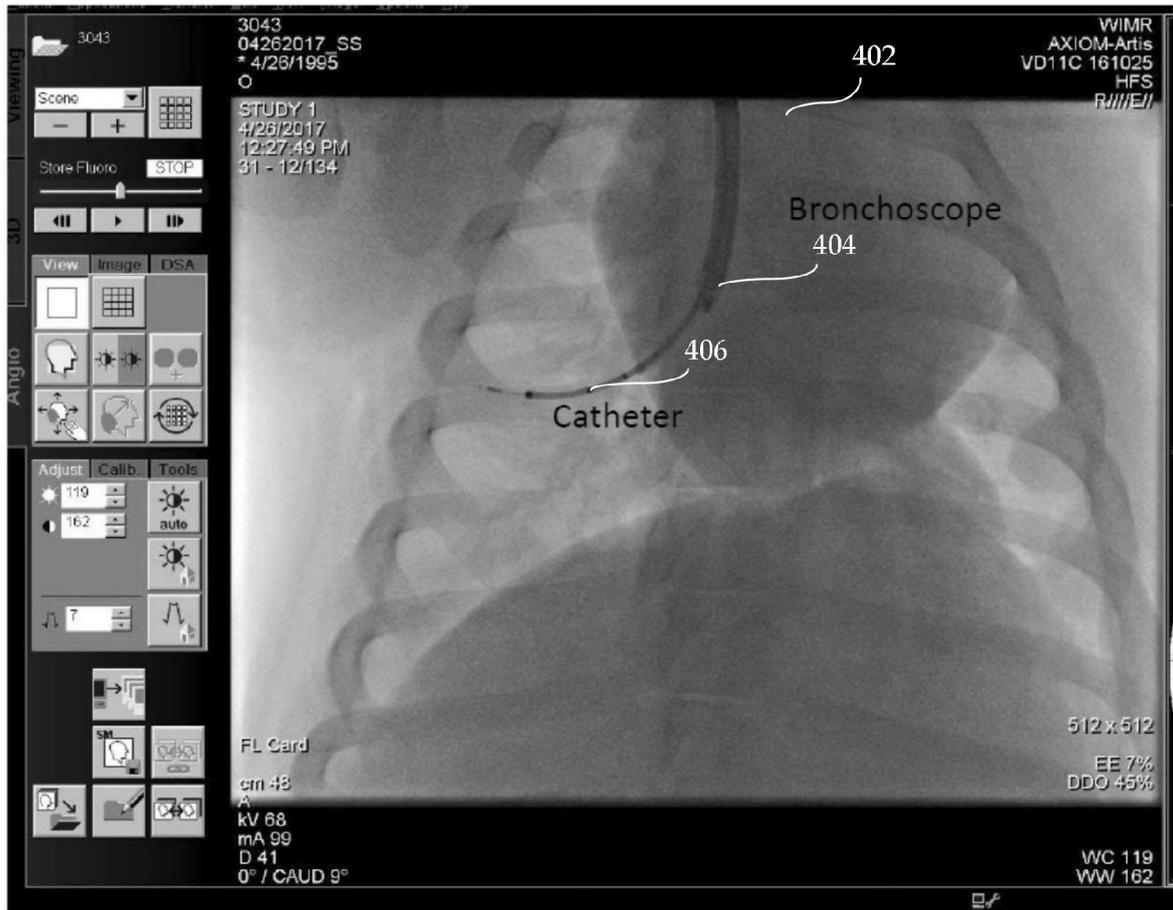


图 4

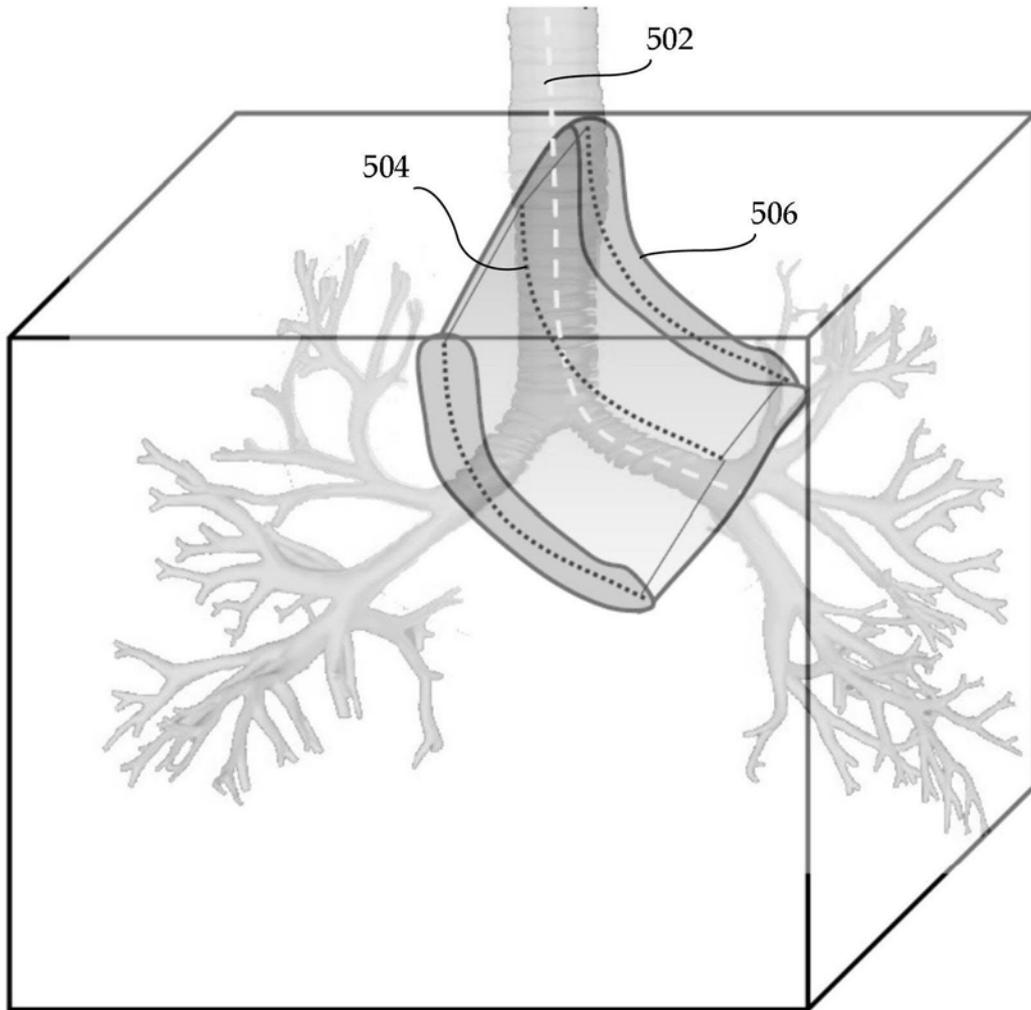


图 5

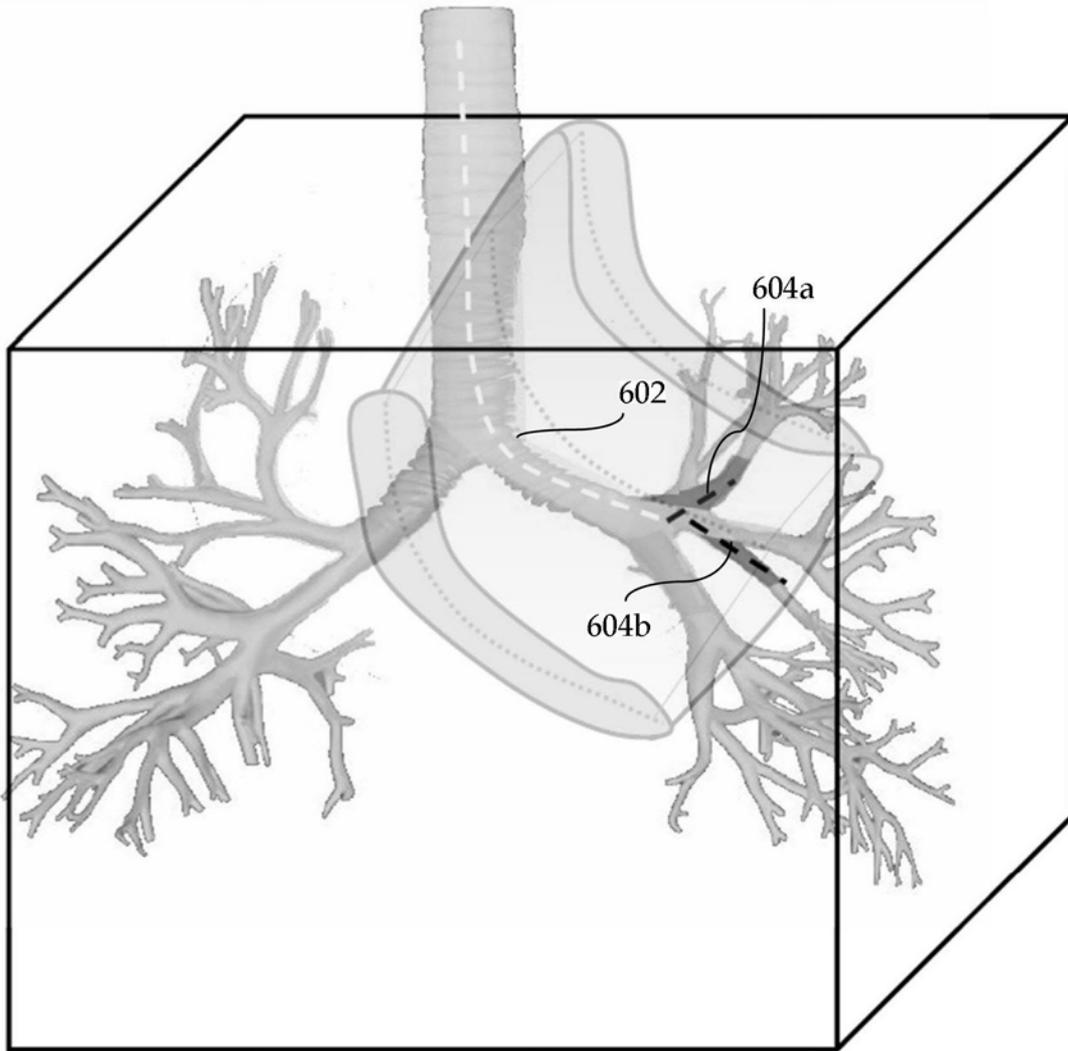


图 6

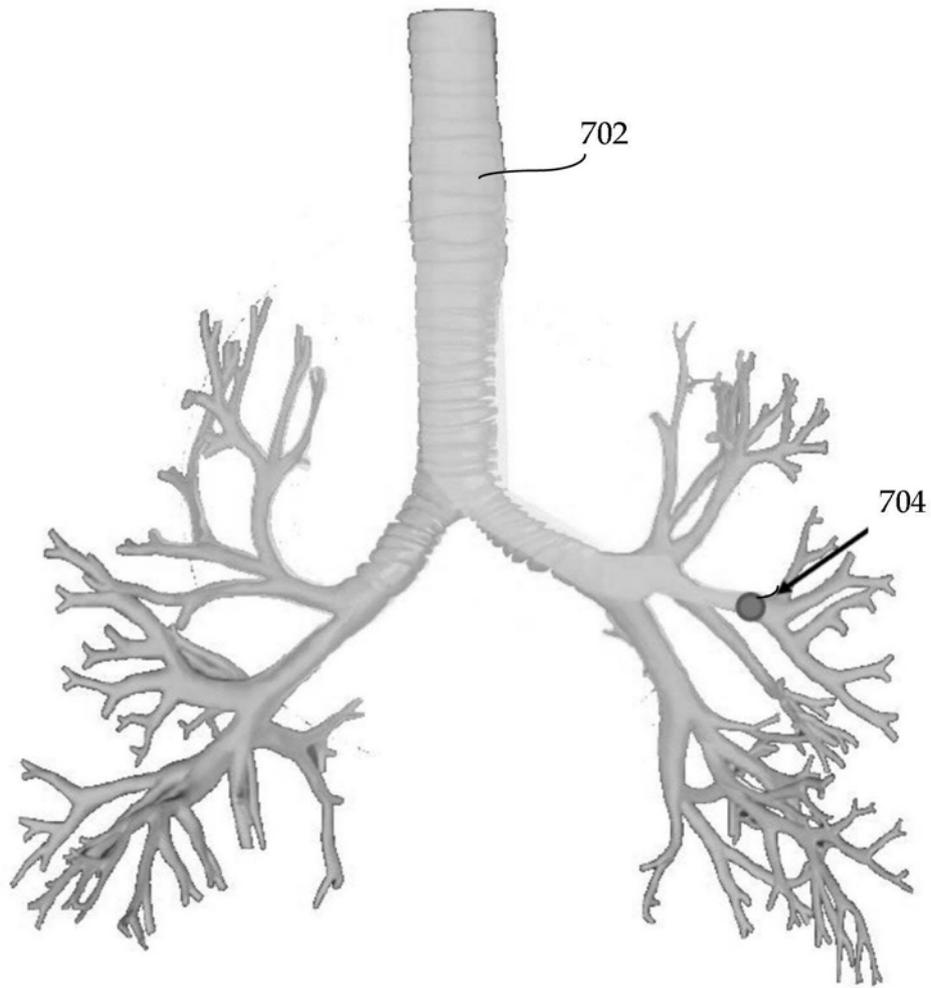


图 7