



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105636519 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 01

(21) 申请号 201480056083. 4

(22) 申请日 2014. 09. 03

(30) 优先权数据

61/874, 881 2013. 09. 06 US

62/041, 850 2014. 08. 26 US

62/041, 842 2014. 08. 26 US

14/469, 728 2014. 08. 27 US

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038

代理人 边海梅

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 5/05(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 04. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/053882 2014. 09. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/034909 EN 2015. 03. 12

(71) 申请人 柯惠有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72) 发明人 J·D·布兰南 W·J·迪克汉斯

C·M·拉德考 D·R·佩特松

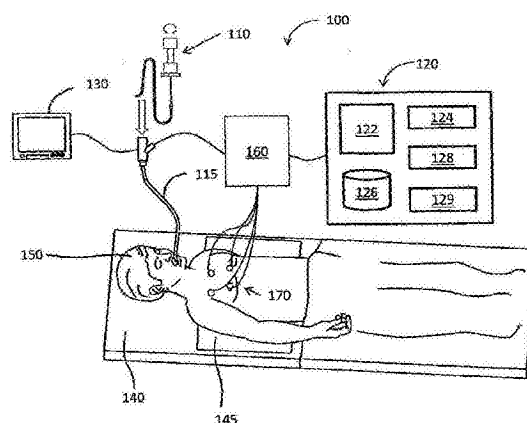
权利要求书1页 说明书11页 附图14页

(54) 发明名称

用于利用超声进行肺部可视化的系统和方法

(57) 摘要

一种用于肺的超声询问的系统,包括存储器、电磁 (EM) 板、延长的工作通道 (EWC)、EM 传感器、US 换能器,以及处理器。存储器存储三维 (3D) 模型和用于导航管腔网络的通路计划。EM 板生成 EM 场。EWC 被配置为沿通路计划朝目标导航患者的管腔网络。EM 传感器从 EWC 的远端向远侧延伸并且被配置为感测 EM 场。US 换能器从 EWC 的远端向远侧延伸、生成 US 波并且接收从管腔网络反射的 US 波。处理器处理感测到的 EM 场,以便在 3D 模型中同步 EM 传感器的位置、处理反射的 US 波以便生成 US 图像、或者集成所生成的图像与 3D 模型。



1. 一种用于超声(US)询问的系统,包括:
存储器,存储管腔网络的三维(3D)模型和用于导航管腔网络的通路计划;
电磁(EM)板,被配置为生成EM场;
延长的工作通道(EWC),被配置为根据通路计划朝目标导航管腔网络;
EM传感器,从EWC的远端向远侧延伸并且被配置为感测EM场;
US换能器,被配置为生成US波并接收从管腔网络反射的US波;及
处理器,被配置为处理感测到的EM场,以便在3D模型中同步EM传感器的位置、处理反射的US波以便生成US图像、或者集成所生成的图像与3D模型。
2. 如权利要求1所述的系统,还包括被配置为显示集成的3D模型和US图像的显示设备。
3. 如权利要求2所述的系统,其中显示器还被配置为基于EM传感器的位置显示状态。
4. 如权利要求3所述的系统,其中所述状态指示EM传感器是位于不在目标的位置处、位于目标处、还是位于与健康组织相邻的位置处。
5. 如权利要求3所述的系统,其中所述状态指示对目标的治疗是否完成。
6. 如权利要求1所述的系统,其中所生成的图像的分辨率比3D模型的分辨率更精细。
7. 如权利要求1所述的系统,其中EM传感器位于EWC的远端处或位于EWC的远端的周围。
8. 如权利要求1所述的系统,还包括位于患者上并被配置为识别患者的呼吸模式的多个参考传感器。
9. 如权利要求8所述的系统,还包括跟踪设备,该跟踪设备耦合到多个参考传感器和EM传感器,并且被配置为通过基于呼吸模式补偿病人的呼吸来识别EM传感器的位置。
10. 如权利要求1所述的系统,其中所生成的图像的集成位置是基于3D模型中EM传感器的位置的。
11. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为基于反射的US波识别组织密度。
12. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为确定治疗设备是否在目标的中心处。
13. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为基于根据反射的US波的目标的密度确定治疗的充分性。
14. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为检测目标的尺寸。
15. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为在目标治疗期间和目标治疗之后实时地确定目标的收缩。
16. 如权利要求1所述的系统,其中所生成的图像示出管腔网络外部的组织。
17. 如权利要求1所述的系统,其中US换能器被插入EWC的内部。
18. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为确定EM传感器与US换能器之间的偏移量。
19. 如权利要求18所述的系统,其中所生成的图像与3D模型的集成是基于该偏移量的。
20. 如权利要求1所述的系统,其中US换能器以向前看的方式被定位在EM传感器前面。

用于利用超声进行肺部可视化的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开内容涉及用于利用超声成像技术可视化肺部的系统和方法。更具体而言，本公开内容涉及利用超声图像增强由其它成像模态获得的管腔网络的图像。

背景技术

[0002] 对于肺部疾病(诸如哮喘、慢性阻塞性肺疾病(COPD)和慢性阻塞性肺部疾病(COLD))或者对于肺部相关疾病的护理标准主要集中在一般对患者是高度侵入性的医疗和/或药物管理。例如，已经报道了数十年经由局部和侵入性手段(例如，外科手术)的肺去神经可以对哮喘或肺气肿提供治疗益处。

[0003] 电磁导航(EMN)已经帮助扩大治疗诸如肺部的管腔网络的可能性。EMN依赖于非侵入性成像技术，诸如计算机断层扫描(CT)扫描、磁共振成像(MRI)或荧光透视技术。EMN与这些非侵入性成像技术相结合也已经被用来识别目标的位置并帮助临床医生导航肺部的管腔网络到达目标。但是，由这些非侵入性成像技术生成的图像已无法提供足够的分辨率来识别与管腔网络平行延伸的这种神经位置的特征。另外，当执行治疗时，利用这些非侵入性成像技术的附加图像必须已经被执行，以确定治疗是否已经完成。这增加了患者暴露给有害X射线或物质的次数和治疗成本。还有，每个临床医生都渴望被治疗的区域的更大分辨率。因此，存在对于提供期望分辨率并且在操作中临床高效的成像模态的需求。

发明内容

[0004] 在一方面，本公开内容的特征是一种用于肺部的基于US的询问的方法。该方法包括：将管腔网络的三维(3D)模型和通路计划导入到导航系统中；生成围绕管腔网络的电磁(EM)场；沿通路计划朝目标将EM传感器和US换能器插入到管腔网络中；在EM传感器处感测EM场；同步EM传感器在EM场中的位置与3D模型；在US换能器处发送US波；在US换能器处接收反射的US波；以及基于反射的US波预测反射US波的组织类型、密度、疾病状态或者治疗的充分性。

[0005] 在一个方面，该系统还包括计算EM场的坐标系与3D模型的坐标系之间的缩放因子。该方法还包括缩放EM传感器的行进距离，以基于通路计划和缩放因子在3D模型中同步EM传感器的移动。

[0006] 在另一方面，该方法还包括处理反射的US波以生成US图像。该方法还包括集成所生成的US图像与3D模型。该方法还包括基于EM传感器的位置显示集成的3D模型与US图像。所生成的US图像的分辨率比3D模型的分辨率更精细。所生成的图像示出管腔网络外部的组织。

[0007] 在另一方面，该方法还包括计算EM传感器的位置与US换能器的位置之间的距离。集成所生成的US图像与3D模型是基于所计算的距离的。

[0008] 在另一方面，该方法还包括基于EM传感器的位置显示状态。该状态指示EM传感器是位于不在目标的位置处、位于目标处、还是位于与健康组织相邻的位置处。该状态还指示

对目标的治疗是否完成。

[0009] 在另一方面,该方法还包括确定在治疗之后目标的尺寸是否小于或等于预定尺寸。该方法还包括显示通知,该通知基于在治疗之后目标尺寸的确定来通知对目标的治疗的充分性。

[0010] 在另一方面,该方法还包括在朝目标遵循通路计划时基于反射的US波识别新目标。该方法还包括将新目标配准到3D模型或将新目标添加到通路计划。

[0011] 在另一方面,该方法还包括识别患者的呼吸模式。该方法还包括通过基于呼吸模式补偿患者的呼吸来识别EM传感器的位置。

[0012] 在不背离本公开内容的范围的情况下,本公开内容的任何上述方面和实施例都可以被组合。

附图说明

[0013] 当参照附图阅读各种实施例的描述时,目前公开的系统和方法的目标和特征将对本领域普通技术人员变得显然,其中:

[0014] 图1是根据本公开内容的实施例、用于可视化患者的肺部的系统的透视图;

[0015] 图2A是根据本公开内容的实施例的导管引导组件的剖面图;

[0016] 图2B是根据本公开内容的实施例、示出图2A的延长的工作通道的远侧尖端的所指示细节区域的放大图;

[0017] 图3是根据本公开内容的实施例、用于肺部的三维模型的解剖示意图;

[0018] 图4A是根据本公开内容的实施例、从进入点到目标的通路的示意图;

[0019] 图4B是沿剖面线B-B截取的图4A的肺部部分的横截面视图;

[0020] 图4C是沿图4A的通路计划插入肺部的导管引导组件的示意图;

[0021] 图4D是图4C的圆圈区域的放大细节视图;

[0022] 图5A是根据本公开内容的实施例、用于利用US波可视化肺部的方法的流程图;

[0023] 图5B是根据本公开内容的实施例、用于导航到目标的方法的流程图;及

[0024] 图5C是根据本公开内容的实施例、用于检查治疗水平的方法的流程图。

具体实施方式

[0025] 本公开内容涉及用于利用超声(US)成像技术可视化肺部的管腔网络的系统和方法,这为诊断、导航和治疗目的提供了足够的分辨率来识别和定位目标。US成像尤其是与非侵入性成像相结合时,可以提供更高的分辨率,并使得能够进行管腔网络映射和目标识别。另外,关于与识别出的目标相邻的组织提供附加的清晰度,这会导致考虑不同的治疗选项,以避免不利地影响相邻的组织。还有,US成像结合治疗的使用可以为治疗后的分析和治疗充分性的识别提供详细的成像。虽然将就特定的说明性实施例对本公开内容进行描述,但对本领域技术人员显而易见的是,在不背离本公开内容的精神的情况下,可以进行各种修改、重新布置和替换。本公开内容的范围由本公开内容所附的权利要求限定。

[0026] 图1示出了电磁导航(ENM)系统100,其被配置为利用US图像数据来增强CT、MRI或荧光透视图像,从而协助导航通过患者的肺的管腔网络到达目标。一种这样的ENM系统可以是目前由Covidien LP公司出售的ELECTROMAGNETIC NAVIGATION

BRONCHOSCOPY[®] 系统。系统100包括导管引导组件110、支气管镜115、计算设备120、监视设备130、EM板140、跟踪设备160和参考传感器170。支气管镜115经由有线连接(如图1中所示)或无线连接(未示出)操作上耦合到计算设备120和监视设备130。

[0027] 支气管镜115被插入患者150的口腔,并捕获肺部的管腔网络的图像。在EMN系统100中,插入到支气管镜115中的是用于实现访问患者150的管腔网络的外围的导管引导组件110。导管引导组件110可以包括延长的工作通道(EWC)230,在远侧尖端具有EM传感器265(图2B)的可定位的引导导管(LG)220被插入其中。EWC 230、LG 220和EM传感器265被用来导航通过肺部的管腔网络,如下面更详细描述。

[0028] 计算设备120(诸如膝上型计算机、台式机、平板电脑或其它类似的计算设备)包括显示器122、一个或多个处理器124、存储器126、网卡128和输入设备129。系统100还可以包括多个计算设备,其中这多个计算设备120被用来以适于医疗操作的方式计划、治疗、可视化或帮助临床医生。显示器122可以是触摸敏感的和/或语音激活的,从而使显示器122能够既充当输入设备又充当输出设备。显示器122可以显示肺部的二维(2D)图像或三维(3D)模型,以定位和识别显示肺部疾病的症状的肺部的一部分。这种图像和模型的生成在下文中更详细地描述。显示器122还可以显示选择、添加和除去待治疗的目标的选项和用于肺部可视化的可设置项。在一方面,显示器122还可以基于肺部的2D图像或3D模型来显示导管引导组件110在肺部的管腔网络中的位置。为了便于描述,但不是意在成为对本公开内容的范围的限制,在下面详细描述3D模型,但本领域技术人员将认识到,类似的功能和任务可以利用2D模型和图像来实现。

[0029] 一个或多个处理器124执行计算机可执行指令。处理器124可以执行图像处理功能,使得肺部的3D模型可以在显示器122上显示。在实施例中,计算设备120还可以包括仅执行图像处理功能的单独的图形加速器(未示出),使得一个或多个处理器124可用于其它程序。

[0030] 存储器126存储数据和程序。例如,数据可以是用于3D模型的图像数据或者诸如患者的病历、处方和/或患者的疾病史的任何其它相关数据。存储在存储器126中的一类程序是3D模型和通路计划软件模块(计划软件)。3D模型生成和通路计划软件的例子可以是目前由Covidien LP公司出售的 **ILOGIC[®]** 计划套件。当来自例如CT图像数据集(或通过其它成像模态的图像数据集)的患者的图像数据(通常是数字成像和医学交流(DICOM)格式)被导入到计划软件时,支气管树的3D模型生成。在一方面,成像可以通过CT成像、磁共振成像(MRI)、功能MRI、X射线和/或任何其它成像模态来完成。为了生成3D模型,计划软件采用分割、表面渲染和/或体积渲染。然后,计划软件允许3D模型被切片或操纵成多个不同的视图,包括通常被用来审查原始图像数据的轴向视图、冠状视图和矢状视图。这些不同的视图允许用户审查所有的图像数据并识别图像中的潜在目标。

[0031] 一旦目标被识别出,软件就进入通路计划模块。通路计划模块开发通路计划,以实现目标的访问,并且通路计划钉住(pinpoints)该位置并识别目标的坐标,使得可以利用EMN系统100并且尤其是导管引导组件110连同EWC 230和LG 220一起到达目标。通路计划模块引导临床医生通过一系列步骤,以开发通路计划供导出并随后在导航到患者150体内的目标期间使用。术语“临床医生”可以包括医生、外科医生、护士、医疗助理,或者参与计划、

执行、监视和/或监督医疗过程的通路计划模块的任何用户。

[0032] 这些过程和通路计划模块的细节可以在于2014年8月11日与本公开内容同时提交并共同受让的、标题为“Treatment procedure planning system and method”的美国专利申请No.62/035,863和于2013年6月21日由Covidien LP公司提交且标题为“Pathway planning system and method”的美国专利申请No.13/838,805中找到,其中每个申请的全部内容都通过引用被结合在本公开内容中。这种通路计划模块允许临床医生查看CT图像数据集的个别切片并识别一个或多个目标。这些目标可以是例如病灶或影响肺病已损害肺功能处的组织的动作的神经的位置。

[0033] 存储器126可以存储导航和规程软件,该软件与EMN系统100接口,以提供对临床医生的指导并在3D模型和从3D模型得出的2D图像上提供计划通路的表示。这种导航软件的例子可以是由Covidien LP公司出售的**ILOGIC**[®]导航和规程套件。在实践中,患者150在由EM场生成设备145生成的EM场中的位置必须被配准到3D模型和从该模型得出的2D图像。

[0034] 这种配准可以是手动的或自动的,并且在由Covidien LP公司于2014年7月2日与本公开内容同时提交并共同受让的、标题为“System and method for navigating within the lung”的美国专利申请No.62/020,240中描述。

[0035] 如图1中所示,EM板140被配置为提供让患者躺下的平坦表面并且包括EM场生成设备145。当患者150躺在EM板140上时,EM场生成设备145生成足以包围患者150的一部分的EM场。位于LG 220的远侧尖端260的EM传感器265被用来确定EM传感器265在由EM场生成设备145生成的EM场中的位置。

[0036] 在实施例中,EM板140可以被配置为与位于患者170胸部上的参考传感器170操作耦合。当患者150吸气时,参考传感器170随着胸部向上下移动,而当患者150呼气时,参考传感器170随着胸部向下移动。参考传感器170在EM场中的运动由参考传感器170捕获并发送到跟踪设备160,使得患者150的呼吸模式可以被识别。跟踪设备160还接收EM传感器265的输出,组合这两个输出,并对于EM传感器265的位置补偿呼吸模式。以这种方式,由EM传感器265识别出的位置可以被补偿,使得经补偿的EM的传感器265的位置与肺的3D模型同步。一旦患者150被配准到3D模型,EWC 230以及尤其是LG 220的位置就可以在由EM场生成器145生成的EM场内被跟踪,并且LG 220的位置可以在导航和规程软件的3D模型或2D图像中绘出。

[0037] 图2A示出了图1的导管引导组件110的实施例。导管引导组件110包括控制手柄210。控制手柄210具有致动器和用于选择性地机械转向、旋转和推进延长的工作通道(EWC) 230或插入EWC 230中的可定位指引导管(LG)220的选择机制,这意味着LG 220的远侧末端260根据控制手柄210的运动被转向到一方向。锁定机制225将EWC 230和LG 220固定到彼此。可供本公开内容使用的导管引导组件目前由Covidien LP公司以名称**SUPERDIMENSION**[®]规程套件和EDGE规程套件营销和销售。对导管引导组件的更详细描述,参见Ladtkow等人于2013年3月15日提交的共同拥有的美国专利申请序列No.13/836,203和美国专利No.7,233,820,其全部内容通过引用被结合于此。

[0038] 图2B是图2A的EWC 230的远端250的放大图。US换能器265位于EWC 230的远端250。EM传感器265位于LG 220的远侧尖端260,其被绘制为延长超出EWC 230的远侧尖端250。如

上面简要描述的,EM传感器265感测由EM场生成设备145生成的EM场。感测到的EM场被用来根据EM场的坐标系识别EM传感器265的位置。当EM传感器265的位置由跟踪设备160确定时,计算设备120比较EM传感器265的位置与肺的3D模型并且将EM传感器265的位置配准到3D模型的坐标系。

[0039] 例如,当EM传感器265靠近气管的入口处时,EM传感器265感测到EM场,然后EM传感器的位置与3D模型的气管部分进行比较,使得EM传感器265的位置在导航和规程软件的3D模型和2D图像的对应位置绘出。并且,当EM传感器265被进一步插入通过气管到达单独的支气管树被分支的位置时,EM传感器265从气管的入口到分支位置的行进距离被缩放,以匹配导航和规程软件的3D模型和2D图像中的对应距离。具体而言,当EM传感器265沿气管行进时,该距离根据EM场的坐标系进行测量。由于EM场的坐标系不同于3D模型的坐标系,因此存在将EM场的坐标系匹配到3D模型的坐标系的缩放因子。因此,通过用缩放因子乘以EM传感器265行进的距离,EM场的坐标系与3D模型的坐标系同步。以这种方式,EM场可以与导航和规程软件的3D模型和2D图像同步。或者,其它合适的方法可以被用来同步EM场的坐标系与3D模型的坐标系。

[0040] 如以上所指出的,3D模型可能不能提供足以将导管引导组件110的EWC 230引导到目标的分辨率,这意味着当EWC 230接近某个点时3D模型变得模糊或不再识别管腔网络。例如,当CT扫描图像通过CT扫描设备按1mm厚并隔开1cm被拍摄时,对应的3D模型和/或通路计划可能无法显示其尺寸小于1cm的目标或者其直径小于1cm的管腔网络的一部分的完整视图。因此,为了找到和/或识别其尺寸小于CT扫描图像无法以足够细节显示的某个尺寸的目标和/或终端支气管分支,另一成像模态是必要的。为了这个目的,存储器126还存储可以处理并转换由与导管引导组件110关联的成像模态捕获的图像数据的另一程序,如将在下面详细描述。这种图像数据可以被转换为具有足够分辨率的视觉图像,以识别这种目标和终端支气管分支或者被结合并用来更新来自CT扫描的数据,以努力提供更大的分辨率并填充在CT扫描中缺失的数据。

[0041] 一种这样的成像模态在图2B中绘出,其中US换能器255在EWC 230的远端附近绘出。本领域技术人员将认识到,在不背离本公开内容的范围的情况下,US换能器255和EM传感器265的位置可以在LG 220与EWC 230之间交替,或者一个以上的每种传感器和换能器可以被采用。US换能器255发射超声波并接收反射的超声波。一般而言,超声波基于超声波的频率穿透组织。例如,1兆赫(MHz)超声波穿透2cm至5cm的深度,并且3MHz超声波穿透1.5cm的深度。因此,US波适于对支气管树成像。在一方面,US换能器255可以是径向US换能器。

[0042] 一般而言,US波在密度变化的边界或者在组织之间的界面被反射。在US换能器255导航肺部的管腔网络的时候,US波从支气管树的内壁、从支气管树的外壁并且从位于支气管树的外壁的患病部分或癌部反射,并且提供否则的话利用非侵入性成像手段不能被揭示的肺部结构和组织开放(tissue patency)的有限细节。

[0043] 反射的US波具有信息,诸如振幅以及US波的发送和反射US波的接收之间的延迟时间。由于US波根据组织的密度不同地行进并不同地衰减振幅,因此振幅和延迟时间可以被用来识别组织的类型、组织的密度和/或组织的尺寸。由于异常组织(例如,患病的细胞或癌细胞)不同于正常肺组织的密度,因此反射的US波可以被用来从正常细胞识别患病的细胞或癌细胞以及患病的细胞或癌细胞的尺寸和/或厚度。

[0044] 计算设备120分析反射的US波,并生成具有比3D模型或CT扫描图像的分辨率更高分辨率的视觉图像。所生成的视觉图像可以被增强并与肺部的3D模型或2D图像(诸如CT扫描图像)集成。

[0045] 在实施例中,当执行治疗以治疗位于支气管树的外壁的异常组织时,一般而言,异常组织的尺寸缩小并且异常组织的密度变成正常肺组织的密度。按照惯例,当执行治疗时,执行另一次CT扫描,以获得另一组CT图像,来检查患病的细胞或癌细胞的尺寸,使得临床医生可以确定治疗是完成还是要进行另一次治疗。由于US换能器255能够检查异常组织的尺寸和密度,因此也可以在现场而无需执行另一次CT扫描来检查治疗水平。

[0046] 如图2B中所示,US换能器255和EM传感器265隔开距离 D_{OFF} 。这个距离(D_{OFF})可以被感测、编码到导航和规程软件中、被临床医生测量和发送、或者由US换能器255和EM传感器265感测。计算设备120使用该距离(D_{OFF})调整US图像到3D模型或从该模型得出的2D图像中的结合。例如,当EM传感器265位于LG 220的远侧尖端260时,US换能器255位于EWC 230的远端250或与其外接(circumscribing),并且两个传感器彼此隔开1cm,这个距离被软件识别,并且US数据或图像按3D模型的坐标系中的距离被偏移并集成到3D模型或从该模型得出的2D图像中,该距离对应于EM场的坐标系中的1cm。

[0047] 当EWC 230和LG 220通过沿通路计划操纵导管引导组件110而到达目标时,EM传感器265确认其位置在目标处,并且临床医生可以通过查看由US图像生成可视图在视觉上确认位置在目标处。LG导管220可以从导管引导组件110被移除,并且活检工具可以被插入EWC 230到达目标,以取回目标的样本,用于疾病的确认。锚定工具可以被用来在目标处锚定EWC 230。另外,诸如消融导管的治疗工具可以通过EWC 230插入并被插入到目标中。然后,US换能器255可以被用来发送和接收US波,并且计算设备120通过比较治疗工具周围的组织的密度或者通过生成用于临床比较的目标的US图像来确定治疗工具是否在目标的中心(epicenter)。通过位于目标的中心,治疗工具可以高效地执行治疗。在一方面,EM传感器265和US换能器255可以以彼此隔开一定距离位于EWC 230处或在其周围,或者以彼此隔开一定距离位于LG 220处或在其周围。

[0048] 在实施例中,US换能器255和计算设备120可以在治疗之前或之后检查目标的尺寸。当目标的尺寸大于阈值尺寸时,另一次治疗可能是完成治疗所必需的。因此,处理继续进行,直到目标的尺寸减小到阈值尺寸之下为止。以这种方式,利用US波的可视化可以被用于检查治疗水平。

[0049] 在实施例中,US换能器255可以是牺牲性US换能器255,其可以以向前看的方式被定位,以识别目标。US换能器255是牺牲性的,因为在通过治疗设备的微波能量的施加对目标进行治疗后,它可能失去效力。

[0050] 在实施例中,在治疗前的步骤中,一个或多个标记可以通过EWC 230放置,以识别目标的位置。标记可以帮助导航到期望的位置并确认EWC 230的位置,尤其是在除去LG 220和EM传感器265之后当本公开内容的EM导航特征未必有效时。标记可以给予临床医生在目标已经被治疗之后重新访问目标以及收集更多样本的能力。标记可以是基准标记(fiducial marker)、荧光染料,或**FLUOROGOLD[®]**。在荧光染料标记的情况下,US成像能力可以进一步增加治疗的充分性的确定,或者关于目标的精确位置提供更大的清晰度。在不背离本公开内容的范围的情况下,本领域普通技术人员可以采用用于标记目标的

位置的其它标记。

[0051] 图3示出了用于患者的支气管树和气管连同肺部的3D模型300。3D模型300可以包括器官的大部分信息,使得临床医生可以选择性地看到特定器官或感兴趣的器官的部分,如图3中所示。在这种情况下,这些被选的器官是肺部,包括右叶310、左叶320、气管330和支气管树340。右叶310具有三个子叶,即,上叶312、中叶314和下叶316,并且左叶320具有两个子叶,即,上叶322和下叶324。

[0052] 气管330是将咽喉连接到肺部310和320的管道。在气管330的下端,划分了左或右主支气管342。也在主支气管的下端划分二级支气管344。主支气管342的周长比二级支气管344的周长更大。以同样的方式,在二级支气管344的下端划分三级支气管346,并且在三级支气管346的下端划分终末细支气管348。主支气管342、二级支气管344和三级支气管346由软骨板支撑。但是,当三级支气管346的尺寸变得越来越小时,软骨板消失并且外壁由平滑肌支配。终末细支气管348的外壁也由平滑肌支配。

[0053] 患病的细胞或癌细胞或者简单地说目标可以在任何支气管树、主支气管342、二级344支气管、三级支气管346和终末细支气管348上存在。不管目标位于哪里,当目标太小以至于无法被CT成像模态检测时,在具有US换能器255的EWC 230朝另一目标导航通过肺部的管腔网络时,目标仍然可以通过US成像模态检测。US换能器255在检测和识别患者体内目标的位置时提供更大的特异性(specificity)和更高的精度。根据至少一种实施例,US换能器255可以是用来通过沿上述通路计划并沿该通路捕获US图像来进一步细化(refine)肺部的图像数据的径向超声换能器。这个US图像数据可被配准到CT扫描图像和/或3D模型300,以关于目标的检测、定位和尺寸提供更大的清晰度。例如,这种数据也可以被用来在诊断上帮助临床医生在治疗之后确认所有可能的目标已经被完全识别或治疗。

[0054] 此外,当US换能器255捕获图像数据时,所捕获的图像数据被无线地或经由有线连接传送到计算设备120。通过超声成像模态捕获的图像数据还没有容易地被临床医生理解。计算设备120处理并将其转换为与临床医生可以利用其识别组织的类型、诊断疾病、识别导管引导组件110的位置(该位置是图像拍摄的地点)或确定治疗水平的图像,。

[0055] 图4A示出了诸如图3的支气管树的、肺部的3D模型或图像的切片的支气管树的平面图,以及到目标的通路计划。当目标位于图3的终末细支气管的左下端的尖端时,通路计划示出如何经由肺部的管腔网络到达目标。

[0056] 图4B示出了沿剖面线B-B截取的图4A的终末细支气管的放大横截面视图。终末细支气管被平滑肌405包围。神经410和静脉415位于平滑肌405的外壁上。如上所述,US成像模态提供甚至到终末细支气管之外的气道的局部视图,因此甚至平滑肌405上的薄神经410和静脉415也可以被检测和识别。因此,通过除CT成像之外还使用US成像,诸如去神经的疗法的导航和方向甚至可以在肺部外周实现,从而使得有更高粒度的治疗选项并具有更高的精度。

[0057] 图4C示出了支气管镜420,其中导管引导组件经由患者的自然孔口(例如,嘴)沿通路计划朝目标插入到肺部。当支气管镜420到达肺部的某一位置时,支气管镜420变为楔形并且由于尺寸的限制而不能进一步进入支气管树。然后,导管引导组件的EWC 430可以被用于沿通路计划导航管腔网络到目标450,如上所述。EWC 430足够小而薄以到达目标450。图4D示出了图4C的圆圈区域的放大细节图,其中可定位的导向装置(LG)可以伸出EWC 430的

远侧尖端,其导航管腔网络到位于肺的终末细支气管的目标450。

[0058] 图5A是用于利用US成像技术可视化肺部的方法500的流程图。通过将肺部的3D模型和到目标的通路计划导入存储在计算机(诸如图1计算设备120)上的导航和规程软件中,方法500在步骤505开始。

[0059] 在步骤510中,EM场由EM板(诸如图1中所示的EM板140的EM场生成设备145)生成。在步骤515中,EM传感器265和US换能器255经由自然孔口或切口插入肺部。EM传感器265和US换能器255可以位于EWC 230上隔开一定距离,或者可以位于不同的地方。例如,EM传感器265可以位于LG 220的远侧末端260处或在其周围,并且US换能器255可以位于EWC 230的远端250处或在其周围,或者反过来。

[0060] 在步骤520中,EM传感器265感测EM场,并且感测到的结果被发送到计算设备120。感测到的结果被用来计算EM传感器265在EM场的坐标系中的位置。当位置被计算出时,计算设备比较EM传感器265的位置与3D模型、从该模型得出的2D图像以及通路计划。在一方面,EM传感器265的位置可以在被发送到计算设备之前根据患者的呼吸模式由跟踪设备160和参考传感器170进行补偿。因此,在患者吸气或呼气时ME传感器255的位置可以不在3D模型的坐标系中改变。

[0061] 在步骤525中,EM传感器265的位置被同步到3D模型和从该模型得出的2D图像。这个位置可以是3D模型的起始位置,或者3D模型的气管的入口。在这里,即使位置被同步,EM传感器265的实际运动也还没同步到3D模型。

[0062] EM传感器265行进一定的距离(例如,从气管的入口到位于气管底部的分支点)。这个距离可以在EM传感器265开始感测EM场之后在EM场的坐标系中进行测量。在步骤530中,根据EM场的坐标系由EM传感器265行进的距离可以被缩放,使得缩放后的距离匹配到3D模型的坐标系。在这个步骤之后,EM传感器265的位置和运动基本上映射到3D模型中。这是患者到3D模型和从该模型得出的2D图像的同步或配准。

[0063] 在步骤535中,EM传感器265、LG 220和EWC 230沿通路计划导航肺部的管腔网络到达目标。在步骤540中,确定传感器265是否已到达目标。如果确定在EM传感器265还没有到达目标,则步骤535(即,导航步骤)一直继续,直至沿通路计划到达目标为止。

[0064] 在实施例中,当在步骤540中确定到达目标时,步骤545可以被执行,以利用US换能器255成像目标,以确认其位置。这可以涉及确认组织密度或相对于标记和其它位置验证步骤确认位置。此外,目标的成像可以在治疗后被用来确保治疗的充分性。步骤545在下面5C中进一步详细描述。

[0065] 图5B示出了导航到目标的详细步骤,图5A的方法500的步骤535。在步骤550中,US波被US换能器255发送,同时EWC 230的远端沿通路计划导航到目标。在步骤555中,US换能器255接收从肺组织反射的US波并将其发送到计算设备120,计算设备120又在步骤560中处理反射的US波。反射的US波具有诸如振幅和从发送到接收的延迟时间的信息。计算设备120处理该信息,以确定肺组织的密度或尺寸和/或确定是否存在未在CT扫描图像中找到的新目标(即,待治疗的患病的细胞或癌细胞)。

[0066] 在步骤565中,确定沿着到目标的通路计划是否存在新目标。当确定存在新目标时,在步骤570,新目标被识别并配准到3D模型,用于以后治疗。在步骤575中,到新目标的路线(作为到目标的通路计划的一部分)也被保存作为到新目标的通路计划。然后,方法535返

回到步骤565,以继续检查是否存在任何进一步的新目标。

[0067] 当在步骤565中确定不存在新目标时,计算设备可以基于处理后的反射的US波生成图像。由于US波是从组织之间的界面(在那里密度变化)反射的,因此所生成的图像示出支气管树内侧和外侧的细节。所生成的图像可以绘出驻留在支气管树外侧的患病的细胞或癌细胞。在一方面,当治疗设备为了治疗目的而穿透目标时,所生成的图像也可以被用来显示治疗设备是否在目标的中心处。

[0068] 在步骤585中,基于EM传感器265的位置以及EM传感器265与US换能器255之间的偏移距离 D_{OFF} ,所生成的图像被集成到3D模型中。在实施例中,所生成的图像可以被重叠到CT扫描图像上,使得可以用较高分辨率的图像(即,所生成的US图像)代替CT扫描图像的较低分辨率部分,图像数据可以选择性地被融合以创建合成图像数据集,或者数据可以被结合到CT图像数据中。在步骤590中,计算设备与3D模型一起显示生成的图像或简而言之显示集成的3D模型。导航的这些步骤550-590被重复,直到到达目标为止,如图5A的方法500中所示。

[0069] 在实施例中,利用US波的可视化还可以被用来确定治疗的充分性。当对目标执行一次治疗时,目标的属性(包括目标的尺寸、密度和含水量)一般会改变。因此,为了检查治疗是否完成,目标的属性必须被检查并与治疗前取得的类似测量进行比较。图5C示出了在图5A的步骤540中确定EM传感器265到达目标之后用于检查治疗的充分性的方法的流程图。在步骤605中,治疗设备(诸如消融导管)在除去LG 220及其EM传感器265之后被插入EWC 230中。在步骤610中,确定治疗设备是否在目标的中心处。这是通过使用US换能器255来完成的。US图像显示成像的组织在哪里密度变化并且目标在哪里具有与正常肺组织不同的密度。

[0070] 当确定治疗设备不在目标的中心时,在步骤615中,治疗设备被或多或少地插入或回缩,以调整其位置。然后,在步骤610中,治疗设备的位置再次被检查。当在步骤610中确定治疗设备位于目标的中心时,治疗设备对目标进行治疗。

[0071] 在实施例中,与图5C的步骤605-615类似的步骤可应用于活检。当活检工具被插入以取得目标的样本时,US换能器255被用来检查活检工具是否在目标的正确位置处。当确定活检工具处于合适的地方时,活检工具取得样本。或者,当确定活检工具不在目标处时,活检工具可以被调整,以正确地到达目标。

[0072] 在步骤620中,治疗设备对目标进行治疗。在治疗应用之后,US换能器255可以被用来对目标成像、在步骤625中确定目标的属性(例如,尺寸)、并且在步骤630中比较目标的属性与阈值。在这里,阈值尺寸可以是基于疾病的类型预定的,并且可以指示疾病被完全治疗。

[0073] 当确定被治疗的目标的尺寸大于阈值尺寸时,计算设备120在步骤635中通过在显示屏上显示这种通知来通知临床医生不完全的治疗。然后,方法545返回到步骤620,进行再一次治疗。这些步骤620-635重复,直到治疗完成为止。在一方面,这些治疗可在现场执行或执行一段时间。在治疗在一段时间内被执行的情况下,标记可以被放在目标处或者其附近,使得治疗设备可以在以后的治疗期间确定性地插入到目标。

[0074] 当在步骤630中确定目标的尺寸小于或等于阈值尺寸时,计算设备120在步骤640中通过显示治疗完成来通知临床医生完成的治疗,并且检查治疗水平的方法545结束。因

此,本公开内容的US换能器255和US成像特征可以被用来确认对目标的治疗的充分性。

[0075] 在另一实施例中,监视设备130和/或计算机120可以在显示器上显示彩色代码,从而通知临床医生状态。该状态可以基于导管引导组件110的EWC 230的位置。该状态可以指示EWC 230的远端是位于不在目标的位置处、位于目标处、还是位于与健康组织相邻的位置处,以及对目标的治疗是否完成。例如,彩色代码可以以这样一种方式被使用,红色指示EWC 230处于不在目标的位置处、绿色指示EWC 230在目标处、黄色指示EWC 230与健康组织相邻,并且橙色指示治疗完成。但是,这是个例子并且并不意味着限制本公开内容的范围。如本领域普通技术人员将理解的,可以采用其它状态指示系统,。

[0076] 虽然未在上面详细描述,但是关于图1,网络接口128使其它计算设备120、支气管镜115和导管引导组件110能够通过有线和/或无线网络连接进行通信。在图1中,支气管镜115和导管引导组件110可以经由有线连接从计算设备120或向计算设备120接收或发送医学图像、医疗数据和控制数据。在网络接口128无线地连接到其它计算设备或支气管镜115和导管引导组件110的情况下,网络接口128使用频率进行通信,该频率可以不同于支气管镜115或导管引导组件110用于发送所捕获的图像的频率。

[0077] 计算设备120的存储器126可以包括一个或多个固态存储设备、闪存芯片、大容量存储器、带驱动器,或者通过存储控制器和通信总线连接到处理器的任何计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括以任何方法或技术实现的用于信息存储的非临时性的、易失性的、非易失性的、可移除的和不可移除的介质,其中信息诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块,或其它数据。例如,计算机可读存储介质包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、闪存或其它固态存储器技术,CD-ROM、DVD或其它光学存储,磁带盒、磁带、磁盘存储器或其它磁存储设备,或者可被用来存储期望信息并且可被计算设备120访问的任何其它介质。

[0078] 在实施例中,显示器122可以作为输入设备工作,使得显示器122可以接收多个手指动作,诸如捏或展开手指。例如,当手指捏时,在捏之前手指在显示器122上所处的所显示图像的部分可以被缩小,并且当手指展开时,在展开之前手指在显示器122上所处的肺的部分被放大。或者,当多个手指一起在一个方向轻扫显示器122时,所显示的图像可以在与轻扫方向相同的方向上旋转,并且旋转量与轻扫运动的距离和/或速度成正比。这些特征也可以利用输入设备129来实现。

[0079] 输入设备129被用于输入数据或控制信息,诸如设定值或文本信息。输入设备129包括键盘、鼠标、扫描设备或其它数据输入设备。输入设备129还可以被用来操纵所显示的图像或3D模型,以便放大和缩小并且在任何方向旋转。

[0080] 监视设备130与支气管镜115和计算设备120操作上连接。监视设备130包括用于设置监视设备130的可设置项的按钮和开关。监视设备130可以是触摸敏感的和/或语音激活的,从而使监视设备130既充当输入设备又充当输出设备。因此,监视设备130的可设置项可以通过使用按钮、对监视设备130的屏幕的触摸或者语音被设置、改变或调整。

[0081] 当支气管镜115捕获肺部的管腔网络的图像并且所捕获的图像不需要为了用于人眼的可视化而进行处理时,监视设备130可以接收并在监视设备130上显示所捕获的图像,使得临床医生可以确认导管引导组件110的位置是在预定的位置,尤其是用于配准的确认。

[0082] 虽然已经为了说明和描述的目的而参照附图详细地描述实施例,但应当理解的

是,本发明性过程和装置不应当被认为是限制。对本领域普通技术人员将显然的是,在不背离本公开内容的范围的情况下,可以对上述实施例进行各种修改。

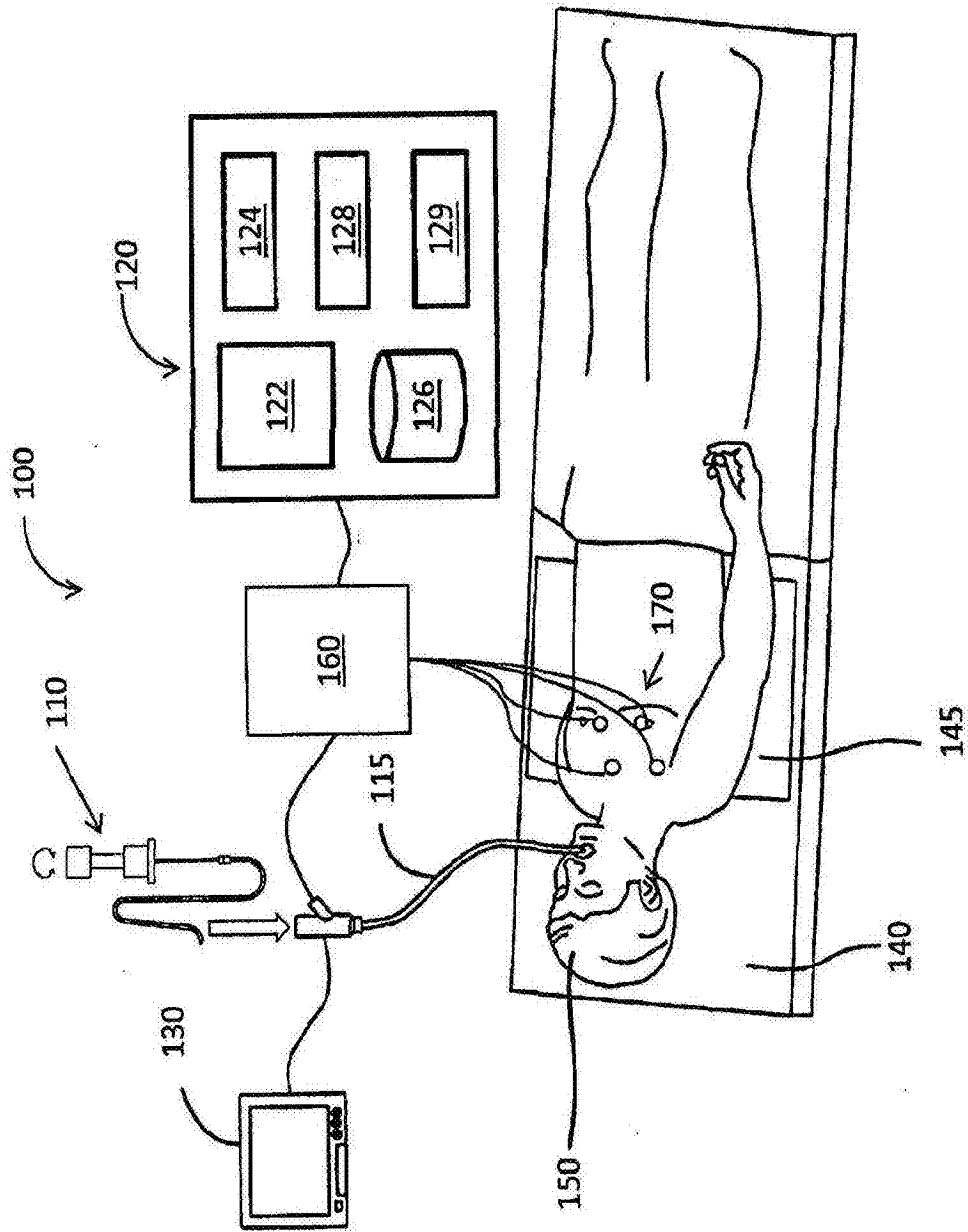


图1

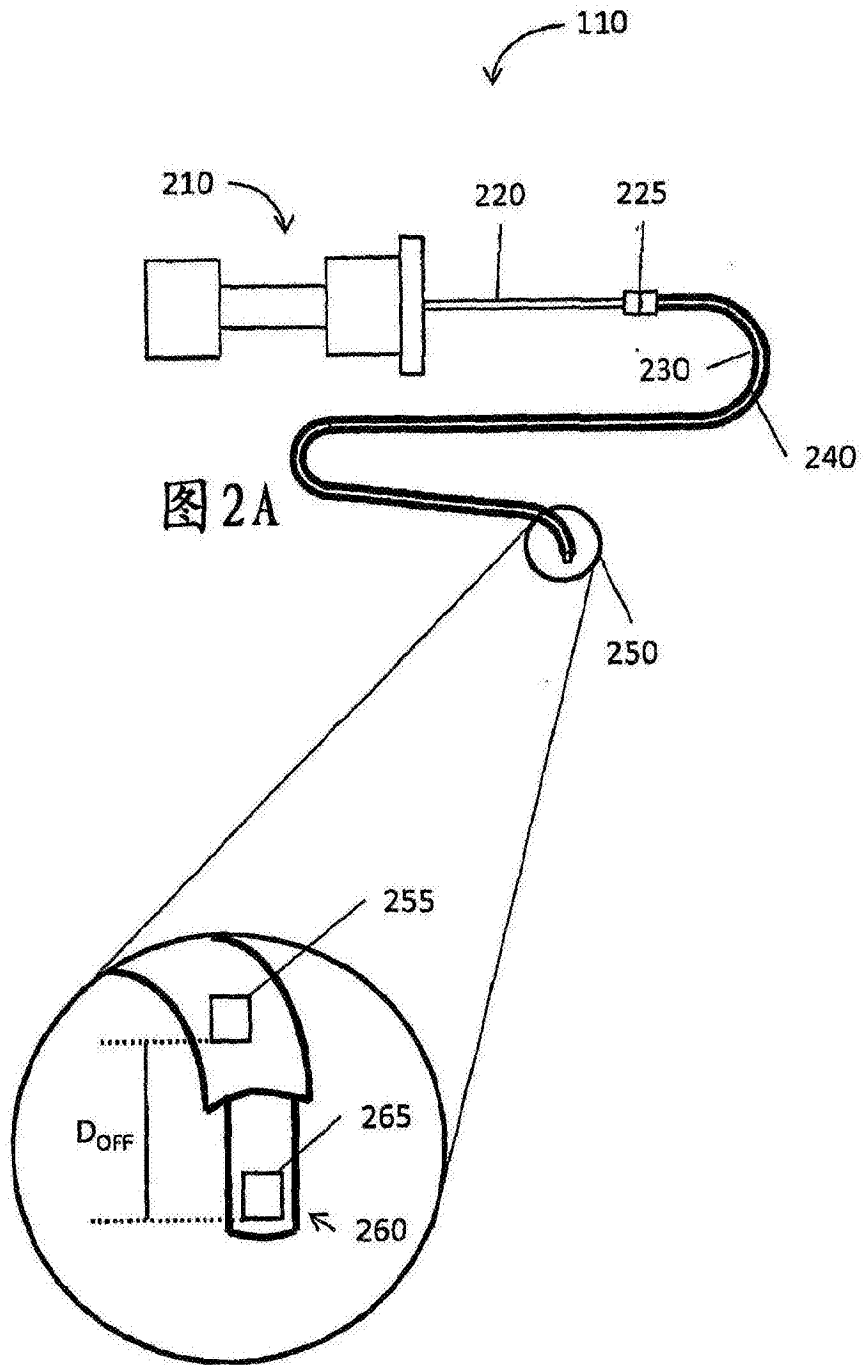


图 2B

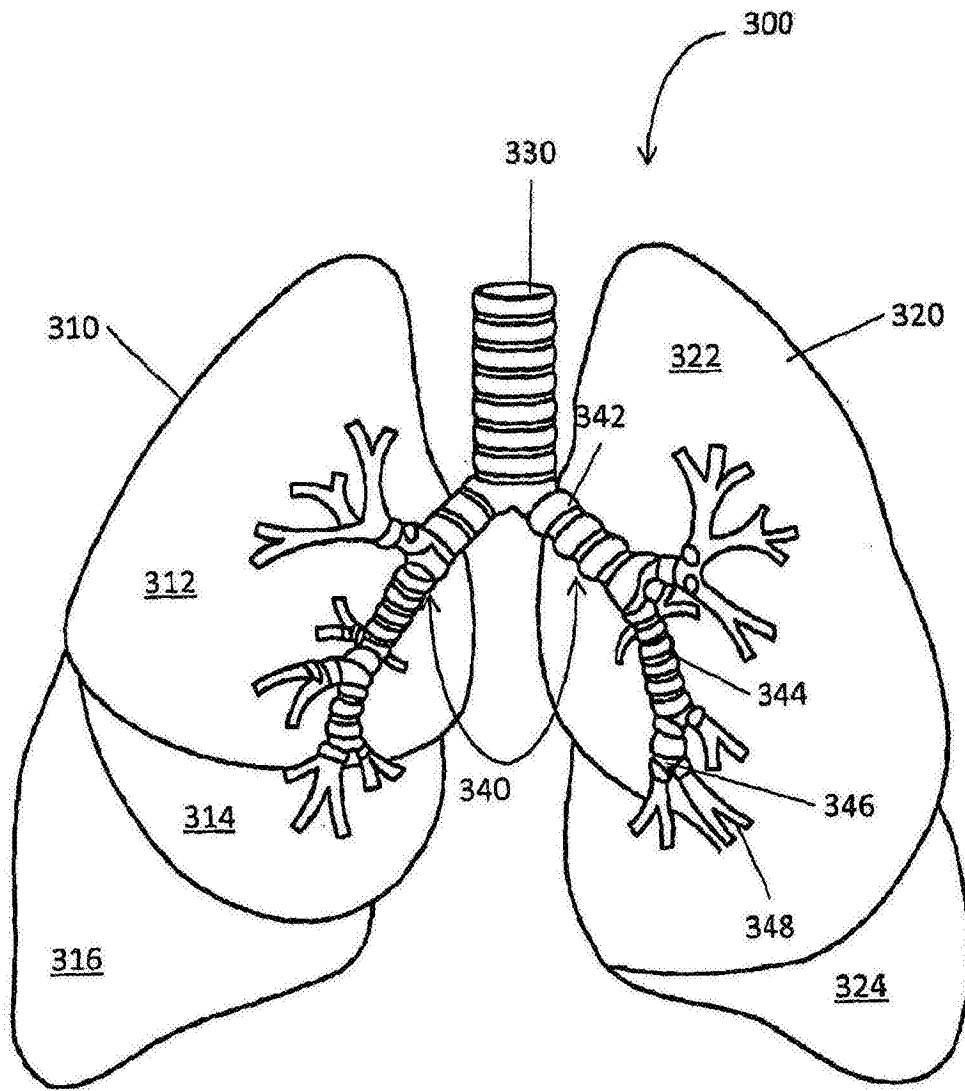


图3

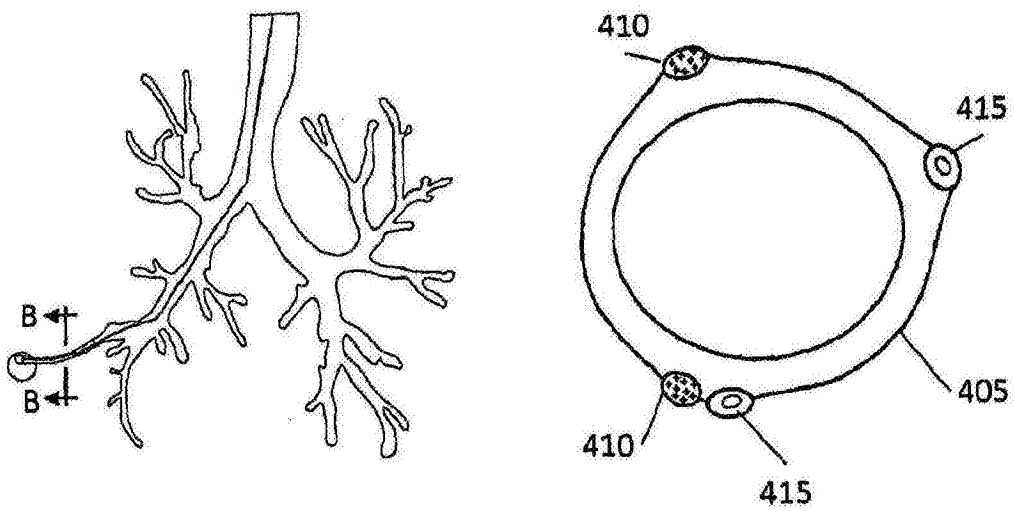


图4A

图4B

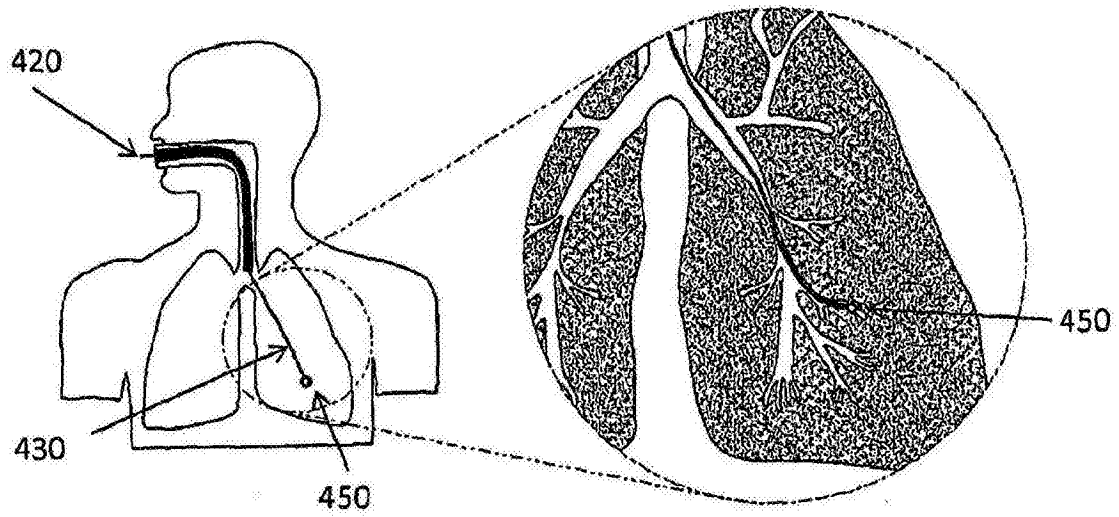


图4C

图4D

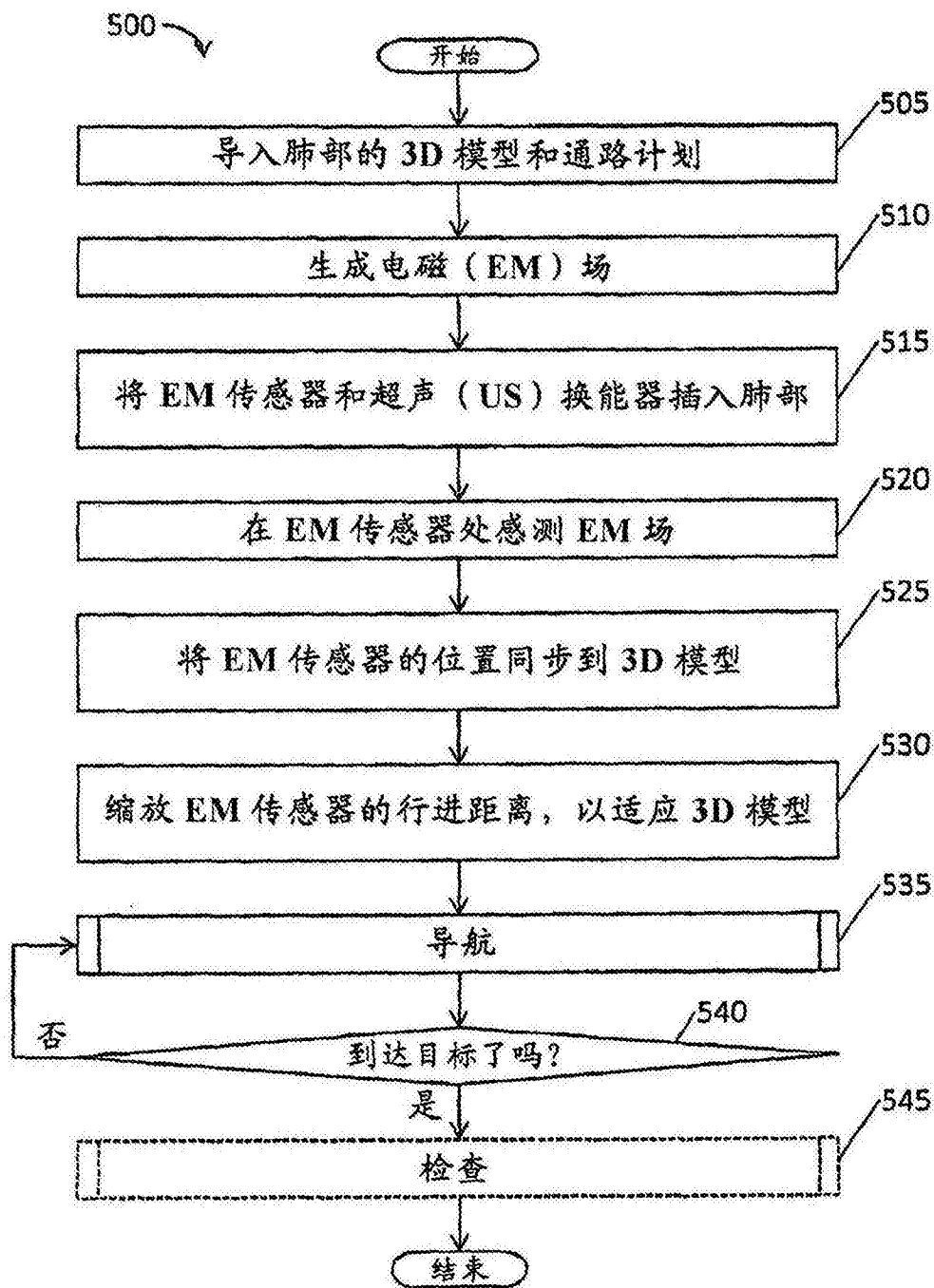


图5A

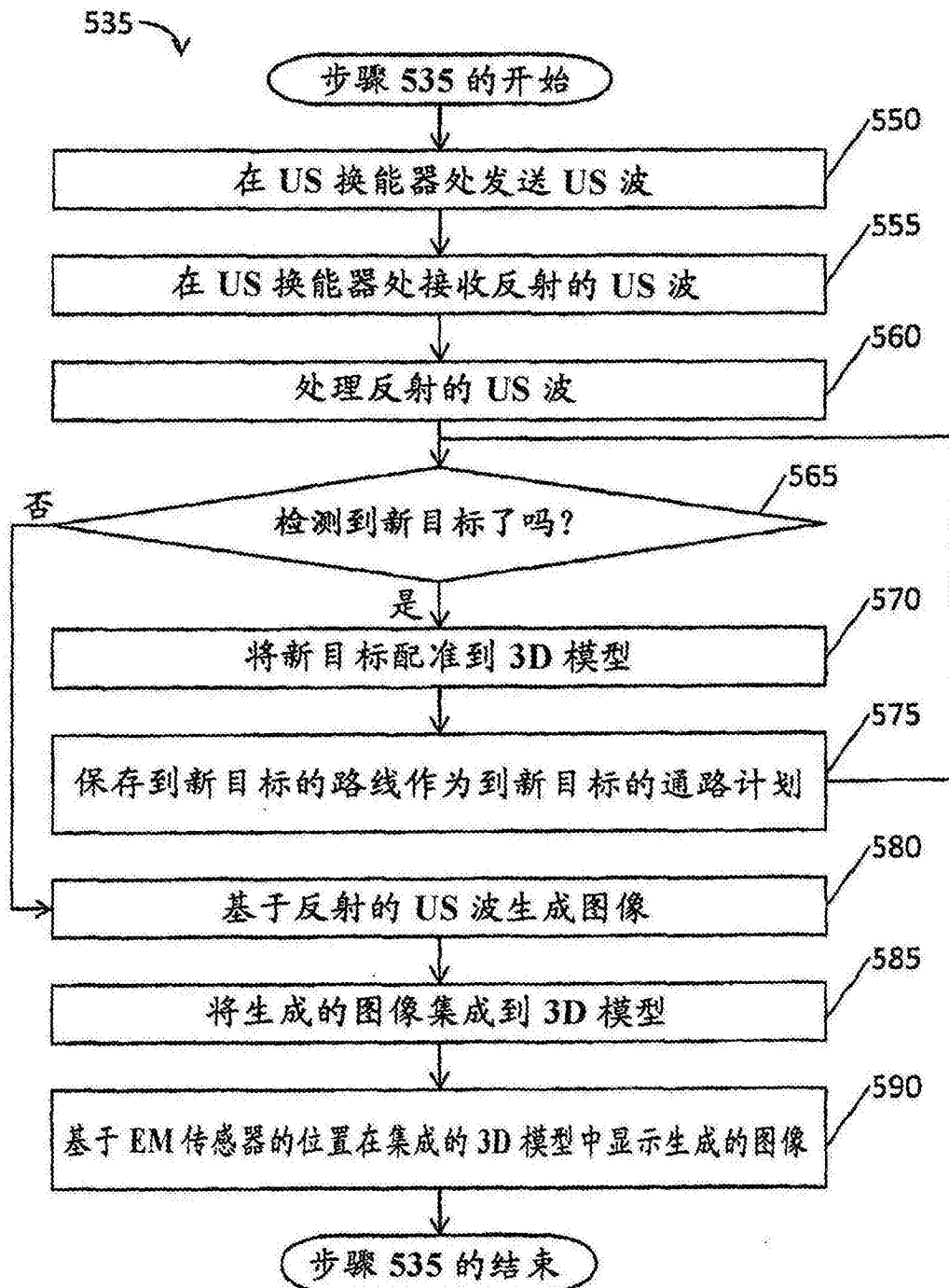


图5B

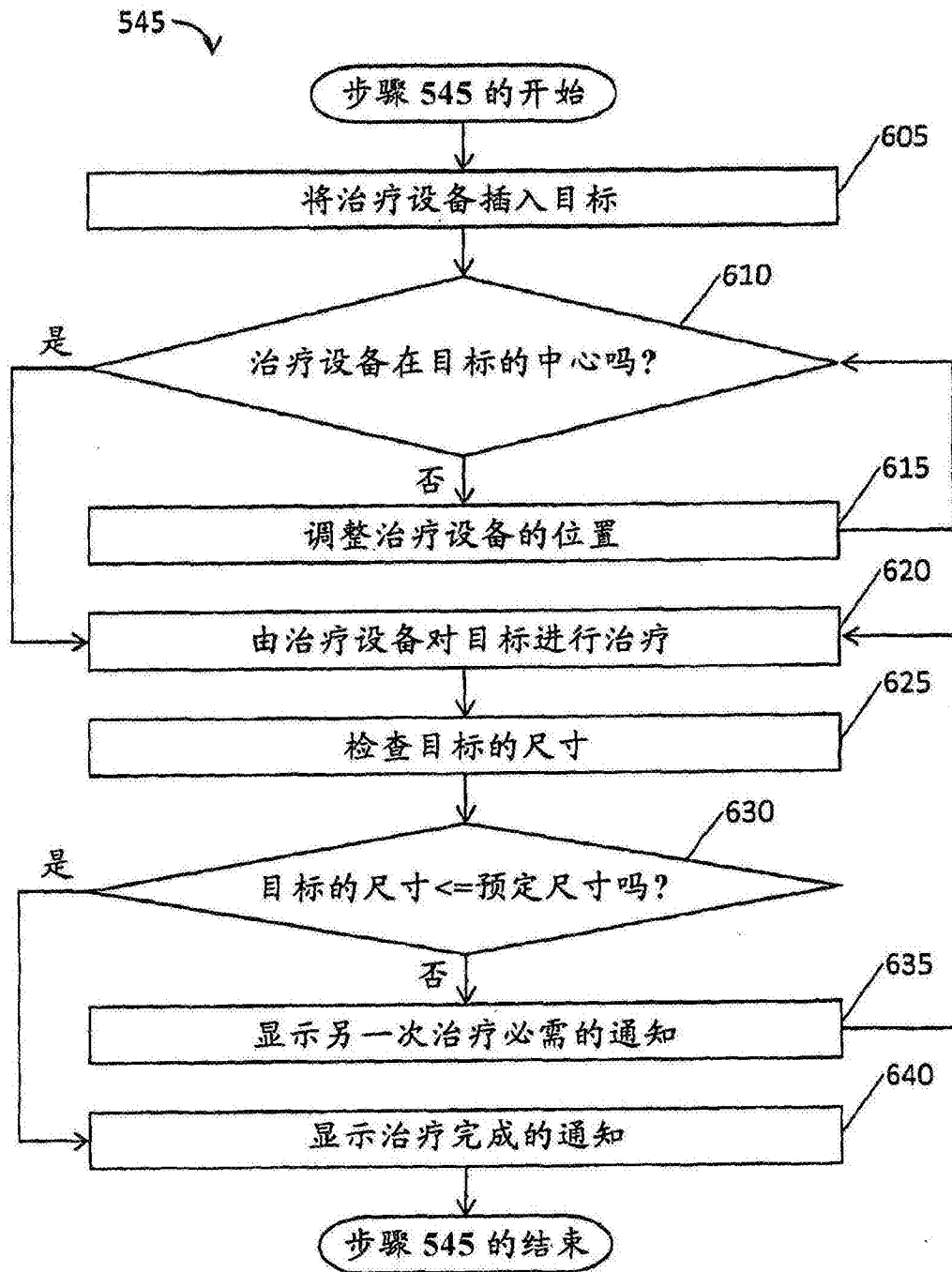


图5C

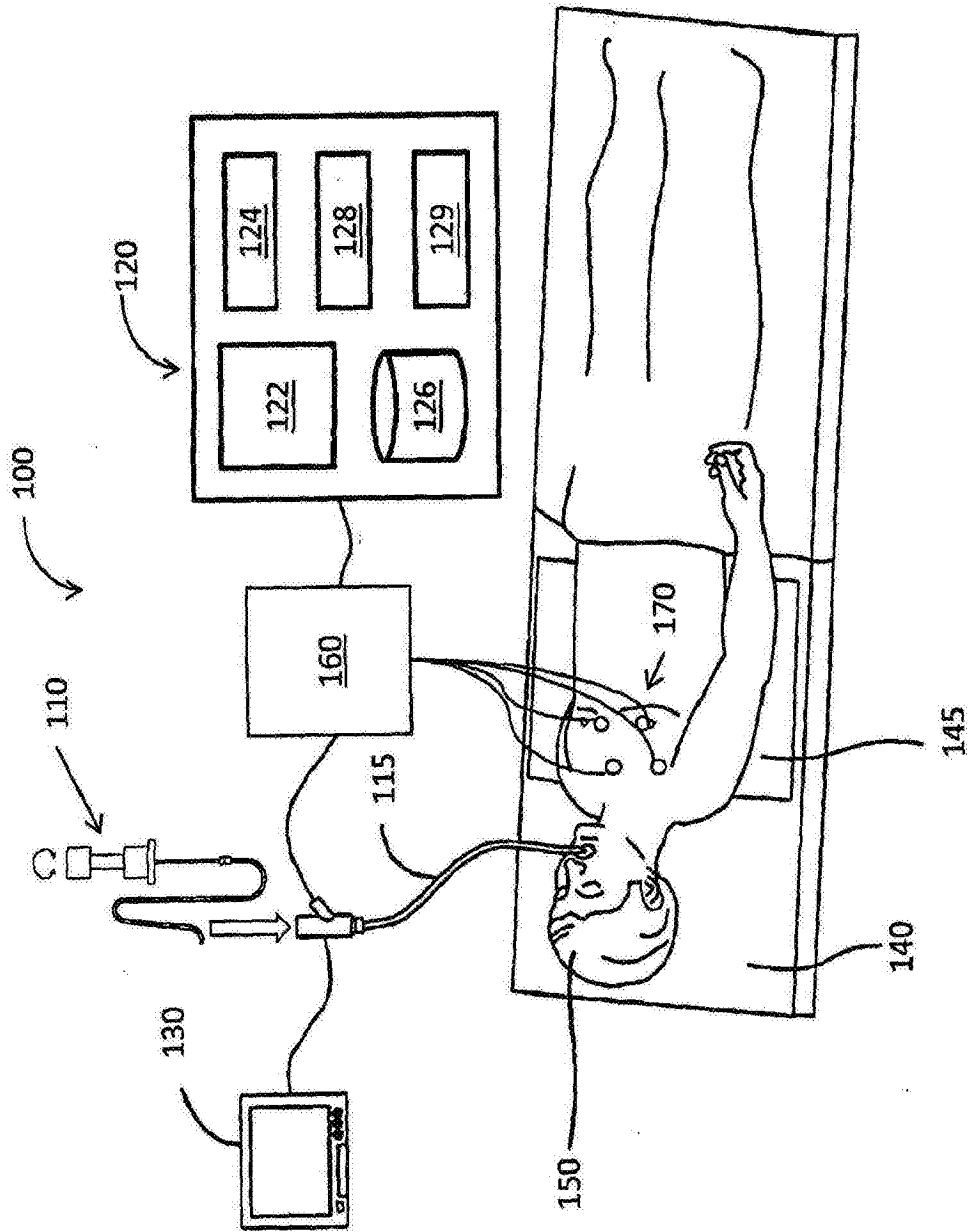


图1

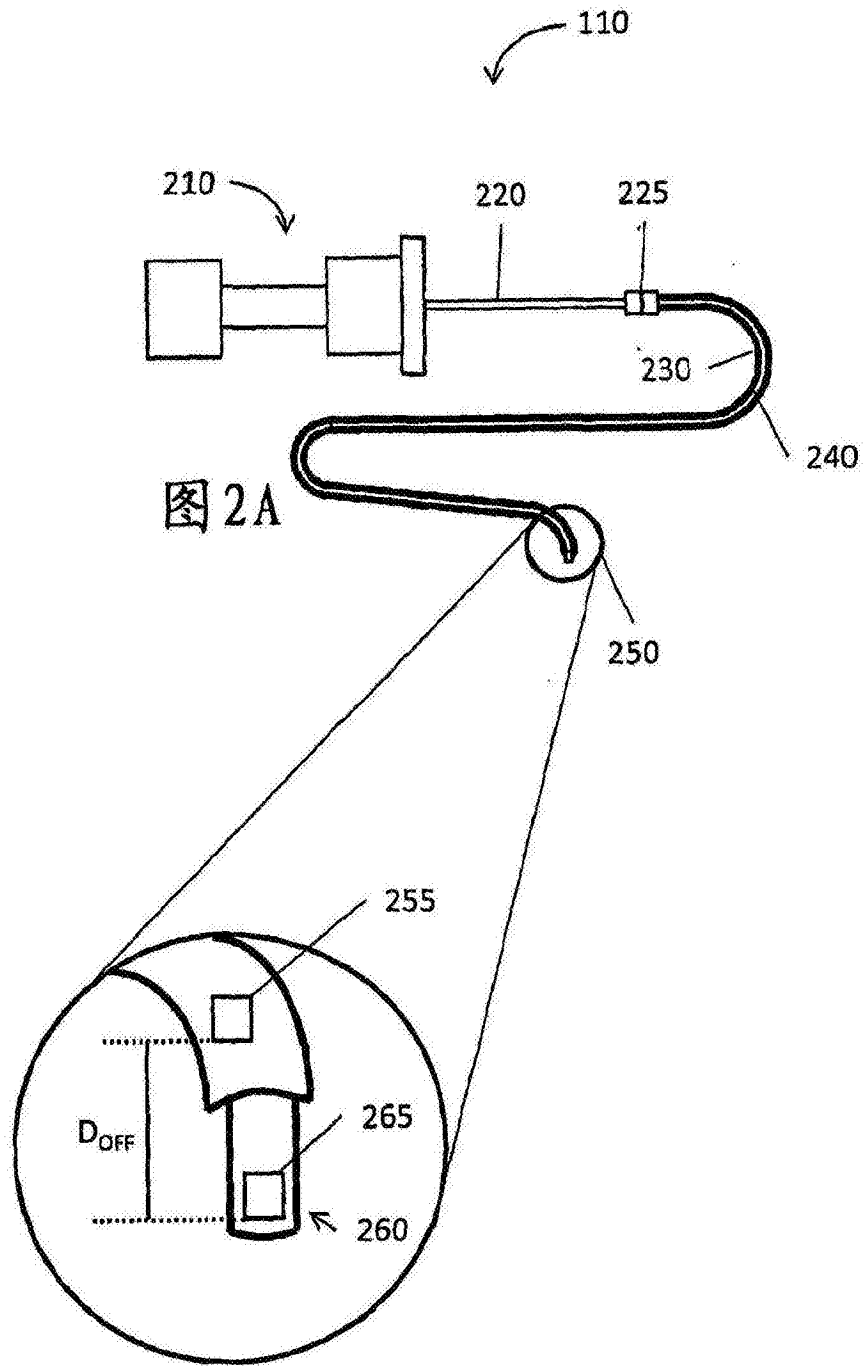


图 2B

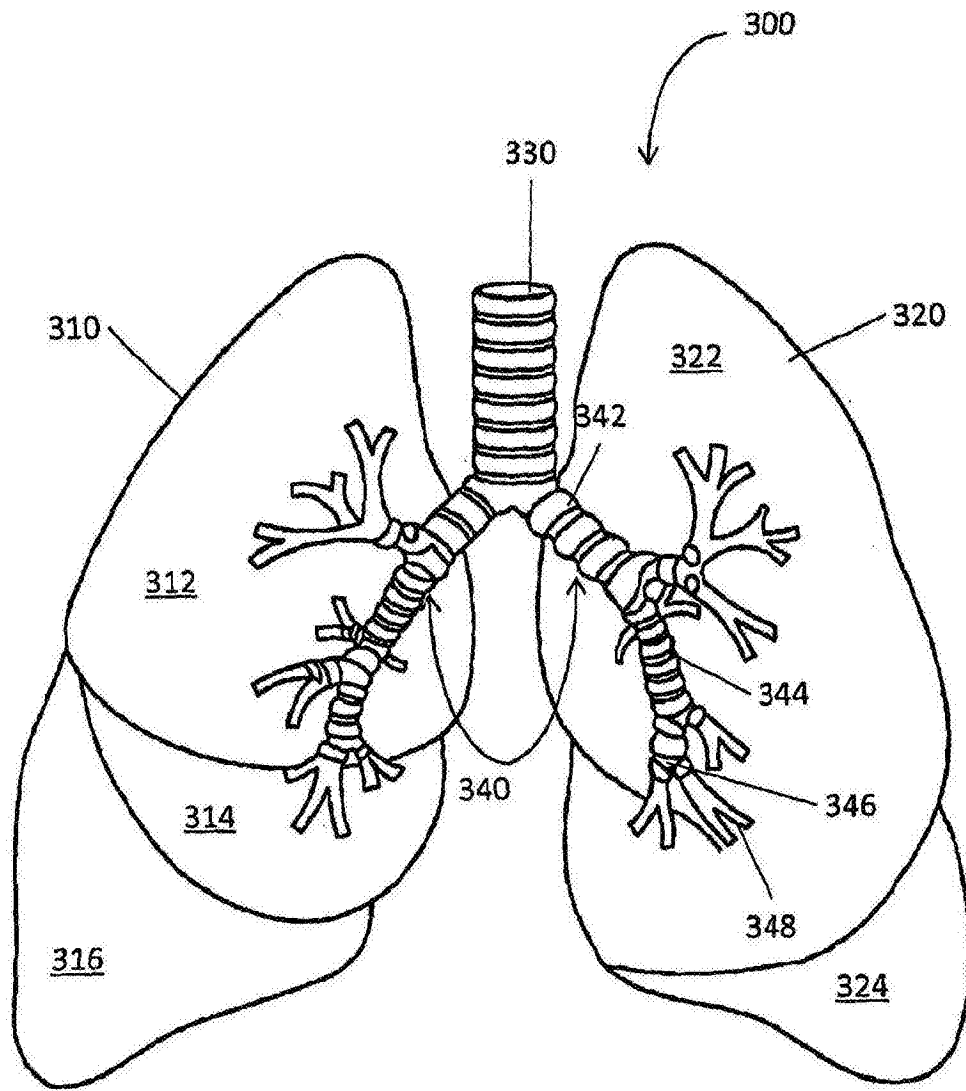


图3

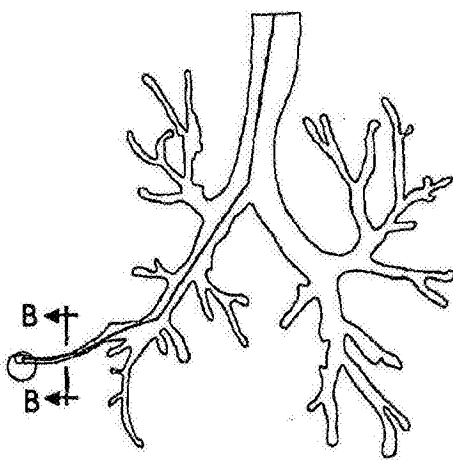


图4A

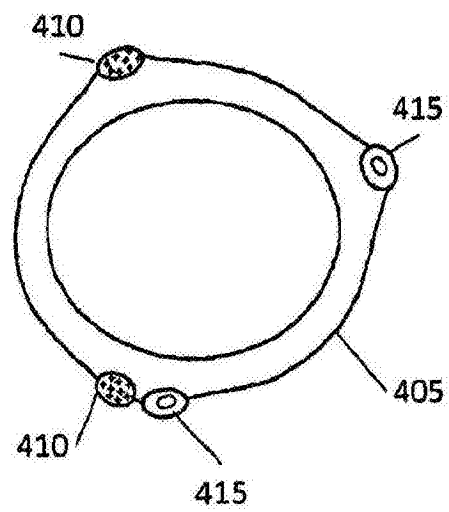


图4B

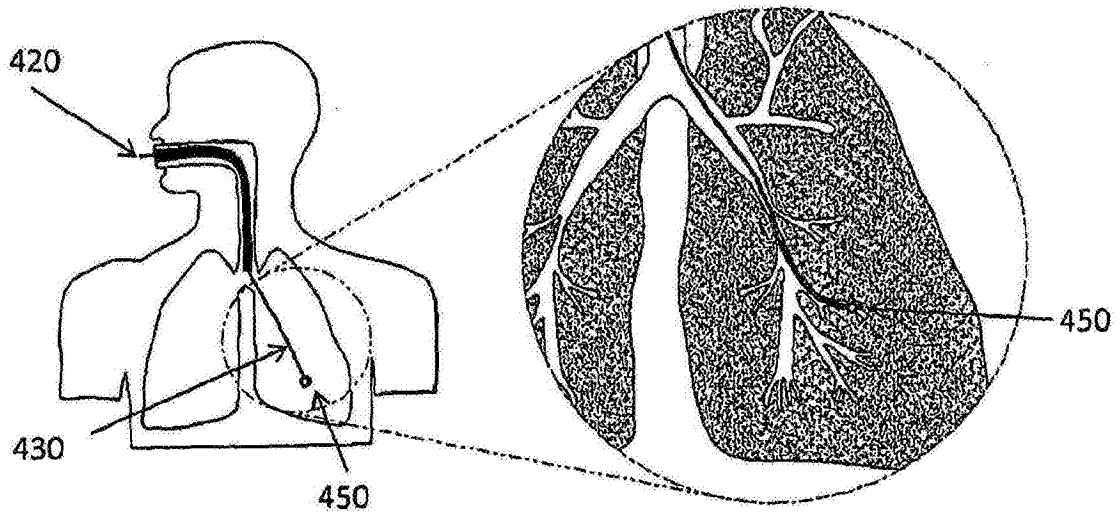


图4C

图4D

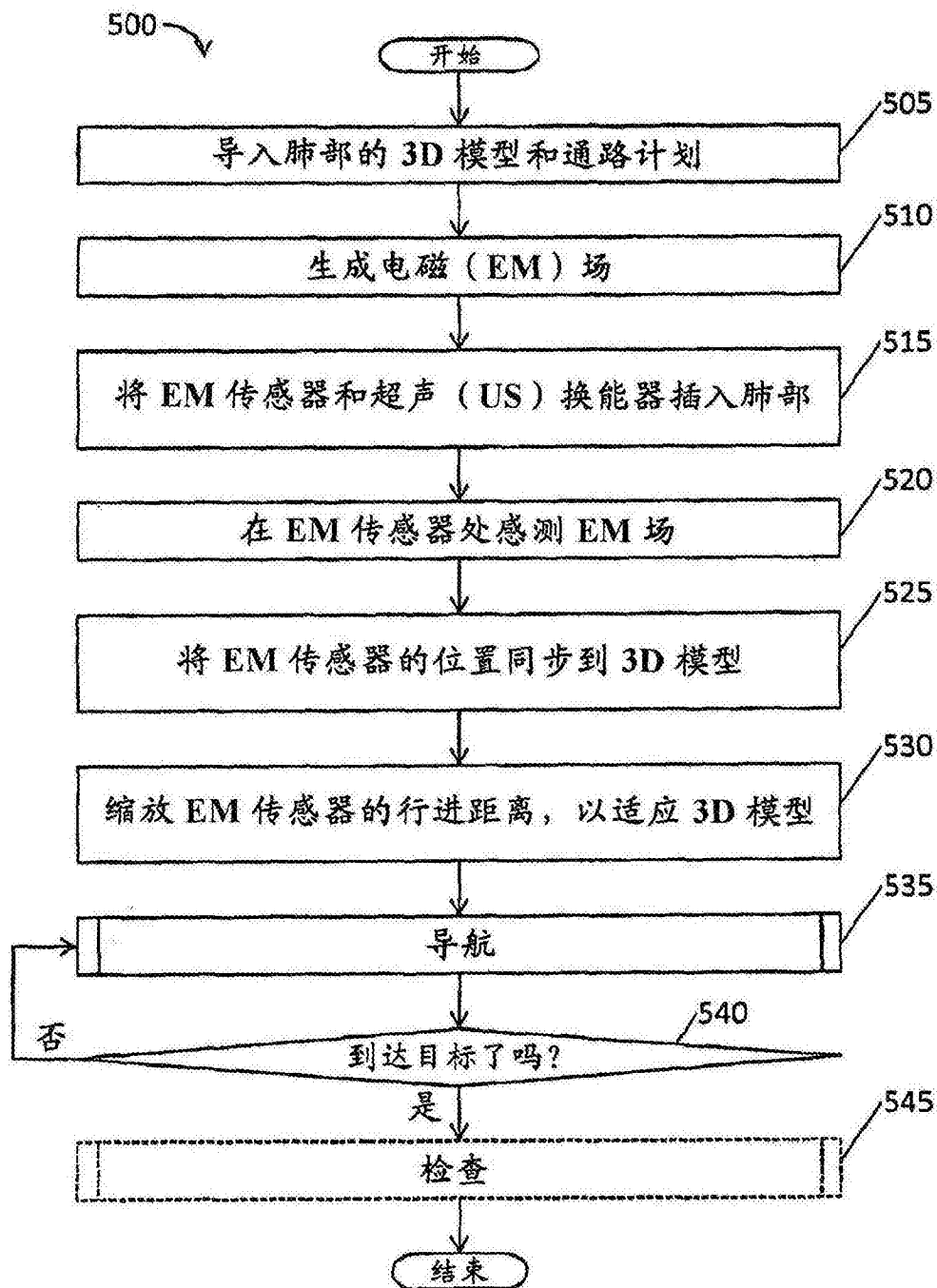


图5A

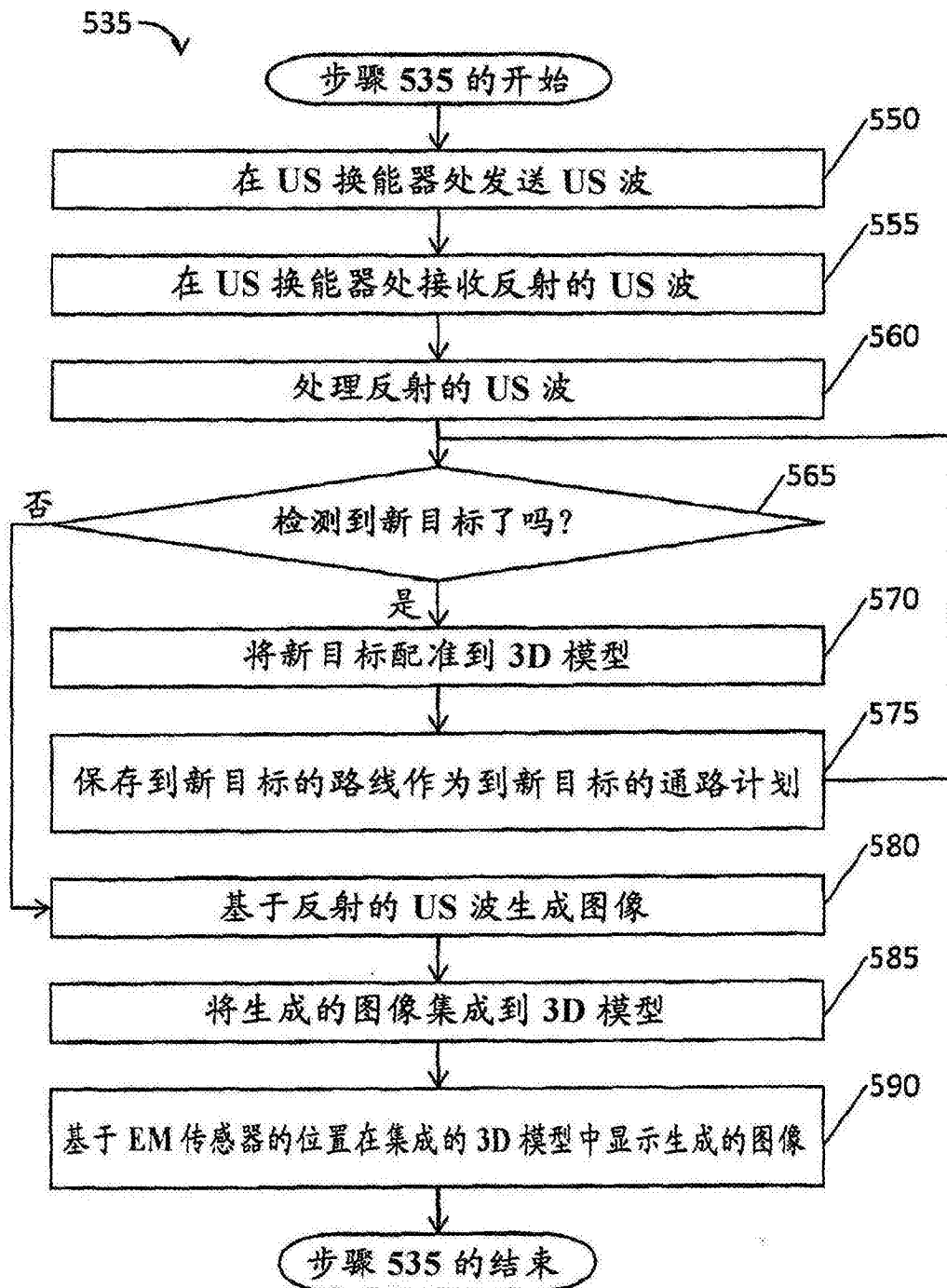


图5B

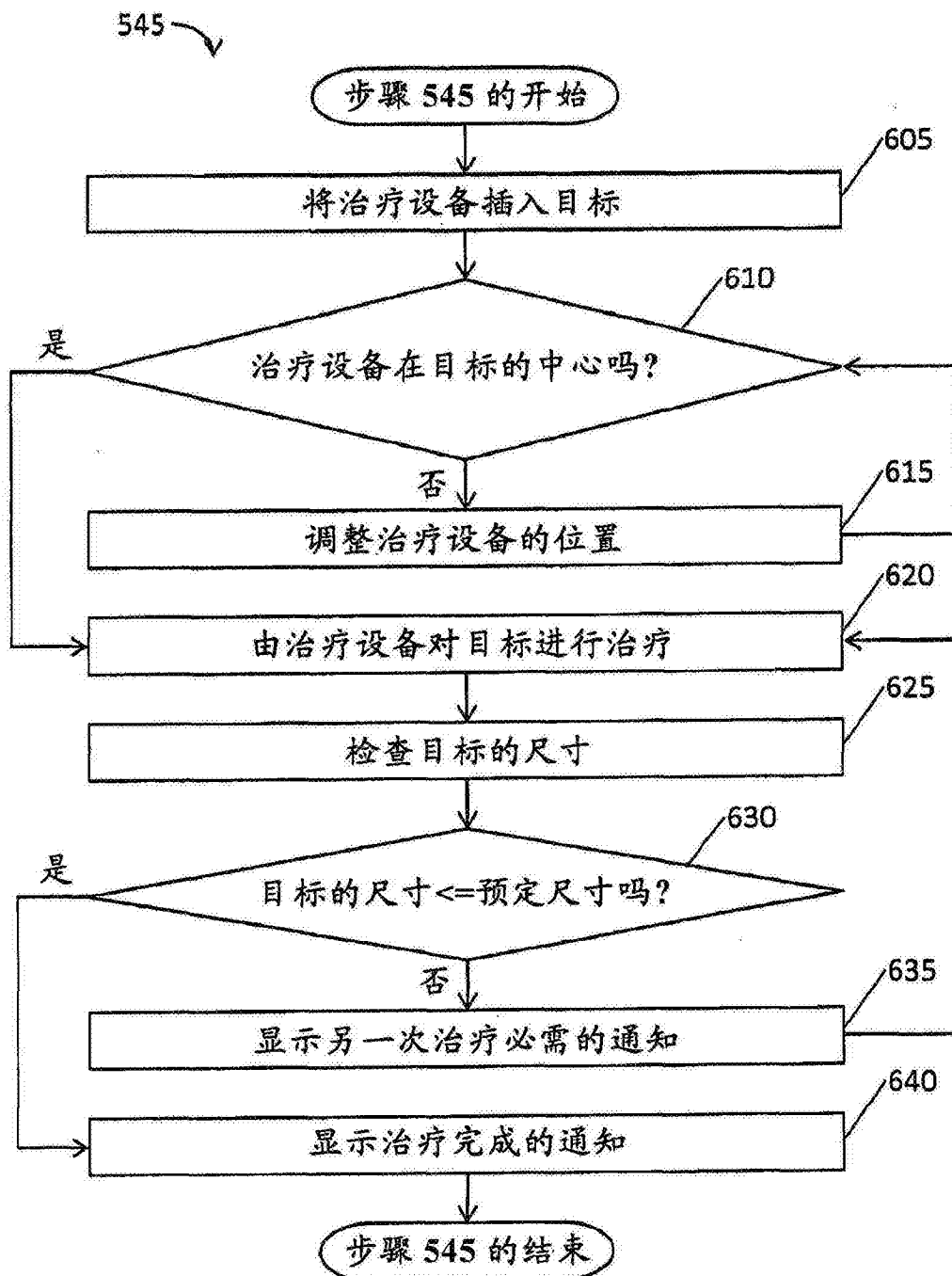


图5C

专利名称(译)	用于利用超声进行肺部可视化的系统和方法		
公开(公告)号	CN105636519A	公开(公告)日	2016-06-01
申请号	CN201480056083.4	申请日	2014-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
[标]发明人	JD布兰南 WJ迪克汉斯 CM拉德考 DR佩特松		
发明人	J·D·布兰南 W·J·迪克汉斯 C·M·拉德考 D·R·佩特松		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/05		
优先权	61/874881 2013-09-06 US 62/041850 2014-08-26 US 62/041842 2014-08-26 US 14/469728 2014-08-27 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于肺的超声询问的系统，包括存储器、电磁(EM)板、延长的工作通道(EWC)、EM传感器、US换能器，以及处理器。存储器存储三维(3D)模型和用于导航管腔网络的通路计划。EM板生成EM场。EWC被配置为沿通路计划朝目标导航患者的管腔网络。EM传感器从EWC的远端向远侧延伸并且被配置为感测EM场。US换能器从EWC的远端向远侧延伸、生成US波并且接收从管腔网络反射的US波。处理器处理感测到的EM场，以便在3D模型中同步EM传感器的位置、处理反射的US波以便生成US图像、或者集成所生成的图像与3D模型。

