



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105636502 B

(45)授权公告日 2019.07.30

(21)申请号 201480056085.3

(22)申请日 2014.09.03

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105636502 A

(43)申请公布日 2016.06.01

(30)优先权数据

61/874,881 2013.09.06 US

62/041,893 2014.08.26 US

62/041,800 2014.08.26 US

14/469,744 2014.08.27 US

(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/US2014/053890 2014.09.03

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02015/034916 EN 2015.03.12

(73)专利权人 柯惠有限合伙公司  
地址 美国马萨诸塞

(72)发明人 J·B·斯多佩克 J·D·布兰南  
W·J·迪克汉斯 C·M·拉德考

(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 1/267(2006.01)

A61B 5/05(2006.01)

(56)对比文件

US 2005182295 A1,2005.08.18,

CN 103025262 A,2013.04.03,

WO 0134051 A2,2001.05.17,

US 2008221409 A1,2008.09.11,

EP 2238901 A2,2010.10.13,

US 2012059248 A1,2012.03.08,

审查员 宋文晓

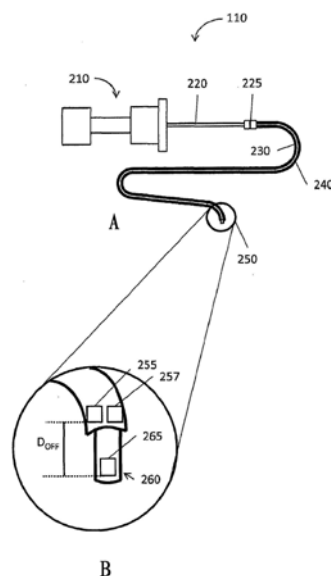
权利要求书2页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

用于基于光的肺部可视化的系统和方法

(57)摘要

一种用于肺部的基于光的询问的系统,包括存储器、电磁(EM)板、延长的工作通道(EWC)、EM传感器、光源、受光器,以及处理器。存储器存储管腔网络的3D模型和通路计划,并且EM板生成EM场。EWC根据通路计划朝目标导航患者的管腔网络,并且EM传感器从EWC的远端向远侧延伸并且被配置为感测EM场。光源位于EWC处或EWC周围并且发射光,并且受光器位于EWC处或EWC周围并且被配置为感测从管腔网络的气道反射的光。处理器将反射的光转换成基于光的数据并且识别组织的类型或密度。



1. 一种用于基于光的询问的系统,包括:  
存储器,存储管腔网络的3D模型和通路计划,所述通路计划示出在3D模型中的去往3D模型中的识别出的目标的通路;  
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患者的管腔网络;  
EM传感器,位于引导导管的远端部分,所述EM传感器从EWC的远端向远侧延伸并且被配置为感测EM场;  
光源,位于EWC的远端部分处并且被配置为发射光;  
受光器,位于EWC的远端部分处并且被配置为感测从管腔网络的气道反射的光;及  
处理器,被配置为将反射的光转换成基于光的数据并且识别组织的类型或者密度、生成可视图像、以及集成所述可视图像与3D模型,其中集成所述可视图像与3D模型包括用具有较高分辨率的所述可视图像代替3D模型的低分辨率图像,并且其中可视图像的集成位置是基于EM传感器在3D模型中的位置的。
2. 如权利要求1所述的系统,还包括被配置为显示基于光的数据与3D模型的显示设备。
3. 如权利要求2所述的系统,其中显示设备还被配置为基于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2所述的系统,其中所生成的可视图像示出管腔网络的内部。
7. 如权利要求1所述的系统,其中所生成的可视图像的分辨率比3D模型的分辨率更精细。
8. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为基于所述基于光的数据确定治疗设备是否在目标处。
9. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为基于目标的密度确定治疗的充分性,其中所述目标的密度是根据基于光的数据识别的。
10. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为基于利用荧光染料染色的目标的荧光变化来确定治疗的充分性。
11. 如权利要求1所述的系统,其中处理器基于来自肺部组织的光的反射模式利用预测性算法来执行光谱分析。
12. 如权利要求1所述的系统,其中光源和受光器集成到共焦成像设备或光学相干断层扫描设备中。
13. 如权利要求1所述的系统,其中处理器还被配置为确定EM传感器与受光器之间的偏移量。
14. 如权利要求13所述的系统,其中可视图像与3D模型的集成是基于所述偏移量的。
15. 如权利要求1所述的系统,还包括位于患者上并被配置为辨别患者的呼吸模式的多个参考传感器。
16. 如权利要求15所述的系统,还包括被配置为通过基于呼吸模式补偿病人的呼吸来识别EM传感器的位置的跟踪设备。
17. 如权利要求1所述的系统,其中所生成的可视图像被选择性地融合,以与3D模型一

起创建复合图像数据集。

18. 如权利要求1所述的系统,其中所发射的光波长在从400纳米至700纳米的范围内。

## 用于基于光的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基于光的肺部可视化的系统和方法。更具体而言,本公开内容涉及将肺部气道的基于光的可视图像增强到由其它成像模态获得的图像并且识别肺部组织的类型的系统和方法。

### 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,存在对被治疗的区域的更大分辨率的持续期望。因此,存在对于提供更大分辨率并且在操作中临床高效的成像模态的持续的需求。

### 发明内容

[0004] 在一方面,本公开内容的特征是用用于肺部的基于光的询问的系统。该系统包括存储器、电磁(EM)板、延长的工作通道(EWC)、EM传感器、光源、受光器,以及处理器。存储器存储管腔网络的3D模型和管腔网络的通路计划,并且EM板被配置为生成EM场。EWC根据通路计划朝目标导航患者的管腔网络,并且EM传感器从EWC的远端向远侧延伸并且被配置为感测EM场。光源位于EWC处或EWC周围并且被配置为发射光,并且受光器位于EWC处或EWC周围并且被配置为感测从管腔网络的气道反射的光。处理器被配置为将反射的光转换成基于光的数据并且被配置为识别组织的类型或密度、识别一个或多个血管的存在、生成可视图像、或者集成基于光的数据与3D模型。

[0005] 在一方面,该系统还包括被配置为显示集成的基于光的数据与3D模型的显示设备。显示器还被配置为基于EM传感器的位置显示状态。该状态可以指示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,以及对目标的治疗是否完成。所生成的图像示出管腔网络的内部。

[0006] 在一方面,所生成的可视图像的分辨率比3D模型的分辨率更精细。

[0007] 在另一方面,光源和受光器位于EWC的远端处或位于EWC的远端的周围。

[0008] 在另一方面,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。

[0009] 在另一方面,处理器还被配置为基于该基于光的数据确定治疗设备是否在目标

处。

[0010] 在还有另一方面,处理器还被配置为基于目标的密度确定治疗的充分性,其中目标的密度是根据基于光的数据的。

[0011] 在还有另一方面,处理器还被配置为基于利用荧光染料染色的目标的荧光色的变化确定治疗的充分性。

[0012] 在还有另一方面,处理器基于肺部组织的反射模式利用预测性算法执行光谱分析。

[0013] 在另一方面,光源和受光器集成到共焦成像设备或光学相干断层扫描设备中。

[0014] 在另一方面,处理器还被配置为确定EM传感器与受光器之间的偏移量。基于光的数据与3D模型的集成是基于该偏移量的。

[0015] 在另一方面,系统还包括位于患者上并被配置为辨别患者的呼吸模式的多个参考传感器。该系统还包括被配置为通过基于呼吸模式补偿病人的呼吸来识别EM传感器的位置的跟踪设备。

[0016] 在另一方面,所生成的图像被选择性地融合,以与3D模型一起创建复合图像数据集。

[0017] 在还有另一方面,所发射的光波长在从400纳米至700纳米的范围内。

[0018] 在还有另一方面,光源是发光二极管(LED)、激光、白炽灯泡或荧光灯泡。

[0019] 在不背离本公开内容的范围的情况下,可以组合本公开内容的任何上述方面和实施例。

## 附图说明

[0020] 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:

[0021] 图1是根据本公开内容的实施例、用于基于光的肺部可视化的系统的透视图;

[0022] 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;

[0023] 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;

[0024] 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;

[0025] 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;

[0026] 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;

[0027] 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;

[0028] 图4D是图4C的所指示细节区域的放大细节视图;

[0029] 图5A是示出肺部组织的反射模式的图;

[0030] 图5B是示出正常肺部组织和恶性肺部组织的反射模式的图;

[0031] 图6A是根据本公开内容的实施例、用于利用光可视化肺部的方法的流程图;

[0032] 图6B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

[0033] 图6C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

[0034] 本公开内容涉及用于利用基于光的成像模态可视化肺部的气道的系统和方法,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。基于光的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,基于光的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。虽然本公开内容将就特定的说明性实施例进行描述,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。

[0035] 图1示出了电磁导航 (EMN) 系统100,其被配置为利用基于光的图像数据增强CT、MRI或荧光镜图像,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EMN系统可以是目前由Covidien LP公司出售的ELECTROMAGNETIC NAVIGATION **BRONCHOSCOPY**<sup>®</sup> 系统。EMN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。

[0036] 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。

[0037] 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。EMN系统100还可以包括多个计算设备,其中这多个计算设备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。

[0038] 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。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。

[0039] 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例子可以是目前由Covidien LP公司出售的**ILOGIC**<sup>®</sup>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。

[0040] 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。

[0041] 这些过程和通路计划模块的细节可以在于2014年8月11日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。

[0042] 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是由Covidien LP公司出售的**ILOGIC**<sup>®</sup> 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3D模型得出的2D图像。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。

[0043] 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的末端的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。

[0044] 在实施例中, EM板140可以被配置为与位于患者150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随着胸部向上移动, 而当患者150呼气时, 参考传感器170随着胸部向下移动。患者150的胸部在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的位置可以与肺的3D模型同步。一旦患者150被配准到3D模型, EWC230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。

[0045] 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<sup>®</sup>**规程套件和EDGE<sup>™</sup>规程套件营销和销售。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中做出了对导管引导组件的更详细描述,这两个专利文件的全部内容通过引用被结合于此。

[0046] 图2B是图2A的EWC 230的远端250的放大图。光源255位于EWC 230的远端250。EM传感器265位于LG 220的远侧尖端260上,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。

[0047] 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265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场的坐标系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。

[0048] 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的。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。

[0049] 一种这样的成像模态在图2B中示出,其中光源255和受光器257在EWC 230上远端附近绘出。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,光源255和受光器257也可以在LG 220上形成,或者一个以上的每种光源和受光器可以被采用。光源255向气道发射可见光,并且受光器257接收从气道的组织反射和/或散射的可见光。一般而言,可见光包括从400纳米(nm)至700nm范围的电磁波。

[0050] 光源255可以是光纤(未示出)的远端,该光纤在其近端连接到发光二极管(LED)、



白炽灯泡、荧光灯泡、或生成可见光的任何合适的源。类似地,受光器267可以是光纤的远端,该光纤连接到驻留在计算设备120上的成像硬件和软件。成像硬件可以包括光伏电池、光敏电阻、光电二极管、光电晶体管、色耦电荷、共焦迷你探针、或适于检测具有光波长在400nm至700nm范围内的任何设备。光纤可以位于EWC 230内、附连到EWC 230的外部、或放在EWC 230的内腔中。

[0051] 不同类型的肺部组织在特定频率具有不同的可见光吸收、散射和反射模式。这些模式可以在使用预测算法识别组织的类型的光谱分析中使用。这些模式也可以被用来识别组织的密度、组织的疾病状态以及治疗的充分性,并用来确定受光器267是否位于待治疗的目标处。白光可以被用于光谱分析,因为白光包括所有可见范围内的光。在一方面,基于光的成像模态可以是光学相干断层扫描。在实施例,光源265和受光器267可以在EWC 230周围形成,并且生成支气管树的气道的径向视图并生成气道的光学图。

[0052] 图5A示出了支气管粘膜的反射率光谱500。纵轴表示在从0到1.5范围内无单位的归一化的反射率,并且横轴表示在从400nm至900nm范围内的波长。在反射率光谱信号图510中存在倾角520,其在600nm附近,因为血液中的血红蛋白在那个频率吸收光。反射率光谱信号图510可以示出正常支气管粘膜的反射模式或吸收模式。

[0053] 图5B示出了用于正常支气管粘膜和恶性支气管粘膜的另一反射率光谱信号图550的例子。如图5A中所描述的,纵轴表示无单位的反射率模式,并且横轴表示在从300nm至1000nm范围内的波长。反射率光谱信号图560示出了正常粘膜的反射率模式,并且反射率光谱信号图570示出了恶性粘膜的反射率模式。如在图5B中显而易见的,恶性粘膜在600nm附近具有比正常粘膜更陡的倾角580。它证明恶性粘膜具有更多的血液量,从而导致病灶处更多的血红蛋白,血红蛋白在那个频率吸收更多的光并反射更少的光。

[0054] 基于血液含量,当白光被光源255发射时,正常粘膜和恶性粘膜具有不同的反射率光谱模式。但是,反射率光谱的这些模式不是人眼能容易识别的。因此,当受光器257检测到反射光时,计算设备120对该反射光执行光谱分析、识别组织的类型或密度、和/或确定该组织是否是恶性的。计算设备120可以利用光谱数据增强3D模型或从其得出的2D图像。

[0055] 在本公开内容的一方面,荧光可以被用来利用可见光通过光谱识别目标。当通过CT或MRI扫描识别了目标时,目标可以通过使用荧光或自动荧光染料进行染色。在荧光染料的情况下,当光源255向荧光染色的病灶发射光时,荧光染料辐射特定的频率响应,该响应可以在受光器257被接收并被检测为与其它未染色肺部组织的响应不同。类似地,但无需光源255,自动荧光染料持续地发射在特定频率的信号,并且这些发射可以被受光器257接收和检测。在这两种情况下,响应可以被处理并在计算设备120的显示器上显示,从而允许目标的可视化,而无需光谱分析。

[0056] 在实施例,当执行治疗以治疗支气管树的异常组织时,荧光颜色可以随着治疗而改变。换句话说,当治疗完成时,荧光颜色可能消失或改变成预定颜色。因此,通过检查目标的荧光颜色,临床医生可以确定对目标的治疗是完成还是要进行另一次治疗。一般而言,当治疗已经被执行时,需要执行另一组CT或MRI扫描,以检查治疗的水平。但是,由于受光器257结合光检测硬件和软件能够检查异常组织的荧光颜色,因此可以在现场而无需执行另一次CT扫描来检查治疗的水平。

[0057] 如图2B中所示,光源255和受光器257与EM传感器265隔开距离 $D_{OFF}$ 。这个距离( $D_{OFF}$ )

可以被编码到导航和规程软件中,或被临床医生测量和设置,或被光源255和EM传感器265感测。计算设备120使用该距离( $D_{OFF}$ )调整可见光数据图像到3D模型或从其得出的2D图像中的结合。例如,当EM传感器265位于LG 220的远侧末端260并且受光器257位于EWC 230的远端250或与其外接(circumscribing),并且彼此隔开1cm时,可见光数据按3D模型的坐标系中的距离被偏移并集成到3D模型或从其得出的2D图像中,该距离对应于EM场的坐标系中的1cm。

[0058] 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受光器257生成的可见光图像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。通过可视地查看从治疗工具周围的组织反射和/或散射的由受光器257接收的光数据,或者通过比较目标的光谱图像与正常或患病组织的光谱图像,光源255和受光器257可以被用来确认治疗工具是否在目标处。

[0059] 呼吸困难的一些原因与气道中的粘液和/异物有关。由受光器257感测的可见光数据可以显示气道中的粘液和异物。因此,当在沿着通路计划行进到目标的时候发现这些时,诸如抽吸工具的治疗工具被用来去除肺部气道中粘液或异物。

[0060] 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,以标记目标的位置。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<sup>®</sup>**。在荧光染料标记的情况下,如上所述,在受光器257处接收到的光数据可以用于确定治疗的充分性,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。

[0061] 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。

[0062] 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,左或右主支气管342被划分。二级支气管344也在主支气管的下端划分。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,三级支气管346在二级支气管344的下端划分并且终末细支气管348在三级支气管346的下端划分。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。

[0063] 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,在具有光源255和受光器257的EWC 230沿着肺部的管腔网

络朝另一目标导航时,目标仍然可以通过如本文所述基于光的询问方法来检测。基于光的数据在检测和识别患者体内目标的位置时提供更大的特异性和更高的精度。根据至少一种实施例,光源255和受光器257与EWC 230外接并且被用来通过沿上述通路计划并沿该通路捕获基于光的数据来进一步细化肺部的图像数据。这种基于光的数据可被配准到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,这种基于光的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。

[0064] 此外,当受光器257捕获基于光的图像数据时,数据被无线地或经由有线连接传送到计算设备120。通过基于光的技术捕获的图像数据还没有容易地被临床医生查看。计算设备120处理基于光的图像并将其转换为与临床医生可以利用其识别组织的类型、诊断疾病状态或确定治疗水平的图像。

[0065] 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。

[0066] 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。标号412表示气道内肿胀的平滑肌、粘液或异物。如上所述,基于光的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,使得异物、粘液或肿胀的平滑肌可以被可视地看到或者甚至平滑肌405上的薄神经410和静脉415也可以被检测和识别。

[0067] 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。

[0068] 图6A是用于利用可见光技术可视化肺部组织的方法600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600在步骤605开始。

[0069] 在步骤610中,EM场由如图1中所示的EM板140的EM场生成设备145生成。在步骤615中,EM传感器265、光源255和受光器257经由自然孔口或切口插入肺部。在一方面,EM传感器265和光源255和受光器257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,并且光源255和受光器257可以位于EWC230的远端250处或在其周围,或者反过来。

[0070] 在步骤620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。一旦位置被计算出,计算设备120就比较EM传感器265的位置与3D模型或者从其得出的2D图像以及通路计划。在一方面,EM传感器265的位置可以在发送到计算设备120之前根据患者的呼吸模式进行补偿,其中呼吸模式可以由跟踪设备160和参考传感器170检测。因此,在患者吸气或呼气时EM传感器265的位置可以不在3D模型的坐标系中改变。

[0071] 在步骤625中,EM传感器265的位置与3D模型和从其得出的2D图像同步。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。

[0072] 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630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模型和从其得出的2D图像的同步或配准。

[0073] 在步骤635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640中,确定EM传感器265是否已到达目标。如果确定EM传感器265还没有到达目标,则导航步骤635一直继续,直至沿通路计划到达目标为止。

[0074] 在实施例,当在步骤640中确定到达目标时,步骤645可以被执行,以利用本文所述的基于光的技术询问目标,以确认其位置。此外,询问可以在治疗后被用来确保治疗的充分性。步骤645在下面6C中进一步详细描述。

[0075] 图6B示出了导航到目标的详细步骤,图6A的方法600的步骤635。在步骤650中,可见光从光源255发射,并在受光器257被接收,同时EWC 230的远端沿通路计划导航到目标。在步骤655中,受光器257接收从肺的气道反射的可见光并将其发送到计算设备120,计算设备120又在步骤660中利用预测性算法对反射的可见光执行光谱分析。反射的光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,以确定肺部组织的密度或类型和/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,或者气道中的粘液或异物)。

[0076] 在步骤665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670,新目标被识别并配准到3D模型,用于以后治疗。在步骤675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635返回到步骤665,以检查是否存在另一新目标。

[0077] 当在步骤665中确定不存在新目标时,计算设备120可以基于处理后的反射光生成图像。由于可见光的大部分波长是从肺部组织的气道的内表面反射的,因此所生成的图像示出支气管树的内部。所生成的图像还示出驻留在支气管树内部的患病的细胞或癌细胞、粘液或异物。在一方面,当治疗设备为了治疗目的而穿透目标时,所生成的图像可以示出治疗设备是否在目标处。

[0078] 在步骤685中,基于EM传感器265的位置以及EM传感器265与光源255和受光器257之间的偏移距离 $D_{OFF}$ ,所生成的图像被集成到3D模型或从其得出的2D图像中。在实施例,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,所生成的可见图像)代替CT扫描图像的较低分辨率部分,基于光的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690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650-690被重复,直到到达目标为止,如图6A的方法600中所示。

[0079] 在实施例,利用如本文所述基于光的技术的可视化或询问可以被用来确定治疗的充分性。一般而言,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。在实施例6中,结合荧光染料的使用,基于光的询问可以被用来确定治疗水平,其中荧光染料在充分的治疗后或者改变颜色或者消失。图6C示出了用于检查治疗的充分性的方法的流程图。在步骤705中,诸如消融导管的治疗设备在除去LG 220及EM传感器265之后被插入EWC 230。在步骤710中,通过如上所述询问组织,确定治疗设备是否在目标处。

[0080] 当确定治疗设备不在目标处时,在步骤715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710中,治疗设备的位置再次被检查。当在步骤710中确定治疗设备位于目标处时,治疗设备对目标进行治疗。

[0081] 在另一实施例中,与图6C的步骤705-715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,光源255和受光器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。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。

[0082] 在步骤720中,治疗设备对目标进行治疗。在治疗应用之后,光源255发射可见光以询问目标,并且受光器257接收反射的可见光,以便在步骤725中确定目标的属性(例如,尺寸、颜色、等等)并且在步骤730中比较属性与阈值。在这里,阈值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。

[0083] 当确定目标的颜色不等于预定颜色并且目标的密度大于预定密度时,计算设备120在步骤735中通过在显示屏幕上显示这种通知来通知临床医生不完全的治疗。预定密度可以基于正常组织的密度来预定。然后,方法645返回到步骤720,进行再一次治疗。这些步骤720-735重复,直到治疗完成为止。

[0084] 在步骤730中,当在使用荧光染料的情况下确定被治疗的目标的颜色已经达到期望的颜色变化时,或者当确定目标的密度小于或等于预定密度时,计算设备120在步骤740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645结束。

[0085] 在实施例6中,步骤730可以确定气道是否变得充分大。一般而言,哮喘是由窄气道引起的。气道由于粘液、异物或肿胀的平滑组织而变得狭窄、堵塞或受限制。治疗可以通过去除粘液或异物,或者减轻肿胀的平滑组织来扩大气道。在这种实施例中,气道的尺寸与治疗前气道的尺寸进行比较。可以类似地应用检查的其它步骤。

[0086] 在另一实施例中,监视设备130和/或计算设备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。状态可以指示导管引导组件110的EWC 230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。

[0087] 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、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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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。

[0092] 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。

[0093] 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。

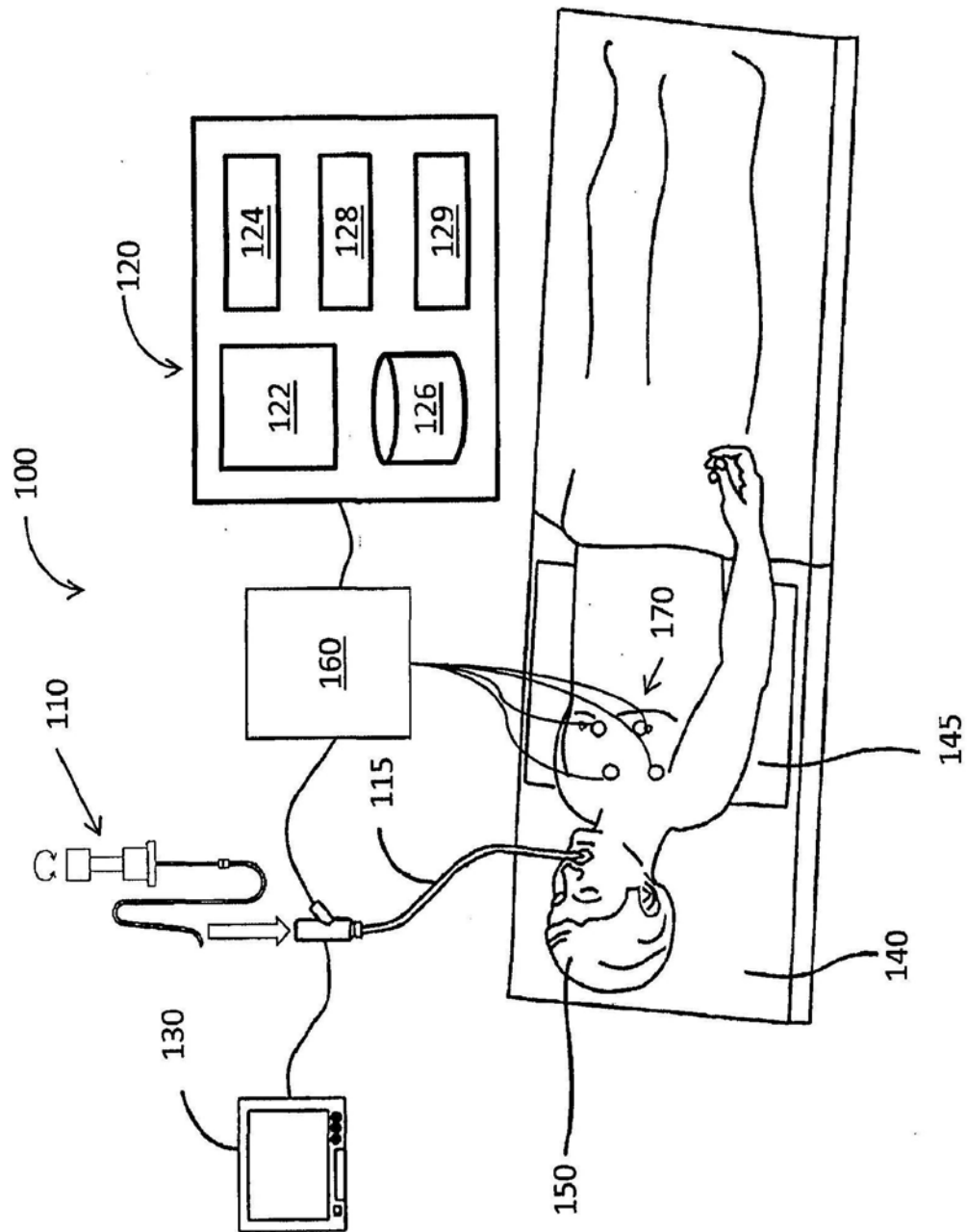


图1

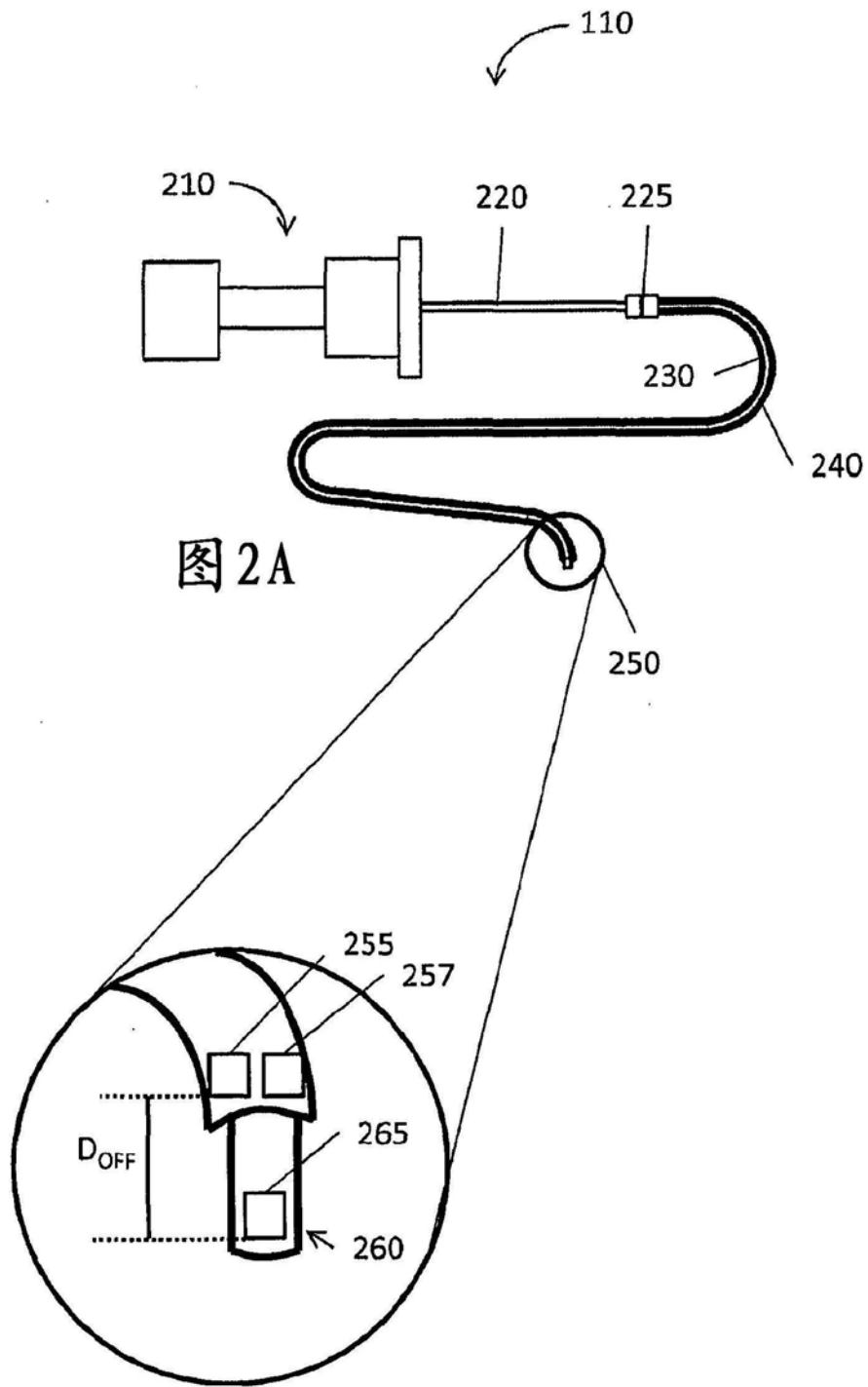


图 2B



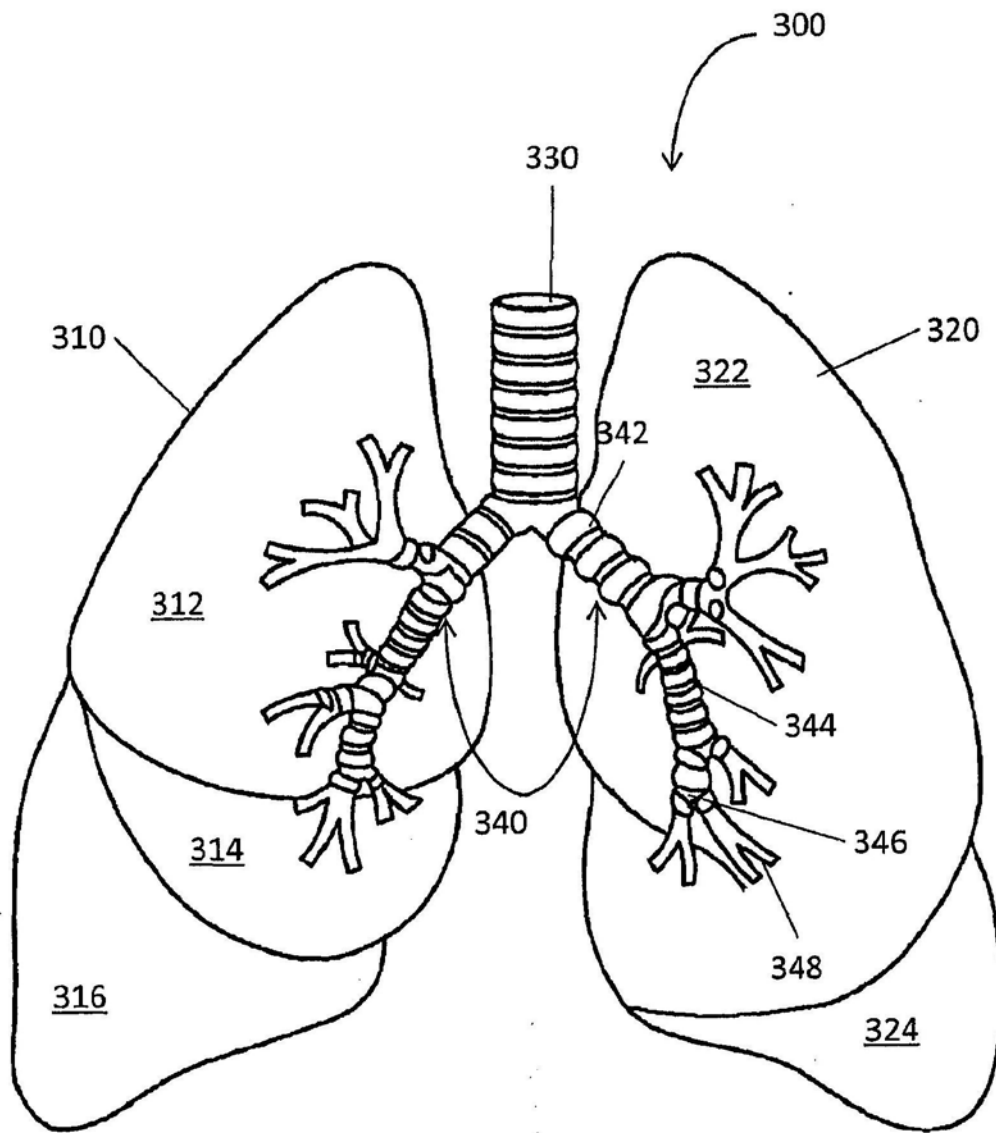


图3

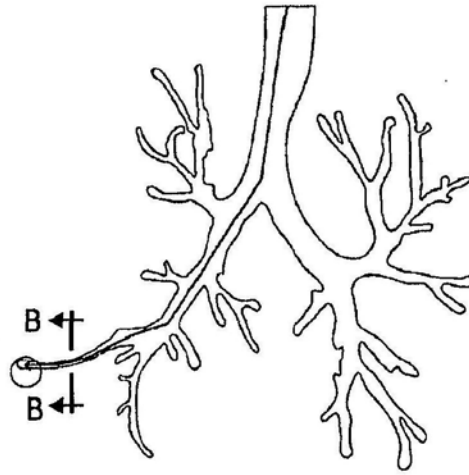


图4A

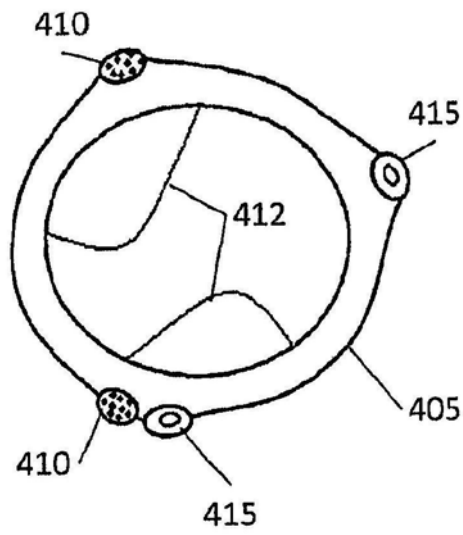


图4B

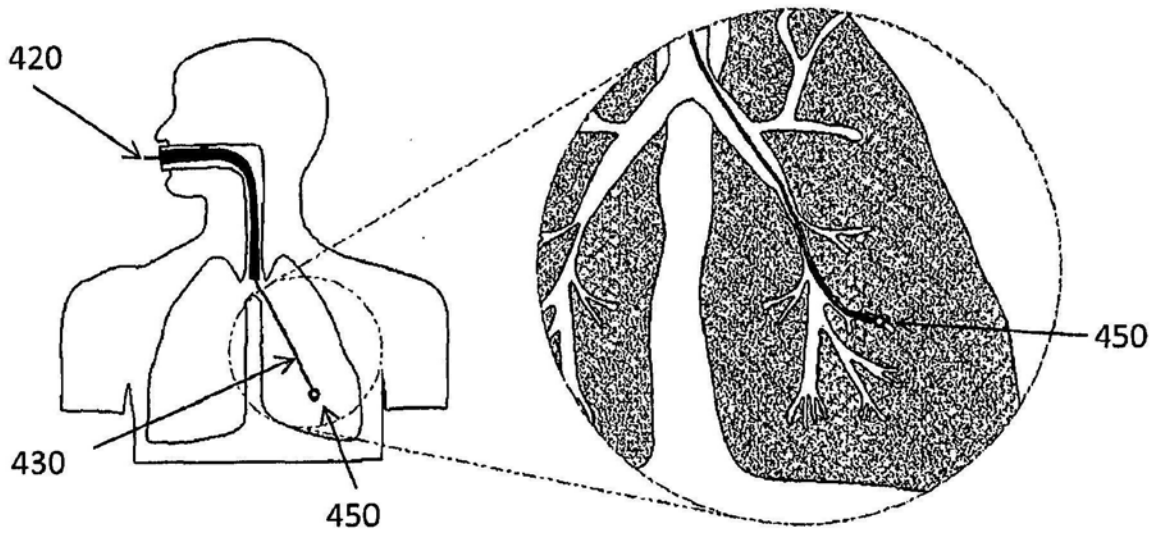


图 4C

图 4D

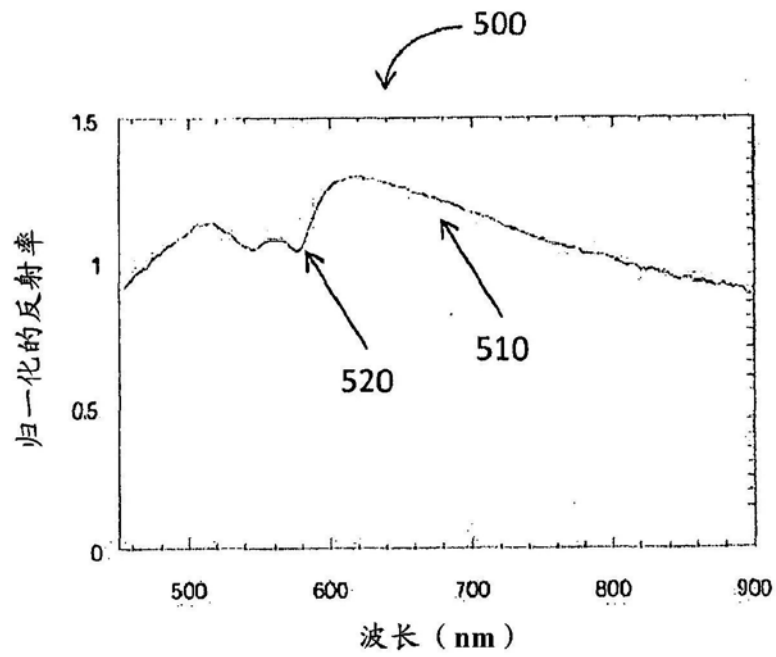


图5A

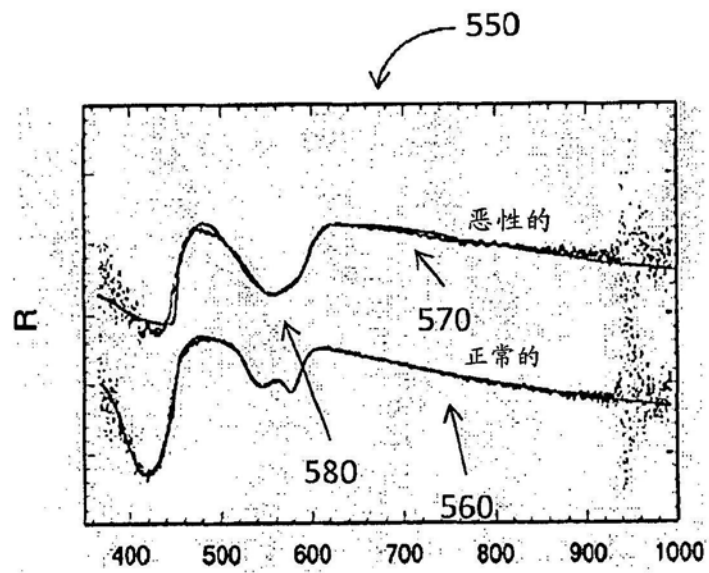


图5B

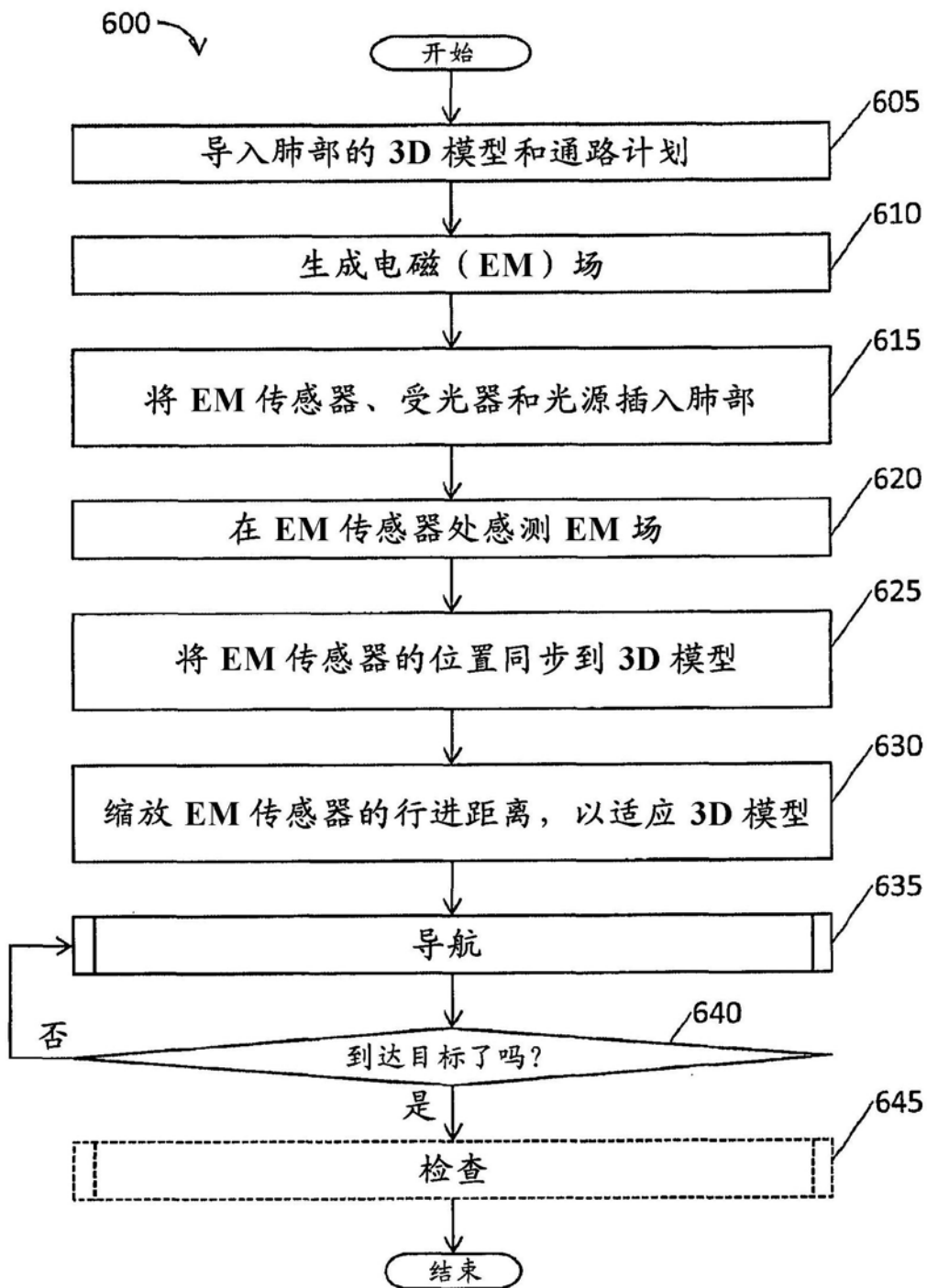


图6A

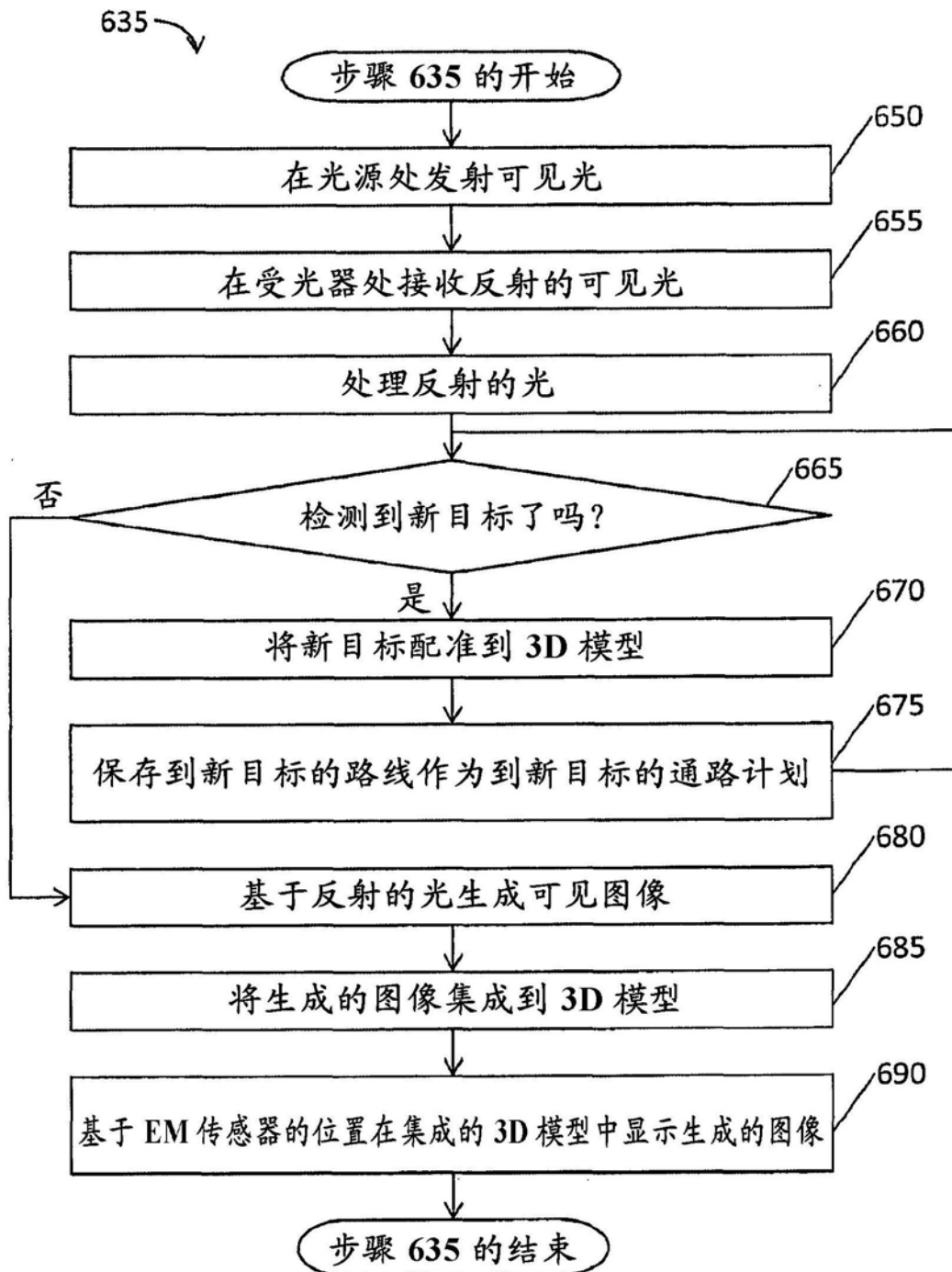


图6B

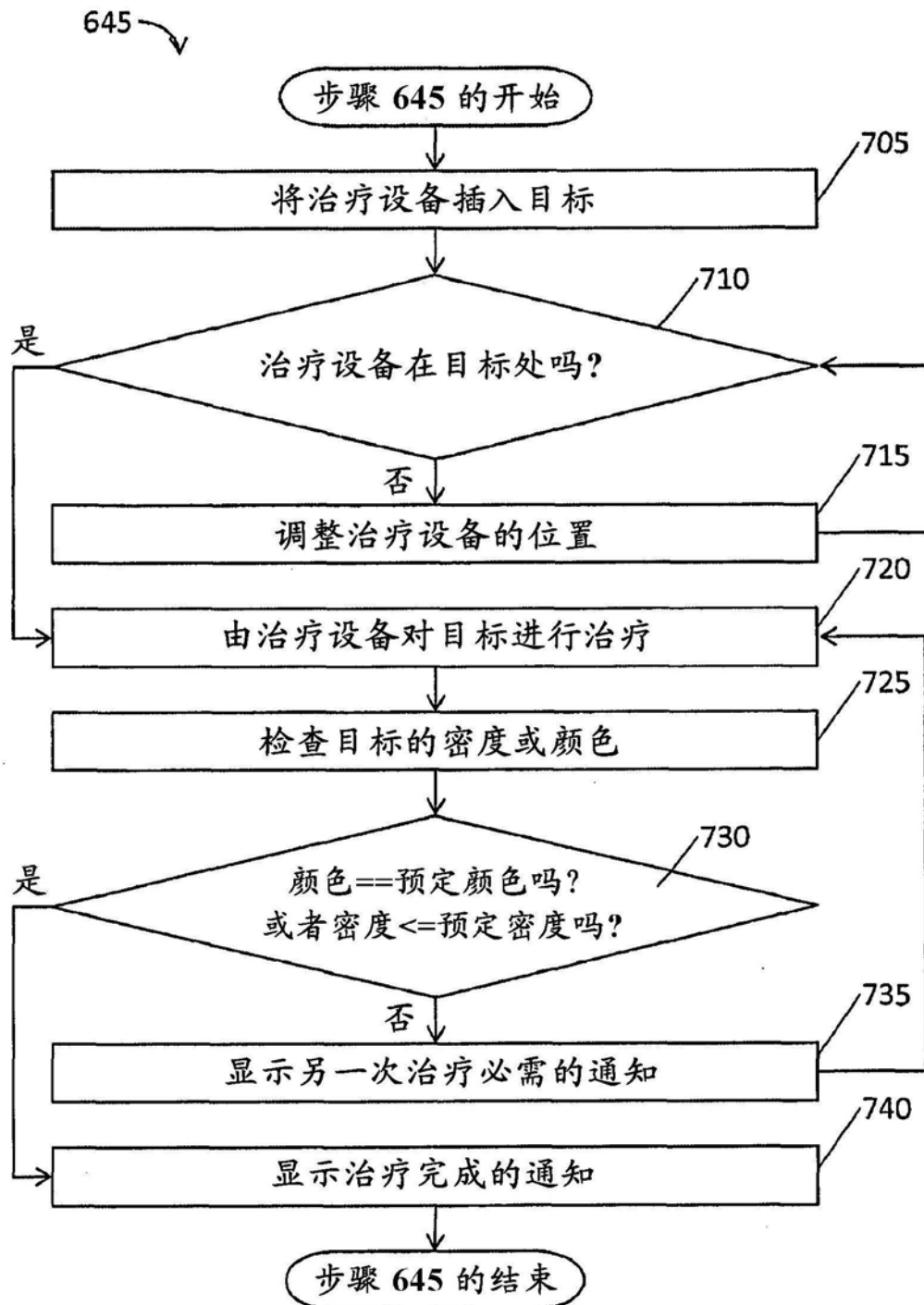


图6C