



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107427204 A

(43)申请公布日 2017. 12. 01

(21)申请号 201580043052.X

(22)申请日 2015.07.02

(30)优先权数据

62/020,220 2014.07.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.02.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/038993 2015.07.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/004310 EN 2016.01.07

(71)申请人 柯惠有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72)发明人 A·E·布朗 E·D·兰驰马诺维奇

E·克莱因 O·P·维加藤

A·Y·涅波姆尼亚希

(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 胡海滔

(51)Int.Cl.

A61B 1/267(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 6/03(2006.01)

权利要求书1页 说明书8页 附图10页

(54)发明名称

实时自动配准反馈

(57)摘要

公开了一种利用实时反馈将管腔网络配准至所述管腔网络的三维模型的方法,包括根据所述管腔网络生成所述管腔网络的三维模型、在所述管腔网络附近产生电磁场、将一位置传感器插入所述电磁场中、追踪所述传感器在所述管腔网络内部的位置、利用位于所述管腔网络外的传感器来比较所追踪到的所述传感器的位置和三维模型的表示开口空间的那部分的位置并且在用户界面上呈现其中所述管腔网络的已经充分地 被所述传感器横贯的那部分以将所述管腔网络的部分配准至所述三维模型的指示。

1. 一种将管腔网络配准至所述管腔网络的三维模型的方法,包括:
根据所述管腔网络的图像生成管腔网络的三维模型;
在所述管腔网络附近产生电磁场;
将位置传感器插入所述电磁场中;
追踪所述位置传感器在所述管腔网络内部的位置;
将所述位置传感器的所追踪的位置与所述管腔网络外的传感器和所述三维模型的表示开口空间的部分进行比较;和
在用户界面上呈现所述管腔网络的哪部分已经被所述位置传感器完全横贯的指示,以将所述管腔网络的该部分配准至三维模型。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:将所述位置传感器插入可定位的导引件中。
3. 根据权利要求2所述的方法,还包括:将所述位置传感器和所述可定位的导引件插入支气管镜中。
4. 根据权利要求3所述的方法,还包括:将所述支气管镜插入所述管腔网络中,其中所述管腔网络是病人的气道。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述用户界面显示所述气道的模型。
6. 根据权利要求4所述的方法,还包括:在所述用户界面上呈现出支气管镜的实况图像。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中所述支气管镜的实况图像描绘了当所述位置传感器横贯所述管腔网络时的所述位置传感器。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述用户界面使得用户能够终止配准。
9. 根据权利要求1所述的方法,还包括:检验所述管腔网络至所述三维模型的配准。
10. 根据权利要求9所述的方法,还包括,在所述用户界面上呈现所述三维模型的二维切片。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中所述二维切片显示所述位置传感器的位置。
12. 根据权利要求11所述的方法,还包括移动所述位置传感器,其中所述位置传感器的移动导致呈现出所述管腔网络在所述位置传感器已经移到的位置处的二维切片。
13. 根据权利要求12所述的方法,其中当在所述位置传感器移动时所述位置传感器基本上保持在所述管腔网络的识别出的边界内时确定配准。
14. 根据权利要求1所述的方法,还包括:当所述位置传感器横贯所述管腔网络时在所述用户界面上呈现三维模型和所述位置传感器的位置。
15. 根据权利要求14所述的方法,其中呈现在配准期间所述位置传感器的位置。
16. 根据权利要求14所述的方法,其中呈现在过程期间的所述位置传感器的位置。
17. 根据权利要求14所述的方法,其中如果确定所述位置传感器的足够的受检测位置在所述三维模型外,则所述用户界面使用户能够返回至配准。

实时自动配准反馈

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2014年7月2日申请的美国临时专利申请序号No.62/020,220的权益和优先权,其整个内容通过引用被结合到本文中。

[0003] 背景

技术领域

[0004] 本发明涉及支气管配准,并且更具体地涉及用于使支气管树模型与病人的真实支气管树自动配准的装置、系统和方法。

背景技术

[0005] 用于检查病人的气道的通用装置是支气管镜。一般地,支气管镜通过病人的鼻子或者嘴被插入病人的气道中并且可以延伸到病人的肺脏中。典型的支气管镜包括:具有用于照亮支气管镜末端远侧区域的照明组件的细长柔性管、用于提供来自所述支气管镜末端的视频图像的成像组件、和可以插入器械(例如,诸如活检工具的诊断器械、治疗器械)的工作通道。

[0006] 然而,支气管镜由于其大小而受限可通过气道前进多远。在支气管镜太大而不能到达肺脏深处的目标位置的情况下,医师可利用诸如荧光镜检查的某些实时成像模式。荧光镜图像虽然有用,但存在某些导航缺陷,原因在于其常常难以区分管腔通路与实体组织。此外,由荧光镜产生的图像是两维的,而在病人的气道中导航需要以三维操纵的能力。

[0007] 为了解决这个问题,已经开发出了多种系统,其一般从多个计算机断层扫描(CT)图像能够发展出气道或者其他管腔网络的三维模型。已经开发出了一种所述系统作为**ILOGIC®ELECTROMAGNETIC NAVIGATION BRONCHOSCOPY® (ENB™)**的一部分,该系统目前由Covidien LP售卖。在由Gilboa于2004年3月29日申请的、名称为“ENDSCOPE STRUCTURES AND TECHNIQUES FOR NAVIGATING TO A TARGET IN BRANCHED STRUCTURE”的共同转让的美国专利US7,233,820中描述了所述系统的细节,其整个内容通过引用结合到本文中。

[0008] 虽然如美国专利US7,233,820中所描述的系统是相当得力的,但是总存在对所述系统的改进和补充的发展需要。

发明内容

[0009] 根据本发明提供的是一种利用实时反馈来使管腔网络与管腔网络的三维模型配准的方法。

[0010] 在本发明的一方面,所述方法包括:基于管腔网络的图像产生管腔网络的三维模型、产生围绕管腔网络的电磁场、将位置传感器插入电磁场中、追踪传感器在管腔网络内的位置、将所述传感器的所追踪的位置与所述管腔网络外的传感器和所述三维模型的表示开口空间的部分进行比较,并且在用户界面上呈现管腔网络的哪部分已被传感器充分横贯的

指示以将管腔网络的该部分配准至三维模型。

[0011] 在本发明的另一方面,方法还包括将传感器插入可定位的导引器中。

[0012] 在本发明的再一方面,方法还包括将传感器和可定位的导引器插入支气管镜中。

[0013] 在本发明的又再一方面,方法还包括将支气管镜插入管腔网络中,其中所述管腔网络是病人的气道。

[0014] 在本发明的再一方面,用户界面显示气道的模型。

[0015] 在本发明的再一方面,方法还包括在用户界面上呈现出支气管镜的实况图像。

[0016] 在本发明的另一方面,支气管镜的实况图像描绘了当传感器横穿管腔网络时的传感器。

[0017] 在本发明的又一方面,用户界面使得用户能够终止配准。

[0018] 在本发明的另一方面,所述方法还包括检验管腔网络至三维模型的配准。

[0019] 在本发明的又一方面,所述方法还包括在用户界面上呈现三维模型的二维切片。

[0020] 在本发明的另一方面,所述二维切片显示传感器的位置。

[0021] 在本发明的再一方面,方法还包括移动传感器,其中传感器的移动导致呈现出在传感器已经移到的位置处的管腔网络的二维切片。

[0022] 在本发明的又再一方面,当在传感器移动时传感器基本上保持在管腔网络的识别出的边界内时确认配准。

[0023] 在本发明的另一方面,所述方法还包括当所述传感器横穿管腔网络时,在用户界面上呈现三维模型和传感器的位置。

[0024] 在本发明的再一方面,在配准期间呈现传感器的位置。

[0025] 在本发明的又再一方面,在处理期间呈现传感器的位置。

[0026] 在本发明的另一方面,如果确定传感器的足够的受检测位置在三维模型之外,则用户界面使得用户能够返回至配准。

[0027] 在不脱离本发明的范围的情况下本发明的上述方面和实施例中的任何一项可以被组合。

附图说明

[0028] 在下文中参照附图来描述本发明的各个方面和特征,其中:

[0029] 图1是根据本发明的电磁导航系统的透视图;

[0030] 图2是配置成供图1的系统使用的工作站的示意图;

[0031] 图3A和B图示了利用根据本发明所提供的实时反馈将管腔网络配准至管腔网络的三维模型的方法的流程图;

[0032] 图4显示了在开始配准之前的肺脏的检查;

[0033] 图5显示了在已经开始配准之后图4的肺脏的检查;

[0034] 图6显示了图5的肺脏的检查,且起动一个指示器用于气管;

[0035] 图7显示了图6的肺脏的检查,且起动另外的指示器用于肺脏的第一区域;

[0036] 图8显示了图7的肺脏的检查,且起动另外的指示器用于肺脏的第二区域;

[0037] 图9显示了图8的肺脏的检查,且起动另外的指示器对肺脏的第三区域;

[0038] 图10显示了图9的肺脏的检查,且起动另外的指示器用于肺脏的第四区域;

- [0039] 图11显示了根据本发明的实施例展示用于检查配准的三维体积的切片的视图；
- [0040] 图12显示了图11的视图，展示了传感器移动之后用于检查配准的其他切片；和
- [0041] 图13显示了用于根据本发明的实施例检验三维模型中的配准的视图。

具体实施方式

[0042] 本发明涉及用于自动地配准支气管树模型与病人的气道的装置、系统和方法。可以预想到用于生成支气管树模型的多种方法，在由Baker于2013年3月15申请的、全都以“PATHWAY PLANNING SYSTEM AND METHOD”为名的待审美国专利申请第13/838,805号、第13/838,997号和第13/839,224号中充分地描述了其中的一些，所有专利的整个内容通过引用结合到本文中。本发明的配准系统例如通常包括至少一个在电磁场内被追踪位置的传感器。所述定位传感器可被结合到不同种类的工具中，并且能够通过比较所感测到的空间中的位置与病人气道的三维模型内的位置来确定工具在病人气道内的当前位置。所述配准便于将传感器或者工具导航至目标位置和/或便于相对于目标位置操作传感器或者工具。在由Brown等于2014年7月2日申请的、名称为“SYSTEM AND METHOD FOR NAVIGATING WITHIN THE LUNG”的待审美国临时专利申请第62/020,240号中充分地描述了传感器或者工具至目标位置的导航，其整个内容通过引用结合到本文中。

[0043] 在由Brown于2014年7月2日申请的、名称为“METHODS FOR MARKING BIOPSY LOCATION”的待审的美国临时专利申请第62/020,177号；由KEHAT等于2014年7月2日申请的、名称为“INTELLIGENT DISPLAY”的第62/020,238号；由Greenburg于2014年7月2日申请的、名称为“UNIFIED COORDINATE SYSTEM FOR MULTIPLE CT SCANS OF PATIENT LUNGS”的第62/020,242号；由Klein等于2014年7月2日申请的、名称为“ALIGNMENT CT”的第62/020,245号；由Merlet于2014年7月2日申请的、名称为“ALGORITHM FOR FLUOROSCOPIC POSE ESTIMATION”的第62/020,250号；由Lachmanovich等于2014年7月2日申请的、名称为“TRACHEA MARKING”的第62/020,253号；由Markov等于2014年7月2日申请的、名称为“AUTOMATIC DETECTION OF HUMAN LUNG TRACHEA”的第62/020,257号；由Markov等于2014年7月2日申请的、名称为“LUNG AND PLEURA SEGMENTATION”的第62/020,261号；由Lachmanovich等于2014年7月2日申请的、名称为“CONE VIEW-A METHOD OF PROVIDING DISTANCE AND ORIENTATION FEEDBACK WHILE NAVIGATING IN 3D”的第62/020,258号；由Weingarten等于2014年7月2日申请的、名称为“DYNAMIC 3D LUNG MAP VIEW FOR TOOL NAVIGATION INSIDE THE LUNG”的第62/020,262号；和由Dorian Averbuch于2010年5月14日申请的、名称为“AUTOMATIC REGISTRATION TECHNIQUE”的美国专利申请第12/780,678号中描述了本发明的ENB系统的附加特点，所有专利的整个内容通过引用结合到本文中。

[0044] 以下描述了所述装置、结合有所述装置的系统和使用所述装置的方法的详述实施例。然而，这些详述实施例仅仅是公开的实例，其可以多种形式体现。因此，本文所公开的具体结构和功能细节不被解释为限制，而仅作为权利要求的基础和作为允许本领域中的技术人员实际上按任何适当的详述结构多样地应用本发明的样本基础。虽然如下所述的实例性实施例涉及病人气道的支气管镜检查，但是本领域的技术人员将认识到相同或者类似的装置、系统和方法可被用于其他管腔网络，诸如，例如，血管、淋巴和/或肠胃网络。

[0045] 参见图1，根据本发明设置电磁导航(EMN)系统10。一种所述系统是目前由

Covidien LP出售的ELECTROMAGNETIC NAVIGATION**BRONCHOSCOPY**[®]系统。可使用EMN系统10执行的其他任务是将通路布置至靶组织、将定位组件导航至靶组织、将活检工具导航至靶组织以使用所述活检工具从靶组织获取组织样本、以数字方式标记获取组织样本的位置、并且在所述目标处或周围设置一个或多个回声标记。

[0046] EMN系统10通常包括：构造成支撑病人的手术台40；支气管镜50，其构造成通过病人的嘴和/或鼻子插入病人的气道中；监控装置60，其被联接至支气管镜50以用于显示来自支气管镜50的视频图像；追踪系统70，其包括追踪模块72、多个参考传感器74和电磁场产生器76；工作站80，其包括被用于便于通路规划、靶组织识别、导航靶组织和以数字方式标记活检位置的软件和/或硬件。

[0047] 图1还描绘了两种导管导引组件90、100。导管导引组件90、100两者都可与EMN系统10一起使用并且共用许多公共部件。每个导管导引组件90、100包括手柄91，所述手柄被连接至延长的工作通道(EWC) 96。EWC96被定尺寸成用于放置到支气管镜50的工作通道中。操作中，将可定位的导引件(LG) 92(包括电磁(EM)传感器94)插入EWC96中并锁定入位，以使得EM传感器94超过EWC96的远侧末端93延伸出期望的距离。可通过追踪模块72和工作站80导出EM传感器94并且因而EWC96的远端在由电磁场产生器76产生的电磁场内部的位置。导管导引组件90、100具有不同的操作机构，但是各自包含手柄91，所述手柄可通过旋转和压缩来操纵从而操纵LG92的远端93和EWC96。导管导引组件90目前是由Covidien LP以名称**SUPERDIMENSION**[®]手术套件销售的。类似地，导管导引组件100目前是由Covidien LP以名称EDGE[™]手术套件销售的。两种套件均包括手柄91、EWC96和LG92。为更详细地说明导管导引组件90、100，参考了由Ladtkow等于2013年3月15日申请的、名称为“MICROWAVE ABLATION CATHETER AND METHOD OF UTILIZING THE SAME”的共同拥有的美国专利申请第13/836,203号，其整个内容通过引用结合到本文中。

[0048] 如图1中所示，病人显示为躺在手术台40上，且支气管镜50通过病人的嘴插入病人的气道中。支气管镜50包括光源和视频成像系统(未明确地示出)并且被联接至诸如视频显示器的监控装置60，以用于显示来自支气管镜50的视频成像系统的视频图像。

[0049] 包括LG92和EWC96的导管导引组件90、100被配置成通过支气管镜50的工作通道插入病人的气道中(但是导管导引组件90、100可在没有支气管镜50的情况下选择性地使用)。LG92和EWC96可经由锁定机构99相对于彼此选择性地锁定。六个自由度的电磁追踪系统70(例如类似于在美国专利US6,188,355中所公开的和PCT申请W000/10456与W001/67035中所公布的那样，其整个内容通过引用结合到本文中)或者任何其他合适的位置测量系统被用于执行导航，但是其他的构造也是预期到的。追踪系统70被配置成与导管导引组件90、100一起使用，以当EM传感器94与EWC96一起移动通过病人的气道时追踪EM传感器94的位置，如下详细地描述的。

[0050] 如图1中所示，电磁场产生器76被定位在病人下面。电磁场产生器76和多个参考传感器74与追踪模块72相互连接，所述追踪模块导出每个参考传感器74的位置。一个或多个参考传感器74被附接至病人的胸部。参考传感器74的坐标被发送给工作站80，所述工作站包括应用程序81，所述应用程序使用由传感器74收集的数据来计算参考的病人坐标格网。

[0051] 此外，图1中所示的是一种导管式活检工具102，其可在导管导引组件导航至目标和移除LG92后插入导管导引组件90、100中。活检工具102用于从靶组织收集一个或多个组

织样本。如以下所详述的,活检工具102被进一步配置成与追踪系统70一起使用,以便于将活检工具102导航至靶组织、当活检工具相对于靶组织操纵时追踪活检工具102的位置以获得组织样本、和/或标记获得组织样本处的位置。

[0052] 虽然以上关于包含进LG92的EM传感器94详述了导航,但是还预想到,EM传感器94可被嵌入或者结合到活检工具102内部,其中活检工具102可在无需LG92或者无需使用LG92所要求的必要工具更换的情况下用于导航。在2013年11月20日申请的、名称为“DEVICES, SYSTEMS, AND METHODS FOR NAVIGATING A BIOPSY TOOL TO A TARGET LOCATION AND OBTAINING A TISSUE SAMPLE USING THE SAME”的美国临时专利申请第61/906,732号和第61/906,762号两者和于2014年3月14日申请的并且具有相同名称的美国临时专利申请第61/955,407号中描述了多种可用的活检工具,所述每件申请的整个内容通过引用结合到本文中并且可供如本文所描述的EMN系统10使用。

[0053] 在手术规划期间,工作站80利用计算机断层扫描(CT)图像数据生成和观察病人的气道的三维模型,能够识别(自动地,半自动地或者手动地)三维模型上的靶组织,并且允许选择通过病人的气道至靶组织的通路。更具体地,CT扫描被处理并组装到三维体积中,然后被用于生成病人的气道的三维模型。所述三维模型可被呈现在与工作站80相联的显示监视器上,或者按任何其他的合适的方式提供。利用工作站80,三维体积的各个切片和三维模型的视图可被呈现和/或可由医师操纵来便于识别目标并且选择通过病人的气道接近目标的合适通路。所述三维模型还可显示其执行先前活检的位置的标记,包括日期、时间和关于所获得的组织样本的其他识别信息。这些标记也可被选择作为规划通路所通向的目标。一旦选择,则保存导航过程期间供使用的通路。在由Baker于2014年3月15申请的、全部名称为“PATHWAY PLANNING SYSTEM AND METHOD”的美国专利申请序号第13/838,805号;第13/838,997号;和第13/839,224号中描述了合适的通路规划系统和方法的实例,每个专利的整个内容通过引用结合到本文中。

[0054] 在导航期间,当EM传感器94或者活检工具102通过病人的气道前进时,EM传感器94和追踪系统70一起能够追踪EM传感器94和/或活检工具102。

[0055] 现在转到图2,显示了工作站80的系统框图。工作站80可包括存储器202、处理器204、显示器206、网络接口208、输入装置210和/或输出模块212。

[0056] 存储器202包括用于存储数据和/或软件的任何非临时的计算机可读存储介质,所述数据和/或软件可由处理器204执行并且其控制工作站80的操作。在一实施例中,存储器202可包括一个或多个诸如闪速存储器芯片的固态存储装置。备选地或者除了一个或多个固态存储装置之外,存储器202可包括通过大容量存储控制器(未显示)和通信总线(未显示)连接至处理器204的一个或多个海量存储装置。虽然本文包含的计算机可读介质的说明涉及固态存储器,但是本领域的技术人员应该意识到,所述计算机可读存储介质能够是由处理器204访问的任何可利用的介质。也就是说,计算机可读存储介质包括按任何方法或者技术实现的以用于存储诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块或者其他数据的信息的非临时的、易失性和非易失性的、可移除和不可移除的介质。例如,计算机可读存储介质包括RAM、ROM、EPROM、EEPROM、闪速存储器或者其他固态存储技术、CD-ROM、DVD、蓝光光碟或者其他光存储器、磁盒、磁带、磁盘存储器或者其他磁存储器或者任何其他可用于存储所希望的信息并且可由工作站80访问的介质。

[0057] 存储器202可存储应用程序81和/或CT数据214。当由处理器204执行时,应用程序81可使显示器206展示用户界面216。网络接口208可被构造成连接至诸如由有线网络和/或无线网络组成的局域网(LAN)、宽域网(WAN)、无线移动式网络、蓝牙网络和/或国际互联网的网络。输入装置210可是用户可借助来与工作站80相互作用的任何装置,诸如,例如,鼠标、键盘、脚踏开关、触摸屏和/或语音接口件。输出模块212可包括任何连接端口或者总线,诸如,例如,并联端口、串行端口、通用串行总线(USB)或者为本领域技术人员所知的任何其他类似的连接端口。

[0058] 现在参见图3A和3B,显示了用于使三维模型与病人的气道自动配准的实例性方法的流程图。所述配准过程通常涉及医师将EM传感器94导航通过病人肺脏的气道以获得位置数据。然后将所述位置数据与三维模型相比以配准三维模型与病人的气道。更具体地,当LG92移动通过气道时利用电磁场产生器76、参考传感器74和追踪模块72记录与EM传感器94的位置有关的数据。将由该位置数据得到的形状与三维模型的通路的内部几何形状相比,并且例如利用应用程序81根据所述对比结果确定所述形状和三维模型之间的相互位置关系。另外,应用程序81识别出三维模型中的无组织空间(例如,充气的空腔)。应用程序81基于所记录的位置数据以及LG92仍位于病人气道中的无组织空间中的假定,来对准或者配准表示LG92的EM传感器94的位置的图像与三维模型的图像。当LG92导航通过病人的气道时,追踪系统70经由EM传感器94追踪LG92的位置。在病人的气道内追踪LG92的位置允许应用程序81配准支气管树模型与病人的气道。在开始配准之前,医师将导航方案从存储器202、USB装置或者从网络接口208下载到应用程序81中。所述导航方案可需要病人肺脏的全部或者仅一些部位被配准。

[0059] 在步骤302,用户界面216显示指令,用于医师执行配准以经由病人的嘴或者鼻子将支气管镜50插入病人中并且将支气管镜50放置到病人的中段气管。然后,医师将LG92插入EWC96中,并且将其组合插入支气管镜50中,以使得EM传感器94从支气管镜50的远端突出例如10mm。将LG92和EWC96锁定就位以使得其彼此相连地移动。备选地,EM传感器可被嵌入EWC96的远侧末端内并且独立于LG92地操作。

[0060] 这些指令可经由包括肺脏调查进展指示器604和视频馈给606的视图600提供给医师,如图4中所示。肺脏调查进展指示器604可为医师提供如何执行配准的指令。视频馈给606可提供由支气管镜50的视频成像系统捕获的实时视频馈给。当医师准备开始配准时,医师可起动用户界面216中的“开始”按钮602。医师可例如通过利用鼠标或者脚踏板或者通过给予语音指令起动“开始”按钮602。当起动“开始”按钮602时,用户界面216可展示视图700,其处肺脏调查进展指示器604显示病人待配准的肺脏的区域,如图5中所示。病人的肺脏的区域可相当于病人的肺叶并且可包括区域701、702、703、704和/或705。备选地,所述区域可相当于肺脏的其他子区域或者肺脏的特定肺叶。在图5中所示的实施例中,导航方案仅要求4个区域以及气管被配准,因而总共5个区域、而不必须是所有5个肺叶。本领域的技术人员将认识到,所有的五个肺叶的调查提供了更多数据和潜在地更好的配准。但是如以下所述,所述特征不是实现CT图像和从其形成的支气管树模型与病人解剖结构的适当配准所必需的。视图700还包括:医师可在任何时间起动来结束配准过程的数据获取阶段的“已完成”按钮710、和医师可在任何时间起动以便重新开始配准的“重新起动”按钮712。

[0061] 在步骤304,应用程序81确定是否已经起动“已完成”按钮710。如果“已完成”按钮

710已经被起动,则程序进行到步骤316。如果“已完成”按钮710没有被起动,则程序进行到步骤306,其处当医师将EM传感器94导航到病人的肺脏附近时应用程序81获得位置数据。医师可通过病人的气道将EM传感器94导航到病人肺脏的第一区域中。医师在配准过程的数据获取部分期间可选择在任何肺脏区域和按任何顺序获取位置数据。EM传感器94可被向下导航到病人肺脏的第一区域中的气道的多个分支中以获得遍及肺脏区域的位置数据。通过获取遍及肺脏区域的气道的多个分支中的位置数据,应用程序81可生成与三维模型相关的更精确形状。此外,通过获得具有足够深度的位置数据,也就是说,通过将EM传感器94导航到气道中足够深处,可进一步提高形状的精度。例如,应用程序81在确定已经充分调查该区域之前,可能需要将EM传感器94导航到肺脏区域的每个气道通路的第二分叉处,以获得充分的位置数据和穿透深度。医师在调查进展指示器604上从应用程序81接收呈该区域的检验标记形式的反馈,表示已经获得足够的数据和处于足够的穿透深度。

[0062] 当执行数据获取步骤306时,应用程序81可周期性地执行步骤308,其中应用程序81再次确定“已完成”按钮710是否已经被起动。如果“已完成”按钮710已经被起动,则程序进行到步骤316。如果“已完成”按钮710没有被起动,则程序进行到步骤310,其中应用程序81确定是否已经收集到充分的位置数据。该确定可由两个步骤组成。第一,应用程序81可确定是否已经获得足够的数据点来起动配准过程。如果已经获得足够的数据点,则应用程序81可执行确定调查是否已经进入特定区域足够深度的第二步。如果应用程序81确定已经收集到足够的数据并且已经到达足够的调查深度,则用户界面216可将肺脏调查进展指示器604中的检验标记反馈提供给医师,如上所述。例如,应用程序81可要求对于每个肺脏区域获得至少200个数据点和足够的深度。太少的数据点或者数据点集中到肺脏区域中太浅的位置可导致位置数据不足以提供反馈给医师。

[0063] 如果应用程序81确定所获得的位置数据是不充分的,则程序返回至步骤306,在其处获得更多的位置数据。如果应用程序81确定获得的位置数据是足够的,则程序进行到步骤312,其处用户界面216更新视图700以显示反馈指示器801(诸如,“检验标记”符号),表示已经充分地调查了特定的肺脏区域,如图6中所示。图6-10显示了位置数据获取阶段发展时视图700的连续更新,其中,肺脏区域701、702、703、704和/或705中的每一个表示为由反馈指示器801、802、803、804和/或805获得的足够数据。

[0064] 此后,在步骤314,应用程序81再次确定是否已经起动“已完成”按钮710。如果没有起动“已完成”按钮710,则程序返回步骤306。如果已经起动“已完成”按钮710,则程序进行到步骤316,其处应用程序81确定所获得的数据点是否基本上位于相应的三维模型的气道内部。如果所获得的数据点不是基本上位于气道内部,则配准的数据获取阶段是不成功的并且必须重新开始整个过程。如果所获得的数据点基本上位于气道内部,则程序进行到步骤318。

[0065] 在步骤318,应用程序312确定所有的肺脏区域是否已经接收到“检查标记”并且因而已经被充分地调查。如果是,则程序进行到步骤326。如果否,则程序进行到步骤320,其处应用程序81确定已经获得的数据点是否以对于配准足够的散度地通过肺脏区域分布。虽然在优选实施例中,医师将继续获得位置数据直到所有的区域已经接收到“检查标记”,但是可以通过起动“已完成”按钮在任何时间结束配准过程的位置数据捕获阶段,这随后使应用程序81分析所获得的位置数据来确定是否根据所获得的数据点进行配准。

[0066] 如果所获得的数据点未以足够的散度地通过肺脏区域分布,则程序进行到步骤322,其处用户界面216显示错误信息,在程序返回到步骤306之后其向医师显示不充分的数据、不充分的数据散度或者不充分的穿透深度已经导致对于配准不充分的数据收集。如果应用程序81确定所获得的数据点以对于配准足够的散度地通过肺脏区域分布,则程序进行到步骤324,其处用户界面216显示警告医师的信息:即便有可能根据所获得的位置数据执行配准,其不是理想的并且可通过获取额外的位置数据来改善配准。

[0067] 此后,程序进行到步骤326,其处用户界面216给医师展示视图1300以用于如图11中所示的配准验证。视图1300给医师展示了覆盖在当前加载的导航方案的三维体积的显示切片1304上的固定EM传感器指示器1302,例如如图13中所示。所显示的切片1304可围绕EM传感器指示器1302移动,并且当EM传感器94在病人的气道内部的位置变化时可显示三维体积的一个不同切片1304,且EN传感器指示器1302保持固定,如可通过对比图11和图12看到的。虽然图11中显示的切片1304来自于冠状方向,但是医师可通过起动显示棒1310来替代地选择轴向方向或者径向方向中的一个。当医师将EM传感器94通过病人的气道前推时,所显示的切片1304根据EM传感器94相对于配准的三维体积的位置而变化。

[0068] 在步骤328,确定配准是否是可接受的。例如,医师可确定配准是否是可接受的。一旦医师确信配准是可接受的,例如通过确定EM传感器指示器1302存在于所显示的切片1304中时未偏离病人的气道内部来确信,则医师通过起动“接受配准”按钮1306来接受配准。然而,如果医师确定配准是不可接受的,例如,如果EM传感器指示器1302存在于所显示的切片1304中时偏离病人的气道内部,则医师可通过起动“拒绝配准”按钮1308来拒绝配准,并且重复从步骤306开始的配准过程。虽然现在已经由医师完成了配准,但是系统10可继续追踪EM传感器94在病人的气道内部相对于三维体积的位置并且在随后的导航过程期间可继续更新和改善配准。

[0069] 另外,病人的肺脏的配准可在导航之前或者期间进行评估。如图13中所示,应用程序81可展示“评估配准”视图1500,从而为追踪EM传感器94位置的各个位置显示具有指示器1504和1506的三维模型1502。不同形状或者颜色的指示器可显示成在配准期间追踪的位置(即,指示器1504)和在导航期间追踪的位置(即,指示器1506)。通过使用该视图,医师可确定EM94的所有追踪位置位于三维模型的气道内部。如果EM传感器94的追踪位置位于三维模型的气道外,则配准是不完全的或者不正确的,并且可重复。医师可在导航之前或期间的任何时间打开视图1500,并且可通过起动“已完成”按钮1508来关闭视图。

[0070] 虽然在附图中已经示出了本发明的几个实施例,但是不想将所述公开限制于此,实际上想让本发明如所属技术允许的和同样读取的说明书的范围那样宽。因此,以上说明将不会被看作是限制,而仅作为具体实施例的范例。本领域的技术人员将预想到在所附权利要求的范围和精神内的其他修改。

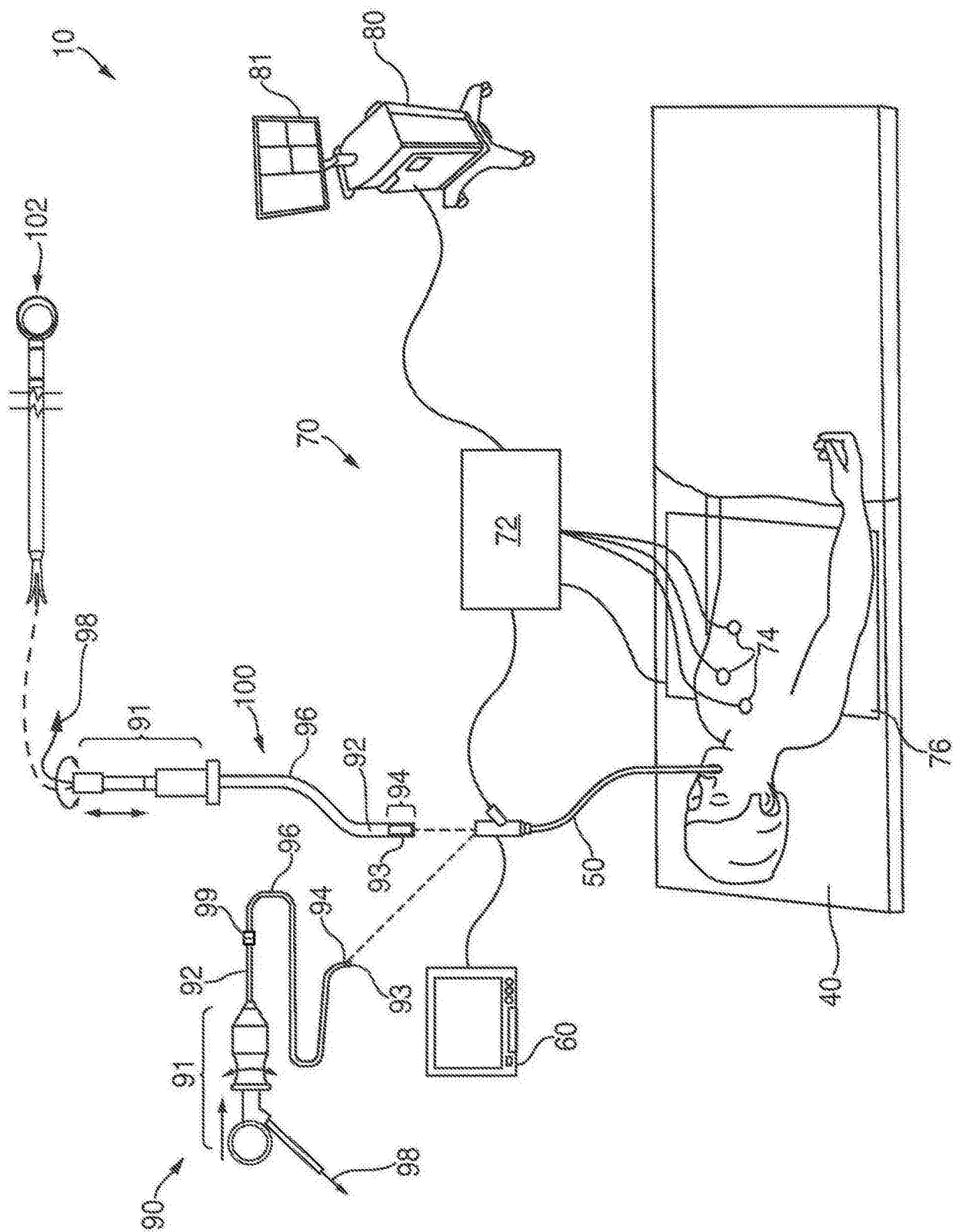


图1

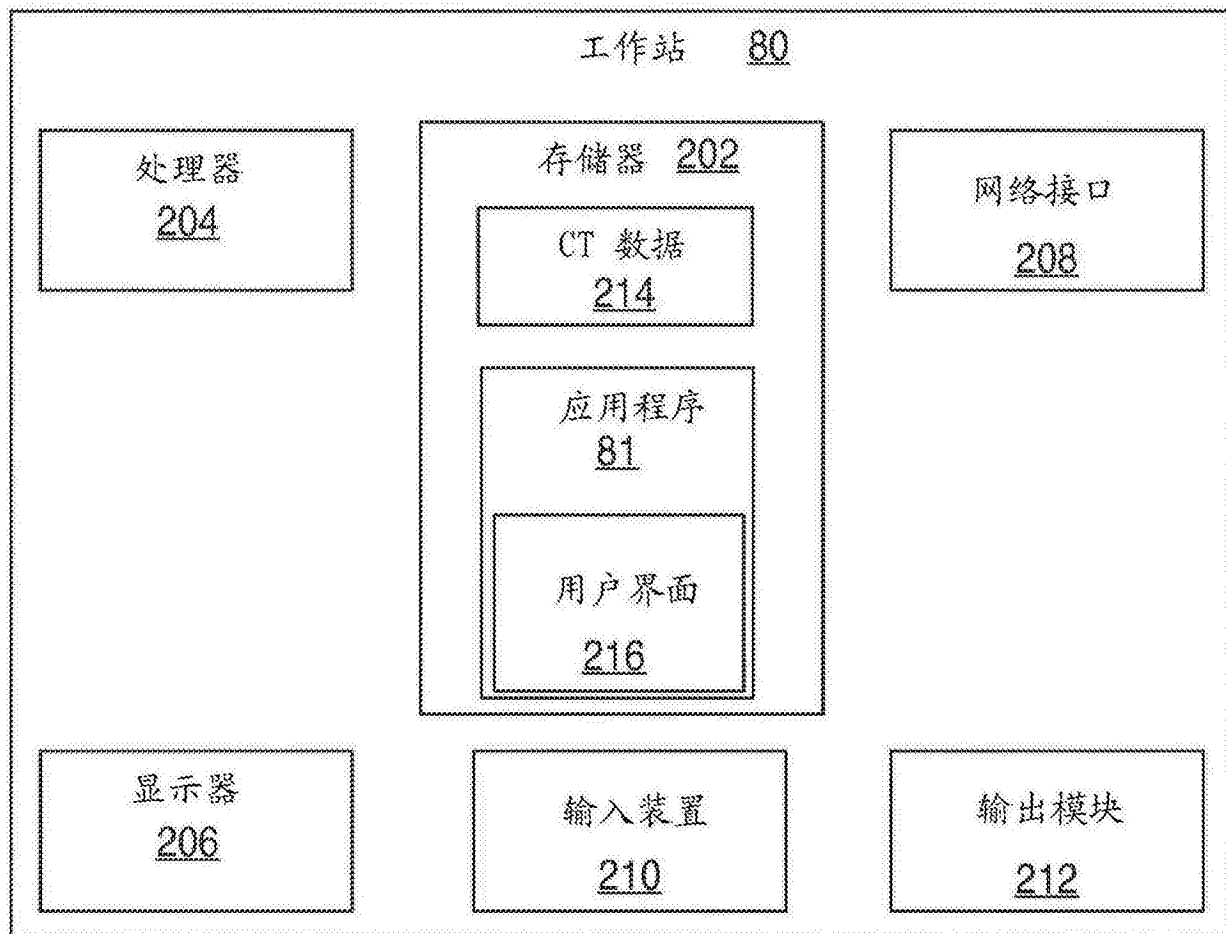


图2

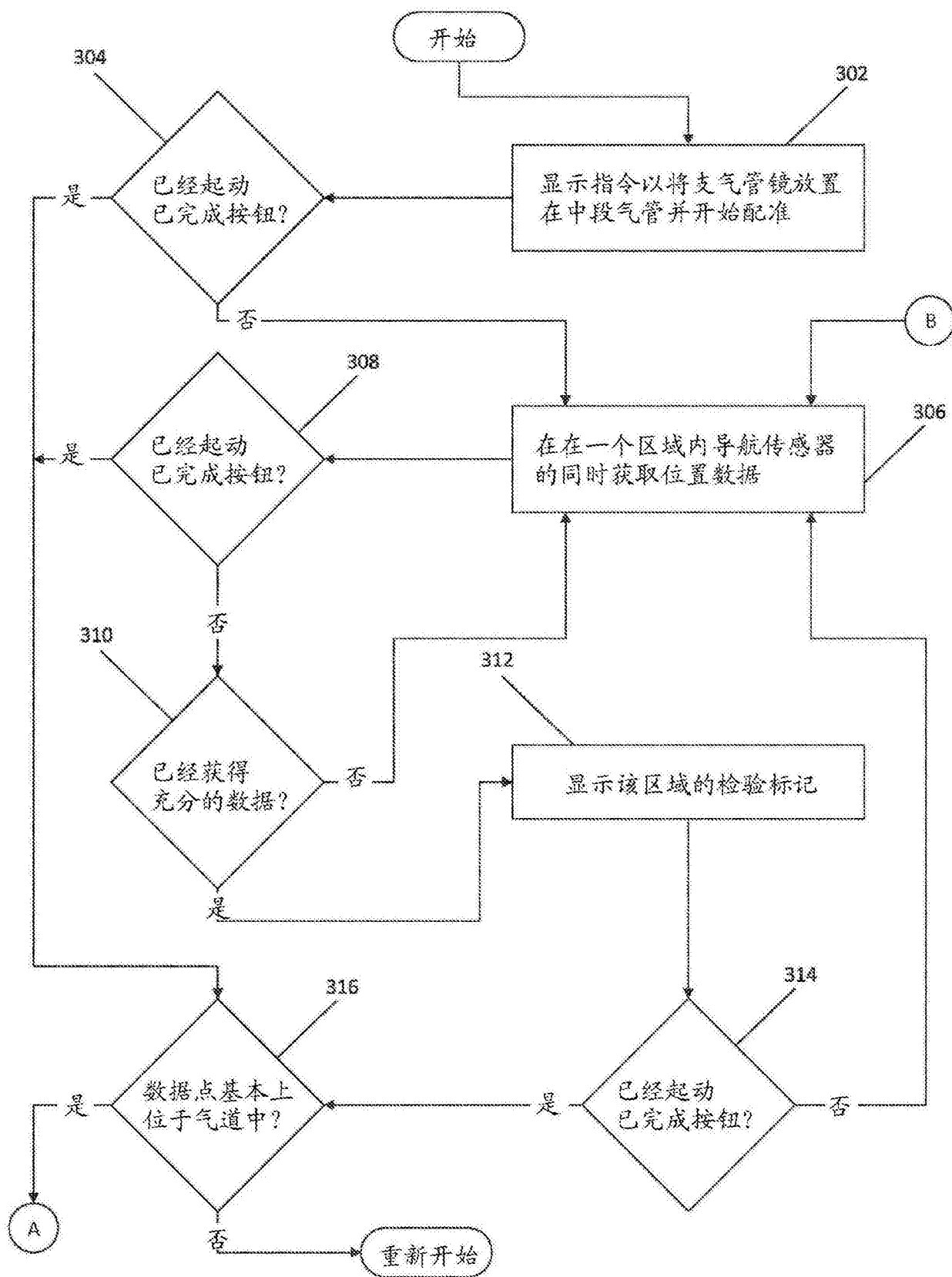


图3A

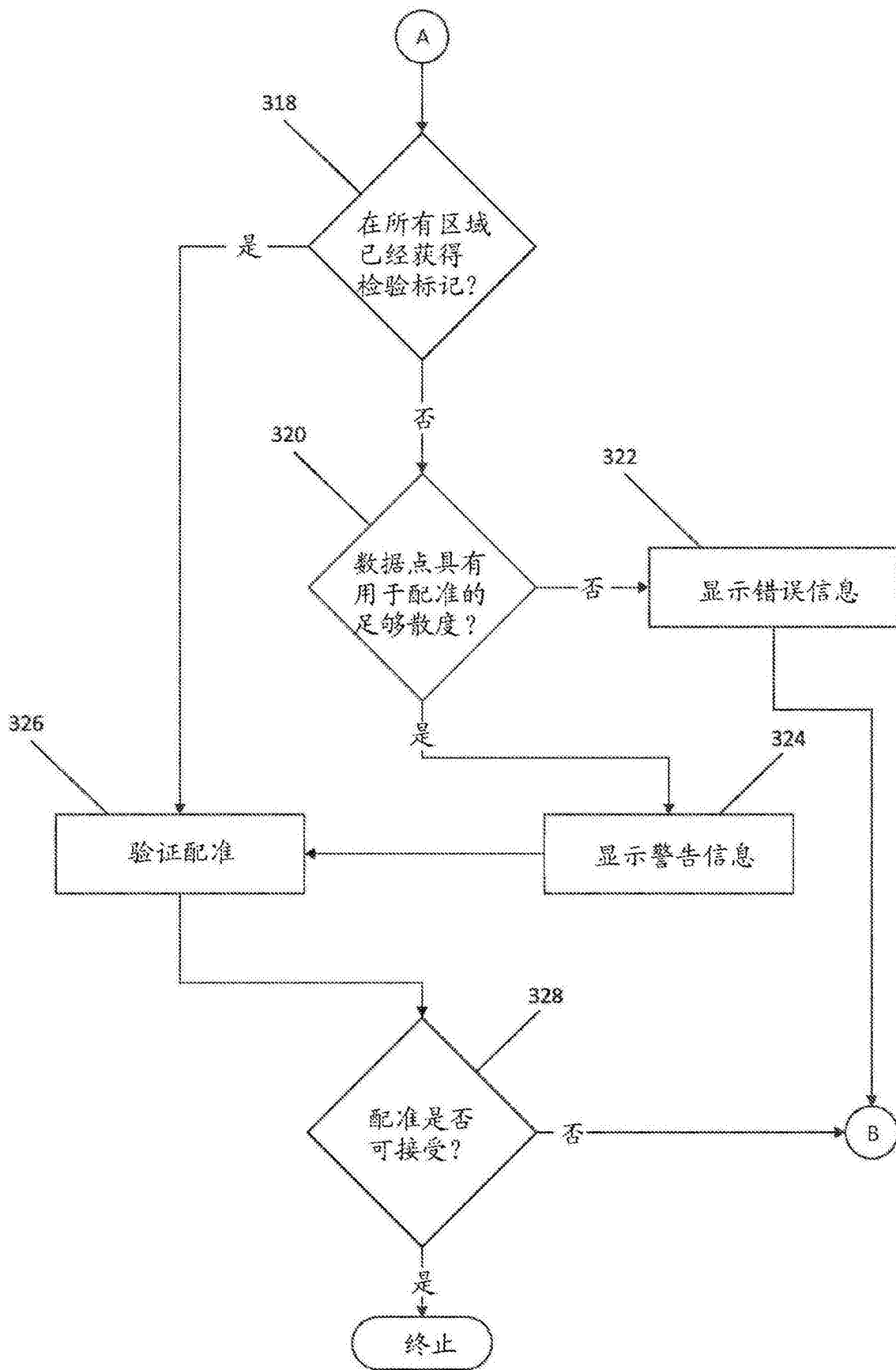


图3B

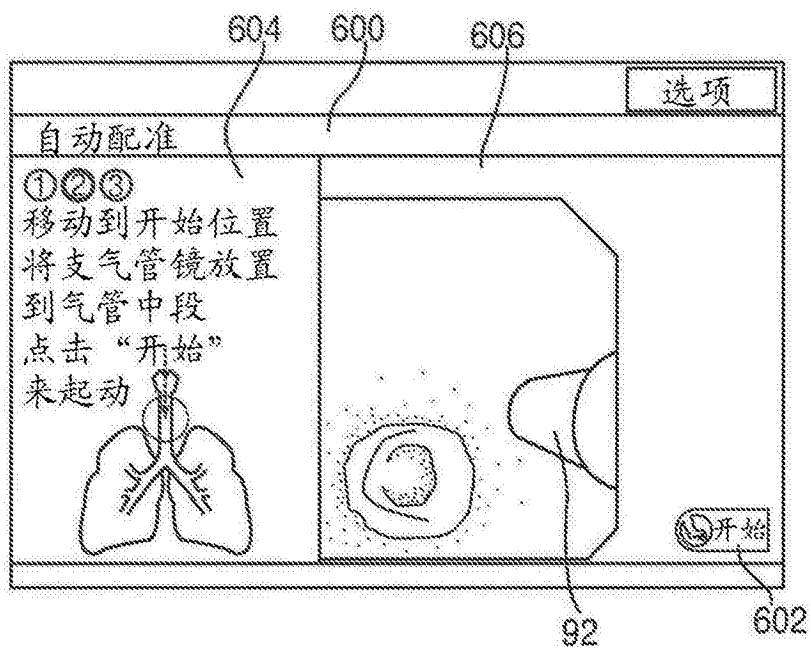


图4

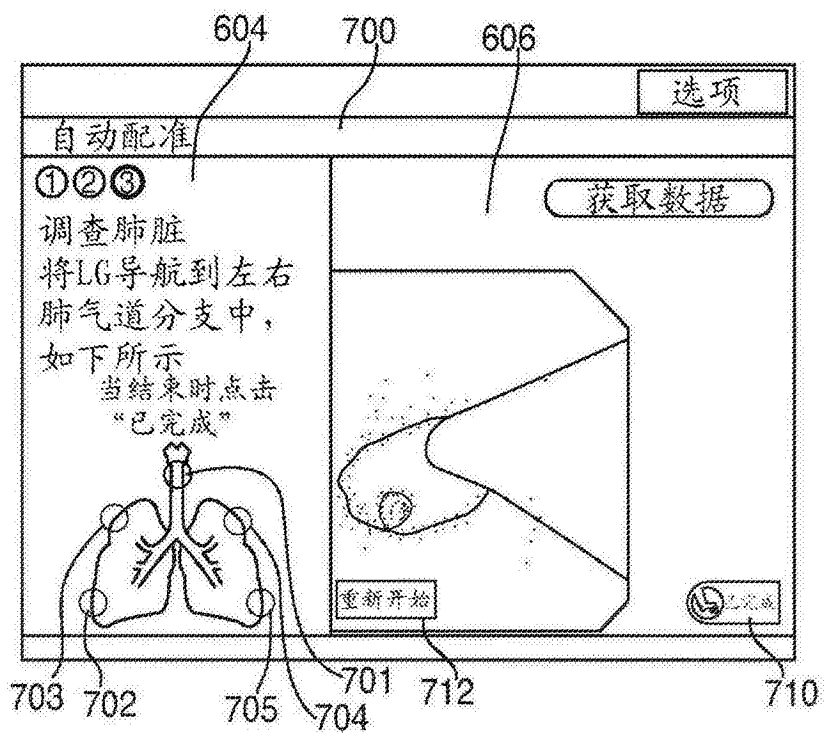


图5

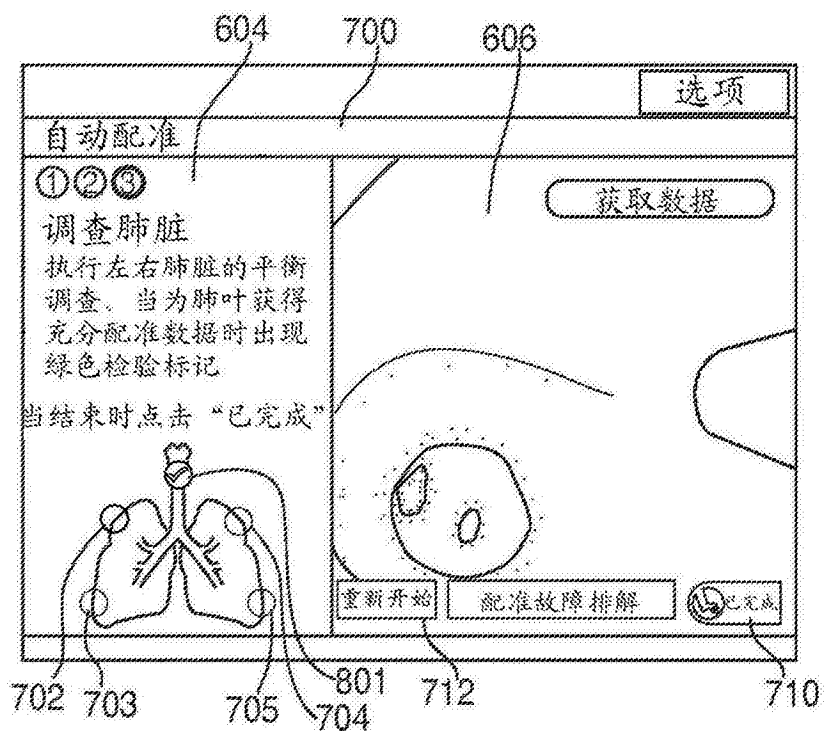


图6

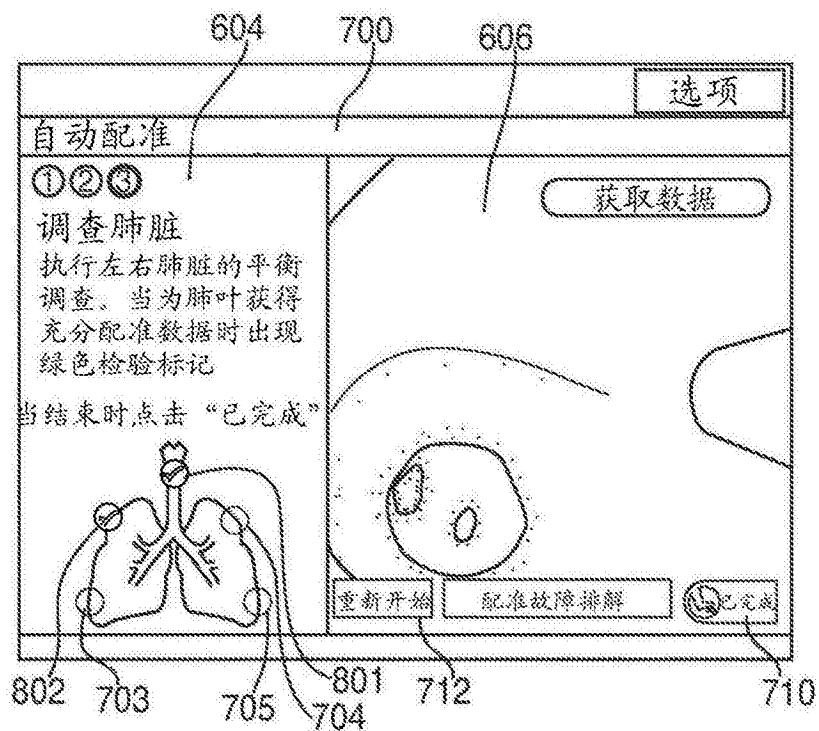


图7

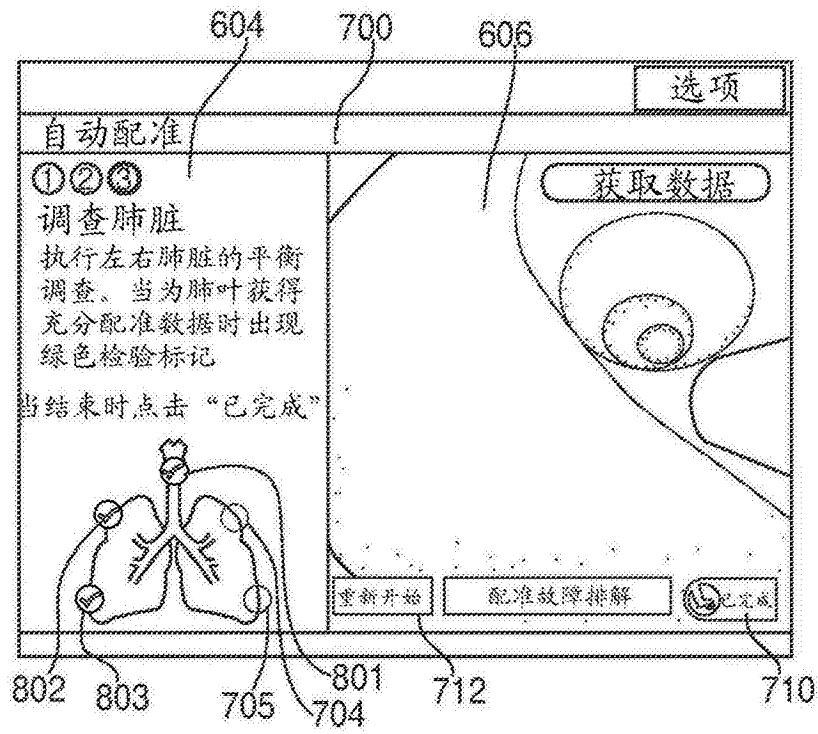


图8

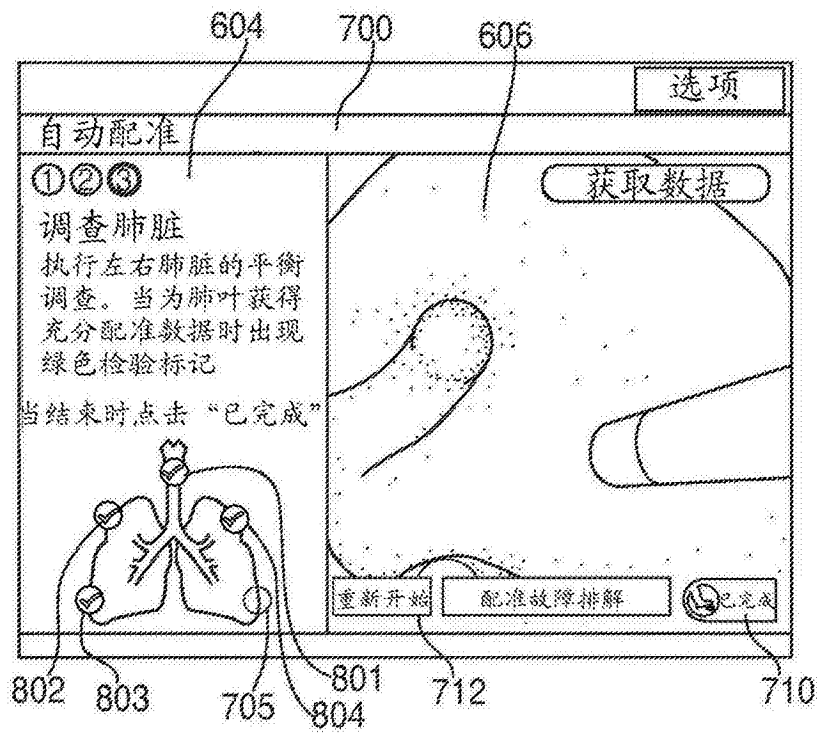


图9

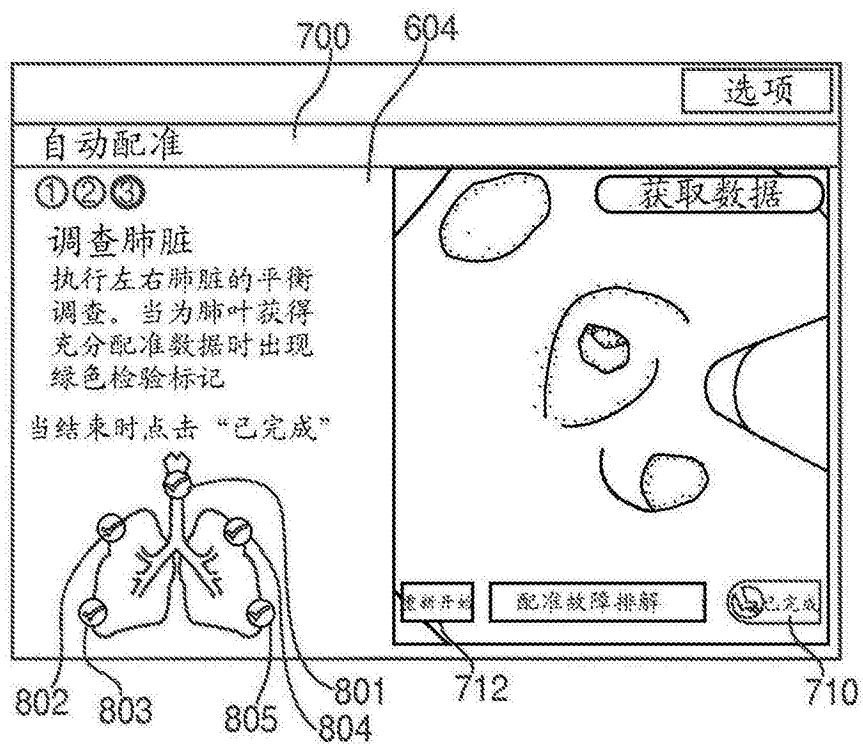


图10

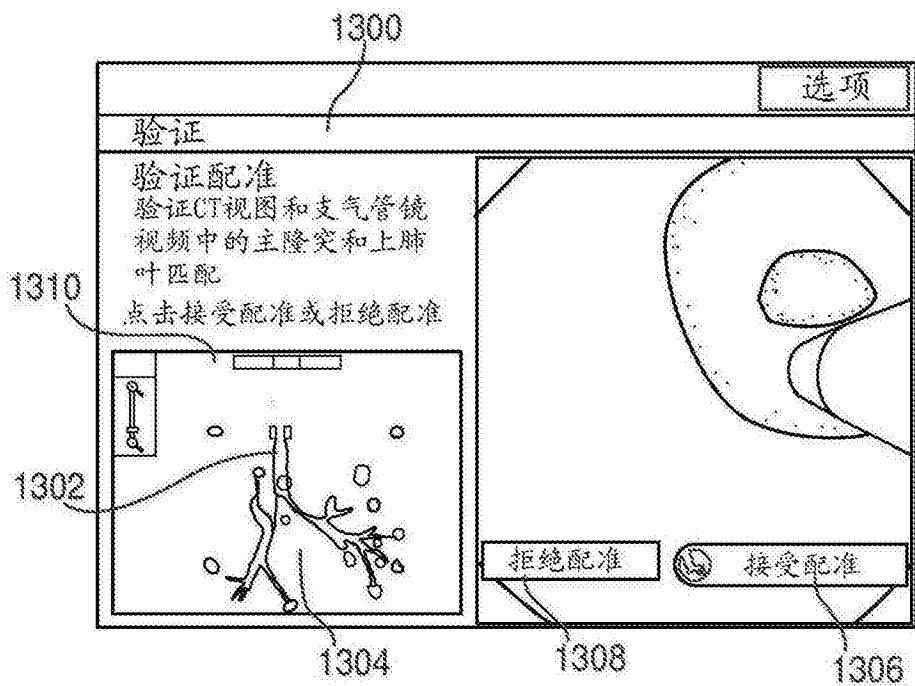


图11

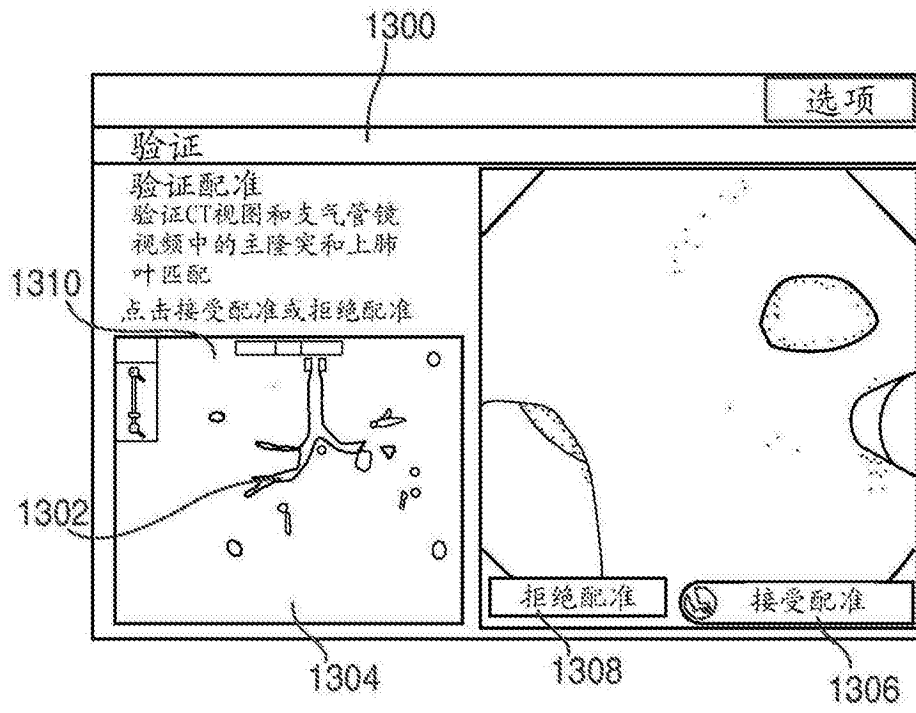


图12

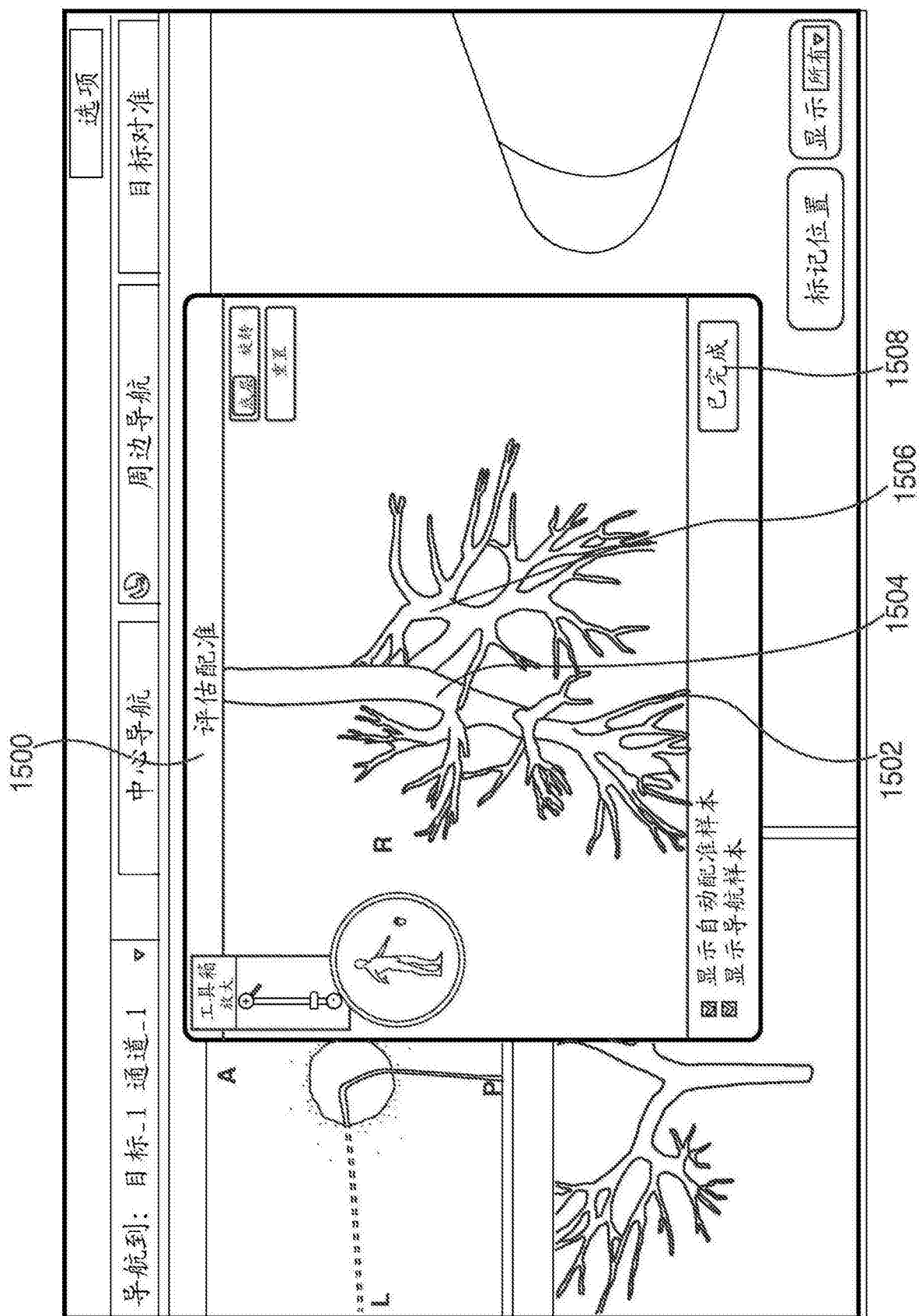


图13