



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106659453 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(21)申请号 201580035800.X

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

(22)申请日 2015.06.30

利商标事务所 11038

(30)优先权数据

代理人 柳爱国

62/020,261 2014.07.02 US

(51)Int.Cl.

A61B 6/03(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 6/00(2006.01)

2016.12.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/038541 2015.06.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/004030 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 I·A·马科夫 Y·科雷尼恩

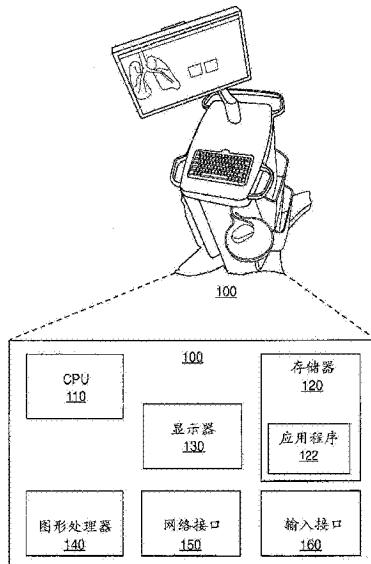
权利要求书2页 说明书9页 附图9页

(54)发明名称

用于分割肺部的系统和方法

(57)摘要

公开了用于确定肺部的胸膜边界的系统、装置和方法，一种典型的方法包括以下步骤：从成像装置获取图像数据；基于所获取的图像数据产生一组二维(2D)切片图片；通过处理器确定所述一组2D切片图片中的第一切片图片中的种子体素；通过处理器，通过使用阈值从种子体素开始对所述一组2D切片图片中的第一切片图片应用区域生长方法；根据从种子体素生长的区域，通过处理器产生一组经过二值化处理的2D切片图片；通过处理器过滤掉所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的每个切片图片中的肺部的连通区域；和根据所述一组经过二值化处理的2D切片图片，通过处理器确定肺部的胸膜边界。



1. 一种用于确定肺部的胸膜边界的分割方法,包括以下步骤:
从成像装置获取图像数据;
基于所获取的图像数据产生一组二维(2D)切片图片;
通过处理器确定所述一组2D切片图片中的第一切片图片中的种子体素;
通过处理器使用阈值从种子体素开始对所述一组2D切片图片中的第一切片图片应用区域生长方法始;
根据从种子体素生长的区域,通过处理器产生一组经过二值化处理的2D切片图片;
通过处理器过滤掉所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的每个切片图片中的肺部的连通区域;和
根据所述一组经过二值化处理的2D切片图片,通过处理器确定肺部的胸膜边界。
2. 根据权利要求1所述的分割方法,其中,种子体素位于所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的第一切片图片的对应于肺部气管的一部分中。
3. 根据权利要求1所述的分割方法,其中,所述阈值大于或等于种子体素的亮度。
4. 根据权利要求1所述的分割方法,其中,已获取的图像数据以医学影像(DICOM)格式存储在数字成像和通信设备中。
5. 根据权利要求1所述的分割方法,其中,图像数据通过网络装置获取。
6. 根据权利要求1所述的分割方法,其中,应用区域生长方法的步骤包括:
在所述一组2D切片图片中的第一切片图片中的第一体素的亮度小于预定阈值并且所述第一体素连接到种子体素的情况下,将第一体素的亮度设置为最大值;和
在所述一组2D切片图片中的第二切片图片中的第二体素的亮度不小于预定阈值或第一体素未连接到种子体素的情况下,将第二体素的亮度设置为最小值。
7. 根据权利要求6所述的分割方法,其中,所述阈值使高亮度区域出现在所述一组2D切片图片中的种子体素周围。
8. 根据权利要求6所述的分割方法,其中,应用区域生长方法的步骤还包括:
将所述一组2D切片图片中的体素指定值从最小值颠倒为最大值以及从最大值颠倒为最小值,以获得所述一组经过二值化处理的2D切片图片。
9. 根据权利要求1所述的分割方法,其中,过滤掉肺部的连通区域的步骤包括:
检测所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的连通区域;
计算所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的每个连通区域的面积;
确定每个连通区域的面积是否小于预定值;
当确定第一连通区域的面积小于预定值时,将最小值指定给第一连通区域的像素;和
当确定第二连通区域的面积大于或等于预定值时,将最大值指定给第二连通区域的像素。
10. 根据权利要求9所述的分割方法,其中,连通区域是亮度高的封闭区域。
11. 根据权利要求9所述的分割方法,其中,连通区域是血管和气道。
12. 根据权利要求9所述的分割方法,其中,分别来自于三个独立方向的三个2D切片图片的交点确定所述一组2D切片图片的体素。
13. 根据权利要求12所述的分割方法,其中,所述三个独立方向分别是轴向方向、冠状方向和矢状方向。

14. 根据权利要求1所述的分割方法，其中，所述一组经过二值化处理的2D切片图片的每个体素的亮度高或低。

15. 根据权利要求1所述的分割方法，其中，图像数据通过计算层析成像技术、放射线照相术、电脑轴向断层扫描所产生的断层照片、核磁共振成像、超声检查、造影成像、荧光镜透视检查、核扫描和正电子发射断层成像技术获取。

16. 一种用于确定肺部的胸膜的系统，所述系统包括：

成像装置，其被配置成形成患者胸部的图像，以获取图像数据；和

图像处理装置，其包括：

存储器，其被配置成存储数据和处理器可执行的指令；和，

处理器，其被配置成执行处理器可执行的下述指令以便：

根据所获取的图像数据产生一组二维(2D)切片图片；

确定所述一组2D切片图片中的第一切片图片中的种子体素；

通过使用阈值从种子体素开始对所述一组2D切片图片中的第一切片图片应用区域生长方法；

根据从种子体素生长的区域产生一组经过二值化处理的2D切片图片；

过滤掉所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的每个切片图片中的肺部的连通区域；

根据所述一组经过二值化处理的2D切片图片确定肺部的胸膜边界。

用于分割肺部的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请请求享有美国临时专利申请第62/020,261号的权益和优先权，该美国临时专利申请的申请日为2014年7月2日，其全部内容通过引用方式组合在文中。

技术领域

[0003] 本公开文本涉及用于分割肺部的系统和方法。更具体而言，本公开文本涉及根据基于患者胸部的CT扫描图像数据产生的三维(3D)模型确定肺部边界的系统和方法。

背景技术

[0004] 患者肺部位于胸腔内，胸腔与腹腔被肺底部处的肌肉隔膜分开。此外，肺部被称之为胸膜(脏层胸膜和壁层胸膜)的双壁囊以及胸膜和肺部之间的胸膜液包围。胸膜液能让肺部扩张和收缩，而不粘附胸膜。

[0005] 实现肺部可视化的可视化技术已经得到发展，可帮助临床医生进行诊断、手术和/或执行其他的治疗程序。对于确定具有相应症状的病变部位的位置，可视化尤为重要。此外，当治疗病变部位时，重点更多放在正确位置的识别上，以在正确位置执行合适程序。另外，实现肺部边界可视化是重要的，原因在于，病变部位和手术操作位置应该在肺部边界范围内。因此，实现胸膜可视化是重要的，因为胸膜限定肺部边界。

发明内容

[0006] 根据本公开文本提供了一种用于确定肺部的胸膜边界的方法。

[0007] 在本公开文本的一个方面，一种分割方法包括以下步骤：从成像装置获取图像数据；基于所获取的图像数据产生一组二维(2D)切片图片；通过处理器确定所述一组2D切片图片中的第一切片图片中的种子体素；通过处理器使用阈值从种子体素开始对所述一组2D切片图片中的第一切片图片应用区域生长方法；根据从种子体素生长的区域，通过处理器产生一组经过二值化处理的2D切片图片；通过处理器过滤掉所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的每个切片图片中的肺部的连通区域；和根据所述一组经过二值化处理的2D切片图片，通过处理器确定肺部的胸膜边界。

[0008] 在本公开文本的另一方面，种子体素位于所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的第一切片图片的对应于肺部气管的一部分中。

[0009] 在本公开文本的另一方面，所述阈值大于或等于种子体素的亮度。

[0010] 在本公开文本的另一方面，已获取的图像数据以医学影像(DICOM)格式存储在数字成像和通信设备中。

[0011] 在本公开文本的另一方面，图像数据通过网络装置获取。

[0012] 在本公开文本的另一方面，应用区域生长方法的步骤包括：在所述一组2D切片图片中的第一切片图片中的第一体素的亮度小于预定阈值并且所述第一体素连接到种子体素的情况下，将第一体素的亮度设置为最大值；和在所述一组2D切片图片中的第二切片图

片中的第二体素的亮度不小于预定阈值或第一体素未连接到种子体素的情况下,将第二体素的亮度设置为最小值。

[0013] 在本公开文本的另一方面,所述阈值导致高亮度区域出现在所述一组2D切片图片中的种子体素周围。

[0014] 在本公开文本的另一方面,应用区域生长方法的步骤还包括:将所述一组2D切片图片中的体素指定值从最小值颠倒为最大值,从最大值颠倒为最小值,以获得所述一组经过二值化处理的切片图片。

[0015] 在本公开文本的另一方面,过滤掉肺部的连通区域的步骤包括:

[0016] 检测所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的连通区域;计算所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的每个连通区域的面积;确定每个连通区域的面积是否小于预定值;当确定第一连通区域的面积小于预定值时,将最小值指定给第一连通区域的像素;和当确定第二连通区域的面积大于或等于预定值时,将最大值指定给连通区域的像素。

[0017] 在本公开文本的另一方面,连通区域是亮度高的封闭区域。

[0018] 在本公开文本的另一方面,连通区域是血管和气道。

[0019] 在本公开文本的另一方面,分别来自于三个独立方向的三个2D切片图片的交点确定所述一组2D切片图片的体素。

[0020] 在本公开文本的另一方面,所述三个独立方向分别是轴向方向、冠状方向和矢状方向。

[0021] 在本公开文本的另一方面,所述一组二值化的2D切片图片的每个体素的亮度高或低。

[0022] 在本公开文本的另一方面,图像数据可通过计算层析成像技术、放射线照相术、电脑轴向断层扫描所产生的断层照片、核磁共振成像、超声检查、造影成像、荧光镜透视检查、核扫描和正电子发射断层成像技术获取。

[0023] 在本公开文本的另一方面,一种用于确定肺部胸膜的系统,所述系统包括成像装置和图像处理装置。成像装置被配置成形成患者胸部的图像,以获取图像数据。图像处理装置包括存储器和处理器,存储器被配置成存储数据和处理器可执行的指令。处理器被配置成执行处理器可执行的指令以便:根据所获取的图像数据产生一组二维(2D)切片图片;确定所述一组2D切片图片中的第一切片图片中的种子体素;通过使用阈值从种子体素开始对所述一组2D切片图片中的第一切片图片应用区域生长方法;根据从种子体素生长的区域产生一组经过二值化处理的2D切片图片;过滤掉所述一组经过二值化处理的2D切片图片中的每个切片图片中的肺部的连通区域;和根据所述一组经过二值化处理的2D切片图片确定肺部的胸膜边界。

[0024] 在不违背本公开文本范围的情况下,本公开文本的上述任何方面和实施例可相互组合。

附图说明

[0025] 本领域的普通技术人员在参照附图阅读了对各种实施例的描述后,将能明显看出当前公开的系统和方法的目的和特征,附图如下:

[0026] 图1是根据本公开文本的实施例的示例性装置的示意图,该装置可用于分割患者

肺部的CT(计算机断层扫描)图像数据;

[0027] 图2A根据本公开文本的实施例用图形说明了确定用于分割的体素的2D图片,这些2D图片中肺部区域显示为黑色;

[0028] 图2B根据本公开文本的实施例用图形说明了确定用于分割的体素的2D图片,这些2D图片中肺部区域显示为白色;

[0029] 图3根据本公开文本的实施例用图形说明了确定用于分割的体素的2D图片,这些2D图片中肺部显示为灰色;

[0030] 图4A-4B根据本公开文本的实施例用图形说明了患者肺部的2D图像中的连通区域(连接部位)的过滤过程;

[0031] 图5A是根据本公开文本的实施例的流程图,示出了一种分割患者肺部2D图像以确定患者肺部的胸膜边界的示例性方法;

[0032] 图5B是根据本公开文本的实施例的流程图,示出了一种应用区域生长过程的示例性方法;以及

[0033] 图5C是根据本公开文本的实施例的流程图,示出了一种过滤掉连通区域的示例性方法。

具体实施方式

[0034] 本公开文本涉及用于分割患者胸部的图像数据以确定患者肺部的胸膜边界的系统和方法。

[0035] 使用电磁导航(EMN)系统的电磁导航支气管镜(ENB)程序中,必须的一部分程序是分割患者胸部的图像数据以确定患者肺部的胸膜边界。ENB程序通常至少涉及两个阶段:(1)规划好通向患者肺部内或附近的目标的路径;和(2)沿规划路径向目标引导探头。文中所述的路径规划软件的实例可从美国专利申请第13/838,805号、第13/838,997号和第13/839,224号中了解到,这些文献全部由Covidien LP于2013年3月15日申请,并且名称为“路径规划系统和方法”,它们全部通过引用方式组合在本文中。路径规划软件的实例可在受让人相同的美国临时专利申请第62/020,240号中了解到,该美国临时专利申请的名称为“在肺部内导航的系统和方法”,其全部内容通过引用方式组合在本文中。

[0036] 在路径规划阶段之前,例如通过计算机断层扫描(CT扫描)对患者肺部成像,但是另外的合适成像方法对于本领域的技术人员而言是公知的。在CT扫描期间汇集的图像数据例如可以以医学数字影像和通讯(DICOM)格式存储,但是其他的合适格式对于本领域的技术人员而言是公知的。CT扫描图像数据然后可被加载到路径规划软件(“应用程序”)中,对其进行处理以产生在ENB程序的规划阶段可使用的3D模型。分割患者胸部的图像数据可以是产生3D模型的过程的一部分,或可单独执行。

[0037] 本申请可使用CT扫描图像数据产生患者肺部的3D模型。除了其他元素以外,该3D模型还可包括支气管树模型,其对应于患者实际的肺支气管树,显示患者实际的支气管树的各种通道、分支和分叉点。当CT扫描图像数据可能具有缺口、遗漏和/或包含在图像数据中的其他瑕疵时,通过填充或修正CT扫描图像数据中的任何这类缺口、遗漏和/或瑕疵,3D模型能平滑显示患者的气管。3D模型在产生之后,可以以各种视图呈现。尽管将根据特定的说明性实施例描述本公开文本,但是本领域的技术人员将容易看出,在不违背本公开文本

的实质的情况下,可进行各种改进、再配置和替代。本公开文本的范围由所附的权利要求书限定。

[0038] 图1示出了用于分割肺部的图像处理装置100。装置100可以是专门的图像处理计算机,其被配置成实现下述功能。装置100可实施为对本领域的技术人员而言公知的任何形式,如,便携式电脑、台式电脑、平板电脑或其他类似的计算机。除了其他元件以外,装置100还可包括一个或多个处理器110、存储器120、显示器130、一个或多个专门的图形处理器140、网络接口150、以及一个或多个输入接口160;存储器120除了存储其他的以外,还存储上面提到的应用程序122。

[0039] CT扫描图像数据可以以DICOM的格式存储在存储器120中。一组2D切片图片可根据CT扫描图像数据产生。一方面,可产生该组2D切片图片来描述患者指定部位的轴位、冠状位和矢状位。例如,对于胸部的每个交叉点,可具有在三个独立方向上产生的三张不同的2D切片图片。这些2D切片图片可被加载到应用程序122中,处理器100执行应用程序122,以转换2D切片图片的格式以便于显示。例如,应用程序122可将2D切片图片的颜色空间转换成适于显示的另一种颜色空间,可以执行成像过程(如,缩放、旋转、平移或投影),以按预期显示2D切片图片。至少根据三张不同的2D切片图片,可确定体素。可通过使用区域生长算法处理2D切片图片,以区分不同类型的组织和材料,从而确定肺部的胸膜边界。各种区域生长算法在本领域是公知的。存储器120也可存储可产生胸部的3D模型或可确定肺部的胸膜边界的应用程序。

[0040] 图2示出了确定种子体素220的三张2D切片图片,种子体素220被确定为来自每张2D切片图片(205,210,215)的像素,这些像素限定根据本公开文本的实施例进行分割的体素。如图2所示,这三个2D切片图片在患者气管交叉点处彼此相交,在此处确定种子体素220。分割是图像处理步骤,根据该组2D切片图片中的体素的Hounsfield值对该组2D切片图片进行分割,用于确定图像亮度(intensity)差异,从而更清楚地确定器官和图像的其他不同的亮度方面,在本公开文本的实施例中,确定肺部的胸膜边界。

[0041] 在一个实施例中,分割可以用来将该组2D切片图片中的肺部内侧区域和肺部外侧区域区分开来。分割可包括二值化和过滤处理,在二值化处理中仅通过两种不同的亮度值显示2D切片图片,下面将更详细地描述过滤处理。

[0042] 在本公开文本的第一步骤中,根据患者胸部的CT扫描图像数据产生一组2D切片图片。一旦产生该组2D切片图片,就必须选择种子体素220。图2A示出了一种人工处理,其中,示出了在2D切片图片中选定种子体素220。三个2D切片图片205、210和215分别沿轴向方向、矢状方向和冠状方向示出了胸部,确定了初始种子体素220。为了更清楚地示出初始种子体素220,在这三个2D切片图片205、210和215中均示出了水平轴向225和竖直轴向230。水平轴向225和竖直轴向230的交点为初始种子体素220。一方面,初始种子体素220位于肺部或气管内部,可人工或自动确定。通过选定气管中的种子体素220作为种子体素220,可进行处理以快速将肺部内的气道与肺部外侧组织区分开。

[0043] 气管沿其长度方向的直径大致恒定。具体而言,气管上部分从喉部和咽部大致线性延伸至胸骨背后。通过利用气管的这些性质,可在2D切片图片中找到气管。在受让人相同的美国临时专利申请第62/020,253号(名称为“气管标注”、申请日为2014年7月2日,发明人为Lachmanovich等)和美国临时专利申请第62/020,257号(名称为“人体肺部气管的自动检

测”，申请日为2014年7月2日，发明人为Markov等)中，描述了找到气管以确定初始种子体素220的其他细节。

[0044] 人工或自动选定初始种子体素220之后，使用区域生长算法对2D切片图片进行二值化。根据区域生长算法，核对该组2D切片图片中的每个体素，以确定每个体素的指定Hounsfield值是否小于阈值以及每个体素是否连接到起始体素220上。当确定体素的指定Hounsfield值小于阈值并且体素连接到初始种子体素220时，将该体素的Hounsfield值设定为1或最大值。否则，将该体素的Hounsfield值设定为零或最小值。作为该区域生长算法的一部分，将阈值选定得足够大，以至于在肺部引起遗漏，从而用从气道遗漏掉的亮度值填充肺部。

[0045] 将该组2D切片图片中的每个体素设置为最大值或最小值之后，2D切片图片将仅具有两种像素颜色。最终结果是，在一组2D切片像素中，Hounsfield值最大的体素/像素显示为白色，Hounsfield值最小的体素/像素显示为黑色。如图2B所示，在一些情况下，将该组2D切片图片中的体素值颠倒(因此，2D切片图片中的像素值被颠倒)，使得肺部区域显示为黑色，非肺部区域显示为白色或其他颜色。

[0046] 图3示出了三张2D切片图片335、340和345，它们显示对肺部组织进行分割和二值化后的结果，清楚显示胸部背景为灰色，其他非气道或肺部组织为白色。图3中的图像尽管不完整，但基本上能确定肺部的胸膜边界。

[0047] 由于肺部具有多孔结构，因此，该组已被二值化的2D切片图片中，表示肺部和气道的大部分体素显示为黑色。但是，Hounsfield值大于阈值的一些气道组织(如图3中的图片335)显示为白色。此外，肺部外侧已被二值化的3D空间中的体素也可显示为白色，因为它们未连接到初始种子体素220并具有最大亮度值。的确，Hounsfield值高于阈值(如，体素350)的任何组织将显示为白色。

[0048] 已经过分割、二值化和颠倒处理的该组2D切片图片的黑色区域较大，覆盖肺部。一方面，可对阈值进行调整以使黑色区域尽可能大，以便足够准确地覆盖肺部的胸膜边界。通过减小阈值，表示小气道的壁部或血管的体素显示为白色，同时，大的黑色区域变得更小。另一方面，当阈值增加时，小气道的壁部和血管不显示为白色，大的黑色区域变得更大。因此，可将阈值调节为这样一值，使得具有一定尺寸的小气道壁和血管显示为白色，并且使得大的黑色区域生长成与肺部胸膜一样大。

[0049] 可沿轴向方向、冠状方向和矢状方向观察已经过分割、二值化和颠倒处理的该组2D切片图片。图4A和4B根据本公开文本的实施例示出了已经过二值化处理以过滤掉连通区域的切片图片以及已经过滤处理的2D切片图片。这三个2D切片图片405、410和415是黑白图片。黑色区域420表示肺部，而白色区域表示肺部外侧区域以及肺部中的一些连通区域(如，血管和气道壁)。这些连通区域在2D切片图片410和415中显示为小的白色区域435。

[0050] 过滤掉连通区域这一过程从检测每个2D切片图片中的连通区域开始。连通区域显示为大黑色区域中的白色区域，大黑色区域表示肺部。当检测到连通区域时，对每个连通区域的面积进行计算。如果计算出的面积小于阈值，那么过滤掉相应的连通区域，这意味着将相应的连通区域中的像素再指定为0。换句话说，将相应的连通区域合并到肺部区域或大的黑色区域中。2D切片图片中的所有连通区域经过过滤处理之后，获得经过过滤处理的沿轴向方向的2D切片图片405。已被过滤的2D切片图片405包括大的黑色区域420，其边界限定肺部

的胸膜边界。

[0051] 图4B包括经过滤处理的分别沿轴向方向、冠状方向和矢状方向的2D切片图片440、450和460。已经过滤处理所有2D切片图片中的连通区域之后，每张已经过滤处理的2D切片图片具有如已经过滤处理的2D切片图片440、450和460中所示的大黑色区域。这些已经过滤处理的2D切片图片被重构，产生一组分割的2D切片图片，它们包括限定肺部的胸膜边界的黑色区域。这些黑色区域也界定或限制了用于对肺部进行诊断和/或外科手术的空间。该组限定胸膜边界的2D切片图片可组合到规划和处理软件(如，由Covidien LP公司出售的iLogic软件，用于诊断和治疗患者肺部)中。这种对胸膜边界的清楚界定可用于将肺部与周围组织分隔开，从而用于形成患者肺部的3D空间。

[0052] 图5A-5C根据本公开文本的实施例示出了分割方法500的流程图，该方法用于产生一组分割的2D切片图片，这些图片界定了肺部的胸膜边界。分割方法500从步骤505开始，在步骤505中，例如从CT扫描仪获取患者胸部的CT扫描图像数据。一方面，可通过另一种成像模式(如，射线照相术、通过CAT扫描产生的断层照片、MRI、超声波检查法、造影成像、荧光镜检查、核扫描和PET)获取CT图像数据。

[0053] 在步骤510中，对CT扫描图像数据进行处理，产生患者胸部的一组2D切片图片。该组2D切片图片可能包括肺部、胸膜、气管、心脏、胃部和胸部中的任何其他器官。体素定义为，沿三个方向(如，轴向方向、矢状方向和冠状方向)观察的三张2D切片图片的交点。每个体素具有表示三个像素的值，每个像素来自于沿三个方向观察的三张2D切片图片中的相应2D切片图片。通过在该组2D切片图片中确定种子体素220，开始对胸部的该组2D切片图片进行分割，这种分割可将包含初始种子体素的区域与不包含初始种子体素的区域区分开。在步骤515中，自动或人工确定初始种子体素。初始种子体素位于气管或肺部的内侧区域。当气管用于确定初始种子体素时，自动找到气管的方法可在受让人相同的美国临时专利申请第62/020,253号(名称为“气管标注”、申请日为2014年7月2日，发明人为Lachmanovich等)和美国临时专利申请第62/020,261号(名称为“人体肺气管的自动检测”，申请日为2014年7月2日，发明人为Markov等)中了解到，这两篇美国临时专利申请的全部内容通过引用方式组合在本文中。在找到气管之后，气管内部的任何体素可确定为初始种子体素。

[0054] 在步骤520中，使用区域生长算法来处理该组2D切片图片。使用区域生长算法将更多体素连接到种子体素上，以使含有初始种子体素的区域生长。在分割方法500的最后，该区域可用于确定肺部边界。

[0055] 通过使用区域生长算法，可对该组2D切片图片的每个体素进行二值化处理，即，将体素的Hounsfield值与阈值进行比较，将其再指定为两种颜色，黑色和白色。黑色体素表示肺部区域，白色体素表示非肺部区域。步骤520之后，产生新的一组经过二值化处理的2D切片图片。下面将参照图5B进一步描述步骤520的细节。

[0056] 在步骤525中，对所有2D切片图片进行处理，过滤掉其中的连通区域。连通区域表示Hounsfield值大于上面确定的阈值的血管和气管壁。在2D切片图片中，连通区域显示为肺部区域内的白色区域。通过将尺寸小于预定阈值的白色区域从肺部区域内过滤掉或去除掉，可仅用黑色显示覆盖肺部的区域，准备好2D切片图片以确定肺部的胸膜边界。下面将参照图5C详细描述过滤过程。

[0057] 过滤处理之后，在步骤540中，可使用该组已处理的2D切片图片来确定肺部的胸膜

边界。在步骤540之后，分割方法结束。通过利用最小尺寸限制对2D切片图片进行二值化处理和连通区域分析，临床医生能清楚确定真实边界（尤其是胸膜边界）。可选地，代替使用原始的CT扫描图像数据，可通过不同的数据集产生用于方法500的2D切片图片。用于方法500的另一种可能的数据集的实例为，根据3D模型产生的一组2D切片图片，该3D模型根据原始的CT扫描图像数据产生。由于CT扫描图像数据中的任何间隙、遗漏和/或瑕疵已被填充或修正，因此这种3D模型可更平顺地显示患者肺部。图5B示出的流程图示出了图5A的步骤520，即，对患者胸部的该组2D切片图片的体素应用区域生长算法。在步骤521中，将该组2D切片图片的体素亮度（Hounsfield值）与阈值进行比较。

[0058] 当确定体素亮度大于或等于阈值时，执行步骤524，否则执行步骤522。在步骤522中，确定体素和初始种子体素之间的连接性。在此，这种连接性保证体素和初始体素位于同一区域，或换句话说，体素位于肺部区域。这可通过考虑周围体素并确定它们是否满足同一阈值标准来实现。返回到初始种子体素继续执行该方法。换句话说，如果存在从体素至种子体素的路径，并且该路径由一系列满足阈值标准的相邻体素组成，那么，认为该体素连接至起始种子体素。当确定体素连接至种子体素时，在步骤523中将最大值指定给该体素的亮度值。结果是体素亮度的二元掩膜，所有连接的体素满足阈值标准，即，一个具有指定亮度值，所有其他的具有另一亮度值。

[0059] 一方面，被认为是种子体素候选者且十分接近种子体素的体素可与阈值递归地比较，不需考虑连接性。这种递归方法通过比较与初始种子体素邻近的体素开始，然后在所有方向上递归地执行。此情况下，不需要核查连接性。

[0060] 当在步骤521中确定体素亮度不小于阈值或在步骤522中确定体素未连接至初始种子体素时，在步骤523中将最小值指定给该体素亮度。在步骤523和524中，分割该组2D切片图片，从而使体素仅具有最小值或最大值。

[0061] 在步骤523和524之后，执行步骤525。在步骤525中，确定是否有体素还未通过区域生长算法进行处理。如果有这种体素，重复步骤521-525，直到不再有未处理的体素。执行步骤521-525后的结果是，该组二值化的2D切片图片仅包括用于非肺部区域的黑色体素和用于肺部区域的白色体素。在步骤526中，将每个体素的指定值从最大值颠倒为最小值或从最小值颠倒为最大值，使得肺部区域具有黑色体素，非肺部区域具有白色体素。一方面，可调整步骤521中使用的阈值，以使肺部区域出现充分的遗漏（如，高亮度区域），从而高亮度区域覆盖肺部和肺部边界。另一方面，该阈值大于或等于种子体素的亮度值。

[0062] 图5C根据本公开文本的实施例示出了用于图5A的步骤525（即，将连通区域从2D切片图片中过滤掉）的流程图。步骤525从步骤526（即，在从该组二值化的2D切片图片产生的2D切片图形中，检测连通区域）开始。连通区域可表示血管和/或气道壁。在步骤527中，确定是否检测出连通区域。如果在步骤527中确定未检测出连通区域，那么，从过滤步骤525转向步骤531，核对是否有更多的2D切片图片以检测连通区域。

[0063] 当在步骤527中确定检测出连通区域时，在步骤528中计算检测出的连通区域的面积。该面积是表示连通区域的白色区域中的像素的个数。

[0064] 在步骤529中，将计算出的面积与阈值进行比较。当确定计算出的面积大于或等于阈值时，返回到步骤526。这意味着，连通区域不是血管或气道壁。当确定计算出的面积小于阈值时，在步骤530中，将连通区域过滤掉或去除掉。换句话说，将最小值指定给连通区域中

的像素。因此，连通区域被合并到覆盖肺部和胸膜的大黑色区域中。

[0065] 在步骤531中，确定是否有更多的待处理的2D切片图片。当确定具有未处理的2D图像时，重复步骤526-530，以过滤掉未处理的2D切片图片中的连通区域。否则，过滤步骤525完成。

[0066] 一方面，过滤步骤540可处理沿一个方向获得的2D切片图片，然后处理沿另一方向获得的2D切片图片。例如，步骤540首先处理沿轴向方向获取的2D切片图片，然后依次处理沿冠状方向和矢状方向获取的其他2D切片图片。另一方面，步骤540可不按任何次序一个一个地处理2D切片图片。

[0067] 通过对该组2D切片图片进行二值化处理，过滤掉2D切片图片中的连通区域，最终得到的该组2D切片图片(是已被分割的一组2D切片图片)可用于确定肺部的胸膜边界，在ENB方法的规划或导航阶段可使用胸膜边界。例如，该信息在规划阶段有助于确定何时疑似目标位于肺部外侧。可选地，该过程期间，该信息可用于当工具靠近胸膜边界时通知临床医生。在两种情况下，知道胸膜边界位置有助于临床医生避免并发症，如气胸或在临床医生研究或着靠近肺部边界处或附近的目标时可能出现的其他状况。

[0068] 现在返回到图1，存储器120包括应用程序122(如，EMN路径规划程序软件)和可由处理器110执行的其他数据。例如，该数据可以是以DICOM格式存储的CT扫描图像数据和/或基于CT扫描图像数据产生的3D模型。存储器120也可存储其他相关数据，如患者病历、处方和/或患者病史。存储器120可以是一个或多个固态存储装置、闪存芯片、大容量存储器、磁带机或通过存储控制器和通讯总线连接到处理器上的计算机可读的任何存储介质。计算机可读的存储介质包括以任何方法或技术被执行以存储信息(如，计算机可读指令、数据结构、程序模块或其他数据)的永久介质、易失和非易失介质、可移动和不可移动介质。例如，计算机可读的存储介质包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦可编程只读存储器(EPROM)、电可擦编程只读存储器(EEPROM)、闪存或其他固态存储技术、CD-ROM、DVD或其他光存储器、磁带盒、磁带、磁盘存储器或其他磁存储装置、或可用于存储所需信息且装置100可访问的任何其他介质。

[0069] 显示器130可以是触摸感应和/或声控的，能使显示器130既起到输入装置的作用，又起到输出装置的作用。图形处理器140可以是专门的图形处理器，其执行图像处理功能(如，处理CT扫描图像数据以产生3D模型)，处理3D模型以从3D模型中产生上述不同方位的2D切片图片、以及产生3D模型的三维渲染。图形处理器140还可被配置成产生显示在显示器130上的图形用户界面(GUI)。GUI可包括显示2D图像切片、3D渲染等视图。在一些实施例中，图形处理器140可以是专门的图形处理器，如，专业图形处理单元(GPU)，其仅执行图像处理功能，一个或多个普通处理器110可用于其他功能。专业的GPU可以是独立的专用显示卡或集成显卡。

[0070] 网络接口150能使装置100通过有线和/或无线网络连接与其他装置通讯。在一实施例中，装置100可通过网络连接从成像装置接收CT扫描图像数据。在其他实施例中，装置100可通过存储装置(如，磁盘或对本领域技术人员公知的其他外部存储介质)接收CT扫描图像数据。

[0071] 输入接口160可用于输入数据或控制信息(如，设定值、文本信息)和/或用于控制装置100。输入接口160可包括键盘、鼠标、触控感应器、摄像机、麦克风或其他数据输入装置

或对于本领域技术人员公知的用于用户交互的传感器。

[0072] 另外,请参考受让人相同的下列申请:美国临时专利申请序列第62,020,220号,其名称为“实时自动匹配反馈”,申请日为2014年7月2日,发明人为Brown等;美国临时专利申请序列第62,020,242号,其发明名称为“用于患者肺部的多个CT扫描结果的统一的坐标系统”,申请日为2014年7月2日,发明人为Greenburg;美国临时专利申请序列第62,020,245号,其发明名称为“对准CT”,申请日为2014年7月2日,发明人为Klein等;美国临时专利申请序列第62,020,250号,其发明名称为“荧光镜检查位姿估计算法”,申请日为2014年7月2日,发明人为Merlet;美国临时专利申请序列第62,020,258号,其发明名称为“锥形图—提供距离和方位反馈同时三维导航的方法”,申请日为2014年7月2日,发明人为Lachmanovich等;美国临时专利申请序列第62,020,262号,其发明名称为“用于在肺部内进行工具导航的肺部动态三维地图视图”,申请日为2014年7月2日,发明人为Weingarten等;这些文献的全部内容通过引用方式组合在本文中。所有这些参考文献涉及如下方面:改进和操纵DICOM图像以提高清晰度,改善与肺治疗规划和导航等相关的分析、诊断和治疗系统的性能。

[0073] 尽管已经参照附图详细描述了实施例以进行阐释和描述,但是应该理解为,本发明的方法和装置并不解释为受此限制。本领域的普通技术人员将能明显看出,在不违背本公开文本范围的情况下,可对前述实施例进行各种改进。

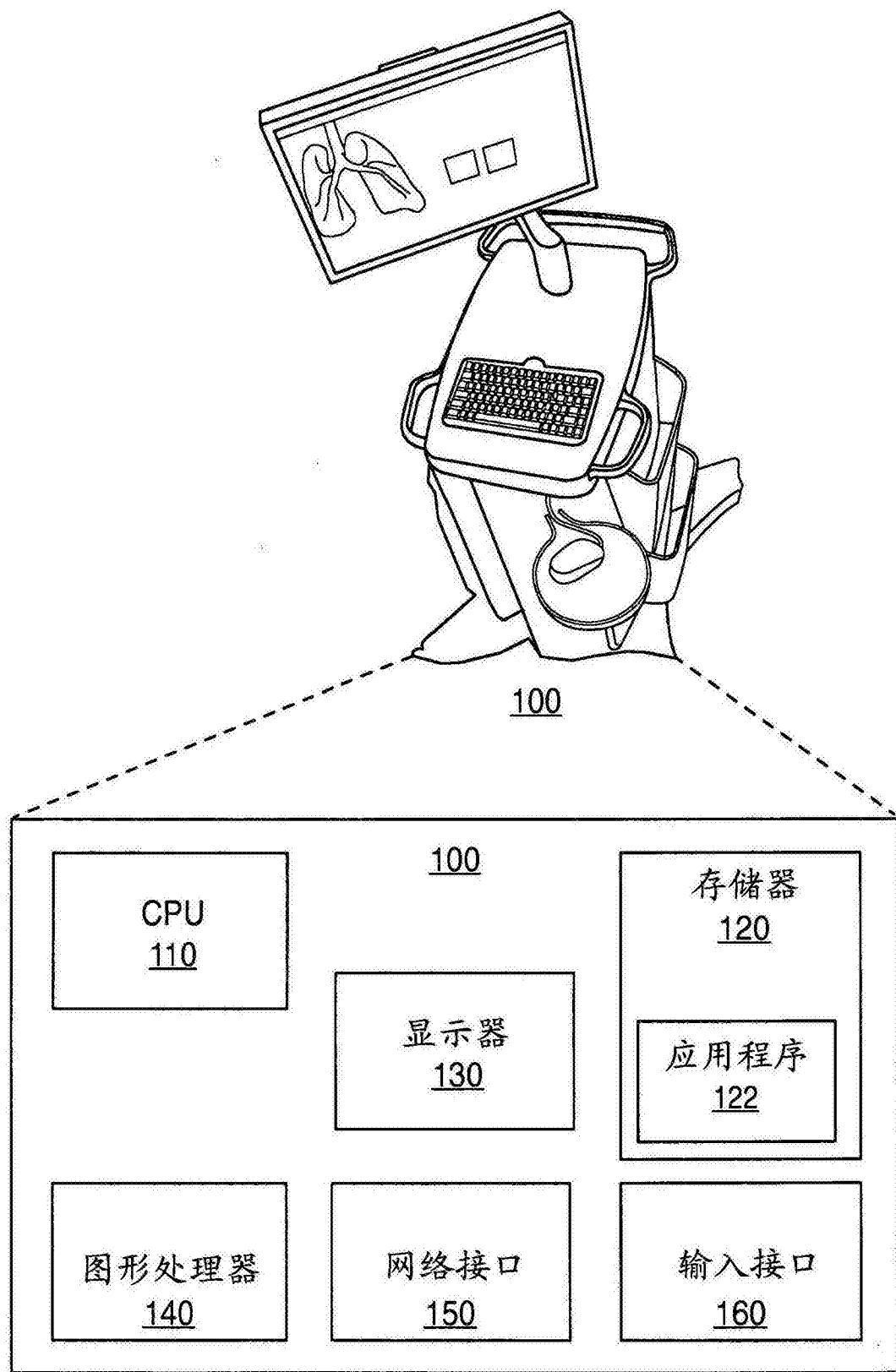


图1

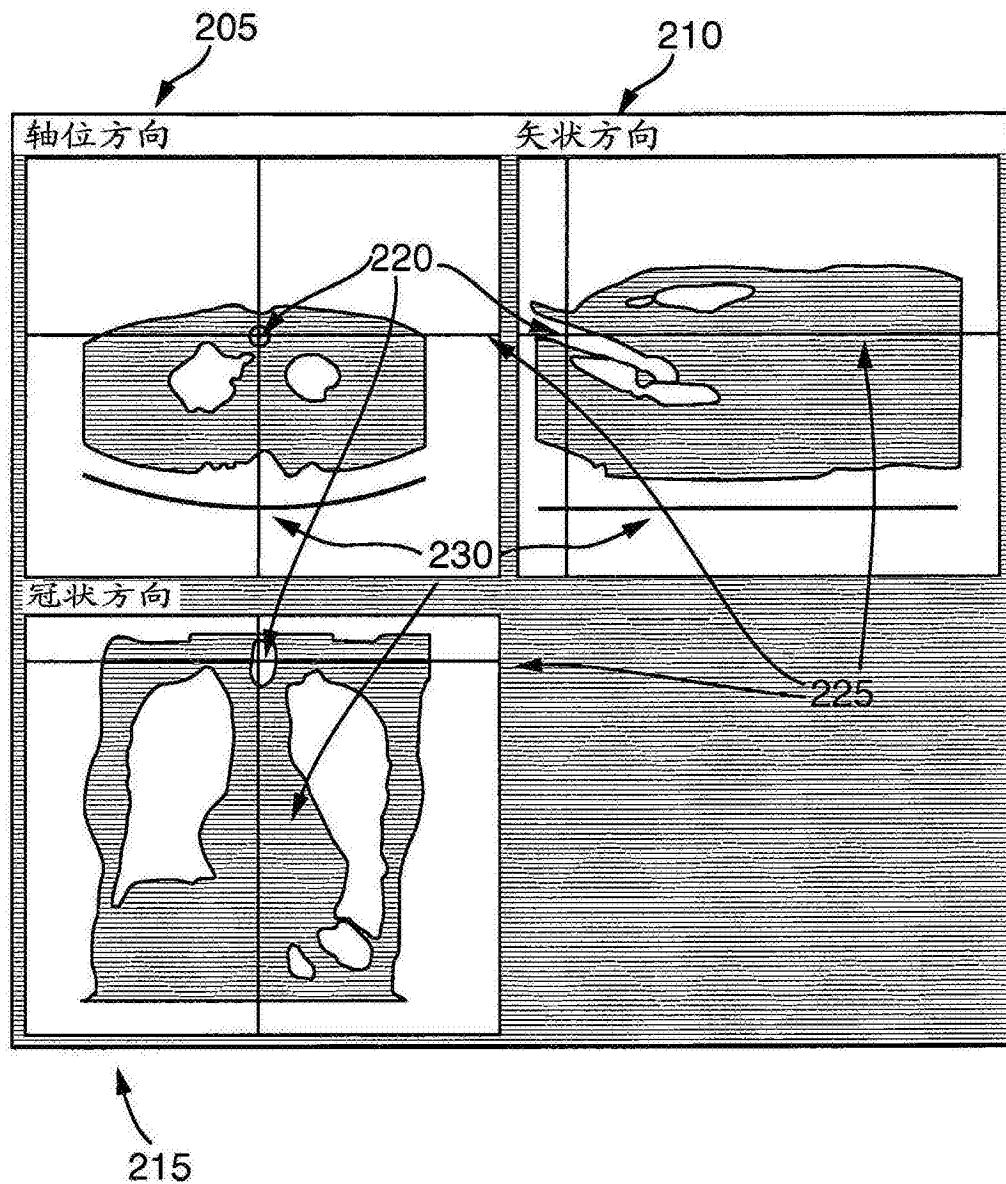


图2A

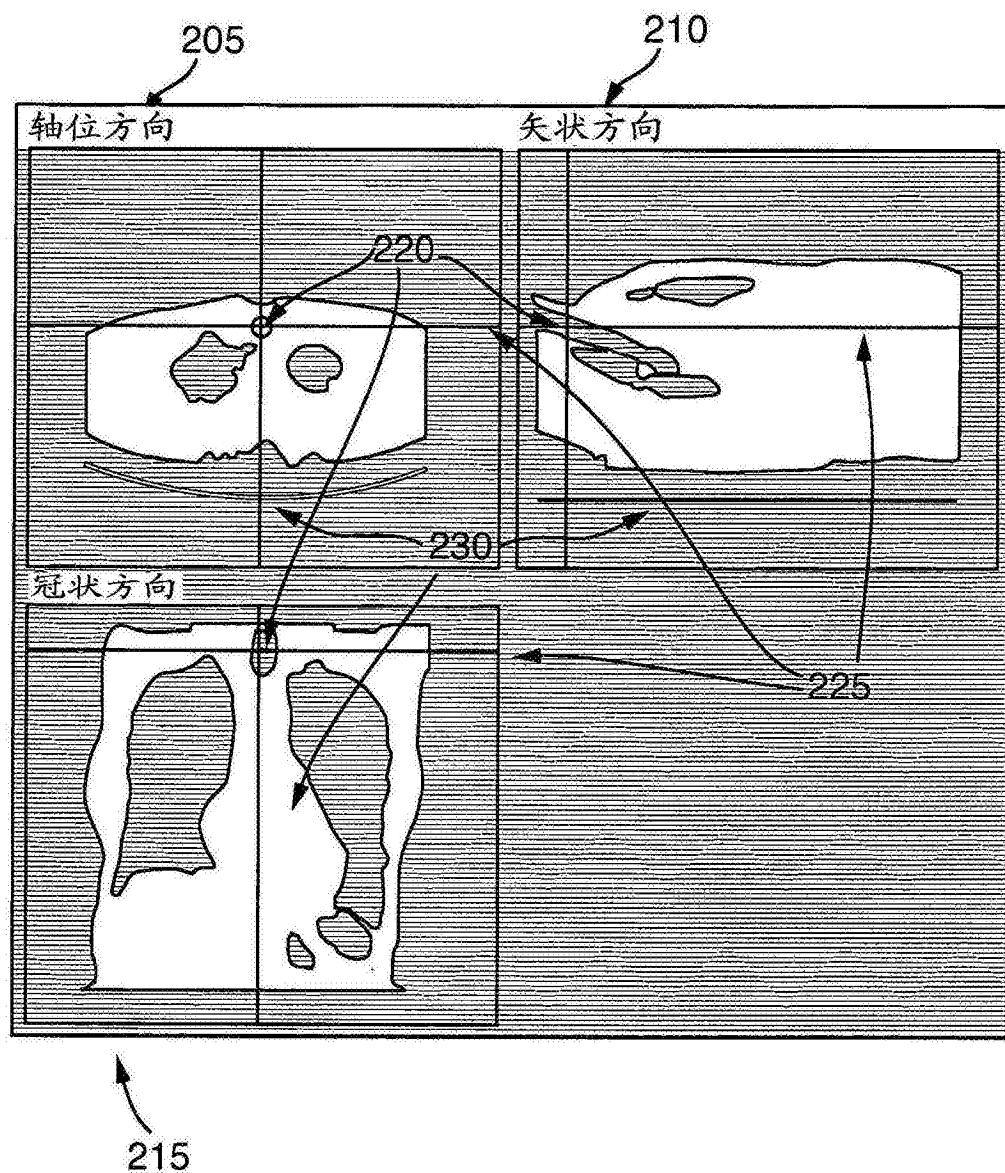


图2B

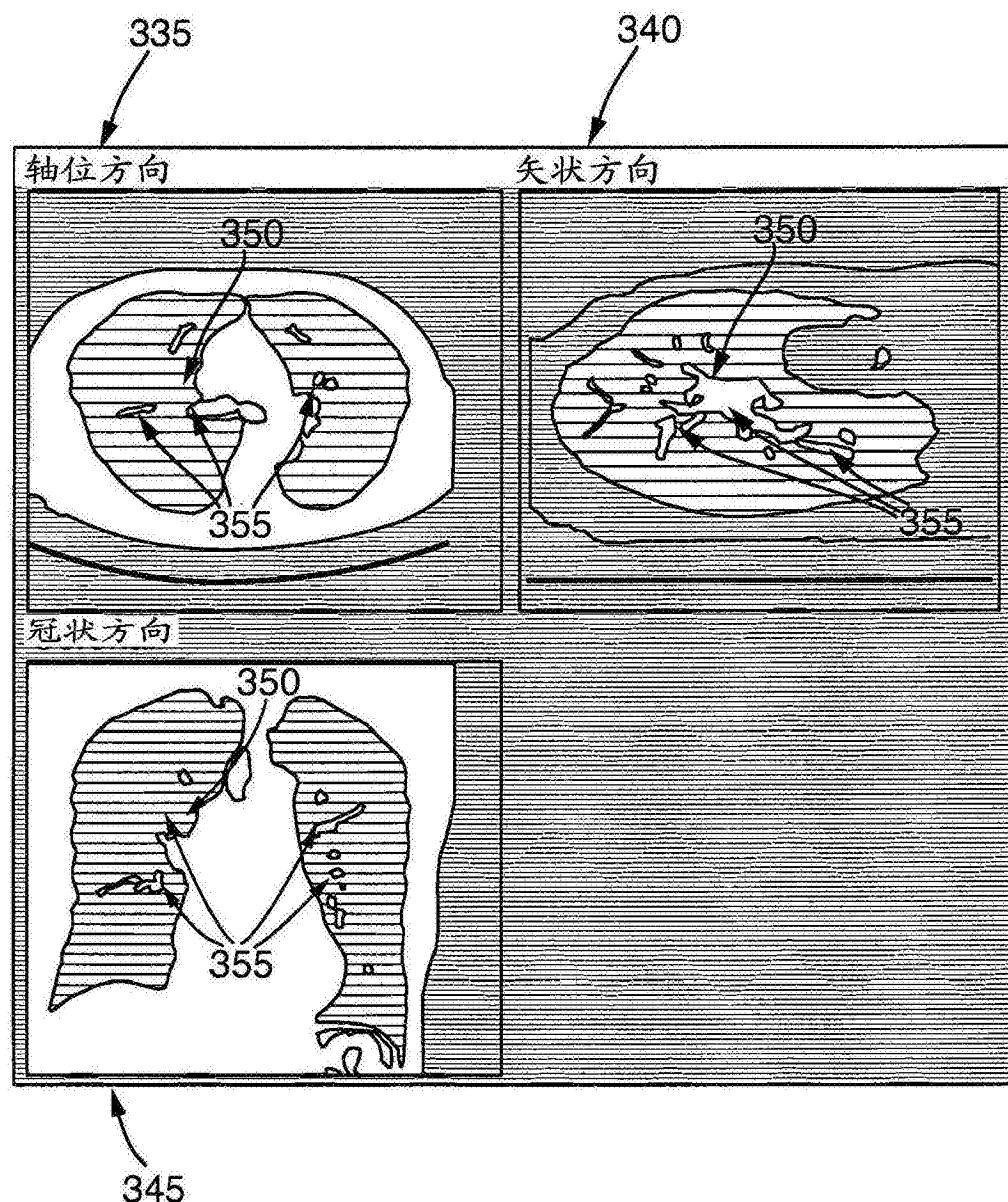


图3

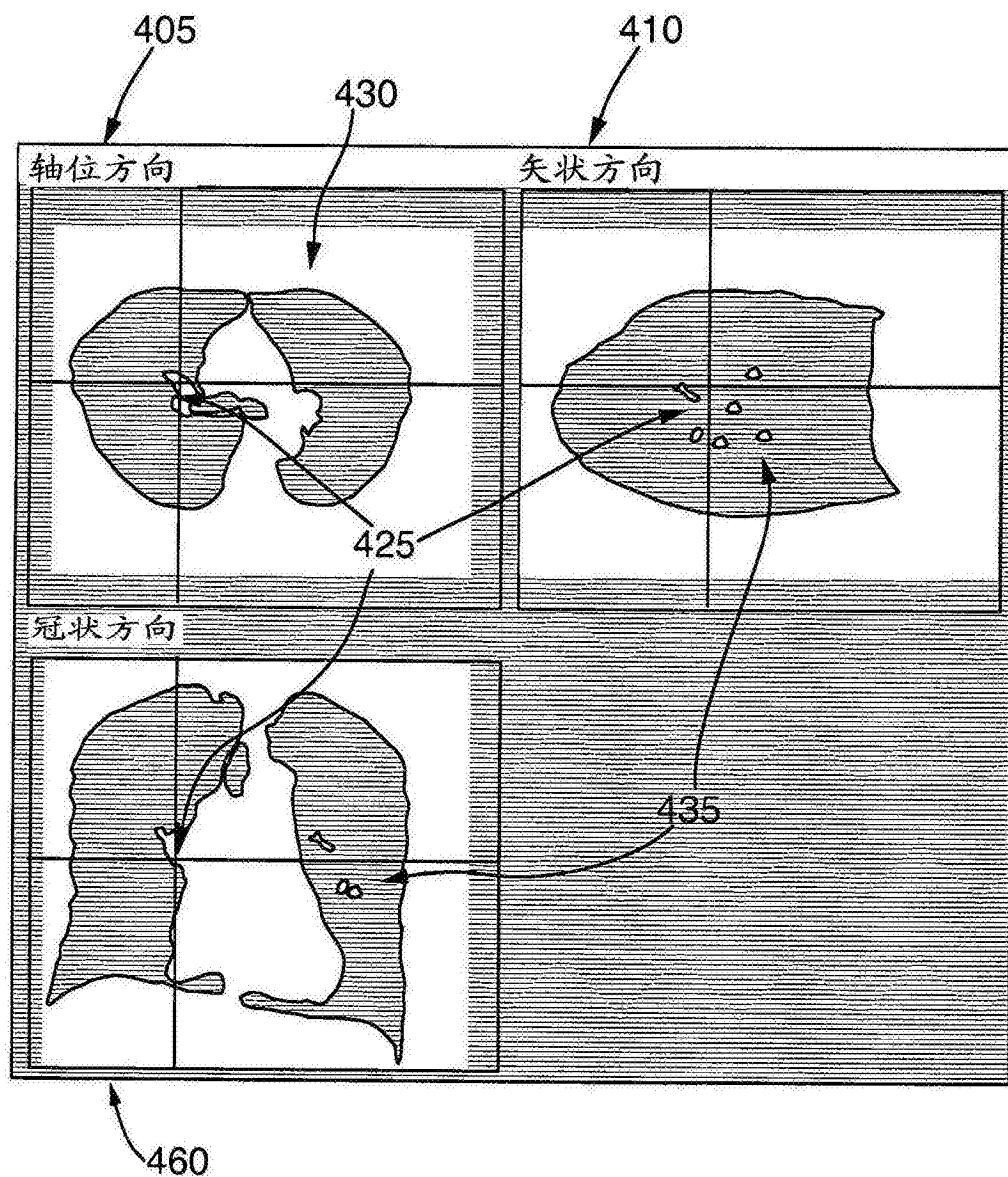


图4A

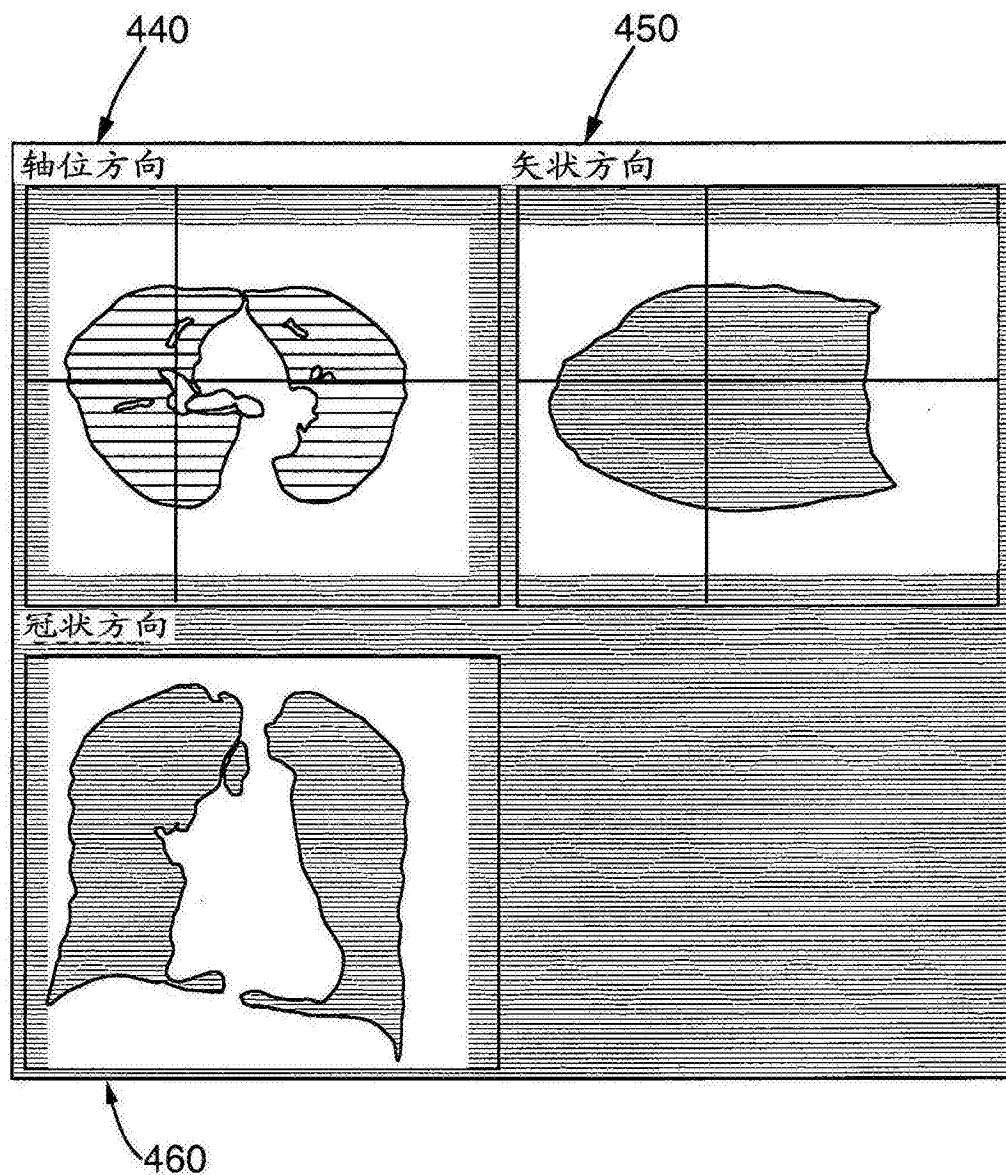


图4B

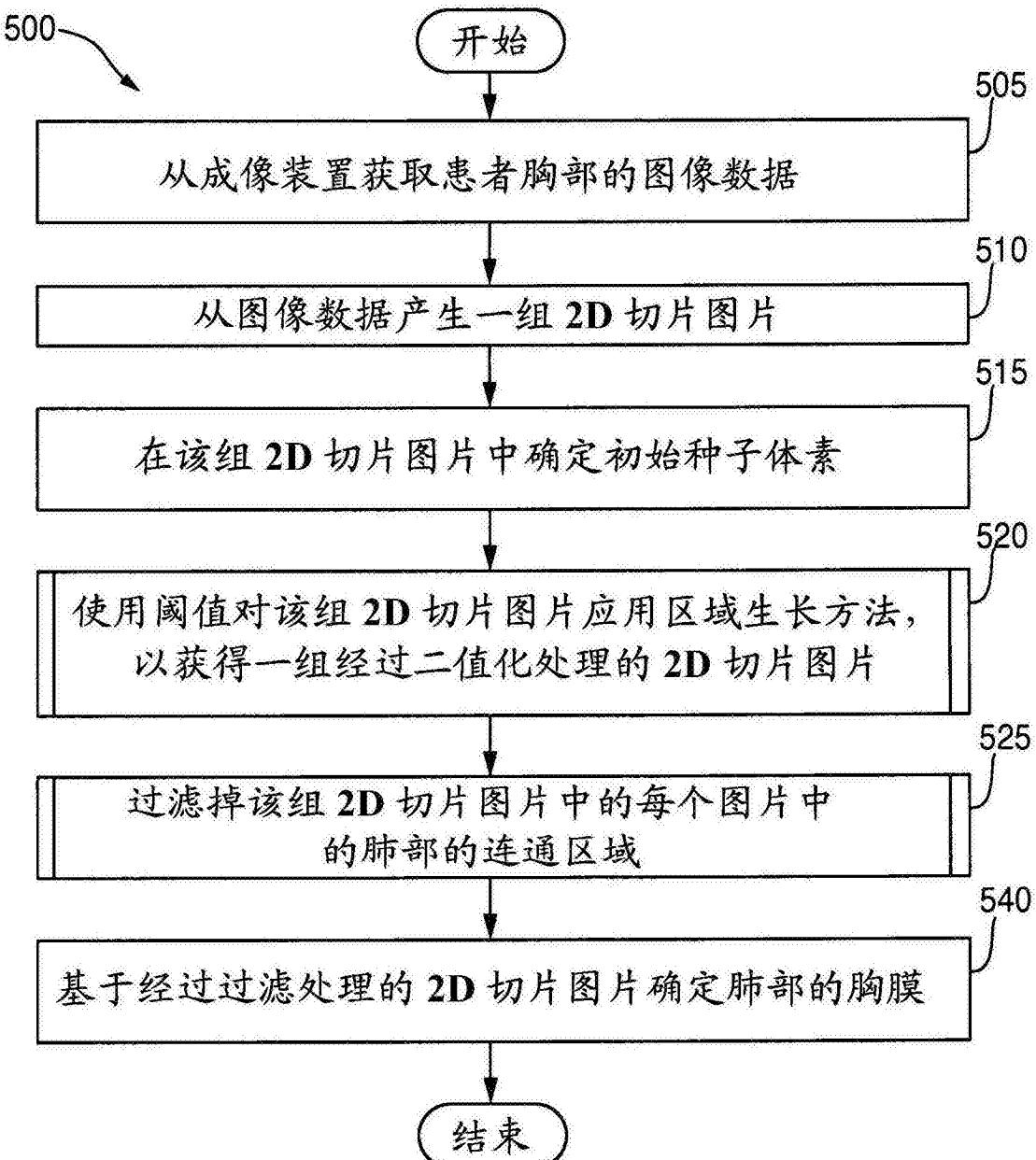


图5A

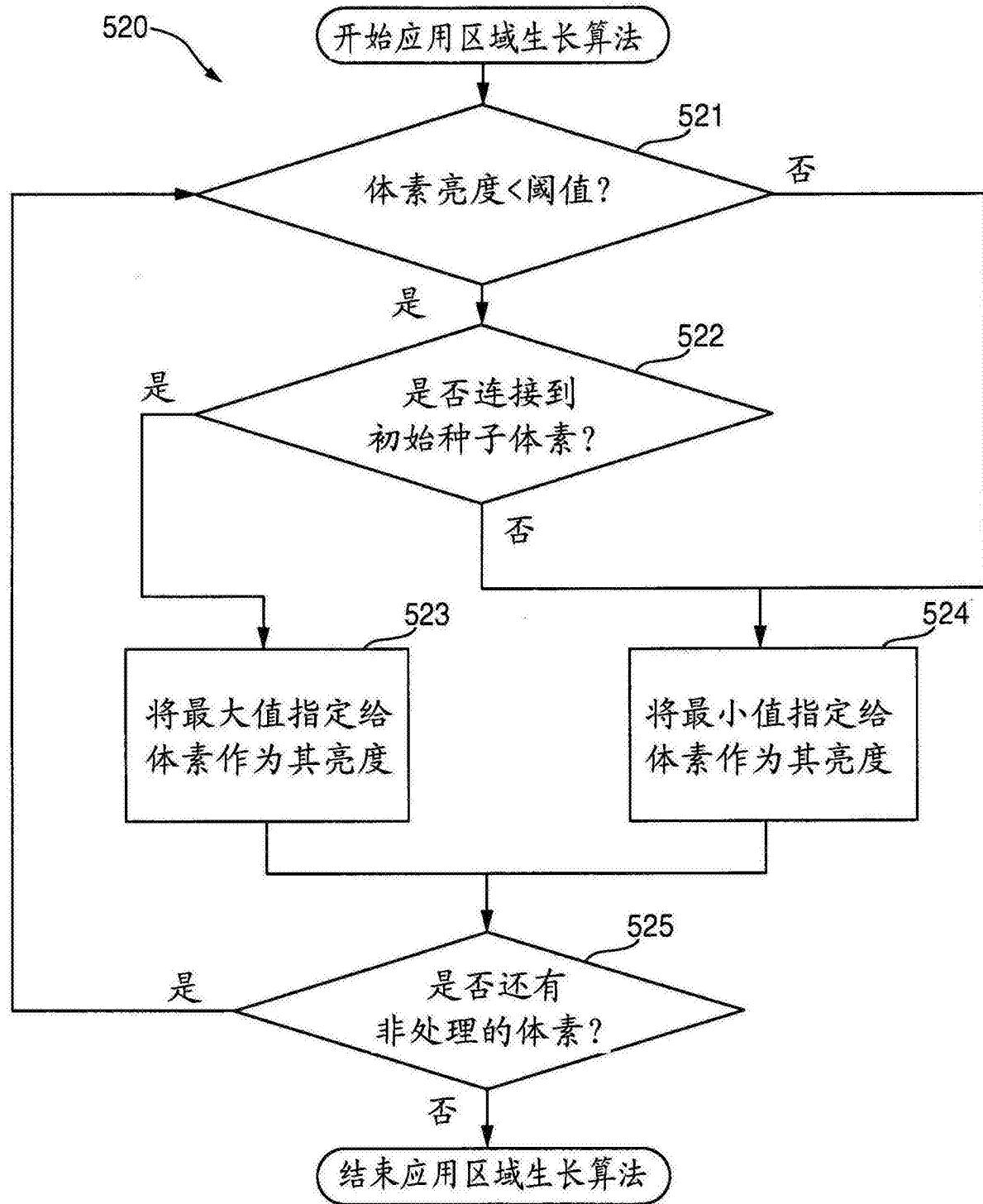


图5B

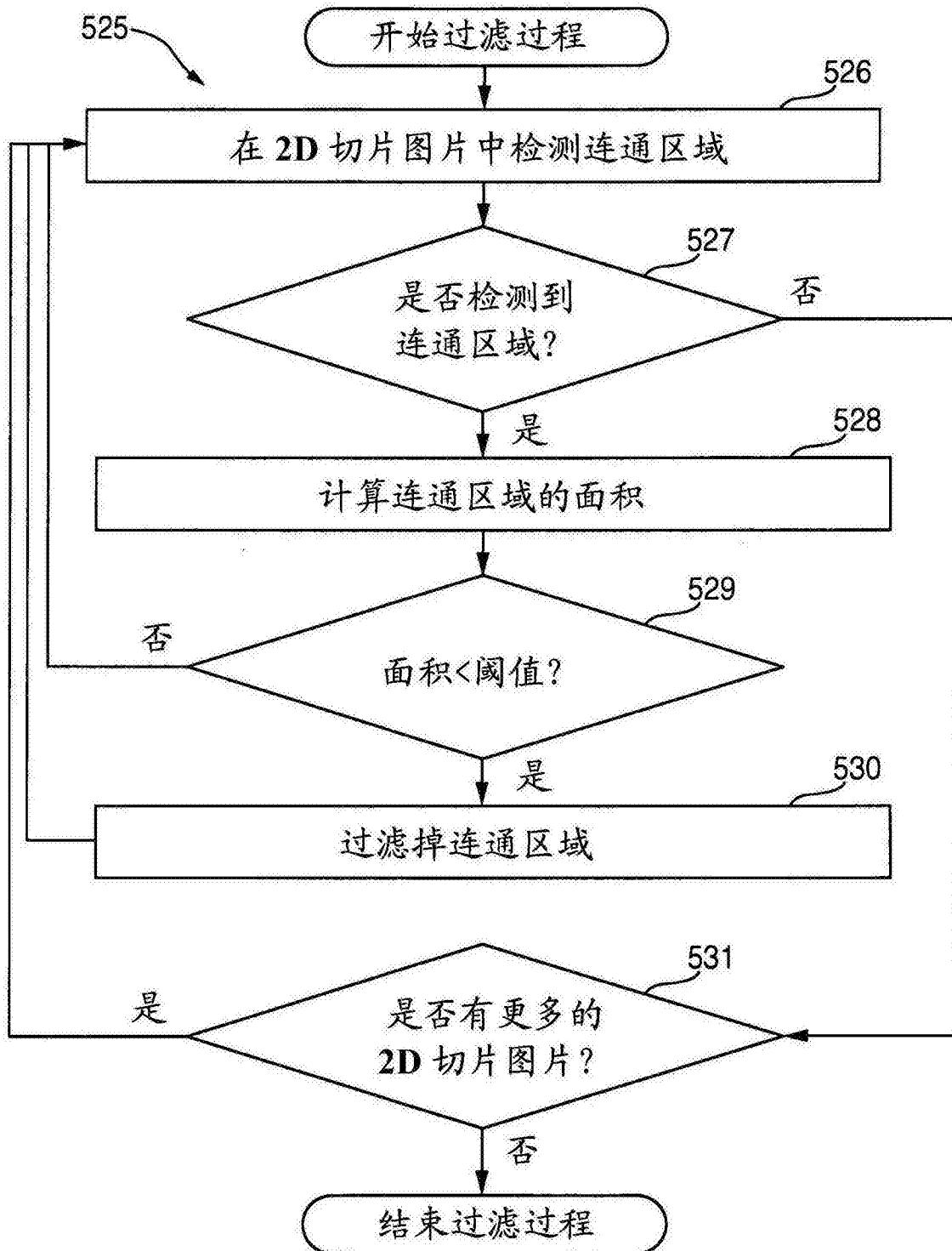


图5C