(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 112996441 B
(45)授权公告日 2025.01.03

(21)申请号 201980052382.3
(22)申请日 2019.05.23
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112996441 A
(43)申请公布日 2021.06.18
(30)优先权数据
62/682,720 2018.06.08 US
62/812,818 2019.03.01 US
16/420,030 2019.05.22 US
16/420,007 2019.05.22 US
16/420,011 2019.05.22 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2021.02.05
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2019/033751 2019.05.23
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/236317 EN 2019.12.12

(73)专利权人 数据完整性顾问有限责任公司
地址 美国华盛顿
(72)发明人 詹妮德·帕特里夏·布兰科·基利
(74)专利代理机构 北京志霖恒远知识产权代理有限公司 11435
专利代理师 胡少青 许媛媛

(51)Int.Cl.
A61B 6/50(2024.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/113(2006.01)
A61B 6/02(2006.01)
(56)对比文件
CN 103830848 A,2014.06.04
CN 105615911 A,2016.06.01
审查员 崔婷

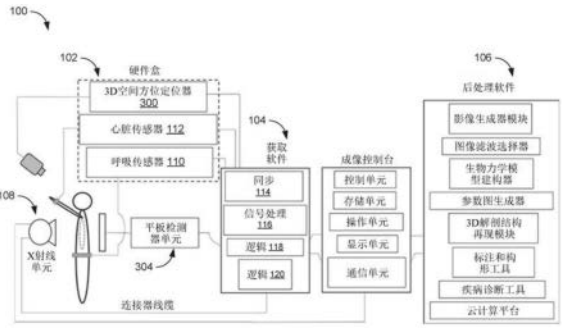
权利要求书3页 说明书38页 附图45页

(54)发明名称

用于肺体积门控X射线成像的系统和方法

(57)摘要

一种对患者肺进行成像的方法包括以下步骤:将所述患者定位在相对于x射线成像设备的第一方向,及获得所述患者呼吸的体积测量值。所述方法包含:当所述患者定位在相对于所述x射线成像设备的所述第一方向时,以及在获得所述患者呼吸的所述体积测量值时,基于所述患者呼吸的所述体积测量值确定所述患者的呼吸阶段。所述方法包含,根据确定所述患者的所述呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段,门控所述x射线成像设备以产生所述患者肺的x射线投影。



CN 112996441 B

1.一种对患者肺进行成像的方法,其包括:

将所述患者定位在相对于x射线成像设备的第一方向;

获得所述患者呼吸的体积测量值;

在获得所述患者呼吸的所述体积测量值时:

基于所述患者呼吸的所述体积测量值来确定所述患者的呼吸阶段;以及

基于从所述体积测量值确定的所述患者的所述呼吸阶段,门控所述x射线成像设备以获取对应于肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值;

从对应于所述肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值中提取肺组织的多个位移场,其中每个位移场表示所述肺组织从第一呼吸阶段到第二呼吸阶段的移动,并且

使用所述肺的不同呼吸阶段之间的所述肺组织的所述多个位移场以及对应的与每个呼吸阶段关联的生物计量参数集来计算所述肺的生物物理模型的一个或多个生物物理参数,其中,生物计量参数集包含所述肺在相应呼吸阶段以及对应于所述肺的所述相应呼吸阶段的心脏阶段的潮气量和气流。

2.根据权利要求1所述的方法,其中:

基于确定所述患者的所述呼吸阶段匹配多个预定义呼吸阶段中的一个呼吸阶段来门控所述x射线成像设备。

3.根据权利要求2所述的方法,其中只有当通过所述患者呼吸的所述体积测量值确定的所述患者的所述呼吸阶段匹配所述多个预定义呼吸阶段中的一个预定义呼吸阶段时才获得所述患者肺的x射线投影。

4.根据权利要求2至3中任一项所述的方法,其中所述多个预定义呼吸阶段包含所述患者的完整呼吸周期的早期呼气阶段和晚期呼气阶段。

5.根据权利要求2所述的方法,其中:

所述多个x射线测量值是第一多个x射线测量值;且

所述方法还包含:

将所述患者重新定位成相对于所述x射线成像设备的第二方向;

在所述患者定位在相对于所述x射线成像设备的所述第二方向时,在获得所述患者呼吸的所述体积测量值时获取对应于肺的不同呼吸阶段的第二多个x射线测量值:

继续基于所述患者呼吸的所述体积测量值来确定所述患者的呼吸阶段;以及

根据确定所述患者的所述呼吸阶段匹配各呼吸阶段,门控所述x射线成像设备以产生所述患者肺的第二x射线投影;以及

使用所述第一多个x射线测量值和所述第二多个x射线测量值生成对应于各呼吸阶段的静态图像立方体。

6.根据权利要求5所述的方法,其中使用在所述各呼吸阶段从各种角度获得的少于十个x射线投影来生成对应于所述各呼吸阶段的所述静态图像立方体。

7.根据权利要求1至3和5-6中任一项所述的方法,其中所述患者呼吸的所述体积测量值包含所述患者胸腔上升的测量值。

8.根据权利要求1至3和5-6中任一项所述的方法,其中使用由三维(3D)扫描仪、肺活量计和腹带组成的组中的一个或多个体积呼吸阶段传感器来获得所述患者呼吸的所述体积测量值。

9.根据权利要求1至3和5-6中任一项所述的方法,其还包含创建所述患者胸腔的表面的点云,其中根据所述患者胸腔的所述表面的所述点云来确定所述患者呼吸的所述体积测量值。

10.根据权利要求9所述的方法,其中使用3D成像技术测量所述患者胸腔的一个或多个位置来获得所述患者胸腔的所述表面的所述点云。

11.根据权利要求10所述的方法,其还包含:

使用所述患者胸腔的所述表面的所述点云来识别所述患者胸腔的所述表面上的一个或多个解剖标志;以及

根据所述患者胸腔的所述表面的所述点云推断所述患者胸腔内的一个或多个内部解剖标志的位置。

12.根据权利要求1至3和5-6中任一项所述的方法,其中:

所述患者的所述呼吸阶段是未来呼吸阶段;

基于所述患者呼吸的所述体积测量值来确定所述患者的呼吸阶段包含根据一个或多个当前和/或过去呼吸阶段预报所述未来呼吸阶段。

13.根据权利要求1所述的方法,其中与所述肺的所述不同呼吸阶段相关联的所述生物计量参数与所述肺组织的所述多个位移场之间的物理关系如下限定:

$$\vec{U} - \vec{U}_0 = T_V\vec{p}_1 + A_f(\vec{p}_2 + \vec{p}_3) + H_c\vec{p}_4$$

其中向量$\vec{p}_1$描述由潮气量引起的正应力,$\vec{p}_2$描述由气流引起的正应力,$\vec{p}_3$描述由气流引起的剪应力,并且$\vec{p}_4$描述由心脏运动引发的组织运动,闭环轨迹中的任一点处的组织的位移($\vec{U} - \vec{U}_0$)表达为分别由潮气量T_v、气流A_f和心脏阶段H_c按比例缩放的应力、应变和扰动心脏运动向量的总和。

14.一种对患者肺进行成像的系统,其包括:

x射线成像设备;

一个或多个处理器;以及

存储指令的存储器,所述指令在由所述一个或多个处理器执行时使所述一个或多个处理器执行一组操作,包含:

将患者定位在相对于所述x射线成像设备的第一方向;

获得所述患者呼吸的体积测量值;

在获得所述患者呼吸的所述体积测量值时:

基于所述患者呼吸的所述体积测量值来确定所述患者的呼吸阶段;

基于从所述体积测量值确定的所述患者的所述呼吸阶段,门控所述x射线成像设备以获取对应于肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值;

从对应于所述肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值中提取肺组织的多个位移场,其中每个位移场表示所述肺组织从第一呼吸阶段到第二呼吸阶段的移动,并且

使用所述肺的不同呼吸阶段之间的所述肺组织的所述多个位移场以及对应的与每个呼吸阶段关联的生物计量参数集来计算所述肺的生物物理模型的一个或多个生物物理参数,其中,生物计量参数集包含所述肺在相应呼吸阶段以及对应于所述肺的所述相应呼吸阶段的心脏阶段的潮气量和气流。

15.一种对患者肺进行成像的系统,其包括:

x射线成像设备;

一个或多个处理器;以及

存储指令的存储器,所述指令在由所述一个或多个处理器执行时使所述一个或多个处理器执行权利要求1至13中任一项所述的方法。

16.一种存储指令的非暂时性计算机可读存储介质,所述指令在由包含x射线成像设备和一个或多个处理器的系统执行时使所述一个或多个处理器执行一组操作,包含:

将患者定位在相对于x射线成像设备的第一方向;

获得所述患者呼吸的体积测量值;

在获得所述患者呼吸的所述体积测量值时:

基于所述患者呼吸的所述体积测量值来确定所述患者的呼吸阶段;

基于从所述体积测量值确定的所述患者的所述呼吸阶段,门控所述x射线成像设备以获取对应于肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值;

从对应于所述肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值中提取肺组织的多个位移场,其中每个位移场表示所述肺组织从第一呼吸阶段到第二呼吸阶段的移动,并且

使用所述肺的不同呼吸阶段之间的所述肺组织的所述多个位移场以及对应的与每个呼吸阶段关联的生物计量参数集来计算所述肺的生物物理模型的一个或多个生物物理参数,其中,生物计量参数集包含所述肺在相应呼吸阶段以及对应于所述肺的所述相应呼吸阶段的心脏阶段的潮气量和气流。

17.一种存储指令的非暂时性计算机可读存储介质,所述指令在由包含x射线成像设备和一个或多个处理器的系统执行时使所述一个或多个处理器执行权利要求1至12中任一项所述的方法。

用于肺体积门控X射线成像的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开的一些实施例涉及医学成像,且更具体地说,涉及用于执行几何分辨的射线照相x射线成像的系统和方法。本公开的一些实施例涉及放射治疗。

背景技术

[0002] 人体解剖的计算建模有助于理解具有不同生理条件特点的解剖行为。尽管当前技术发展水平的成像技术可允许医生将解剖行为视觉化,但将心、肺的复杂移动准确成像的当前技术发展水平的技术通常过于昂贵而无法被广泛采用。此外,过程错综复杂且与呼吸周期不相关的心脏运动,例如心脏形变,可能在基于CT或射线照相呼吸运动测量中表现为噪声。因此,描述呼吸运动的数学模型的准确性也将因看似随机的心脏运动而降低。解决此问题的一个方式是通过让患者屏住呼吸来消除图像中的肺部运动。在此方法阻止患者的呼吸运动时,可能难以在这些屏气图像中识别关于肺部健康的重要信息。

发明内容

[0003] 本公开的实施例试图通过提供几何分辨的射线照相x射线成像系统(GREX)来至少在一定程度上解决现有技术中存在的问题中的至少一个问题。

[0004] 根据一些实施例,GREX成像系统通过以计算方式针对特定呼吸阶段和特定心脏阶段来获取患者胸腔图像。通过在一系列成像平面中拍摄所针对呼吸阶段的胸腔快照,GREX成像系统获得与时间无关的解剖学几何结构。基于所采集的呼吸和心脏信号,对与时间无关的解剖学几何结构进行共同配准和内插以产生胸腔体积交互式影像。所述交互式影像具有优于常规静态成像的关键优势。使用交互式影像,GREX创建定量描述胸腔几何结构在患者呼吸期间如何变化的生物力学模型。基于基本物理定律,生物力学模型提供重要量的估计,例如肺组织弹性、应力、应变和呼吸顺应性。这些属性和其它属性提供了医生和医学从业人员当前无法获得的诊断能力。医生可利用GREX成像系统提供的此类信息来告知患者肺部疾病的病因。

[0005] 在一些实施例中,GREX成像系统包含用于现有数字诊断x射线单元的独特硬件和软件附加包。通过使用患者的生物计量信号告知在诊断上更能提供信息的自定义成像程序而提供新的增强的成像能力,硬件和软件附加包共同提升常规数字诊断x射线单元的诊断质量。硬件和软件附加包是任何市售数字诊断x射线单元(例如,传统x射线单元)的通用升级。

[0006] 根据一些实施例,提供一种对患者肺进行成像的方法。所述方法包括将患者定位在相对于x射线成像设备(例如,x射线单元)的第一方向并且获得患者呼吸的体积测量值。所述方法包含,当所述患者定位在相对于所述x射线成像设备的所述第一方向时,以及在获得所述患者呼吸的所述体积测量值时,基于所述患者呼吸的所述体积测量值确定所述患者的呼吸阶段。所述方法包含,根据确定所述患者的所述呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段,门控所述x射线成像设备以产生所述患者肺的x射线投影。

[0007] 在一些实施例中,预定呼吸阶段是多个预定呼吸阶段中的第一预定义呼吸阶段,并且所述方法还包含在获得患者呼吸的体积测量值时,根据确定患者呼吸阶段匹配所述多个预定义呼吸阶段中的任何一个预定义呼吸阶段而门控x射线成像设备以产生患者肺的x射线投影。

[0008] 在一些实施例中,只有当通过患者呼吸的体积测量值确定的患者呼吸阶段匹配所述多个预定义呼吸阶段中的一个预定义呼吸阶段时才获得患者肺的x射线测量值。

[0009] 在一些实施例中,所述多个预定义呼吸阶段包含患者的完整呼吸周期的早期呼气阶段、晚期呼气阶段、最大呼气阶段、早期吸气阶段、晚期吸气阶段和最大吸气阶段。

[0010] 在一些实施例中,所述x射线投影是第一x射线投影,并且所述方法还包含将患者重新定位到相对于x射线成像设备的第二方向。在一些实施例中,所述方法还包含:当患者定位在相对于x射线成像设备的第二方向时,以及在继续获得患者呼吸的体积测量值的同时,继续基于患者呼吸的体积测量值确定患者的呼吸阶段,并且根据确定患者的呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段,门控x射线成像设备以产生患者肺的第二x射线投影。在一些实施例中,所述方法包含使用第一x射线投影和第二x射线投影生成对应于预定义呼吸阶段的静态图像立方体。

[0011] 在一些实施例中,使用在所述预定义呼吸阶段从各种角度获得的少于十个x射线投影来生成对应于所述预定义呼吸阶段的静态图像立方体。

[0012] 在一些实施例中,患者呼吸的体积测量值包含患者胸腔上升的测量值。

[0013] 在一些实施例中,使用由三维(3D)扫描仪、肺活量计和腹带组成的组中的一个或多个体积呼吸阶段传感器来获得患者呼吸的体积测量值。

[0014] 在一些实施例中,所述方法还包含创建患者胸腔表面的点云。根据患者胸腔表面的点云确定患者呼吸的体积测量值。

[0015] 在一些实施例中,使用3D成像技术测量患者胸腔的一个或多个位置以获得患者胸腔表面的点云。

[0016] 在一些实施例中,所述方法还包含:使用患者胸腔表面的点云识别患者胸腔表面上的一个或多个解剖标志,以及根据患者胸腔表面的点云推断患者胸腔内的一个或多个内部解剖标志的位置。

[0017] 在一些实施例中,患者的呼吸阶段是未来呼吸阶段,并且基于患者呼吸的体积测量值来确定患者的呼吸阶段包含根据一个或多个当前和/或过去呼吸阶段预报未来呼吸阶段。

[0018] 在一些实施例中,提供一种方法。所述方法包含将患者定位在相对于辐射源的第一方向,获得患者呼吸的测量值以及获得患者心脏功能的测量值。所述方法还包含,当患者定位于相对于辐射源的第一方向时并且当获得患者呼吸的测量值时,根据患者呼吸的测量值确定患者的呼吸阶段并根据患者心脏功能的测量值确定患者的心脏阶段。所述方法还包含,基于确定患者的呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段以及确定患者的心脏阶段匹配心搏周期的预定义窗口,门控辐射源以使患者暴露于辐射。

[0019] 在一些实施例中,辐射源是x射线成像设备,并且门控辐射源以使患者暴露于辐射包括门控x射线成像设备以产生患者肺的x射线投影。

[0020] 在一些实施例中,辐射源是放射治疗源,并且门控放射治疗源以使患者暴露于辐

射包括门控放射治疗源以按治疗剂量辐照患者肺的区域。

[0021] 在一些实施例中,所述方法还包含在门控辐射源以使患者暴露于辐射之前,从患者的多个心搏周期获得患者心脏功能的测量值,以及使用来自所述多个心搏周期的患者心脏功能的测量值来确定预定义心脏阶段与心搏周期的预定义窗口的开始之间的平均间隔。在一些实施例中,确定患者的心脏阶段匹配心搏周期的预定义窗口包含通过实时检测预定义心脏阶段并等待一定的时长来预测心搏周期的预定义窗口,所述时长对应于预定义心脏阶段与心搏周期的预定义窗口的开始之间的平均间隔。

[0022] 在一些实施例中,来自患者的多个心搏周期的测量值是所述多个心搏周期的波形测量值,并且所述方法还包含在统计上稳定地验证所述多个心搏周期的波形测量值。

[0023] 在一些实施例中,心搏周期的预定义窗口是心搏周期的静止窗口。

[0024] 在一些实施例中,提供一种根据对应于患者肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值来确定肺的生物物理模型的方法。所述方法包含从对应于肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值中提取肺组织的多个位移场。每个位移场表示肺组织从第一呼吸阶段到第二呼吸阶段的移动,并且每个呼吸阶段具有对应的生物计量参数集。所述方法还包含使用肺的不同呼吸阶段之间的肺组织的多个位移场以及对应的生物计量参数集来计算肺的生物物理模型的一个或多个生物物理参数。

[0025] 在一些实施例中,所述一个或多个生物物理参数限定与肺的不同呼吸阶段相关联的生物计量参数与肺组织的多个位移场之间的物理关系。

[0026] 在一些实施例中,与肺的不同呼吸阶段相关联的生物计量参数与肺组织的多个位移场之间的物理关系如下限定:

[0027] $$\vec{U}-\vec{U}_0 = T_V\vec{p}_1 + A_f(\vec{p}_2+\vec{p}_3) + H_c\vec{p}_4$$

[0028] 向量$\vec{p}_1$描述由潮气量引起的正应力,$\vec{p}_2$描述由气流引起的正应力,$\vec{p}_3$描述由气流引起的剪应力,并且$\vec{p}_4$描述由心脏运动引发的组织运动,而闭环轨迹中的任一点处的组织的位移$(\vec{U}-\vec{U}_0)$表达为分别由潮气量(T_v)、气流(A_f)和心脏阶段(H_c)按比例缩放的应力、应变和扰动心脏运动向量的总和。

[0029] 在一些实施例中,所述方法还包含根据对应于肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值生成对应于肺的不同呼吸阶段的多个医学图像立方体。还通过用图像分段从第一医学图像立方体的其余部分勾画出肺组织,从对应于肺的不同呼吸阶段的多个医学图像立方体中提取肺组织的多个位移场。所述方法包含,对于第一医学图像立方体中的相应体素,使用第一医学图像立方体与第二医学图像立方体之间的基于强度的结构映射来确定第一医学图像立方体和第二医学图像立方体中的体素之间的位移向量,以及迭代地细化第一医学图像立方体中的不同体素和其在第二医学图像立方体中的对应部分的位移向量。

[0030] 在一些实施例中,与相应呼吸阶段相关联的生物计量参数集包含肺在相应呼吸阶段以及对应于肺的所述相应呼吸阶段的心脏阶段的潮气量和气流。

[0031] 在一些实施例中,所述方法还包含根据对应于肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值生成对应于肺的不同呼吸阶段的多个医学图像立方体。在一些实施例中,所述方法包含:选择多个医学图像立方体中的一个或多个作为参考医学图像立方体,确定与每个参考医学图像立方体相关联的生物计量参数集,以及基于与两个参考医学图像立方体相关联的

两个生物计量参数集之间肺的生物计量测量值来选择生物计量参数集。在一些实施例中，所述方法还包含通过将基于肺的生物计量测量值的生物计量参数集应用于生物物理模型来模拟两个参考医学图像立方体之间的医学图像立方体。

[0032] 在一些实施例中，肺的不同呼吸阶段包含患者的完整呼吸周期的早期呼气、晚期呼气、最大呼气、早期吸气、晚期吸气和最大吸气。

[0033] 在一些实施例中，一个或多个传感器用于测量患者的生物计量信号作为时间数列的一个或多个序列，所述一个或多个传感器包含3D空间方位定位器、呼吸阶段传感器和心脏阶段传感器中的一个或多个。

[0034] 在一些实施例中，3D空间方位定位器配置成用于测量由呼吸和心跳引起的患者的实时身体移动并将它们输出为时间数列。

[0035] 在一些实施例中，呼吸阶段传感器配置成用于测量与患者呼吸相关的一个或多个生理度量值，包含潮气量和其一阶时间导数。

[0036] 在一些实施例中，心脏阶段传感器配置成用于测量由患者的心脏生成的周期性和平稳的电信号。

[0037] 在一些实施例中，由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号用于触发x射线单元以获取患者在特定呼吸和心脏阶段的x射线图像。

[0038] 在一些实施例中，x射线单元包含时钟，并且由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号与x射线单元的时钟同步。在一些实施例中，将生物计量信号的相应值记录为与获取的x射线图像相关联。

[0039] 在一些实施例中，在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号用于建构优化的呼吸预测模型，用于预测x射线单元被触发以捕捉患者的x射线图像的所要呼吸阶段。

[0040] 在一些实施例中，提供一种根据患者的2D x射线图像生成3D x射线图像立方体影像的方法。所述方法包含将在不同投影角度捕捉的肺的第一多组x射线图像转换成对应于不同呼吸阶段的肺的第二多组x射线图像。所述方法还包含使用反投影根据相应呼吸阶段的第二多组x射线图像中的每一组生成静态图像立方体，以及通过时间内插法将对应于肺的不同呼吸阶段的静态图像立方体组合成3Dx射线图像立方体影像。

[0041] 在一些实施例中，将在不同投影角度捕捉的肺的第一多组x射线图像转换成对应于不同呼吸阶段的肺的第二多组x射线图像还包括在不同投影角度捕捉肺的第一多组x射线图像。第一多组x射线图像中的每一组对应于肺在特定投影角度下的不同呼吸阶段。所述转换还包括通过肺的第一多组x射线图像的相关联呼吸阶段将肺的第一多组x射线图像重新组织成肺的第二多组x射线图像。第二多组x射线图像中的每一组对应于肺的相应呼吸阶段。

[0042] 在一些实施例中，任何特定组内的x射线图像进行几何分辨并且在时间上是独立的。

[0043] 在一些实施例中，肺的不同呼吸阶段对应于肺的移动的不同潮气量百分位数。

[0044] 在一些实施例中，肺的不同呼吸阶段包含患者的完整呼吸周期的早期呼气、晚期呼气、最大呼气、早期吸气、晚期吸气和最大吸气。

[0045] 在一些实施例中，在不同投影角度捕捉的肺的多个x射线图像都对应于相同的呼吸阶段。

[0046] 在一些实施例中,一个或多个传感器用于测量患者的生物计量信号作为时间数列的一个或多个序列,所述一个或多个传感器包含3D空间方位定位器、呼吸阶段传感器和心脏阶段传感器中的一个或多个。

[0047] 在一些实施例中,所述方法还包括:使用一个或多个心脏阶段传感器测量值来识别心脏阶段门控窗口,使用一个或多个呼吸阶段传感器测量值来预测呼吸阶段,识别心脏阶段门控窗口与预测的呼吸阶段之间的一致性以用于生成x射线成像脉冲,以及利用呼吸阶段、心脏阶段和3D空间方位定位器测量值来标记对应于x射线成像脉冲的x射线图像。

[0048] 在一些实施例中,3D空间方位定位器配置成用于测量由呼吸和心跳引起的患者的实时身体移动并将它们输出为时间数列。

[0049] 在一些实施例中,呼吸阶段传感器配置成用于测量与患者呼吸相关的一个或多个生理度量值,包含潮气量和其一阶时间导数。

[0050] 在一些实施例中,心脏阶段传感器配置成用于测量由患者的心脏生成的周期性和平稳的电信号,其具有对应于心脏阶段的特性特征。

[0051] 在一些实施例中,在与x射线单元的时钟同步之后,两个不同滤波器用于从患者的生物计量信号中去除信号漂移和噪声。

[0052] 在一些实施例中,由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号用于触发x射线单元以获取患者在特定呼吸和心脏阶段的x射线图像。

[0053] 在一些实施例中,x射线单元包含时钟,并且由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号与x射线单元的时钟同步。在一些实施例中,将生物计量信号的相应值记录为与获取的x射线图像相关联。

[0054] 在一些实施例中,在捕捉患者的任何x射线图像之前在训练窗口期间测量患者的生物计量信号,并且在训练窗口期间所测量的患者的生物计量信号包含患者的多个完整呼吸周期。

[0055] 在一些实施例中,使用在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号来识别完整呼吸周期内的多个潮气量百分位数,每个潮气量百分位数对应于不同呼吸阶段中的一个呼吸阶段。

[0056] 在一些实施例中,在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号用于建构优化的呼吸预测模型,以用于预测x射线单元被触发以捕捉患者的x射线图像的所要呼吸阶段。

[0057] 在一些实施例中,优化的呼吸预测模型基于自回归积分滑动平均(autoregressive integrated moving average,ARIMA)模型。

[0058] 在一些实施例中,用于捕捉患者的x射线图像的所要呼吸阶段配置成与心脏门控窗口一致,心脏引发的肺部运动在所述心脏门控窗口期间缓慢变化。

[0059] 在一些实施例中,基于心电图(ECG)信号中的T波和P波的位置来选择心脏门控窗口,使得心脏引发的肺部运动缓慢变化。

[0060] 在一些实施例中,从至少两个呼吸周期采集特定投影角度的肺的不同呼吸阶段。

[0061] 本公开的实施例的额外方面和优势将部分地在下文描述中给出,部分地根据下文描述而变得显而易见,或者从本公开的实施例的实践中习得。

附图说明

[0062] 为了更清楚地描述本公开的实施例或现有技术中的技术方案,将简要解释实施例或现有技术的描述中所必要的附图。显然,以下描述中的附图仅是本公开的一些实施例。对于所属领域的技术人员而言,在没有创造性劳动的前提下,也可根据这些图中所示的结构获得其它附图。

[0063] 图1是根据本公开的一些实施例的包含硬件盒、获取软件和后处理软件的GREX成像系统的示意性框图。

[0064] 图2是根据本公开的一些实施例的GREX图像获取过程的示意性流程图。

[0065] 图3是描绘根据本公开的一些实施例的GREX成像系统的3D空间方位定位器的俯视图的示意性框图。

[0066] 图4描绘根据本公开的一些实施例的在时间上共享相同的最大吸气阶段但具有完全不同的潮气量的两次呼吸的示例。

[0067] 图5描绘根据本公开的一些实施例的分别针对规律呼吸患者(左上子图)和不规律呼吸患者(右上子图)的潮气量百分位数(两个底部子图)的示例。

[0068] 图6是根据本公开的一些实施例的同步过程的示意性流程图。

[0069] 图7描绘根据本公开的一些实施例的同步的心脏心电图(ECG)信号和肺呼吸信号。

[0070] 图8是根据本公开的一些实施例的漂移和信号噪声去除过程的示意性流程图。

[0071] 图9描绘根据本公开的一些实施例的绘制为潮气量与时间的示范性呼吸。

[0072] 图10描绘根据本公开的一些实施例的绘制为气流与潮气量的图9中示出的相同呼吸。

[0073] 图11是根据本公开的一些实施例的呼吸阶段预测过程的示意性流程图。

[0074] 图12描绘根据本公开的一些实施例的基于ECG信号中的T波和P波的位置选择的使得心脏引发的肺部运动缓慢变化的时间上的示范性门控窗口。

[0075] 图13是根据本公开的一些实施例的使用心脏阶段预测而非心脏门控窗口的实时识别的另一GREX程序的示意性流程图。

[0076] 图14从左到右描绘根据本公开的一些实施例的在呼吸阶段的早期呼气、晚期呼气、最大呼气、早期吸气、晚期吸气、最大吸气处的触发图像的示例。

[0077] 图15是根据本公开的一些实施例的图像获取触发过程的示意性流程图。

[0078] 图16是根据本公开的一些实施例的用在示范性GREX图像重建算法中的变量的示意性框图。

[0079] 图17是根据本公开的一些实施例的在成像程序期间的GREX成像系统的操作组件的示意性框图。

[0080] 图18是根据本公开的一些实施例的0°(A)和90°(B)x射线投影横越的组织深度的示范性描绘。

[0081] 图19是根据本公开的一些实施例的根据窄的投影角度范围(1)和宽的投影角度范围(2)的深度分辨率的示范性描绘。

[0082] 图20是根据本公开的一些实施例的相对于三个主成像平面(左)以及相对于GREX成像系统的成像等角点在自上向下的查看方向上(右)的β成像角度方位的示范性图解。

[0083] 图21是示出根据本公开的一些实施例的GREX成像系统如何将2D x射线投影转到

静态图像立方体并最终转到图像立方体影像的示范性框图。

[0084] 图22是根据本公开的一些实施例的创建图21中所示的静态图像立方体的过程的图形描绘。

[0085] 图23是根据本公开的一些实施例的图像滤波过程的示意性流程图。

[0086] 图24描绘根据本公开的一些实施例的由心脏与肺的相互作用引起的位于左肺中靠近心脏的一块组织的示范性闭环肺组织轨迹。

[0087] 图25是根据本公开的一些实施例的生物力学模型的组成部分的操作的示意性流程图。

[0088] 图26A是根据本公开的一些实施例的在呼吸周期期间肺组织元素的运动轨迹的图形描绘。

[0089] 图26B是根据本公开的一些实施例的不同呼吸阶段之间的位移向量的图形描绘。

[0090] 图27是根据本公开的一些实施例的多分辨率3D光流算法的示意性流程图。

[0091] 图28A是根据本公开的一些实施例的说明通过生物计量内插法来产生影像的示意性流程图。

[0092] 图28B是根据本公开的一些实施例的说明使用生物计量数据矩阵创建中间图像立方体的框图。

[0093] 图29描绘健康患者的标准射线照片和具有1b期左上肺肿瘤(以箭头指示)的患病患者的标准射线照片的示例。

[0094] 图30描绘根据本公开的一些实施例的示出健康患者的状况的指示符的GREX参数图、示出患病患者的健康状况的指示符的GREX参数图的示例。

[0095] 图31A到31B是根据本公开的一些实施例的对患者肺进行成像的方法的流程图。

[0096] 图32A到32B是根据本公开的一些实施例的门控辐射源的方法的流程图。

[0097] 图33A到33C是根据本公开的一些实施例的确定患者肺的生物物理模型的方法的流程图。

[0098] 图34A到34C是根据本公开的一些实施例的用于生成3D x射线图像立方体影像的方法的流程图。

[0099] 图35描绘根据一些实施例的用于支撑患者的示范性患者定位固定装置(PPF)(例如,转椅)。

[0100] 图36描绘根据一些实施例的示范性生物事件监测过程(BEMP)卡。

具体实施方式

[0101] 现在将详细参考本公开的实施例。在整个说明书中,相同或类似的元件和具有相同或类似功能的元件由相同的附图标号标示。本文中参考附图所描述的实施例是解释性的、说明性的,并且用于总体上理解本公开。所述实施例不应解释为限制本公开。

[0102] 在说明书中,除非另有指定或限制,否则相对术语如“中心”、“纵向”、“横向”、“前”、“后”、“右”、“左”、“内”、“外”、“下”、“上”、“水平”、“垂直”、“上方”、“下方”,“上部”、“顶部”、“底部”以及其派生词(例如,“水平地”、“向下”、“向上”等)应解释为指代随后描述的或如所论述的附图中所示的方向。这些相对术语是为了便于描述,并不要求本公开以特定方向构建或操作。

[0103] 在本发明中,除非另有指定或限制,否则术语“安装”、“连接”、“联接”、“固定”等是在广义上使用,并且可以是例如固定连接、可拆卸连接或一体式连接;还可以是机械或电连接;还可以是直接连接或通过插入结构的间接连接;还可以是两个元件的内部连通,所属领域的技术人员可根据具体情况予以理解。

[0104] 在本发明中,除非另有指定或限制,否则其中第一特征在第二特征“上”或“下”的结构可包含其中第一特征与第二特征直接接触的实施例,并且还可包含其中第一特征和第二特征彼此不直接接触但通过其间形成的额外特征接触的实施例。此外,第一特征在第二特征“上”、“上方”或“顶部”可包含其中第一特征正好或斜向地在第二特征“上”、“上方”或“顶部”的实施例,或仅意指第一特征的高度高于第二特征的高度;而第一特征在第二特征“下”、“下方”或“底部”可包含其中第一特征正好或斜向地在第二特征“下”、“下方”或“底部”的实施例,或仅意指第一特征的高度低于第二特征的高度。

[0105] 图1是根据本公开的一些实施例的包含硬件盒102、获取软件104(例如存储在非暂时性存储器中)和后处理软件106(例如存储在非暂时性存储器中)的GREX成像系统100的示意性框图。

[0106] 硬件盒102中存在三个测量传感器(例如,3D空间方位定位器300、呼吸阶段传感器110和心脏阶段传感器112),其独立地将患者的生物计量信号采集为时间数列,并且所收集的时间数列充当获取软件104的输入。获取软件104对生物计量时间数列测量值进行处理和滤波以生成成像触发信号(例如到达x射线单元108)。成像触发信号针对特定呼吸阶段,并且任选地针对患者的心脏阶段。呼吸阶段和心脏阶段各自由其相应的生物计量时间数列测量值限定。连接器线缆将成像触发信号从获取软件104发送到x射线单元108,所述x射线单元在所针对阶段获取呼吸和心脏阶段射线照相图像。一旦获取,则限定完整呼吸周期的一系列针对呼吸和心脏阶段的图像被输入到后处理软件106中。后处理软件根据针对呼吸和心脏阶段的图像建构肺部运动的生物力学模型。接着,生物力学模型用于在后处理软件中生成其它诊断结果。尽管本申请使用x射线图像作为示例,但对于所属领域的技术人员来说显而易见的是,本申请中公开的方法可适用于毫不费力地应用于其它类型的医学图像。例如,建构生物力学模型的过程不限于使用x射线图像,并且可使用其它类型的医学图像(例如,CT扫描、MRI等)。

[0107] 图2是根据本公开的一些实施例的GREX图像获取过程200的示意性流程图(例如,由图1的获取软件104执行)。具体地说,获取软件104对来自硬件盒102的时间数列测量值进行同步和处理,以便去除潜在的信号漂移和噪声。接着,获取软件104实施阶段预测算法,所述算法根据同步的无漂移且无噪声的时间数列输入来预测呼吸和心脏阶段。基于呼吸和心脏阶段预测结果,获取软件104使用逻辑算法118来搜索所针对的呼吸和心脏阶段一致性。所针对的呼吸和心脏阶段一致性限定提示图像触发生成和x射线单元108对所得图像的获取的条件。一旦获取GREX图像,则后处理软件使用以前医疗专业人员无法获得的GREX图像执行新的肺病诊断。例如,所获取GREX图像用于建构生物力学模型,所述模型将胸腔几何结构限定为随呼吸和心脏阶段而变,但并不明确包含时间参数。

[0108] 在此文件中,基于GREX的成像系统分成三个章节。章节1描述硬件盒102的实施例。章节2描述获取软件104的实施例。章节3描述后处理软件106的实施例。每个章节较详细地描述构成如图1中所示的硬件盒102、获取软件104和后处理软件106的组件和功能。

[0109] 章节1.硬件盒102

[0110] 在一些实施例中,硬件102具有至少两个职责。一是采集限定胸腔的解剖学几何结构的生物计量信号。二是与数字诊断x射线单元(例如x射线单元108)通信。

[0111] 限定胸腔的解剖学几何结构的生物计量信号输入包含:胸腔尺寸(通过3D空间定位器300测量,图3),呼吸阶段(通过呼吸阶段传感器110测量),以及心脏阶段(通过ECG监测器测量)。在硬件盒102内,以100Hz对生物计量信号进行实时取样,以便为每个信号输入创建时间数列曲线。接着,将硬件盒102的输出,即时间数列曲线,传送到获取软件。

[0112] 图3是描绘根据本公开的一些实施例的GREX成像系统100的3D空间方位定位器300的俯视图的示意性框图。

[0113] 章节1.1-3D空间方位定位器300

[0114] 3D空间方位定位器300测量由呼吸和心跳引起的患者的实时身体移动,并将它们输出为(例如笛卡尔、极性、超级等)坐标空间中的时间数列。如图3中所示,3D空间方位定位器300包含固定到房间天花板上的平衡环道的三个单独的3D相机(例如,相机302a到302c)。存在120°的角度增量将系统的三个相机302a彼此分开。患者位于x射线单元108与检测器面板304之间,使得患者位于吊装3D空间方位定位器300的中心。所述系统在预定义坐标空间中测量患者的胸腔扩张(例如,上升和下降)。对于患者躯干以及x射线单元108和检测器面板304中的一个,每个相机302具有无障碍视角。

[0115] 使用实时深度图,每个3D相机302创建患者的表面再现。来自所有三个3D相机302的同时信息组合以形成基于患者的呼吸和心脏阶段而实时变化的体积皮肤表面方位测量值(例如,使用射线投射技术)。3D空间方位定位器300以至少两种方式使用体积皮肤表面方位测量值:(i)限定患者的空间边界和(ii)确定患者的组织位置。基于源自规范医用体内辐射剂量(MIRD)解剖数据库的皮肤厚度、肋骨厚度、肌肉厚度和骨骼方位等假设,3D空间方位定位器300粗略估计患者体内肺的实时空间方位。3D空间方位定位器300使用MIRD数据来计算肺的空间边界条件,接着使所述空间边界条件可供后处理软件106使用。例如,3D空间方位定位器300对肺的空间边界条件的估计产生初始胸腔几何结构,后处理软件106将所述初始胸腔几何结构用于模拟沿着源自x射线单元108的射线的累积组织密度。

[0116] 章节1.2-呼吸阶段传感器110

[0117] 硬件盒102中的呼吸阶段传感器110测量与呼吸相关的关键生理度量值,即潮气量和其一阶时间导数(例如,潮气量随时间或气流的变化率)。存在两个方法来测量潮气量:直接潮气量测量和间接潮气量测量。直接潮气量测量通过口吹肺活量计(mouth spirometer)进行,所述口吹肺活量计由管内的涡轮组成,所述涡轮以与患者吸气或呼气的空气体积成比例的速率旋转。利用腹带执行间接潮气量测量(或患者胸腔的任何其它几何测量,如本文所描述),其测量患者在呼吸期间的腹围变化(如图1所示)。较大腹围意味着吸气,而较小腹围意味着呼气。腹带并不直接测量潮气量。为了将腹围的变化转换为生理上有意义的量,硬件盒102将腹围变化与通过3D空间方位定位器300确定的估计肺体积相关联。例如,胸腔扩张与呼吸期间的腹部扩张成比例。当一起使用时,腹带和3D空间方位定位器300的测量值可用于估计肺的空气含量。

[0118] 如本文所使用,术语潮气量是指当前肺体积与预定义基准之间的差(例如,在没有额外努力的情况下正常呼吸的最大呼气期间的体积,在没有额外努力的情况下正常呼吸的

最大吸气期间的体积,或任何其它合适的基准体积)。基于理想气体定律,室内空气与体内空气之间的空气密度差使肺部空气比潮气量增加11%。为了保持质量,身体在体积上比吸入的空气量增加11%。因此,肺的潮气量因而可通过使用校准到体内空气含量的身体的外部测量值来计算。此外,3D空间方位定位器300通过识别患者在呼吸期间的体积扩张来提供空气含量和潮气量测量的准确度的辅助检查。将身体的体积扩张与来自x射线图像的气管、肺和支气管中的空气量的估计进行比较。

[0119] 章节1.3-心脏阶段传感器112

[0120] 如图1所示,利用心电图(ECG)监测器或血容量压力装置来测量心脏阶段(例如,通过心脏阶段传感器112)。例如,使用ECG监测器时,临床医师将导联线(lead)置于患者的每个手臂上,并在患者腹部的左下侧(远离隔膜和腹带)放置接地导联线。人类心脏生成周期性和平稳的电信号,其具有与心跳阶段相对应的特性特征。平稳的信号是作为随机过程的信号,其联合概率分布不随时间变化。血容量压力装置使用光源和光传感器来测量患者手指中的光衰减。由心跳驱动的循环血量使患者手指中的光衰减量值变化。光衰减量值与心脏阶段成正比。

[0121] 通常,数字诊断x射线单元(例如,x射线单元108)通过附接到插头端口的模拟柱塞而接通。插头端口经独特配置以接受具有特定引脚配置的柱塞。在每个引脚配置中,存在“获取引脚”,其接受接通(例如,门控)x射线单元的电压信号。当最终用户按下柱塞时,柱塞向数字诊断x射线单元发送电压脉冲,所述电压脉冲激活穿过患者身体的成像光束。

[0122] 如图1所示,硬件盒102使用连接器线缆将相同的电压脉冲(例如,门控信号)从获取软件传达到数字诊断x射线单元108。电压脉冲信号在电压脉冲信号超过预定义电压阈值时接通数字诊断x射线束(例如门控x射线束),并且在引脚上的电压脉冲信号变得小于预定义电压阈值时关闭x射线单元108。在一些实施例中,硬件盒102产生具有大于预定电压阈值的脉冲高度的方波信号,并在图像曝光的持续时间内维持所述脉冲高度。也就是说,为x射线单元108生成具有持续X秒的Y电压的矩形脉冲以拍摄患者的x射线图像。小于Y的亚阈值电压不会触发扫描仪,使得Y的值必须大于预定义电压阈值以发起x射线图像。脉冲持续时间X是图像的曝光时间量,在电压Y超过预定义电压阈值的时刻开始,在电压降到低于预定电压阈值时结束。电压下降到低于预定义电压阈值使x射线单元108关闭。脉冲持续时间由制造商的规格限定,但通常大约几毫秒。

[0123] 章节2.获取软件104

[0124] 获取软件104设计成采集硬件盒102的所测量空间、心脏和肺部时间数列,并确定何时触发x射线单元108以在特定呼吸和心脏阶段获取x射线图像。接着,获取软件104使所测量心脏和肺部阶段准确覆叠(例如同步)、处理(例如滤波)所采集生物计量时间数列、识别合适的成像时间以及为数字诊断x射线单元108产生电子触发信号。电子触发信号(例如,门信号)接通x射线单元108,从而获取胸腔几何结构的快照图像。记录与快照相关联的空间、心脏和肺部值,以限定拍摄图像时的胸腔表面几何结构。整个过程是自动化的,并且与用户输入无关。如图1和2所示,由获取软件104实施的过程包含四个附属部分:章节2.1(同步模块114)、章节2.2(信号处理模块116)、章节2.3(逻辑算法118)和章节2.4(触发生成模块120)。

[0125] 章节2.1-同步模块114

[0126] 通过同步模块114来将同步模块114的输入与x射线单元108的时钟同步,所述输入包含3D空间方位定位器300的信号、呼吸阶段传感器110的信号和心脏阶段传感器112的信号。应注意,生理生物计量信号以异步方式采集,因此需要同步。异步性的一个来源是呼吸周期比心搏周期慢并且完全独立于心搏周期。如先前所解释,呼吸周期和心搏周期分别用不同的传感器测量。同步模块114配置成使呼吸和心脏阶段传感器与所获取图像同步。拍摄图像时,图像会显示胸腔在某个时刻的解剖学几何结构。使用x射线单元108的本机定时系统记录所述时刻,所述本机定时系统不必与呼吸和心脏传感器生物计量时间数列同步。

[0127] 应注意,仅是所述时间并不会在不规律呼吸的时间段与规律呼吸的时间段之间有所区分。换句话说,如果时间是呼吸阶段的唯一限定维度,则在正常呼吸期间拍摄的图像和在异常呼吸(如咳嗽)期间拍摄的图像在计算上彼此无法区分。图4描绘根据本公开的一些实施例的来自相同个体的两次呼吸400(例如,400a和400b)的示例,所述两次呼吸在时间上同为相同的最大吸气阶段但具有完全不同的潮气量。当彼此叠置时,尽管具有类似的最大吸气阶段,但两次呼吸400实际上是相异的,因为它们具有不同的潮气量量值。在一些实施例中,潮气量是指相对于基准体积测量的容量值(例如,以ml计)。例如,基准体积表示在患者的正常呼吸期间肺的最小体积(例如,在最大呼气时)(例如,没有额外努力或用力呼气)。在一些实施例中,每个患者的基准体积不同。在一些实施例中,基准体积表示为0。在一些实施例中,在一个时间点测量潮气量。图4中示出一段时间内潮气量变化的表示。

[0128] 为了克服时间维度的问题,GREX成像系统100通过从硬件盒102中的各种生理传感器获取的生理值来限定呼吸阶段,所述生理值与时间相比是更能提供信息的呼吸阶段维度。同步模块114主要用于允许x射线单元108与GREX成像系统100之间的无缝过渡。在一些实施例中,获取软件104使用30秒长的训练窗口,这在下文章节2.2内详细论述,在此期间,采集的潮气量时间数列观测结果用于计算潮气量百分位数。获取软件104使用潮气量百分位数来限定呼吸阶段而非周期性余弦波的峰-峰时间间隔。由于呼吸之间的潮气量变化,与峰-峰周期性余弦曲线相比,获取软件104的潮气量百分位数是更能提供信息的限定肺部几何结构的方法。

[0129] 图5描绘根据本公开的一些实施例的分别针对规律呼吸患者(左上子图)和不规律呼吸患者(右上子图)的潮气量百分位数(两个底部子图)的示例。为了定量评估不规律呼吸的潮气量直方图,将正常吸气潮气量与极端吸气潮气量之间的比率用作呼吸阶段的度量。所述比率具有限定患者不规律地呼吸的概率的阈值。如图5的两个底部子图所示,竖直线示出第85、第90、第95和第98百分位潮气量在潮气量直方图中所处的位置。与不规律呼吸情况(图5的右下子图)相比,在规律的呼吸情况下(图5的左下子图),较正常的潮气量百分位值(第85和第90)位于更接近极端潮气量百分位值(第95和第98)的位置。

[0130] 图6是根据本公开的一些实施例的硬件盒102中的不同传感器与诊断x射线单元108之间的同步过程600的示意性流程图。应注意,硬件盒102连续地采集潮气量百分位数限定的呼吸阶段、ECG限定的心脏阶段以及3D空间方位定位器300限定的胸腔几何结构的坐标。在与x射线单元108同步之前,支持这些测量的传感器信号需要彼此同步。为此,还通过使用数/模转换器中的阻抗匹配来匹配迹线长度而对不同传感器之间的测量通道差异和线缆电阻率差异进行校正。因为x射线单元108的时钟(例如,定时系统)通常与硬件盒102的时钟不同步,所以连接器线缆配置成连接到数据获取板并将其与x射线单元108的时钟介接。x

射线单元108的时钟通过分配缓冲器并且针对模/数转换器中的每个通道进行迹线匹配。转换后的数字信号被传到现场可编程门阵列,所有信号的同步在其中得以确保。当获取软件104适当地同步呼吸和心脏阶段传感器信号时,结果应类似于图7中所示的示例。

[0131] 为了使患者避免无用辐射暴露,获取软件104在GREX成像系统100的不同组件之间没有适当同步的情况下不通过连接器线缆发送任何激活x射线单元108的触发信号。在一些实施例中,30秒训练窗口用于验证硬件盒102的时钟与x射线单元108的时钟之间的同步。因此,30秒训练窗口应含有值30秒的样本。如果硬件盒102中的每个传感器以及x射线单元108的时钟并未示出恰好值30秒的样本,则同步性未能发生。为此,如果这一上述检查程序含有不一致,则同步系统将重启以校正所述不一致。应注意,30秒训练窗口是出于说明目的,且所属领域的技术人员应理解,只要存在用于执行同步过程的足够数据,则训练窗口的长度就会变化。

[0132] 章节2.2-信号处理模块116

[0133] 在空间方位、呼吸阶段和心脏阶段信号同步之后,获取软件104处理传感器信号以去除噪声并最终预测患者的准确潮气量。所测量肺和心脏时间数列中的噪声来自传感器电子件、电极以及来自背景电信号。一套专门维持时间准确度的滤波器从所测量肺和心脏时间数列中去除噪声,使得生物计量时间数列在被所述一套滤波器滤波后维持时间准确度。

[0134] 在一些实施例中,使用两个不同的滤波器(例如,小波滤波器)来从生物计量时间数列中去除信号漂移和噪声。信号漂移会使随着时间推移获取的测量值偏斜,使得数据采集开始时的测量值与数据采集结束时获取的测量值不一致。信号噪声本质上不是生理的,且在根据潮气量测量值计算患者的气流时会引起严重问题。图8是根据本公开的一些实施例的漂移和信号噪声去除过程800的示意性流程图。

[0135] 获取软件104需要平滑的潮气量时间数列来计算潮气量的一阶时间导数,例如气流。如果潮气量时间数列不平滑,则潮气量的一阶时间导数将不会产生平滑曲线;相反,曲线将含有违反呼吸的生物物理现实的不连续性。图9描绘根据本公开的一些实施例的绘制为潮气量与时间的示范性呼吸。图10描绘根据本公开的一些实施例的绘制为气流与潮气量的图9中示出的相同呼吸,其为供后处理软件106用于生物力学建模的连续闭环(在章节3.1中描述)。

[0136] 获取软件104使用经滤波和时间准确的时间数列曲线来执行两个不同功能。获取软件104的第一功能是使用短预测范围生成呼吸预测。图11是根据本公开的一些实施例的呼吸阶段预测过程1100的示意性流程图。短预测范围是预测算法的“前瞻时间”。预测算法预测将出现所要潮气量和气流(例如,呼吸阶段)的未来时刻。针对“所要”呼吸阶段以使得可触发诊断x射线单元108以获取所要胸腔几何结构。

[0137] 短预测范围还减少呼吸预测中的不准确性的另一来源,例如呼吸之间在呼吸幅度和呼吸周期上的变化。当预测范围的极限接近零时,肺部几何结构的变化接近零(例如,肺部几何结构被认为几乎是恒定的)。换句话说,在短预测范围内,肺部几何结构不太可能显著地改变。因此,短预测范围减少了人类呼吸变化对呼吸运动模型的预测准确度的影响。

[0138] 时间上准确的经滤波潮气量时间数列用作呼吸预测算法的输入值。呼吸预测算法提供呼吸阶段的快速、实时和准确的预报。例如,呼吸预测算法基于自回归积分滑动平均(ARIMA)。ARIMA适于呼吸预测,因为ARIMA模型并不假设输入值是平稳的,并且由多项式构

成。在成像研究开始时获取的30秒训练窗口期间估计ARIMA模型的多项式系数。通过非线性优化来检查ARIMA模型的多项式系数的数目,例如模型阶数,所述非线性优化力图最小化信息准则搜索函数以减少或消除过度拟合。如果模型阶数对于采集的训练数据是最优的,则建构潮气量直方图(在章节2.1节中论述)并使用对数似然目标函数计算概率密度函数。潮气量分布用于检查不规律呼吸,如章节2.1中所论述。如果检测到不规律呼吸,则丢弃并重新获取训练数据。如果未检测到不规律呼吸,则使用训练数据和概率密度函数来通过最大似然法估计ARIMA模型系数。30秒训练窗口还可用作成像前的设备检查。图11示出用于预测呼吸阶段的流程图。

[0139] 获取软件104的第二功能是识别心脏阶段,使得心脏在每个所要胸腔几何结构中处于相同阶段。预测范围的持续时间是获取软件104在致力于准确预测人类呼吸时的关键参数,因为人类呼吸是准随机函数(因为每次呼吸具有其自身的一些独特方面)。在一些实施例中,预测范围的持续时间长于数字诊断x射线单元108的时延时间和x射线成像的曝光时间的总和。数字诊断x射线单元108的时延时间和x射线成像的曝光时间的总和极短,大约10毫秒。因此,预测范围的持续时间也很短(在100到1000Hz的操作频率下大约1到2个传感器测量样本)。

[0140] 当获取软件104寻找心脏与呼吸阶段之间的一致性时,不大可能使每个时间数列中的单个点表示的阶段对准。因此,寻找单点一致的成像方法需要更长的时间才能完成,因为获取软件104必须等待低概率一致性的发生。相比之下,心脏门控窗口扩展了一致窗口的大小,使得成像研究花费更少的时间。

[0141] 为了进一步减少信号处理软件中的计算时间,信号处理软件不预测心脏阶段。替代地,信号处理软件针对其中心脏未使肺快速位移的特定门控窗口。图12描绘根据本公开的一些实施例的基于ECG信号中的T波和P波的位置而选择的使得心脏引发的肺部运动缓慢变化的时间上的示范性门控窗口。虚线是心跳引发的肺部运动。肺部运动变化率(例如,速度)是虚线的斜率。当虚线的斜率很小时,变化率也很小,从而使对应的心脏阶段成为理想的门控窗口。图12示出在T波与P波之间出现门控窗口(一致地),更倾向于P波。在门控窗口中,由心跳引起的肺部运动最小。

[0142] 前一段论述了如何识别理想的心脏门控窗口,所述窗口将最小化心脏对肺部的物理影响,同时仍然维持机会窗口以供所针对呼吸阶段与所要心脏阶段一致。在一些其它实施例中,GREX成像系统100基于区分心脏阶段与呼吸阶段的信号处理差异来预测而非门控心脏阶段(例如,心脏阶段是周期性和稳定的)。因为心脏阶段是周期性和稳定的,所以使用反向传播方法的无监督多层感知机可用于基于模式提取而非时间数列预测过程来预测下一心跳。

[0143] 图13是根据本公开的一些实施例的使用心脏阶段预测而非心脏门控窗口的实时识别的另一GREX过程1300的示意性流程图。在此情况下,训练窗口的二十秒(20到22次心跳)用于训练算法,而剩余的十秒(10到11次心跳)用于验证多层感知机节点权重。通过梯度下降优化迭代地确定节点权重,直到训练集里的模型误差最小化。如果多层感知机在验证数据中提供心脏阶段的不佳预测,则将训练的模型应用于10秒验证数据并重新计算节点权重。

[0144] 章节2.3-逻辑算法118

[0145] 存在用于识别心搏周期内的ECG的T波和P波的已知医学算法和系统。因为心脏阶段传感器112连续测量心搏周期,所以T波与后续P波之间的时间间隔(其等于心搏周期的恒定分率,因此与心率成比例)也是已知的。时间间隔内的ECG特征可由逻辑算法118用于在发起门控窗口之前引入短时滞后,使得门控窗口可例如在T波与P波之间的中间开始,并且在逻辑算法118识别P波之后关闭。

[0146] 图14描绘了根据本公开的一些实施例的对应于呼吸周期的不同呼吸阶段的所触发x射线图像捕捉窗口的示例,从左到右为呼吸周期的早期呼气、晚期呼气、最大呼气、早期吸气、晚期吸气、最大吸气。在此示例中,获取软件104识别表示单个呼吸周期的最少六个呼吸阶段。在训练时段期间,获取软件104生成样本分布,并且逻辑算法118计算将限定逻辑算法118的所针对呼吸阶段的潮气量百分位数。图14中所示的箭头表示与所针对呼吸阶段一致的六个心脏门控窗口,逻辑算法118将为所针对呼吸阶段产生成像触发信号。一旦获取软件104获取呼吸阶段,它就创建自动化检查,以防止将来相同呼吸阶段的冗余成像。

[0147] 图15是根据本公开的一些实施例的图像获取触发过程1500的示意性流程图。心脏阶段传感器测量值用于识别心脏门控窗口,如先前结合图12所描述。呼吸阶段传感器110的测量值用于预报呼吸阶段,如先前结合图11所描述。逻辑算法118识别心脏阶段门控窗口与所预测呼吸阶段之间的一致性。当发现一致时,检查呼吸阶段列表以确定是否已获取呼吸阶段。如果先前已获取所述呼吸阶段,则不会产生成像触发脉冲。如果先前未获取所述呼吸阶段,则产生拍摄患者解剖快照的成像触发脉冲。记录呼吸阶段、心脏阶段和3D空间方位定位器300测量值并用图像标记。如果已获取所有呼吸阶段,则更新呼吸阶段列表以防止拍摄冗余图像。

[0148] 章节2.4-触发生成(门控)

[0149] X射线单元108具有含有一系列电引脚的端口。那些引脚中的一个引脚接受限定辐射暴露定时和持续时间的电脉冲。基于逻辑算法118在心脏门控窗口内识别的呼吸阶段,触发生成器生成作为电脉冲的方波触发事件。具有供应商特定插头附件的光缆将所生成的触发信号携带到x射线单元108。

[0150] 章节3.后处理软件

[0151] 由硬件盒102(章节1)和获取软件104(章节2)识别的生物计量通知的成像触发事件为图像重建算法提供更好质量的输入(并去除劣质输入)。具体地说,质量增强源于这一事实:通过在正常呼吸期间获取生物计量针对性的图像的过程,增强了图像重建和图像后处理技术。在正常呼吸期间以生物计量方式针对图像的动作允许从不同角度和在不同时间(例如,不同呼吸)获取的同一患者的解剖几何结构的多个图像更准确地关联,因为基础放射学数学的基本假设会假设跨探测的各种成像角度的解剖当量。增强的图像用作观测结果,并且生物计量信号用作胸腔几何结构的复杂生物力学模型的输入。

[0152] 章节3.1-基于数字断层合成的GREX图像获取

[0153] 需要多个成像角度来重建3D体积。在GREX成像的背景下,需要针对每个呼吸阶段获取每个角度。获取软件104(章节2)产生触发信号,其允许x射线单元108使胸腔以特定几何结构重复成像。在不同成像角度和不同呼吸中成像的相同几何结构构成一组2D投影图像,其用于重建3D体积。存在根据多个2D投影图像重建3D体积的许多已知方法。一个此类示范性方法是卷积-反投影算法,其使用称作“FDK图像重建算法”的一组2D投影直接重建3D密

度函数,所述FDK图像重建算法公开于Feldkamp,L.A.、Davis,L.C.、Kress,J.W.的“使用锥束算法(Practical cone beam algorithm)”(J Opt Soc Am1,612-619(1984))中。

[0154] 图16是根据本公开的一些实施例的用在图像重建算法中的变量的示意性框图。一旦获取单个投影,则x射线单元108移动角度β,并且检测器平面移动以保持垂直于x射线单元108。在一些实施例中,移动患者,并且x射线单元108保持在所获取投影之间的相同方位。图17示意性地示出图3中的x射线单元108和检测器面板304如何移动以获取多个成像角度的示例。例如,x射线单元108从方位1700a移动到方位1700b到方位1700c。检测器面板304从方位1702a移动到方位1702b到方位1702c。检测器平面围绕平行于检测器平面的轴线旋转,并且成像平面围绕其平行轴线z旋转。检测器平面中的像素的方位和成像平面中的对应像素分隔开距离s。通过方程式(1)计算任意深度y的图像平面((x,z)平面)中的解剖信息(f(x,z/y))。

[0155] $$f(x,z/y)=\frac{1}{N_0}\int_{min\beta}^{max\beta}\frac{d^2}{(d-s)^2}\int_{-\infty}^{\infty}\frac{d}{\sqrt{d^2+p^2+\xi^2}}\times R(\beta,p,\xi)h\left(\frac{d\cdot t}{d-s}-p\right)W(p)dpd \quad (1)$$

[0156] 在方程式(1)中,N_0是投影总数目,β是每个投影的角度,d是源到图像平面的距离,s是像素到检测器的距离,p是垂直于旋转轴线的检测器轴线,ξ是平行于旋转轴线的检测器轴线,R(β,p,ξ)对应于锥束投影数据(例如函数R是给定角度、p坐标和ξ坐标的检测器读出值),h是卷积滤波器,以及W(p)是加权函数。基本上,方程式(1)表示卷积、反投影和加权步骤的组合。

[0157] 根据沿检测器平面和中平面的相交区的投影数据来计算位于中平面中的点处的信息(y=0)。沿着平行于中平面但不在其自身中(恒定非零y)的线与检测器平面相交的投影限定平面。此平面被视为是另一倾斜布置的中平面。如果获取了一组完整的投影(注意,“完整”表示获取围绕法线的所有旋转角度的情况),则使用拉东变换(Radon transform)重建倾斜平面的密度。获取一组完整的投影需要源沿着倾斜平面中的圆围绕成像对象360°旋转;例如,在CT成像中,围绕成像对象发生完整的360°旋转。注意,粗体词“成像对象”意指——更准确地说,粗体词明确地表达和限定——拉东变换的基本假设(纳入方程式(1)的R(β,p,ξ)项),如果违反,则会阻碍重建对被成像的基础真实解剖的代表性:“成像对象”意指将拉东变换输入假设为一个单一固定的时空上不移动且不变的静止解剖对象的不同角度探针。GREX成像对仅准确(即使发生在不同呼吸中也相同的几何学上相同的呼吸阶段)拉东变换输入的生物计量针对性(实际上是“预选择”)在定义上以及实际上遵循所述变换的基本假设,因为呼吸阶段(即:在时域中变化)用于通过GREX成像的独特短预测范围和前瞻性生物计量针对性在几何学上和在解剖学上以及物理上(例如定义上准确的制定)并且还在实际上严格限定的GREX。

[0158] 应注意,360°旋转对于GREX成像不实用,因为重建躯干3D体积所需的大量投影会增加临床程序时间并增大患者的辐射剂量。实际上,GREX成像可使用范围在-45°≤β≤45°或0°≤β<90°之间多达90°的投影角度。所属领域的技术人员应理解,实验测试可识别更佳投影角度范围,但理论投影角度范围不超过90°。在一些情况下,-45°≤β≤45°可能优于0°≤β<90°,因为-45°≤β≤45°使成像程序中的辐射剂量保持在合理可行的低水平。相比于0°≤β≤90°投影角度范围,x射线光子在-45°≤β≤45°投影角度范围中穿越较少的人体组织,且因此可以是较低能量的光子,由此沉积较少剂量,如在图18A和18B中所示。

[0159] 为了在不递送过量辐射剂量的情况下产生高质量的2D图像,光子能量必须高得足以部分地穿透患者身体但不能过高而使光子完全穿透患者。相比于较薄患者,较厚患者需要更高的光子能量。当|β|>45°时,人体比|β|<45°时厚得多。一般来说,当β→0°时,光子能量减小。在一些实施例中,GREX成像系统100以五个不同的投影角度获取六个呼吸阶段的总计30个投影,但取决于GREX成像技术的特定应用,其它不同数目的投影也是可能的。例如,在乳房断层合成中,乳房的对称曲率意指乳房表面在所有投影角度与源基本上等距,从而意味着断层合成非常适合于乳房。此外,乳房放置在托架中时不会移动,这是一种典型的临床断层合成方法,可以类似于屏气肺成像。

[0160] 在通过基于GREX的呼吸阶段几何限定加上基于GREX的高度准确和快速前瞻性针对性(分别为章节2.1和2.2)解决肺部和心脏运动难题的情况下,GREX成像系统100可利用3D空间定位定位器(章节1.1)收集的生物计量表面信息来处理变化的躯干曲率。生物计量表面信息还有助于图像后处理以顾及成像场中衰减的组织密度,由此量化先前忽略的衰减源并最终得到较高保真度的图像重建。总而言之,GREX成像技术使得数字断层合成有可能用于非屏气("动态")肺和心脏成像。

[0161] 基于GREX的3D体积重建方法可以是患者专用的(个性化医学,具有个性化数目的离散角度和对弧),或用作"通用最小程序时间和通用最小递送剂量"(约5个离散角度,加减3个角度,取决于所使用的统计重建方法和可用于此人的先前基于GREX的数据集的数目)。

[0162] 如图19所示,相比于x射线单元108的旋转对着较宽范围的角度,当x射线单元108的旋转对着小范围的角度时,深度分辨率低。任何运动,无论多小,都会导致重建图像中的图像伪影,这通常会导致假阳性癌症检测。但GREX成像系统100的独特硬件盒102(章节1)采集生物计量信号,所述信号通知获取软件104(章节2)何时拍摄图像以使胸腔几何结构在临床上相同,由此使智能胸腔数字断层合成成为可能。

[0163] 在一些实施例中,GREX成像技术允许投影角度在一个呼吸阶段期间变化,而在不同时间点(由GREX成像的"呼吸阶段"的定量定义限定)捕捉的多个投影角度仍然全部对应于相同的呼吸阶段,因为它们被认为都是捕捉一个胸腔几何结构。此外,基于GREX的断层合成方法允许获取深度信息,因为检测器跨所有像素的最终光子计数数目以及检测器表面处的空间中的光子计数的分布反映已在多个角度探测的单个胸腔几何结构。

[0164] 应注意,GREX成像技术允许x射线单元108和检测器面板304安装在非机动化臂或支架上。手动臂在示范性GREX成像程序中的作用如下描述并在图20中示出:

[0165] 1.在β_1方位,对必要的全部6个胸腔几何结构(又称作"GREX的定量限定的呼吸阶段")进行成像。

[0166] 2.接着,临床医师将x射线单元108和检测器面板304重新定向以在方位β_2对患者进行成像。

[0167] 3.x射线单元108和检测器面板304相对于患者的方向由3D空间定位器验证,这允许在β_2处进行成像。

[0168] 4.现在,在β_2处:如果在第一次呼吸期间仅获取6个所需胸腔几何结构图像中的4个,则患者只要在方位β处在后续呼吸中继续正常呼吸,直到获取剩余的2个胸腔几何结构。

[0169] 5.现已在β_1处和在β_2处获取全部6个呼吸几何结构,则可以重新定位x射线臂以依次从($\beta_2\rightarrow\beta_3$;$\beta_3\rightarrow\beta_4$;$\beta_4\rightarrow\beta_5$)获取每个成像角度。

[0170] 6.在程序结束时,x射线臂一共仅移动4次,如工作流中的→箭头所指(β_1→(β_2;β_2→β_3;β_3→β_4;β_4→β_5)。

[0171] 通过在程序期间仅4次移动臂,GREX成像技术能最小化程序长度、临床医师与设备在程序期间的交互程度以及x射线臂的磨损程度,因为对于全部6个呼吸阶段(例如,执行30次x射线设备重新定向),临床医师并不会如同将臂从β1移动到β5那么多地与x射线臂交互。

[0172] 在一些实施例中,3D空间定位定位器允许三个个别元素——即患者体态和方位、x射线单元108的方位以及检测器的空间方位——分开进行先验方位检查和安全互锁,以及允许每个元素的方位/对准在轴线上和相对于其它元素的集体一致性。这种先验方位检查和安全互锁由GREX成像对呼吸阶段的几何限定所引起。因此,GREX成像系统100(通过前瞻性呼吸阶段预测算法)本质上适于给予用户基于软件的安全和质量保证控制能力,其(在安全互锁的情况下)防止触发算法在x射线臂或检测器或患者体态中的任一者(或两者)在特定角度β下在空间中不当地定位(或不一致)的情况下发起“射束开启”。

[0173] 在一些实施例中,由于3D空间定位定位器在程序期间记录所有设备的坐标,因此图像重建技术可受益于每个β角度的(后验)量化和其相关联的不确定性。

[0174] 图21是示出根据本公开的一些实施例的GREX成像系统100如何根据取自每个成像角度方位的2D投影数据重建静态图像立方体的示范性框图。具体地说,图21示出示范性GREX成像案例,其中冠状面和矢状面视图自身形成成像角度方位的外部界限/边界(例如,投影角度)。对于6个呼吸几何结构中的每一个,在单个成像角度方位(β_i)处获得第i平面x射线投影。接着,i=1到i=n平面投影的总和告知使用i=1到i=n投影探测的(v_1,f_1)几何结构的(x,y,z)中的深度信息的重建(方程式1),每个投影在独特(与其它投影相比)深度有焦点平面。

[0175] 在每个投影角度(β)下六次(针对早期吸气(EI)、晚期吸气(LI)、最大吸气(MI)、早期呼气(EE)、晚期呼气(LE)和最大呼气(ME))获取2D投影数据。为简单起见,投影角度范围从0°到90°。只有当在前一投影角度下获取所有呼吸阶段时,x射线单元108才会移动到下一投影角度。根据呼吸阶段将2D投影排序,以便重建静态图像立方体(例如,从在(v1,f1)处探测胸腔几何结构的β_i=1到β_i=n投影角度)以表示每个呼吸阶段的胸廓容积。接着,使用在下文章节3.3中论述的方法对静态图像立方体进行时间内插。

[0176] 在每个角度β处获取的x射线投影在使用ARIMA模型识别的所针对呼吸阶段获得(章节2.2)。在获取所针对呼吸阶段之后,x射线单元108移动到下一成像角度方位。图22示出通过获取软件104仅获取最大吸气和最大呼气的示例。在所述示例中,在β_1处对最大吸气和最大呼气进行成像,接着,x射线单元108移动到β_2以使得可在β_2获取最大吸气和最大呼气阶段。当在所有成像角度方位获取所针对呼吸阶段时,根据图像的相应呼吸阶段对图像进行排序。根据呼吸阶段对x射线图像进行排序会根据生物计量限定的六个呼吸阶段来对投影进行分组。尽管在不同呼吸期间获取呼吸阶段,但准确的ARIMA模型确保在不同投影角度下捕捉的x射线投影之间的潮气量和气流参数相同。应注意,GREX成像以生物计量方式限定“相同的胸腔几何结构”,使得肺在多个时间点处于“相同的胸腔几何结构”中。GREX成像以不同角度探测相同生物计量呼吸阶段,因为ARIMA模型(章节2.2)是一种快速预测方法。使用ARIMA模型的短预测范围来最小化胸腔几何结构预测误差。每个个别角度的深度信息的相关当量(总的来说,用以生成现实结构深度信息)取决于跨不同探测角度的胸腔几何方位

的当量(一致性,在近似容限内)。由此,呼吸阶段预测准确度确保成功的图像重建。

[0177] 呼吸阶段排序的投影用于通过先前论述的方程式(1)中给出的规范FDK图像重建算法(或类似的锥束几何图像重建算法)来创建静态图像立方体。图像重建算法使用呼吸阶段排序的投影并创建呼吸阶段排序的静态图像立方体。每个呼吸阶段将具有单独的图像立方体。静态图像立方体被称为静态的,这是因为它们仅表示一个呼吸阶段中的解剖结构。对表示所有所针对呼吸阶段的静态立方体进行组合以及时间插值(在章节3.3中描述),以由3D静态图像立方体创建3D图像立方体影像。

[0178] GREX成像系统100通过统计图像重建将辐射剂量保持在可合理实现的最低水平。每个获取的图像增大整个成像过程的剂量(临床上不希望的结果),但为图像重建提供额外信息(临床上所要的结果)。基于傅里叶变换或滤波反投影的传统形式的图像重建因无法处理缺失的信息(例如缺失的投影角度β)而趋向于显示图像伪影。例如,如果每10°而非5°进行投影,则将存在一半那么多的信息可用于创建静态图像立方体,但相比于后者,前者仅递送一半剂量。统计迭代图像重建解决了因具有不完整图像数据集所致的缺失信息。

[0179] 有许多已经存在的统计图像重建算法,GREX成像系统100可使用这些算法来完成图像重建的任务(例如,构建静态图像立方体)。然而,GREX成像系统100通过实施独特的反馈步骤并遵守基于质量守恒定律的边界条件来改进传统的统计图像重建算法。

[0180] 物理学的基本原理可应用于GREX的统计图像重建,因为GREX图像是由物理定律控制的生物物理量以生物计量方式限定的。通过以生物计量方式标记每个图像和所得图像立方体,以及通过在程序期间甚至在未对患者进行成像时采集连续的生物计量数据流,也可知晓质量交换(吸气和呼气)以及体积变化的呼吸动力学(使得有可能解决在扫描过程中一致的不变肺组织质量)。可应用质量守恒定律,因为静态图像立方体首次可由例如肺等运动器官构成。这归因于在不同时刻准确标记并获取相同的胸腔几何结构的前瞻性预测/触发算法的速度和准确度(章节2.2和2.3)。换句话说,从一个静态图像立方体到下一静态图像立方体,静态图像立方体中的组织质量不应改变(例如,由于质量守恒定律而不会改变)。根据理想气体定律,室温空气与肺内空气的比率为1.11。给定来自传感器数据的图像立方体的潮气量,结合室温下的1.11比率以及质量/体积空气偏差曲线,可确定吸入空气的质量(按绝对值以及还按相对值计算,作为两个不同呼吸阶段图像立方体之间的比率)。

[0181] GREX成像基于质量守恒的边界条件是非常有用的,因为例如空气的存在可能人为地使体素变暗,由此不利地影响统计图像配准算法准确地确定对象密度的能力。通过针对空气体积差异校正所获取的投影以及在扫描过程中始终隔离应该是恒定的量(例如,肺组织质量),GREX成像产生更准确的图像重建以生成静态图像立方体。

[0182] 考虑在不同成像角度下获得但具有相同的生物计量限定的呼吸阶段的两个GREX投影,肺中的空气体积是相同的,但两个投影之间的空气置换组织的方式可能不同,并且使第二投影中的结节的亮度变暗,与第一投影相比,第二投影受到影响并且是错误的。这个错误的结果是,在第一投影中可见的一块组织(“结节”)在第二投影中不可见,这最终将使所得图像立方体中的“结节”的强度变钝(或导致它被误认作背景)。GREX成像的质量守恒定律边界条件被实施为反馈步骤,所述反馈步骤会检查确认具有错误地暗化的结节的上述图像立方体与来自后来呼吸阶段的不同(正确并且在解剖学上表示“结节”的亮度)的图像立方体之间的肺质量守恒。GREX成像的反馈步骤通过在重建期间,基于使用第一投影作为最高

准则的模拟来更新预期几何结构而校正错误图像立方体的第二投影的水平。以此方式，GREX统计图像重建将产生更准确的静态图像立方体。

[0183] 除了预先存在的统计图像重建算法之外,GREX的后处理软件106还将边缘限定滤波器(在章节3.2中论述)、空间边界条件(在章节3.2中论述)以及呼吸阶段之间的平滑过渡(在章节3.3中论述)并入数字诊断x射线图像中以改善解剖成像。

[0184] 章节3.2-图像滤波器

[0185] 数字诊断x射线图像的质量取决于x射线单元108设置和图像的解剖研究部位。每个患者和解剖部位具有x射线从中穿过以生成图像的不同电子密度。例如,与对胸腔进行成像所需的x射线能量相比,对股骨进行成像需要更高的x射线能量,因为肺主要由空气构成,而股骨由骨骼构成。鉴于相比于较低能量的x射线穿透身体,较高能量的x射线能在更大程度上穿透身体,因此从身体出来到达平板检测器的x射线的数量对于对相同的解剖学几何结构进行成像的高能量x射线和低能量x射线来说是不同的。从身体出来太多x射线会导致平板检测器曝光过度,其方式类似于光学摄影中的曝光过度。如果x射线单元108设置对于解剖图像研究部位来说不是最优的,则图像质量将大大降低。在临床实践中,商业供应商已为其数字诊断x射线单元设计了粗略估计所选解剖部位的最优x射线单元设置的成像协议。但最优管设置的这些粗略估计并未定制以解决不同患者(例如,超重男性的胃与平均体重男性的胃)体内的解剖部位之间潜在的显著解剖学不同。实际上,供应商团体的现有成像协议设置,仅作为粗略估计,很少产生最优质量图像。

[0186] 如果在成像之前未知最优x射线单元设置或其它成像参数(如当前在医学界内的情况),则数字图像滤波器的策略部署可改善非最优x射线单元设置的图像质量。改善的图像增强人眼不大可见的解剖特征的可见性。例如,在冠状平面中,在数字诊断射线照相图像中可能看不到每个肋骨。后处理软件106利用边缘增强滤波器(如拉普拉斯(Laplacian)滤波器)对冠状平面图像进行滤波,从而甚至在原始图像上的肋骨边界对于人眼(例如放射科医师的眼睛)来说过于细微而不能检测时也能在所得图像上显示所有肋骨的边界。后处理软件106将已滤波图像与原始图像覆叠,这将增强的(例如,后滤波)和先前不可见的肋骨边缘突出显示在原始图像上。可供用户应用的图像滤波器包含拉普拉斯滤波器、汉宁滤波器(Hanning filter)、巴特沃斯滤波器(Butterworth filter)、帕曾滤波器(Parzen filter)、维纳滤波器(Wiener filter)、梅茨滤波器(Metz filter)、斜变滤波器(Ramp filter)、非线性空间均值滤波器和混合滤波器。

[0187] 在一些实施例中,后处理软件106使用3D空间方位定位器300的皮肤表面测量值来计算在每个呼吸阶段拍摄的图像的最优成像参数。当患者呼吸时,身体的电子密度随着吸入更多空气和胸围增大而改变。增大患者直径、减小患者与x射线单元108之间的距离以及减小患者与检测器面板304之间的距离会在所得x射线图像中产生额外的图像噪声。3D空间方位定位器300针对每个图像跟踪患者相对于x射线单元108和检测器面板304的皮肤表面方位。这种皮肤表面方位跟踪为数字诊断x射线研究提供独特的测量。

[0188] 数字诊断放射学领域目前依赖于将离子室测量的剂量指数读数缩放到患者的近似身体质量指数。放射技术人员目前仅进行两次测量:第一次测量针对组织密度等同的实心水圆柱体模,直径为16cm,并且第二次测量针对直径为32cm的材料相同的体模。x射线单元108具有供应商限定并且针对特定解剖位置的“一体适用(所有患者)”的内置协议。例如,

无论患者的胸腔直径如何,供应商仅提供具有内置成像设置的单个协议供技术人员选择。换句话说,胸部肥厚的男性与胸部瘦薄的男性获得相同的成像设置。

[0189] GREX成像系统100的3D空间方位定位器300产生患者胸腔直径的实时和个性化测量。所述测量将通知技术人员选择针对患者个性化的x射线单元设置。当患者呼吸时,胸腔直径改变。变化的患者胸腔直径防止技术人员以最优方式设置成像参数以匹配患者的胸腔直径。此外,患者胸腔直径的实时和个性化测量可用于在后处理程序中去除图像噪声,以及模拟用最优成像参数获得的x射线图像。

[0190] 图23是根据本公开的一些实施例的图像滤波过程2300的示意性流程图,所述过程计算无噪声肺部图像并且模拟用最优x射线单位设置获得的图像。在如章节2所述获取图像之后,使用横向(从左到右)穿过颈部区域的线段的线轮廓来识别气管。颈部由肌肉、骨骼和动脉组成,但气管比所有其它组织突出,因为它只含有密度显著低于组织的空气。线段将显示空气所在位置,并且将识别含有指定为空气的像素的小区域。通过将整个图像细分为较小的块来计算x射线图像中的图像噪声。针对每个块独立地估计高斯噪声,并且将具有最小噪声量的块用于纹理映射。纹理映射技术使用梯度协方差矩阵来估计每个块中的初始纹理层级。具有最小初始噪声级的块通过迭代过程重新估计噪声级,所述迭代过程持续到块的噪声估计通过梯度协方差矩阵的额外迭代收敛为止。假设弱纹理化块位于空气中,其中空气位于远离患者的位置,例如x射线图像的上角。块的噪声级的估计给出整个图像的基准噪声级。接着,从整个图像中减去迭代梯度协方差矩阵所识别的基准噪声级,以获得气管中的无噪声空气密度估计值。

[0191] 后处理软件106将人体骨架模型(其针对每个患者个别地缩放)覆叠到由3D空间方位定位器300提供的表面方位估计上,以便估计肺的初始位置。使用皮肤表面上的可见标志(例如,锁骨、肩袖、肩胛骨、椎骨等)将个别地缩放的患者骨架严格地配准到x射线图像。在骨架严格配准到x射线图像后,骨架提供肋骨架的方位。肋骨架本身为肺部边缘和接近气管的无噪声空气密度估计值的像素值提供边界条件。通过区域生长算法将肺的边缘(通过肋骨架位置)和接近气管的无噪声空气密度估计值的像素值自动识别为种子位置(区域生长算法将从所述位置开始并随后径向向外生长)。区域生长是一种基于区域的分段方法。这种分段方法首先识别图像内的一组初始种子点,且接着检查初始种子点的相邻像素并确定是否应将所述相邻像素添加到所述区域。以与通用数据聚类算法相同的方式重复所述过程。换句话说,区域生长算法使用种子像素的初始放置来使用并吞“类似”像素的统计过程向外扩展。区域生长算法将继续(并吞类似像素),直到所识别的像素在统计上与并吞的集群不相似。

[0192] 在GREX成像系统内的实践中,区域生长算法在重要的解剖标志界面(例如由肋骨架的密集像素界定的肺部)处“停止”(例如,检测像素不相似性)。区域生长算法未识别为属于肺组织的像素将被遮蔽(遮蔽图像被定义为一旦从原始图像中减去就会增强结构的图像)以形成两个单独的图像。这两个单独的所得图像是(i)分段的肺和(ii)其余的身体组织。为了提供给予放射科医师提高的诊断可见度的准确且无噪声的分段肺体积(例如,视觉上不被非肺组织遮挡的肺体积),从肺部图像中去除与身体遮蔽相关(例如,非肺部,因此在视觉上不提供信息)的组织。例如,从分段的肺部图像中完全减去属于每个模拟成像射线投影内的肋间肌的像素。除了上述从肺部图像中减去身体遮蔽以产生改善的肺组织可视化之

外,身体遮蔽还可用于提供对3D空间方位定位器300的计算的患者表面方位的第二检查。例如,后处理软件106计算由区域生长算法识别为身体遮蔽的像素数目,且接着计算沿着躯干的高度的各个位置处的身体直径。此身体直径计算应与3D空间方位定位器300对患者身体直径的估计非常一致。如果不是这样,则可能指示需要重新校准3D空间方位定位器300以增大其准确性。

[0193] 如果临床用户需要更准确的身体遮蔽视图(例如出于临床或教育原因),则使用最优x射线单元设置来模拟身体遮蔽图像,由此从身体遮蔽中去除噪声形式和潜在的伪影源。接着,身体遮蔽和分段的肺可重新组合以形成无伪影噪声的x射线图像,其具有针对临床应用(例如结构构形)的全局增强。

[0194] 章节3.3-生物力学建模

[0195] 根据物理学的第一原理,即质量守恒定律和理想气体定律创建在后处理软件106中使用的生物力学模型。后处理软件106的生物力学模型的目标是,确定增强临床医师诊断疾病的能力的生物物理量。相关的生物物理量包含但不限于肺组织元素的应力和应变。

[0196] 负载有力的机械系统会产生应力。在肺的情况下,机械系统的元素由肺组织代表。在医学成像中可见且可区分的肺组织由薄壁组织(包含肺泡囊、肺泡壁、支气管和血管)组成。薄壁组织直接负责肺功能。用于生物力学建模的合适组织元素应小得足以是内部均匀的,但应响应于呼吸刺激而在统计学上稳定。肺部医学成像中的典型体素大小范围为$1mm^3$至$3mm^3$,相当于125到375个肺泡。体素被认为是几乎密度均匀的,并且含有足够的肺泡来提供对呼吸刺激的稳定响应。肺泡排列成六边形阵列,其因来自每个共享肺泡壁的扩张正应力而膨胀。肺组织元素内所有扩张正应力的总和提供了肺泡所经历的并且由呼吸刺激引起的压力的估计值。扩张应力通过肺泡壁上的弹回应力而配衡,并且在通过组织元素的气流为0时,两个应力之间存在平衡。肺组织元素的方位因变化的肺潮气量而在任何一个方向上的空间平移可通过组织元素对肺组织元素对应面上的正应力的材料响应来建模。换句话说,生物力学模型包含描述肺组织元素对增大的潮气量的响应的向量化项,其中所述向量化项涉及正应力。

[0197] 应变被定义为机械系统对应力的响应。从材料元素(例如,组织)的角度来看,应力是变形力,而应变是复原力。肺组织元素面上的应力向量含有两个分量:(i)正应力(与分别引起膨胀或收缩的肺组织元素的向外或向内方向性运动相关),以及(ii)垂直于正应力并且由气流引发的压力不平衡所致的剪应力。应注意,按照定义,垂直的剪应力分量不会促进肺体积变化。正应力/剪应力与潮气量/气流之间的关系的图解说明可在图10中描绘的“气流与潮气量”图中找到。呼气位于气流为0的最低潮气量量值处(曲线上的最左点)。在吸气期间,气流为正,并且潮气量增大(曲线的上部)。当气流减缓时,潮气量达到其最大量值。随着潮气量接近最大量值(曲线上的最右点),气流急剧减小,且肺部逐渐开始排出空气。随着肺部排出更多空气,潮气量开始减少。当气流为负时潮气量减小,并且持续减小到潮气量达到残余气量且气流为零为止(例如,呼气)。总而言之,肺组织元素的运动由潮气量和气流呼吸刺激来限定。肺组织元素的运动是由作用在所述元素上的正应力和剪应力引起的。肺组织元素形状的变化(例如压缩、伸长)不通过应力建模;实际上,元素的形状变化通过应变建模。

[0198] 所述模型在医学领域创建一种新的诊断视角,因为使用所述模型的医学分析由定

量力分析控制。肺中每个体素的应力和应变力的平衡从根本上评估肺部健康,因为肺的功能行为(例如,肺组织运动)现在可从临床视角可视化和进行分析。

[0199] 建构模型的第一步骤是识别哪些组织是肺的一部分以及哪些组织不是肺的一部分。为了完成此任务,GREX成像技术以多种配置(6个不同的呼吸阶段)获取胸腔几何结构的多个快照。使用气管的空气密度作为区域生长算法的初始起点,基于区域生长分段算法对肺进行分段。GREX成像系统100使用两种不同的可变形图像配准来建构生物力学模型:一种作用于肺组织,而另一种作用于非肺组织(例如胸壁、肋骨、肝脏、心脏、气管、食道等)。区域生长算法的结果在可变形图像配准步骤之前区分肺组织和非肺组织。

[0200] GREX成像系统使用两种不同的可变形配准(一种用于肺,另一种用于非肺)的理由是,肺的运动和材料属性与非肺的运动和材料属性不同。如果仅将一个可变形图像配准用于肺和非肺的整体,则与肺组织相比,配准将指派更大权重给非肺组织。这将致使肺组织被指派不切实际的低权重,且因此被指派不切实际的有限运动程度。GREX成像技术旨在直观地阐明肺部运动的细微处,包含在计算上复杂的肺表面处的运动的细微处。

[0201] 一种可跟踪图像之间的组织移动的可变形图像配准算法是光流算法。图27是根据本公开的一些实施例的多分辨率3D光流算法2700的示意性流程图。具体地说,3D多分辨率光流算法执行可变形图像配准,其基于每个结构的亮度或对比度或这两者来识别两个不同图像中的结构。为此,鉴于与肺组织相比,非肺组织含有特征性更亮(例如,至少10倍密集)的解剖结构(例如肋骨、胸肌、胸骨等),对非肺和肺区域使用单种3D多分辨率光流算法将导致较低密度的肺组织在算法中被人为地非优先化。算法的计算资源将优先分配给非肺组织中存在的更亮的对比结构(例如肋骨等)。其中计算资源分配优先忽略肺组织动力学的这种结果对GREX成像直观地阐明肺组织运动的细微处的目的造成困扰。

[0202] 由于对高对比度结构的优先资源分配是3D多分辨率光流算法所固有的,因此胸腔中可变形图像配准的任务被分成两个单独的附属任务(例如,两个内部更均匀的区域):(i)肺的图像配准,以及非肺的图像配准。在一些实施例中,为了从胸腔整体解析两个单独的任务区域,在3D多分辨率光流可变形图像配准之前需要识别肺表面(例如,肺和非肺之间的边界)。使用区域生长算法基本上有可能识别肺表面,所述算法在肺内部充满空气(例如,视觉上暗的)区域中开始,朝向肺表面边界向外生长,并且在肺表面边界处达到高像素对比度。执行区域生长算法是第一步骤。

[0203] 肺并未附接到胸壁。因此,肺的运动相对独立于胸腔的运动。换句话说,代替在肺表面边界处的可预测的推拉响应,存在起作用的其它类型的组织动力学。例如,水平上邻近的胸腔体素竖直向下移动,因此肺体素水平移动到胸腔体素先前呆过的空间。

[0204] 为了准确地对复杂运动动力学建模,GREX成像系统100量化表面活性剂层在肺表面边界处经历的剪切力。对肺和非肺组织使用两种单独的分段提供了力估计的基础。通过从x射线图像中减去分段的肺部像素(例如,去除它们的指派值)来执行力估计的程序(针对每个重建的呼吸阶段图像执行)。将从原始图像遮蔽先前分段的肺,所述原始图像会提供含有所有其余组织的图像。必须将每个个别图像的分段胸腔几何结构配准到其它图像的每个胸腔几何结构,以便知晓所有图像上的每个肺组织元素方位。多分辨率光流算法通过计算位移向量场来执行图像配准,所述位移向量场示出在不同呼吸阶段拍摄的两个图像之间的每个像素的位移。实际上,知晓位移向量场允许对胸腔几何结构中的所有肺组织元素进行

准确的空间计算。分段的肺配准的位移向量场与非肺组织的位移向量场之间的差异提供了肺与胸壁之间存在的剪切力的量值和方向。

[0205] 基于对150多个独特患者的观测,位移与潮气量之间的关系是线性的。位移与气流之间的关系也是线性的。多分辨率光流算法的输出是每个所测量潮气量和气流量值在坐标空间中的位移向量。当针对所有呼吸阶段计算位移向量时,结果是闭环轨迹(如图10所示),其用作生物力学模型的观测结果。如下文更详细地描述,生物力学模型参数——其可包含表示与潮气量相关联的正应力的参数、与气流相关联的正应力和与气流相关联的剪应力——分别使用针对每个肺组织元素的QR分解来求解。参数特定于每个肺组织元素(例如,每个肺组织元素具有独特的解)并且共同描述肺组织元素对呼吸刺激的响应。生物力学模型参数是通过所测量潮气量和气流全局缩放的向量(例如,潮气量和气流是标量值)。生物力学模型参数之间的关系,例如两个(向量化)参数之间的角度,可辅助诊断肺中潜在的发病率。基于肺组织元素的独特生物力学模型向量参数(例如,每块组织具有不同的向量参数),肺组织元素的位移被缩放到胸腔几何结构,其中胸腔几何结构由潮气量和气流测量值限定。可以为每个患者计算生物力学模型,或由多个患者共享生物力学模型。

[0206] 在一些实施例中,生物力学模型将肺组织的运动粗略估计为多个因子的函数,所述因子包含肺的潮气量(T_V)、气流(A_f)和心脏阶段(H_c)。这些值是全局值,例如,心脏阶段对于胸腔中的所有组织元素是相同的。全局值被视为标量数,并通过章节1中论述的硬件进行测量。请注意,潮气量、气流和心脏阶段都是时变测量值。使用向量$\vec{p}_1$、$\vec{p}_2$、$\vec{p}_3$和$\vec{p}_4$,通过下面的方程式以数学方式表达每个组织元素的独特应力和应变值:

[0207] $$\vec{U}-\vec{U}_0 = T_V\vec{p}_1 + A_f(\vec{p}_2+\vec{p}_3) + H_c\vec{p}_4 \quad (2)$$

[0208] 其中$\vec{p}_1$向量描述由潮气量引起的正应力,$\vec{p}_2$描述由气流引起的正应力,$\vec{p}_3$描述由气流引起的剪应力,且$\vec{p}_4$描述由扰动心脏运动引起的组织运动。总的来说,闭环轨迹中任意点的组织位移($\vec{U}-\vec{U}_0$)表达为分别通过潮气量、气流和心脏阶段按比例缩放的应力、应变和扰动心脏运动向量的总和。

[0209] 图24描绘根据本公开的一些实施例的部分地由心脏与肺的相互作用引起的位于左肺中靠近心脏的一块组织的示范性闭环肺组织运动轨迹。应注意,图24中描绘的波浪行为来源于心脏与肺的相互作用。图24是根据本公开的一些实施例的说明如何基于上述生物力学模型来确定在闭环肺组织运动轨迹中移动的那块肺组织的方位的示意性框图。图24示出如何将上述方程式中描述的生物力学模型的三个向量相加在一起以计算单个组织元素从原点到闭环轨迹上的任何位置的位移。

[0210] 使用基于生理学的生物力学模型在获取的呼吸阶段之间内插图像的主要优势在于能够使用定量物理量来检查生物力学模型的输出结果的准确性。根据理想气体定律,在室温下,肺体积变化与潮气量的比率为1.11。换句话说,室内空气密度与肺部空气密度的比率为1.11。因此,正应力向量的散度的体积积分应为1.11(例如,$\int_V (\vec{\nabla}\cdot\vec{p}_2)\,dV$,其中V是总身体体积)。理想气体定律提供“健全性检查”,从而产生关于3D空间方位定位器300、呼吸阶段传感器110和每个内插图像的适用质量保证信息。

[0211] GREX成像技术的生物力学建模如何增强诊断的一个示例是在图像检查时放射科

医师的眼睛看不见的早期肺部肿瘤。放射科医师看不到肿瘤,因为它对于成像灵敏度来说太小了。尽管放射科医师看不到肿瘤,但由于肿瘤的电子密度大于健康肺组织的电子密度,因此肿瘤的存在仍会影响肺内部力的平衡。肿瘤的较高电子密度意指肿瘤具有不同的材料和机械属性(例如,不同的特性应力和应变参数),这些特性影响肿瘤的运动和肿瘤周围局部区域(例如,接近肿瘤部位的健康组织)的运动。肿瘤对局部健康肺组织的影响可大致类比于广义相对论下质量对时空连续体的影响:当存在大质量对象时,对象周围的时空弯曲,使得与不存在质量时的光的行为相比,光在对象附近以不同方式表现。相同的类比原理适用于肺,使得与健康肺的运动轨迹相比,肿瘤使邻近健康组织的运动轨迹变形成以不同方式移动。生物力学模型的位移向量映射使得肺组织组成和生物力学属性的变化对于医疗从业者而言是显而易见的:当预设肿瘤时,位移向量场显示不自然程度的向量卷曲和/或其它更改的属性。在章节3.4中论述的GREX成像技术的后处理软件106对参数图的创建可视地显示最终用户以前看不见的此类诊断上重要的信息。GREX成像技术的参数图是GREX平台为医学带来的新诊断视角的示例。

[0212] 图25是根据本公开的一些实施例的生物力学模型的组成部分的操作2500的示意性流程图。

[0213] 生物力学模型的过程提供了用于在不同呼吸阶段获取的两个图像(2D或3D)之间进行生物计量内插的定量手段。方程式(2)示出生物力学模型的解是两个呼吸阶段之间的位移($\vec{U}-\vec{U}_0$)。如上所述,通过执行可变形图像配准以将两个呼吸阶段相互索引来找到两个呼吸阶段之间的位移($\vec{U}-\vec{U}_0$),其通常包括以下三个步骤:

[0214] • 步骤1:执行基于区域的分段以勾画肺与非肺之间的结构边界。

[0215] • 步骤2:使用3D多分辨率光流来执行基于强度的结构映射,以匹配两个单独的图像立方体中的“相同”结构。

[0216] • 步骤3:在一些实施例中,迭代地细化两个呼吸阶段之间的位移($\vec{U}-\vec{U}_0$)的初始估计值,直到将其优化。

[0217] 图26A是根据本公开的一些实施例的在呼吸周期期间肺组织元素的运动轨迹的图形描绘。如图26A所示,每个成像角度有6个图像,对应于完整呼吸周期的六个相应呼吸阶段,从左到右为:早期吸气(EI)、晚期吸气(LI)、最大吸气(MI)、早期呼气(EE)、晚期呼气(LE)和最大呼气(ME),如图14中所描绘。根据有限应变理论,将未变形配置和变形配置中的粒子的方位接合的向量称为粒子的位移向量。使用EI图像立方体中的特定体素作为参考,六个图像示出参考体素在呼吸周期期间从其原始位置、大小和形状的形变。当肺充满越来越多的空气时,参考体素开始“鼓泡”。换句话说,当体素“鼓泡”时,对应于参考体素的肺问题变形。两个呼吸阶段之间的位移($\vec{U}-\vec{U}_0$)对体素鼓泡的程度或对应肺组织的形变进行量化。可变形图像配准假设EI图像立方体中的参考体素移动到其在LI图像立方体中的新方位,同时因更多空气吸入肺组织中而在相同时间变形。当呼吸周期向前移动时,参考体素保持其运动轨迹,分别如MI、EE、LE和ME图像立方体所示。换句话说,对于参考图像立方体中的每个体素,在所有六个图像立方体上计算一组位移向量。

[0218] 图26B示出在EI图像立方体与其它五个图像立方体之间存在5个可变形配准(2→1,3→1,4→1,5→1,6→1)。这六个图像立方体表示患者在六个对应的预定义呼吸阶段的胸

腔解剖结构。对于每个体素,在图像立方体处存在对应于六个呼吸阶段中的每一个的向量($\vec{U}$)。假设对应于EI图像立方体的向量为零,则给定体素的六个位移向量可表达为:

[0219] $[\vec{U}_1 = 0, \vec{U}_2, \vec{U}_3, \vec{U}_4, \vec{U}_5, \vec{U}_6]$或表示为$[\vec{U}_n]$,

[0220] 其中参数"n"是对应于相应呼吸阶段的时间相关参数。

[0221] 类似地,对于特定呼吸阶段"n",包含肺的潮气量(T_v)、气流(A_f)和心脏阶段(H_c)的生物计量数据矩阵可表达为:

[0222] $[T_{v_n}, \quad A_{f_n}, \quad H_{c_n}]^T$或表示为$[B_n]$。

[0223] 对于图像立方体中的每个体素,参数矩阵$[\vec{P}] = [\vec{P}_1, \vec{P}_2 + \vec{P}_3, \vec{P}_4]$的生物力学模型可使用六个位移向量($[\vec{U}_1 = 0, \vec{U}_2, \vec{U}_3, \vec{U}_4, \vec{U}_5, \vec{U}_6]$)和上文描述的对应生物统计数据矩阵($[T_{v_n}, \quad A_{f_n}, \quad H_{c_n}]^T$)求解。所述四个向量描述体素的组织属性,所述组织属性控制体素的位移向量和变形。对于参考图像立方体中的每个体素,有:

[0224] $[\vec{P}] \ [B_n] = [\vec{U}_n]$。

[0225] 如上所指出,存在许多能够执行用于GREX成像的图像配准的可变形图像配准算法,包含3D多分辨率光流算法。3D多分辨率光流算法计算在观测到的不同潮气量下获得的图像之间的平滑(例如,流体状)过渡。计算出的两个呼吸阶段之间的位移($\vec{U}-\vec{U}_0$)提供图24中所示的组织轨迹中的观测点。一旦生物力学模型的参数($\vec{p}_1, \ \vec{p}_2, \ \vec{p}_3, \ \vec{p}_4$)通过例如最小二乘回归求解,则改变潮气量($T_v$)、气流($A_f$)和心脏阶段($H_c$)会产生整个闭环轨迹。对胸腔中的所有组织元素采用闭环轨迹给出了新的可被认作以生物计量方式内插的图像立方体。总结一下,表1示出GREX生物力学模型的每个组成部分以及找到所述组成部分的方式。

[0226]

模型组成部分	描述	找到的方式
$\vec{U}$	当前图像相对于参考图像的坐标	静态图像立方体通过光流可变形地一起配准
$\vec{U}_0$	参考图像的坐标	
T_V	潮气量	通过呼吸阶段传感器110找到
A_f	气流	通过呼吸阶段传感器110找到
H_c	心脏阶段归一化到舒张末期,使得H_c在0与1之间变化	通过心脏阶段传感器112找到
$\vec{p}_1, \ \vec{p}_2, \ \vec{p}_3, \ \vec{p}_4$	组织特定运动参数	通过最小二乘回归找到

表1:GREX的生物力学模型的参数的概述。

[0227] 后处理软件106在所获取图像立方体之间的生物计量内插填充了所有潜在的呼吸阶段,从而创建完整的胸腔影像。一般来说,影像需要至少30个模拟图像才能在帧之间平滑过渡。图28A是根据本公开的一些实施例的说明通过生物计量内插法来创建影像的示意性流程图2800。如图28B中所示,假设对应于EI图像立方体的生物计量数据矩阵是:

[0228] T_v=20ml,(A_f)=20ml/s,并且H_c=0.10。

[0229] 对于在呼吸周期的特定时刻的中间模拟图像立方体中的每个体素,例如,EI+Δt、EI+2Δt、EI+3Δt等,可使用参数矩阵$[\vec{P}]$的生物力学模型以及以及特定时刻的对应生物计量数据矩阵来计算。

[0230] 章节3.4-参数图

[0231] GREX成像技术的一个临床益处是独特的参数图。使用2D图、2D刷色(2D color washes)、3D图和3D向量场映射,GREX成像技术向最终用户呈现以前不可获得的关于患者胸腔健康的信息。

[0232] 图29描绘健康患者的标准射线照片(左)的示例和具有1b期左上肺肿瘤的患者的标准射线照片的示例(正如箭头所指示)。两个图均示出射线照相领域目前使用的标准射线照片。尽管图29右侧的病变左肺是早期肺肿瘤,但在标准射线照片中不容易看到,因为标准射线照片难以看懂并且仅显示解剖信息。相比之下,图30描绘了根据本公开的一些实施例的伴随的GREX参数图,其示出相同两个患者的健康状况指示符。右侧的参数图清楚地指示患者的左上肺病变,而标准射线照片是模糊的。改变窗位和图像对比度最终显示左上肺的换气不良区域。然而,如果最终用户不采取这些步骤,捕捉这种早期肺癌肿瘤的机会就会较低。换句话说,GREX生成的参数图可极大地减小最终用户疾病漏报风险的变化。

[0233] 首先考虑图30中的$\vec{p}_1$的2D彩图,其描述了关于潮气量的正应力。基于$\vec{p}_1$的定义,最终用户将预期,与肺部顶点相比,隔膜附近$\vec{p}_1$的量值将更大(例如,当潮气量增大时,隔膜具有比肺部顶点大的组织位移)。总的来说,$\vec{p}_1$的量值在整个健康肺部平稳变化。如果计算整个肺部的$\vec{p}_1$梯度,结果将是平滑函数。图30中描述的示例示出,对于这两个患者,尽管$\vec{p}_1$参数以类似方式分布,但健康患者的组织位移是患病患者的两倍。

[0234] 接着考虑表示与气流相关联的正应力和剪应力的总和的$(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$的2D刷色。一般来说,较高的参数量值出现在支气管树以更快的速率将空气带入肺部的区域附近(肺中部)。但是在病变肺中,肿瘤的存在可基本上显著改变肺的弹性行为,使得肿瘤可在视觉上与功能健全的肺组织分布区分开。在图30所示的示例中,由于量值的显著差异,左肺中清晰可见肺肿瘤的存在。当疾病影响肺部区域时,其它肺组织区域通过对健康区域而非病变区域进行换气来“收拾烂摊子”。但如图29的左侧图所示,健康的肺比病变的肺更有弹性。换句话说,气流阻力在肿瘤所处的方位极大地增加,由此突出肿瘤的存在并能定量分析肿瘤对患者在呼吸期间适当换气能力的影响。与潮气量相关联的参数和与气流相关联的参数之间的比率显著地示出左上肺具有与健康患者明显不同的模式。在根本上,与图24中示出的示例组织轨迹相比,更高百分比解读为组织以更圆的图案移动。位于2D刷色之下的归于潮气量($T_V\vec{p}_1$)和气流($A_f(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$)的观测到的总运动分量的直方图也显示左肺疾病的明确指示符。健康的肺具有$A_f(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$的双峰分布,但当一个肺中存在疾病时,两肺的总体分布模式不同。GREX成像技术可涉及贝叶斯过程,以利用患者访谈(在检查前由患者自愿提供的信息)结合生物力学模型的参数直方图的分布来更好地分类疾病病因。总之,跨越多个新GREX参数的肺病(例如肿瘤存在,如图30所示)的一致指示符极大地有助于早期检测和疾病诊断。

[0235] 章节3.5-诊断疾病指针

[0236] 肺癌、慢性阻塞性肺病(COPD)、下呼吸道感染和肺结核都具有在现有数字诊断x射线成像中可见的疾病指针。然而,诊断疾病指针在疾病早期未必总是可见。但是如图29和30所示,GREX参数具有在疾病早期用作诊断疾病指针的潜力。如果医疗团队仅考虑标准射线

照片,则可能检测不到肺癌的存在,因为肺癌肿瘤并未大得足以清晰地出现在标准射线照片中。GREX成像使用生物计量信号结合多个以生物计量方式针对的射线照片以利用先前不可获得的关于肺部如何移动的信息来诊断疾病。GREX过程直接解决了早期肺癌的问题,即,肺癌往往在数字诊断x射线图像中具有较差的特异性。通过使用患者独特的并且指示疾病的呼吸信息以生物计量方式通知的成像来解决现有的基于数字诊断x射线的诊断灵敏度限制。临床医师可通过肺组织运动可视化和参数图早在疾病发作时就观测到诊断性深层方面,并在疾病发展时继续监测患者。机器学习和有限元分析技术将用于发现肺功能的细微模式或基线变化,以辅助最终用户在一发病就检测到疾病的能力,从而为患者提供更高的生存机会和更多的治疗选择。

[0237] GREX对诊断界的冲击的另一诊断示例是对肺病病因进行分类。在活检中,石棉引起的肺部疾病和香烟引起的肺部疾病的表现是不同的。石棉是一种天然硅酸盐矿物,由长而细的纤维状晶体组成,所述纤维状晶体由数百万个微观纤维构成。吸入的石棉纤维穿透肺泡并最终形成致密的网,其损害肺泡功能,继而降低肺功能。致密网汇集癌组织,并被称为间皮瘤。标准射线照片只能通过斑块积聚来识别间皮瘤,所述斑块积聚表现为肺部图像中的密集固结(模糊)。在最终用户可直观地识别石棉的存在之前,GREX可通过参数图检测到石棉的蛛丝马迹。随着石棉网的形成,肺的弹性局部降低。在参数图(2D刷色、参数比和直方图)中可看到小的局部弹性降低。例如,在失去弹性的组织中,组织在呼吸期间的轨迹将比椭圆形更圆。这意味着,$\vec{p}_1$与$(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$量值之间的比率将高于健康组织。查阅彩图将清晰地示出显示指示疾病的图案的肺部区域。

[0238] 吸气的颗粒(非纤维)将与纤维石棉颗粒以完全不同的方式呈现。吸入的颗粒沉积在肺内,从而通过“堵塞”气道、形成瘢痕组织和形成肿瘤而非网来降低肺功能。GREX将通过检测与健康特性不一致的肺运动动态的微小局部变化来示出颗粒沉积的开始。香烟含有焦油和氡,它们粘附在肺泡上并且彻底改变肺功能。GREX可跟踪降低的肺功能,并为最终用户提供更好地向患者展示吸烟习惯的破坏程度的独特工具。COPD是另一种可通过参数图来比当前临床方法更有效地阐明的疾病。当前通过肺活量测试和标准射线照相来检测COPD。这些方法都不是特别敏感,并且在最初发病时检测不到COPD。在尽可能最早的时间检测到疾病可让患者有更多机会利用防治性医药并在为时已晚之前改变不良习惯。

[0239] 章节3.6-影像呈现

[0240] 影像呈现图形用户界面(GUI)的重点在于提供清晰直观的画布以用于显示平面影像和3D影像结果。旋转视图、暂停影像和标尺等所有功能都放置在用屏幕顶部的选项卡表示的仓中。选择一个功能会改变工具提示,以向用户示出正在使用的功能。GUI设计为轻量的,使得即使使用较旧的计算机系统,GUI也能正常运行。最后,影像呈现GUI将结合标注/构形、可能的疾病指针和云计算平台一起工作。

[0241] 医务人员最终用户偏好直接在医学图像上突出显示和放置备注,而不是将额外文件附加到图像上。医学终端用户强烈要求能够将图像标注(“引人注意的”箭头和治疗备注)和解剖构形(在解剖结构周围绘制虚拟线)包含在成像研究中。医学终端用户通常是协作治疗患者的大型多学科护理团队的成员。以下示例描述了临床护理团队的当前工作流程和技术能力:

[0242] 一旦对肺癌患者进行成像研究,则图像由放射科医师读取、由放射肿瘤学家开出

放射治疗医嘱,并用作手术医生进行手术治疗的基础。具体地说,放射科医师在肿瘤部位周围绘制轮廓并将构形的图像传给放射肿瘤学家。

[0243] 接着,放射肿瘤学家基于图像写出放射治疗和/或肿瘤切除手术的指令。

[0244] 使用放射学轮廓和放射肿瘤学肿瘤切除指令,外科医生切除肿瘤。

[0245] 后处理软件106为终端用户提供直接在移动图像上标注和构形的工具,这简化了医疗保健工作流程。这种用户友好的能力增强了医疗保健工作流程并降低了医疗错误的概率。我们的用户界面的交互性质意味着治疗指令和/或医疗问题现在对所有用户清楚可见,并且相关的临床备注在对应的受关注解剖区域中正确显示。

[0246] 图31A到31B是示出对患者肺进行成像的方法3100的流程图。在一些实施例中,可在没有人为干预(例如,没有技术人员的干预)的情况下执行下文描述的任何或所有操作。在一些实施例中,方法3100通过或使用本文描述的任何设备(例如,图1中所示的GREX成像系统100)执行。方法3100的一些操作由计算机系统执行,所述计算机系统包含一个或多个处理器和存储指令的存储器,所述指令在由一个或多个处理器执行时使一个或多个处理器执行方法3100的操作。任选地组合方法3100中的一些操作,和/或任选地改变一些操作的次序。

[0247] 所述方法包含将患者定位(3102)在相对于x射线成像设备(例如,GREX成像系统,图1)的第一方向。在一些实施例中,方法3100在传统医学成像系统处执行,所述传统医学成像系统经修改以执行下文描述的某些操作。在一些实施例中,将患者定位在第一方向包含将患者移动(例如,旋转)到第一方向(例如,如参考图35所论述),而x射线成像系统(例如,x射线单元和检测器面板)保持在固定方位。例如,在一些实施例中,患者坐在或站在患者定位固定装置(PPF)上,例如参考图35描述的PFF 3501。在一些实施例中,将患者定位在相对于x射线成像设备的第一方向包含旋转患者定位固定装置。例如,在一些实施例中,在方法3100的开始,旋转患者定位固定装置,使得患者的矢状平面相对于x射线成像设备的光轴(例如,x射线成像设备沿其发射x射线的轴线)定位在预定义角度。在一些实施例中,预定义角度选自由-45度、-22.5度、0度、22.5度和45度组成的组。

[0248] 在一些实施例中,将患者定位在第一方向包含移动(例如,旋转)x射线成像系统,而患者保持在固定方位(例如,如参考图17所论述)。

[0249] 在一些实施例中,当患者相对于x射线成像设备定位在第一方向时,患者定位固定装置使患者维持在固定方位(例如,使患者的方位稳定),使得患者肺的三维图像可基于“平稳对象”假设而重建(例如,如贯穿本公开所描述)。

[0250] 所述方法包含获得(3104)患者呼吸的体积测量值(例如,当患者正常呼吸时;患者不需要保持其宽度)。在一些实施例中,患者呼吸的体积测量值是患者的肺体积(例如瞬时肺体积)的测量值(例如直接测量值)或患者的肺体积的衍生项(例如流速)。在一些实施例中,如下文中更详细地解释,患者呼吸的体积测量值是可转换成患者的潮气量的测量值(例如,通过测量胸腔上升和下降)。如本文所使用,术语潮气量是指当前肺体积与预定义基准之间的差(例如,在没有额外努力的情况下正常呼吸的最大呼气期间的体积,在没有额外努力的情况下正常呼吸的最大吸气期间的体积,或任何其它合适的基准体积)。

[0251] 在一些实施例中,患者呼吸的体积测量值是患者呼吸的几何(空间或方位)测量值。

[0252] 在一些实施例中,患者呼吸的体积测量值包含(3106)患者胸腔上升(和/或胸腔下降)的测量值。在一些实施例中,使用(3108)由三维(3D)扫描仪、肺活量计和腹带组成的组中的一个或多个体积呼吸阶段传感器(例如,呼吸阶段传感器110,图1)来获得患者呼吸的体积测量值。在一些实施例中,所述方法还包含创建(3110)患者胸腔表面的点云。根据患者胸腔表面的点云确定患者呼吸的体积测量值。

[0253] 在一些实施例中,3D点云用于在未生成患者胸腔的网格重建的情况下确定患者呼吸的体积测量值(例如,3D点云的原始输出用于生成患者呼吸的体积测量值而非首先生成网格)。在一些实施例中,使用(3112)3D成像技术测量患者胸腔的一个或多个位置以获得患者胸腔表面的点云。例如,3D成像技术包括例如光检测与测距(LIDAR)的激光扫描技术。此类激光扫描技术是有益的,因为即使在患者穿着遮蔽服装(modesty garment)时(例如,患者在进行方法3100时披上LiDAR可穿透的服装),一些激光也可准确地测量患者胸腔的方位。

[0254] 在一些实施例中,方法3100还包含使用患者胸腔表面的点云识别(3114)患者胸腔表面上的一个或多个解剖标志(例如,外部可见的标志,例如锁骨、气管、上横骨、胸骨、剑突、脊柱或或幽默)。所述方法还包含根据患者胸腔表面的点云推断患者胸腔内的一个或多个内部解剖标志的位置(例如,患者肺的位置)。在一些实施例中,所述方法包含生成患者的重建(例如,生成患者的计算机模型,也称为“虚拟患者”)。在一些实施例中,生成患者的重建包含生成患者的内部解剖结构的重建。在一些实施例中,患者的内部解剖结构的重建包含组织密度的计算机模型(例如,3D模型)。在一些实施例中,重建包含或用于确定身体内的多个位置处的吸收横截面(例如,x射线吸收横截面)。在一些实施例中,患者的重建用于确定x射线成像设备要递送的x射线剂量(例如,对于每个图像)。

[0255] 所述方法包含,当患者定位于相对于x射线成像设备的第一方向时并且在获得患者呼吸的体积测量值时,基于患者呼吸的体积测量值(例如,当患者正常呼吸时,实时)确定(3116)患者的呼吸阶段。在一些实施例中,患者的呼吸阶段由肺的体积限定。因此,在一些实施例中,确定肺的呼吸阶段包含确定肺的体积。

[0256] 在一些实施例中,执行作为方法3100的成像时段的一部分的操作3102等等。方法3100还包含在成像时段之前经历训练时段,在所述训练时段期间获得关于患者正常呼吸的信息。例如,在训练时段期间,在患者呼吸的多个周期(例如,患者呼吸的15、20、50个周期,每个周期对应于一次呼吸)上以规律间隔获得患者呼吸的体积测量值。接着,使用来自训练时段的体积测量值将特定体积测量值与特定呼吸阶段相关联。例如,对应于400ml的潮气量的体积测量值可与最大吸气相关联,对应于0ml的潮气量的体积测量值可与最大呼气相关联,等等。另外,关于患者呼吸的统计数据(例如,直方图)可在训练时段期间获得,并且用于验证在成像期间获得的呼吸是“正常”呼吸(例如,并非过度深呼吸或其它方式的异常呼吸)。

[0257] 在成像时段期间,在一些实施例中,确定的患者的呼吸阶段是(3118)未来(例如,预测的)呼吸阶段。即,在一些实施例中,基于患者呼吸的体积测量值来确定患者的呼吸阶段包含根据一个或多个当前和/或过去呼吸阶段预报未来呼吸阶段。例如,所述预测基于呼吸阶段的时间数列。在一些实施例中,根据一个或多个当前和/或过去呼吸阶段预报未来呼吸阶段包含生成自回归积分滑动平均(ARIMA)模型。在一些实施例中,所述预测使用来自训

练时段的数据。

[0258] 所述方法包含,根据确定患者的呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段(例如,肺的体积匹配预定义肺体积),门控(3120)x射线成像设备以产生患者肺的x射线投影(有时称为投影图像)。在一些实施例中,x射线投影是以特定角度(例如,由患者相对于x射线成像设备的方向确定)拍摄的图像。在一些实施例中,使用单次x射线曝光获得x射线投影。在一些实施例中,所述方法包含,根据确定患者的呼吸阶段不匹配预定义呼吸阶段,停止门控x射线成像设备(例如停止将患者暴露于x射线辐射)。

[0259] 在一些实施例中,所述方法包含根据患者呼吸的体积测量值来确定当前呼吸是否是不规律呼吸。所述方法还包含,根据确定当前呼吸是不规律呼吸,停止门控(例如,维持)x射线成像设备(例如,继续等待获得呼吸阶段的x射线投影的合适呼吸)。

[0260] 在一些实施例中,预定义呼吸阶段是(3122)多个预定义呼吸阶段中的第一预定义呼吸阶段。在一些实施例中,所述方法还包含,在获得患者呼吸的体积测量值的同时,根据确定患者的呼吸阶段匹配多个预定义呼吸阶段中的任一个,门控x射线成像设备以产生患者肺的相应x射线投影。在一些实施例中,只有当通过患者呼吸的体积测量值确定的患者的呼吸阶段匹配多个预定义呼吸阶段中的一个时,获得(3124)患者肺的x射线投影(例如,x射线测量值),由此降低患者的x射线暴露总量。

[0261] 在一些实施例中,多个预定义呼吸阶段包含(3126)患者完整呼吸周期的早期呼气阶段、晚期呼气阶段、最大呼气阶段、早期吸气阶段、晚期吸气阶段和最大吸气阶段(例如,如参考图14所示和描述)。在一些实施例中,针对多个预定义呼吸阶段中的每一个获得x射线投影,而患者定位在相对于x射线成像设备的第一方向。

[0262] 在一些实施例中,x射线投影是(3128)第一x射线投影,并且所述方法还包含将患者重新定位到相对于x射线成像设备的第二方向(例如,通过旋转患者或旋转x射线成像系统)。在一些实施例中,所述方法包含,当患者定位在相对于x射线成像设备的第二方向时,以及在继续获得患者呼吸的体积测量值时,继续基于患者呼吸的体积测量值确定患者的呼吸阶段。在一些实施例中,所述方法包含,根据确定患者的呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段,门控x射线成像设备以产生患者肺的第二x射线投影。

[0263] 在一些实施例中,所述方法还包含使用第一x射线投影和第二x射线投影(例如,如参考图21所描述)生成对应于预定义呼吸阶段的静态图像立方体。在一些实施例中,静态图像立方体是患者肺部体积的三维重建。在一些实施例中,针对多个预定义呼吸阶段中的每一个获得x射线投影,而患者定位在相对于x射线成像设备的多个方向(包含第一方向和第二方向)中的每一方向。在一些实施例中,多个方向包含至少5个方向(例如,-45度、-22.5度、0度、-22.5度和45度)。在一些实施例中,多个方向包含多于5个方向(例如,6、7、8或更多个方向)。在一些实施例中,在患者定位在相对于x射线成像设备的多个方向(包含第一方向和第二方向)中的每一个时,除了多个预定义呼吸阶段中的每个预定义呼吸阶段之外,不获得x射线投影。因此,当在五个方向针对六个不同的呼吸阶段获得x射线投影时,获得总共三十个x射线投影(例如,如上文所描述,门控x射线成像设备以仅获得这些图像)。

[0264] 如本文件中其它处所描述,这三十个x射线投影可用于重建肺部如何在3D中移动的生物力学模型。在一些实施例中,使用(3130)在预定义呼吸阶段从各个角度获得的少于十个x射线投影来生成对应于预定义呼吸阶段的静态图像立方体(例如,如参考图21所描

述)。

[0265] 所属领域的技术人员应认识到,除了由于呼吸引起的肺运动之外,方法3100还可应用于其它类型的移动。例如,在一些实施例中,一种方法包含将患者定位在相对于x射线成像设备的第一方向。所述方法还包含获得患者身体的一部分的3D测量值(例如,患者身体的该部分的位置的3D测量值)。所述方法还包含,当患者定位在相对于x射线成像设备的第一方向时,以及在获得患者身体的部分的3D测量值时:基于患者身体的所述部分的3D测量值,确定符合触发暴露于x射线成像设备进行的辐射的触发准则;以及根据确定符合触发准则,门控x射线成像设备以产生患者的x射线图像。在一些实施例中,x射线图像是患者身体的部分(例如,患者的腿、腹部、颅骨等)的图像。在一些实施例中,触发准则包含当患者身体的部分的3D测量值指示患者身体的部分处于预定义位置(例如,相对于成像设备)时符合的准则。在一些实施例中,所述方法包含,根据确定不符合触发准则,停止门控x射线成像设备(例如停止将患者暴露于x射线辐射)。此外,在一些实施例中,方法3100适用于不严格基于x射线的其它类型的成像,例如正电子发射断层扫描(PET)成像或MRI成像。

[0266] 另外,应理解,方法3100可应用于放射治疗以及放射成像。例如,在一些实施例中,一种方法包含将患者定位在相对于放射治疗源的第一方向。所述方法还包含获得患者身体的一部分的3D测量值(例如,患者身体的该部分的位置的3D测量值)。所述方法还包含,当患者相对于放射治疗源定位在第一方向时,以及在获得患者身体的部分的3D测量值时:基于患者身体的所述部分的3D测量值,确定符合触发暴露于放射治疗源进行的辐射的触发准则;以及根据确定符合触发准则,门控放射治疗源以将患者暴露于辐射(例如将患者身体的所述部分暴露于辐射)。在一些实施例中,触发准则包含当患者身体的部分的3D测量值指示患者身体的部分处于预定义位置(例如,相对于成像设备)时符合的准则。在一些实施例中,所述方法包含,根据确定不符合触发准则,停止将患者暴露于辐射。

[0267] 应理解,已经描述的图31A到31B中的操作的特定次序仅仅是示例,并非意在指示所描述的次序是可执行所述操作的唯一次序。所属领域的技术人员将认识到对本文所描述的操作重新排序的各种方式。另外,应注意,本文中相对于本文所描述的其它方法所描述的其它过程的细节也以类似方式适用于上文关于图31A到31B所描述的方法3100。例如参考图2、图6、图8、图11、图13、图15、图21、图23、图25、图27、图28A到28B、图32A到32B、图33A到33C和图34A到34C描述此类过程。为简洁起见,此处不对这些细节进行重复。

[0268] 图32A到32B是示出用于在患者的呼吸阶段和心脏阶段一致时门控辐射源的方法3200的流程图。在一些实施例中,可在没有人为干预(例如,没有技术人员的干预)的情况下执行下文描述的任何或所有操作。在一些实施例中,方法3200通过或使用本文描述的任何设备(例如,图1中所示的GREX成像系统100)执行。方法3200的一些操作由计算机系统执行,所述计算机系统包含一个或多个处理器和存储指令的存储器,所述指令在由一个或多个处理器执行时使一个或多个处理器执行方法3200的操作。任选地组合方法3200中的一些操作,和/或任选地改变一些操作的次序。

[0269] 所述方法包含将患者定位(3202)在相对于辐射源的第一方向。在一些实施例中,辐射源是(3204)x射线成像设备。在一些实施例中,辐射源是(3206)放射治疗源。例如,如图3和图35所示,患者(例如,患者3502)定位在相对于辐射源3504(例如,x射线单元108)的第一方位。在一些实施例中,如参考操作3102(图31A)所描述,定位患者包含移动(例如,旋转)

患者,而在一些实施例中,定位患者包含移动(例如,旋转)x射线设备(例如,x射线源和检测器)。

[0270] 所述方法包含获得(3208)患者呼吸的测量值(例如,使用呼吸阶段传感器)。在一些实施例中,患者呼吸的测量值是上文参考操作3104(图31A)所描述的患者呼吸的体积测量值。在一些实施例中,患者呼吸的测量值是患者呼吸的非体积测量值(例如,患者呼吸的基于时间的测量值)。

[0271] 所述方法包含获得(3210)患者心脏功能的测量值。在一些实施例中,使用一个或多个传感器(3304)来测量患者的心脏功能。在一些实施例中,心电图(ECG)用于测量患者的心脏功能(例如,3导联或12导联ECG)。在一些实施例中,所述方法包含获得提供电信号时间数列的患者心脏功能的多个测量值,所述电信号控制患者心脏的移动。

[0272] 返回到成像阶段,所述方法包含,当患者定位在相对于辐射源的第一方向时并且当获得患者呼吸的测量值时(3212),根据患者呼吸的测量值确定(3214)患者的呼吸阶段并根据患者心脏功能的测量值确定(3216)患者的心脏阶段(例如实时)。例如,在一些实施例中,使用零指令集计算机(ZISC)处理器确定患者的心脏阶段,如参考图36所描述。ZISC处理器能够在单个心搏周期或心搏周期的一部分中识别心搏周期中的预定义标志已出现(例如,S波或T波)。

[0273] 在一些实施例中,所述方法还包含在门控辐射源以将患者暴露于辐射(下面的操作3222)之前,从患者的多个心搏周期获得(3218)患者心脏功能的测量值。在一些实施例中,所述方法包含使用来自多个心搏周期的患者心脏功能的测量值,确定预定义心脏阶段与心搏周期的预定义窗口的开始之间的平均间隔。例如,心搏周期的预定义窗口表示R波的顶部与门控窗口的开始之间的间隔。例如,在一些实施例中,执行作为方法3200的成像时段的一部分的操作3202等等。方法3200还包含在成像时段之前经历训练时段,在所述训练时段期间获得关于患者心脏功能的信息。例如,在训练时段期间,在多个心搏周期(例如,15、20、50个心搏周期,其中一个周期对应于心脏运动的一个完整时段,例如,从一个T波到下一T波)中以规律间隔获得患者心脏功能的ECG测量值。接着,来自训练时段的ECG测量值用于预测成像阶段期间心脏移动的静止时段,如下文所描述。

[0274] 在一些实施例中,来自患者的多个心搏周期的测量值是(3220)所述多个心搏周期的波形测量值(例如ECG测量值),并且所述方法包含在统计上稳定地验证所述多个心搏周期的波形测量值。

[0275] 所述方法还包含,基于确定患者的呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段以及确定患者的心脏阶段匹配心搏周期的预定义窗口,门控(3222)辐射源以使患者暴露于辐射。在一些实施例中,当辐射源被门控时,患者的肺暴露于辐射。在一些实施例中,预定义心脏窗口对应于心脏移动的静止时段(例如,心脏移动最小的心搏周期期间的一段时间,如参考图12所描述)。在一些实施例中,辐射源在与确定的心脏阶段相同的心搏周期内被门控。以此方式,通过基于呼吸阶段和预定义心脏阶段窗口的一致来门控患者肺的暴露,在无心脏移动所致的扰动或运动的情况下将肺的精确区域(例如,肺组织的精确区域)暴露于辐射。

[0276] 在一些实施例中,辐射源是x射线成像设备。门控辐射源以使患者暴露于辐射包括(3224)门控x射线成像设备以产生患者肺的x射线投影。在一些实施例中,如参考图31A到31B的方法3100所描述,可针对患者相对于x射线成像源的多个方向和多个呼吸阶段而以此

方式获得x射线投影。接着,这些x射线投影可用于产生肺运动的影像和/或肺的生物物理模型(例如,通过将肺组织的运动与例如应力、应变弹性等生物物理参数相关)。在一些实施例中,根据方法3200,在预定义心脏窗口内获取这些图像,以最小化因心脏移动所致的肺的扰动或运动。

[0277] 在一些实施例中,辐射源是放射治疗源。门控辐射源以使患者暴露于辐射包括(3226)门控放射治疗源以用治疗剂量辐照患者肺部的区域。在这些情形中,重要的是尽可能多地将辐射剂量提供到病变组织(例如癌变组织),并且尽可能少地提供到健康组织。方法3200通过向病变组织递送更准确的剂量同时最小化提供到健康组织的辐射来改进放射治疗装置。

[0278] 在一些实施例中,确定患者的心脏阶段匹配心搏周期的预定义窗口包含通过实时检测(例如使用图36中示出的BEMP卡)预定义心脏阶段并等待一定的时长来预测(3228)心搏周期的预定义窗口,所述时长对应于预定义心脏阶段与心搏周期的预定义窗口的开始之间的平均间隔。例如,在一些实施例中,检测T波的峰值,并且等待从T波到理想门控窗口(此时对辐射源进行门控)的平均间隔。

[0279] 应理解,已经描述的图32A到32B中的操作的特定次序仅仅是示例,并非意在指示所描述的次序是可执行所述操作的唯一次序。所属领域的技术人员将认识到对本文所描述的操作重新排序的各种方式。另外,应注意,本文中相对于本文所描述的其它方法所描述的其它过程的细节也以类似方式适用于上文关于图32A到32B所描述的方法3100。例如参考图2、图6、图8、图11、图13、图15、图21、图23、图25、图27、图28A到28B、图31A到31B、图33A到33C和图34A到34C描述此类过程。为简洁起见,此处不对这些细节进行重复。

[0280] 图33A到33C是根据一些实施例的方法3300的流程图,所述方法用于通过拟合来自配准的图像的数据来生成肺的机械属性模型。在一些实施例中,可在没有人为干预(例如,没有技术人员的干预)的情况下执行下文描述的任何或所有操作。在一些实施例中,方法3300通过或使用本文描述的任何设备(例如,图1中所示的GREX成像系统100)执行。方法3300的一些操作由计算机系统执行,所述计算机系统包含一个或多个处理器和存储指令的存储器,所述指令在由一个或多个处理器执行时使一个或多个处理器执行方法3300的操作。任选地组合方法3300中的一些操作,和/或任选地改变一些操作的次序。

[0281] 所述方法包含从对应于肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值(例如,x射线图像,也称为x射线投影)提取(3302)肺组织的多个位移场。每个位移场表示肺组织从第一呼吸阶段到第二呼吸阶段的移动,并且每个呼吸阶段具有对应的生物计量参数集。在一些实施例中,x射线测量值是根据方法3100和/或方法3200获得的x射线投影(也称为x射线投影图像)。在一些实施例中,从肺组织提取位移场包含在来自第一呼吸阶段的一个或多个第一x射线投影中识别肺组织的一部分,所述部分对应于在来自第二呼吸阶段的一个或多个第二x射线投影中的肺组织的相同部分,并且确定肺组织的所述部分从第一呼吸阶段到第二呼吸阶段的位移(例如参考图28B所描述)。在一些实施例中,使用可变形图像配准算法来执行所述识别,如上文所论述。

[0282] 在一些实施例中,多个x射线测量值包括多个x射线图像,包含针对第一呼吸阶段在x射线成像设备相对于患者的多个方向中的每个方向获得的x射线图像,由此形成对应于第一呼吸阶段的多个x射线图像和对应于第二呼吸阶段的多个x射线图像。在一些情况下,

对应于第一呼吸阶段的x射线图像中的至少一个是在不同于对应于第一呼吸阶段的不同x射线图像的患者呼吸周期中获得(例如图像在相同阶段期间但在不同呼吸中获得)。在一些实施例中,所述方法包含通过呼吸阶段对多个x射线图像进行分组。

[0283] 在一些实施例中,所述方法包含提取多个向量场,位移场是其中的一个示例。

[0284] 在一些实施例中,一个或多个传感器用于(3304)测量患者的生物计量信号作为时间数列的一个或多个序列,所述一个或多个传感器包含3D空间方位定位器(例如3D空间定位器300,图3)、呼吸阶段传感器和心脏阶段传感器中的一个或多个。在一些实施例中,3D空间方位定位器配置成(3306)用于测量由呼吸和心跳引起的患者的实时身体移动并将它们输出为时间数列。在一些实施例中,呼吸阶段传感器配置成(3308)用于测量与患者呼吸相关的一个或多个生理度量值,包含潮气量和其一阶时间导数。在一些实施例中,心脏阶段传感器配置成(3310)用于测量由患者的心脏生成的周期性和平稳的电信号(例如,ECG信号)。例如,心脏阶段传感器测量具有对应于心跳阶段的特性特征的周期性和平稳的电信号。

[0285] 在一些实施例中,由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号用于触发(3312)x射线单元以获取患者在特定呼吸和心脏阶段的x射线图像(例如,参考方法3200所描述)。

[0286] 在一些实施例中,x射线单元包含(3314)时钟,并且由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号与x射线单元的时钟同步。在一些实施例中,将生物计量信号的相应值记录为与获取的x射线图像相关联。

[0287] 在一些实施例中,在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号用于(3316)建构优化的呼吸预测模型,用于预测x射线单元被触发以捕捉患者的x射线图像的所要呼吸阶段。

[0288] 所述方法包含使用肺的不同呼吸阶段之间的肺组织的多个位移场以及对应的生物计量参数集来计算(3318)肺的生物物理模型的一个或多个生物物理参数。在一些实施例中,计算一个或多个生物物理参数包含计算位移场的一个或多个衍生项(例如,卷曲、梯度等)。在一些实施例中,生物物理参数是生物力学参数(例如,应力、应变、弹性模量、弹性极限等)。在一些实施例中,所述一个或多个生物物理参数限定(3320)与肺的不同呼吸阶段相关联的生物计量参数与肺组织的多个位移场之间的物理关系。在一些实施例中,与相应呼吸阶段相关联的生物计量参数集包含(3322)肺在相应呼吸阶段以及对应于肺的所述相应呼吸阶段的心脏阶段的潮气量和气流。在一些实施例中,与肺的不同呼吸阶段相关联的生物计量参数与肺组织的多个位移场之间的物理关系如下限定:

[0289] $$\vec{U}-\vec{U}_0 = T_V\vec{p}_1 + A_f(\vec{p}_2+\vec{p}_3) + H_c\vec{p}_4$$

[0290] 向量$\vec{p}_1$描述由潮气量引起的正应力,$\vec{p}_2$描述由气流引起的正应力,$\vec{p}_3$描述由气流引起的剪应力,并且$\vec{p}_4$描述由心脏运动引发的组织运动,闭环轨迹中的任一点处的组织的位移$(\vec{U}-\vec{U}_0)$表达为分别由潮气量(T_v)、气流(A_f)和心脏阶段(H_c)按比例缩放的应力、应变和扰动心脏运动向量的总和。

[0291] 在一些实施例中,肺的不同呼吸阶段包含(3324)患者的完整呼吸周期的早期呼气、晚期呼气、最大呼气、早期吸气、晚期吸气和最大吸气。

[0292] 在一些实施例中,所述方法还包含显示生物物理参数的视觉表示。例如,图30提供

其中生物物理参数是$\vec{p}_1$与$(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$的比的示例。在一些实施例中,显示视觉表示包含显示肺的图像,其中肺的图像内的位置的颜色对应于生物物理参数(例如,使用生物物理参数的彩图显示肺的图像)。显示此类视觉表示通过提高诊断的准确性而改进x射线成像设备本身。例如,相比于如图29中所示的常规射线照片,在图30中更容易看到患者的左肺病变。

[0293] 在一些实施例中,所述方法还包含根据对应于肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值(例如参考图21所描述)生成(3326)对应于肺的不同呼吸阶段的多个医学图像立方体。在一些实施例中,还通过用图像分段从第一医学图像立方体的其余部分勾画出肺组织,从对应于肺的不同呼吸阶段的多个医学图像立方体中提取(3328)肺组织的多个位移场,并且,对于第一医学图像立方体中的相应体素,使用第一医学图像立方体与第二医学图像之间的基于强度的结构映射来确定第一医学图像立方体和第二医学图像立方体中的体素之间的位移向量。还通过迭代地细化第一医学图像立方体中的不同体素和其在第二医学图像立方体中的对应部分的位移向量,从对应于肺的不同呼吸阶段的多个医学图像立方体中提取肺组织的多个位移场。

[0294] 在一些实施例中,方法还包括:选择(3330)多个医学图像立方体中的一个或多个作为参考医学图像立方体,确定与每个参考医学图像立方体相关联的生物计量参数集,基于与两个参考医学图像立方体相关联的两个生物计量参数集之间的肺的生物计量测量值来选择一个生物计量参数集,以及通过将基于肺的生物计量测量值的生物计量参数集应用于生物物理模型来模拟两个参考医学图像立方体之间的医学图像立方体。

[0295] 应理解,已经描述的图33A到33C中的操作的特定次序仅仅是示例,并非意在指示所描述的次序是可执行所述操作的唯一次序。所属领域的技术人员将认识到对本文所描述的操作重新排序的各种方式。另外,应注意,本文中相对于本文所描述的其它方法所描述的其它过程的细节也以类似方式适用于上文关于图32A到32B所描述的方法3100。例如参考图2、图6、图8、图11、图13、图15、图21、图23、图25、图27、图28A到28B、图31A到31B、图32A到32B和图34A到34C描述此类过程。为简洁起见,此处不对这些细节进行重复。

[0296] 图34A到34C是示出用于根据患者的2D x射线图像生成3D x射线图像立方体影像的方法3400的流程图。在一些实施例中,可在没有人为干预(例如,没有技术人员的干预)的情况下执行下文描述的任何或所有操作。在一些实施例中,方法3300通过或使用本文描述的任何设备(例如,图1中所示的GREX成像系统100)执行。方法3400的一些操作由计算机系统执行,所述计算机系统包含一个或多个处理器和存储指令的存储器,所述指令在由一个或多个处理器执行时使一个或多个处理器执行方法3300的操作。任选地组合方法3400中的一些操作,和/或任选地改变一些操作的次序。

[0297] 在一些实施例中,一个或多个传感器用于(3402)测量患者的生物计量信号作为时间数列的一个或多个序列,所述一个或多个传感器包含3D空间方位定位器、呼吸阶段传感器和心脏阶段传感器中的一个或多个(例如,如上文参考方法3100和方法3200所描述)。

[0298] 在一些实施例中,所述方法还包括:使用一个或多个心脏阶段传感器测量值来识别(3406)心脏阶段门控窗口,使用一个或多个呼吸阶段传感器测量值来预测呼吸阶段,识别心脏阶段门控窗口与预测的呼吸阶段之间的一致性以用于生成x射线成像脉冲,以及利用呼吸阶段、心脏阶段和3D空间方位定位器测量值来标记对应于x射线成像脉冲的x射线图像(例如,如上文参考方法3200所描述)。

[0299] 在一些实施例中,3D空间方位定位器配置成(3408)用于测量由呼吸和心跳引起的患者的实时身体移动,并将它们输出为时间数列(例如,如上文参考方法3100和方法3200所描述)。

[0300] 在一些实施例中,呼吸阶段传感器配置成(3410)用于测量与患者呼吸相关的一个或多个生理度量值,包含潮气量和其一阶时间导数。例如,潮气量的速率随时间或气流而变化。

[0301] 在一些实施例中,心脏阶段传感器配置成(3412)用于测量由患者的心脏生成的周期性和平稳的电信号,其具有对应于心脏阶段的特性特征。

[0302] 在一些实施例中,在与x射线单元的时钟同步之后,两个不同滤波器用于(3414)从患者的生物计量信号中去除信号漂移和噪声。

[0303] 在一些实施例中,由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号用于(3416)触发x射线单元获取患者在特定呼吸和心脏阶段的x射线图像。

[0304] 在一些实施例中,x射线单元包含(3418)时钟。由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号与x射线单元的时钟同步,并且将生物计量信号的相应值记录为与获取的x射线图像相关联。

[0305] 在一些实施例中,在捕捉患者的任何x射线图像之前的训练窗口(例如,训练时段)期间测量(3422)患者的生物计量信号,并且在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号包含患者的多个完整呼吸周期(例如,如上文参考方法3100和方法3200所描述)。

[0306] 在一些实施例中,使用在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号来识别(3424)完整呼吸周期内的多个潮气量百分位数,每个潮气量百分位数对应于不同呼吸阶段中的一个呼吸阶段。

[0307] 在一些实施例中,在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号用于(3426)建构优化的呼吸预测模型,以用于预测x射线单元被触发以捕捉患者的x射线图像的所要呼吸阶段。

[0308] 在一些实施例中,优化的呼吸预测模型(3428)基于自回归积分滑动平均(ARIMA)模型。

[0309] 在一些实施例中,用于捕捉患者的x射线图像的所要呼吸阶段配置成(3430)与心脏门控窗口一致,心脏引发的肺部运动在所述心脏门控窗口期间缓慢变化。

[0310] 在一些实施例中,基于心电图(ECG)信号中的T波和P波的位置来选择(3432)心脏门控窗口,使得心脏引发的肺部运动缓慢变化。

[0311] 所述方法包含将在不同投影角度捕捉的肺的第一多组x射线图像转换(3434)成对应于不同呼吸阶段的肺的第二多组x射线图像。

[0312] 在一些实施例中,将在不同投影角度捕捉的肺的第一多组x射线图像转换成对应于不同呼吸阶段的肺的第二多组x射线图像还包括(3436)在不同投影角度捕捉肺的第一多组x射线图像。第一多组x射线图像中的每一组对应于肺在特定投影角度下的不同呼吸阶段。在一些实施例中,将在不同投影角度捕捉的肺的第一多组x射线图像转换成对应于不同呼吸阶段的肺的第二多组x射线图像还包括根据肺的第一多组x射线图像的相关联呼吸阶段将肺的第一多组x射线图像重新组织成肺的第二多组x射线图像。第二多组x射线图像中的每一组对应于肺的相应呼吸阶段。

[0313] 在一些实施例中,任何特定组内的x射线图像进行(3438)几何分辨并且在时间上是独立的。

[0314] 在一些实施例中,肺的不同呼吸阶段对应于(3440)肺的移动的不同潮气量百分位数。

[0315] 在一些实施例中,肺的不同呼吸阶段包含(3442)患者的完整呼吸周期的早期呼气、晚期呼气、最大呼气、早期吸气、晚期吸气和最大吸气。

[0316] 在一些实施例中,在不同投影角度捕捉的肺的多个x射线图像都对应于(3444)相同的呼吸阶段。

[0317] 在一些实施例中,在特定投影角度从至少两个呼吸周期采集(3446)肺的不同呼吸阶段。

[0318] 所述方法包含使用反投影在相应呼吸阶段根据第二多组x射线图像中的每一组生成(3448)静态图像立方体。

[0319] 所述方法包含通过时间内插法将对应于肺的不同呼吸阶段的静态图像立方体组合(3450)成3D x射线图像立方体影像。

[0320] 应理解,已经描述的图34A到34C中的操作的特定次序仅仅是示例,并非意在指示所描述的次序是可执行所述操作的唯一次序。所属领域的技术人员将认识到对本文所描述的操作重新排序的各种方式。另外,应注意,本文中相对于本文所描述的其它方法所描述的其它过程的细节也以类似方式适用于上文关于图34A到34C所描述的方法3100。例如参考图2、图6、图8、图11、图13、图15、图21、图23、图25、图27、图28A到28B、图31A到31B、图32A到32B和图33A到33C描述此类过程。为简洁起见,此处不对这些细节进行重复。

[0321] 图35描绘根据一些实施例的用于支撑患者3502的示范性患者定位固定装置(PPF)3501(例如,转椅)。在一些实施例中,PPF 3501旋转(例如,沿着旋转3503)以将患者2502定位在相对于辐射源3504(例如,x射线成像系统或放射治疗系统)的多个角度(例如,方向)。例如,PPF以使患者移动到所要位置的方式移动(例如,患者不需要独立移动),使得辐射装置3504能够以各种角度捕捉患者的x射线图像。在一些实施例中,患者3502旋转(例如,沿着旋转3502)以在不旋转PPF 3501的情况下实现所述多个角度。在一些实施例中,PPF 3501和/或患者3205自动旋转和/或移动(例如,使用电机)到所要位置。在一些实施例中,技术人员旋转和/或移动患者3502。在一些实施例中,平板检测器单元3505相对于辐射装置3504定位在患者后方。

[0322] 在一些实施例中,一个或多个相机3506-1到3506-m用于检测围绕PPF 3501的预定义区域(例如,房间)内的对象。例如,相机3506捕捉对象在PPF 3501在预定义区域中移动(并在其内旋转)时是否将碰撞PPF 3501。在一些实施方案中,提供一种用于PPF 3501(与患者3502)之间的防撞方法。

[0323] 在一些实施例中,一个或多个3D成像传感器(例如,LIDAR传感器或结构光传感器)用于几何监测患者3502的呼吸,如参考方法3100所描述。

[0324] 图36描绘示范性生物事件监测过程(BEMP)卡3600。BEMP卡3600包含可编程模拟滤波器;可编程模/数转换器(ADC)/数字信号处理器(DSP)3605;以及零指令集计算机(ZISC)处理器3606。BEMP卡3600接收包括患者的生物计量信号的模拟输入信号3602。在一些实施例中,模拟输入3602包括ECG信号。在一些实施例中,模拟输入是3导联ECG信号或12导联ECG

信号。ZISC处理器3606实时检测模拟输入中的预定义模式。例如,ZISC处理器3606检测ECG信号中的R波以预测何时将是患者的心搏周期的下一静止时段(例如,在TP间隔中)。在一些实施例中,ZISC处理器3606输出可用于触发辐射源(例如,x射线成像系统或放射治疗系统)的ZISC 4位加权输出。在一些实施例中,从外部源(例如辐射源)提供用于BEMP卡3600的时钟信号3603,使得BEMP卡3600可与辐射源同步。

[0325] 在整个后处理软件106章节中论述的计算技术在计算上是资源密集型的。许多社区医院和小诊所无权访问创建影像、计算生物力学模型以及为最终用户提供快速、流畅体验的结果所必要的计算机硬件。后处理软件106的功能在云中执行,使得最终用户能够访问处理控制台、办公桌面或工作笔记本电脑上的后处理软件106的强大可视化工具。

[0326] 贯穿本说明书对“实施例”、“一些实施例”、“一个实施例”、“另一示例”、“示例”、“特定示例”或“一些示例”的引用意指结合所述实施例或示例描述的特定特征、结构、材料或特性包含在本公开的至少一个实施例或示例中。因此,例如“在一些实施例中”、“在一个实施例中”、“在实施例中”、“在另一示例中”、“在示例中”、“在特定示例中”或“在一些示例中”等短语在整个说明书中各种位置的出现未必是指本公开的相同实施例或示例。此外,特定特征、结构、材料或特性可在一个或多个实施例或示例中以任何合适的方式组合。

[0327] 尽管已示出和描述了解释性实施例,但所属领域的技术人员应了解,上述实施例不能被解释为限制本公开,并且可以在不脱离本公开的精神、原理和范围的情况下在实施例中进行变化、替代和修改。

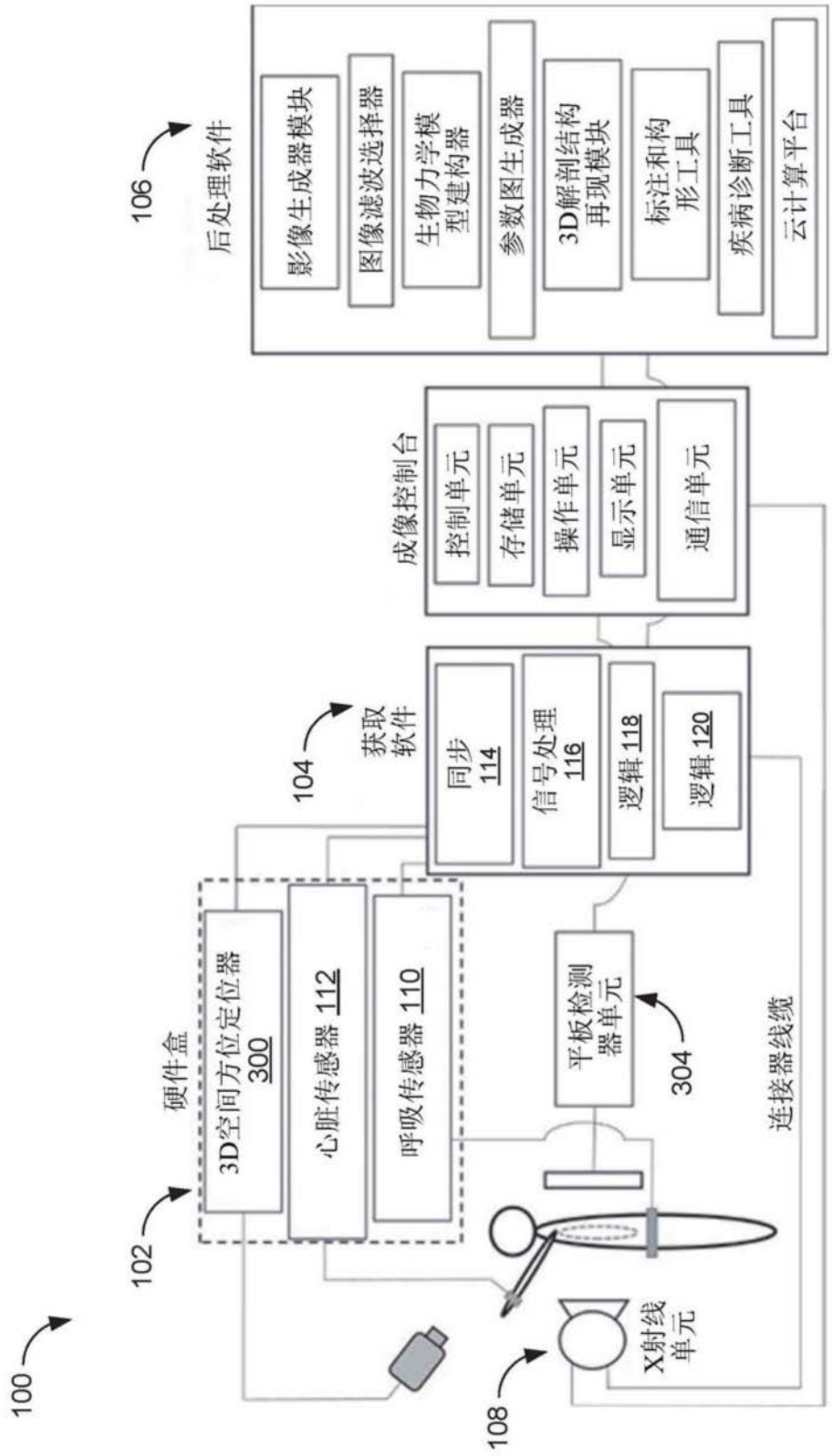

100
102
硬件盒
3D空间方位定位器 300
心脏传感器 112
呼吸传感器 110
104
获取软件
同步 114
信号处理 116
逻辑 118
逻辑 120
成像控制台
控制单元
存储单元
操作单元
显示单元
通信单元
106
后处理软件
影像生成器模块
图像滤波选择器
生物力学模型建构器
参数图生成器
3D解剖结构再现模块
标注和构形工具
疾病诊断工具
云计算平台
平板检测器单元
304
连接器线缆
X射线单元
108

图1

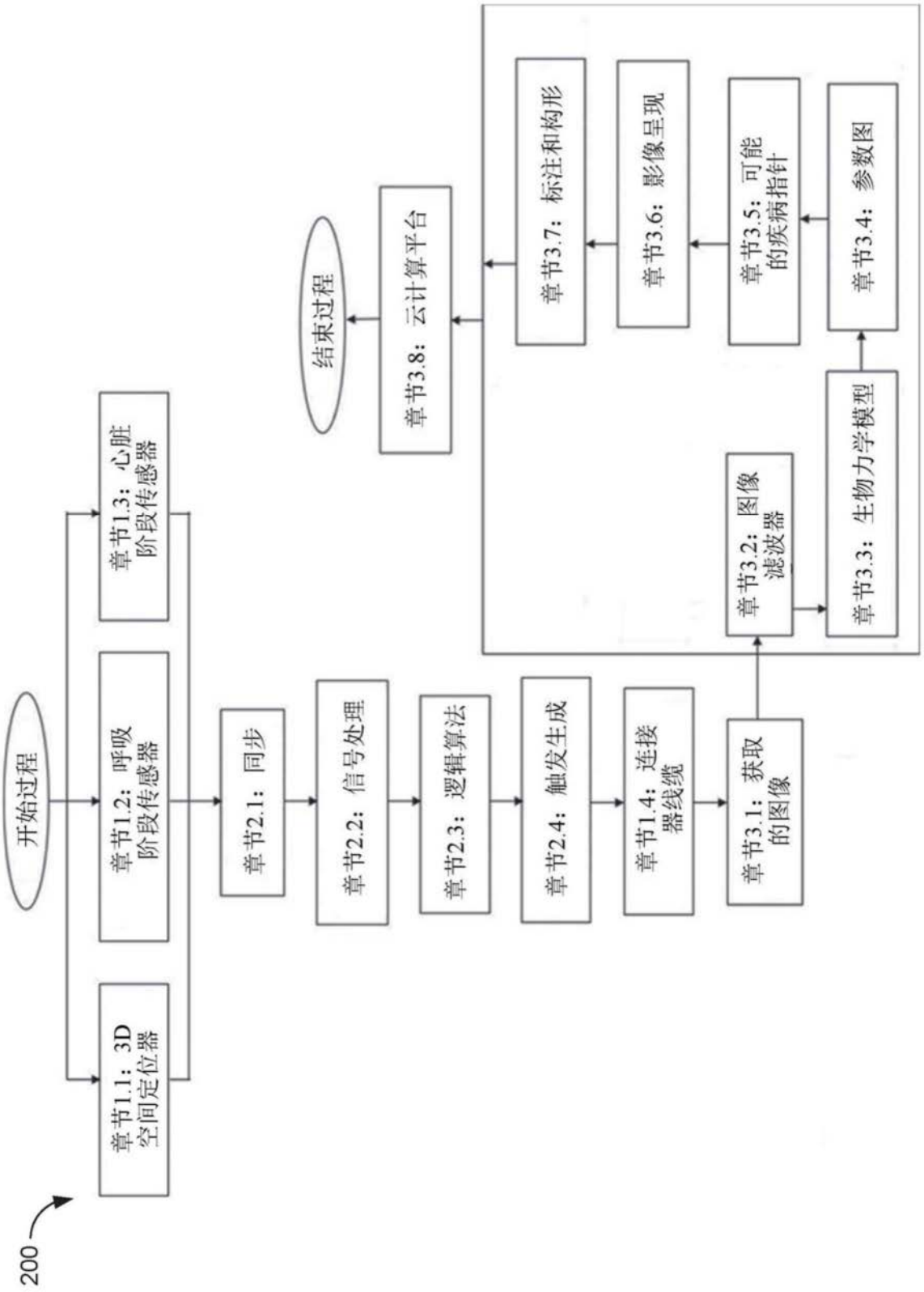

开始过程
章节1.1：3D
空间定位器
章节1.2：呼吸
阶段传感器
章节1.3：心脏
阶段传感器
章节2.1：同步
章节2.2：信号处理
章节2.3：逻辑算法
章节2.4：触发生成
章节1.4：连接
器线缆
章节3.1：获取
的图像
章节3.2：图像
滤波器
章节3.3：生物力学模型
章节3.4：参数图
章节3.5：可能
的疾病指针
章节3.6：影像呈现
章节3.7：标注和构形
章节3.8：云计算平台
结束过程
200

图2

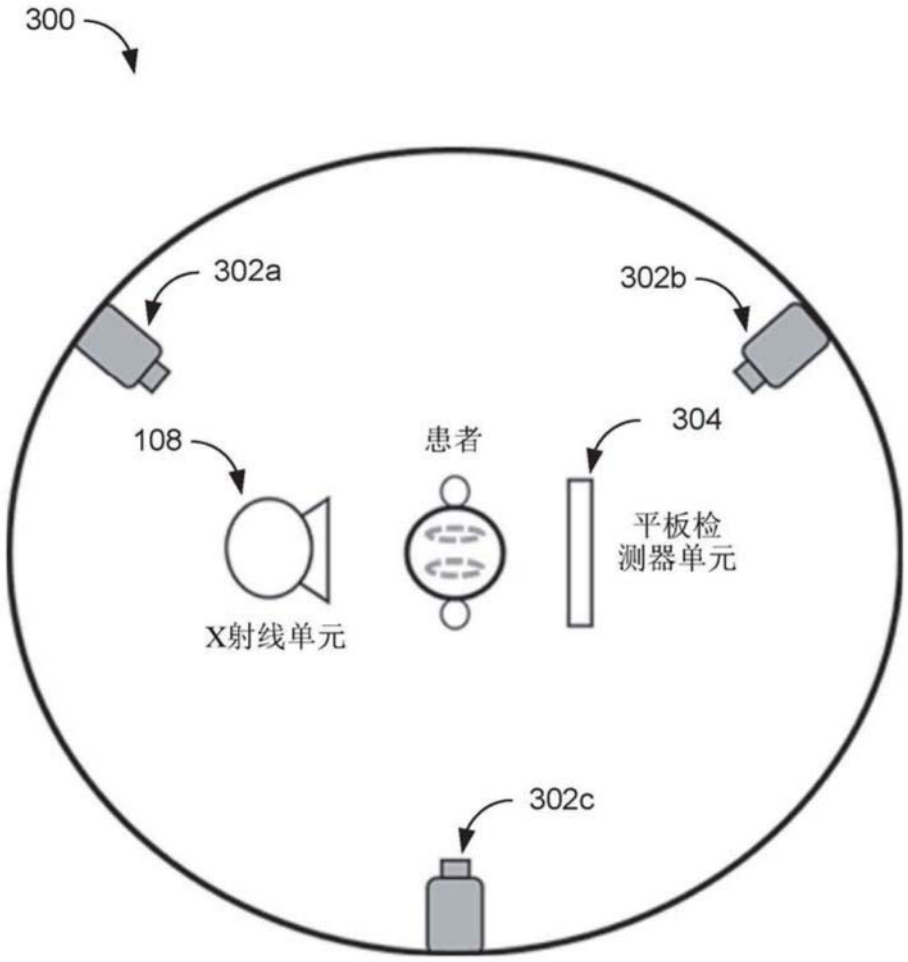


图3

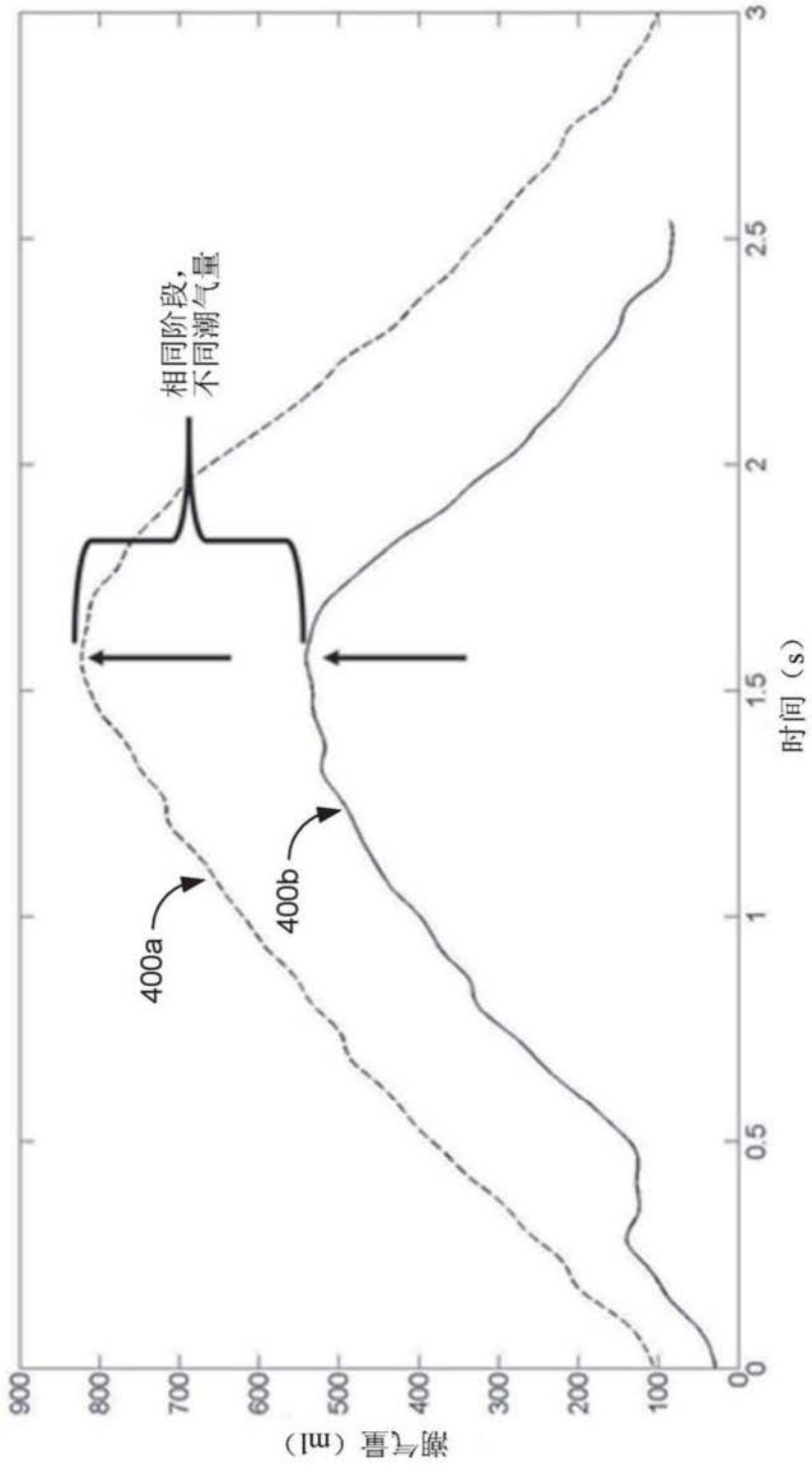

潮气量（ml）
时间（s）
相同阶段，
不同潮气量
400a
400b
0
100
200
300
400
500
600
700
800
900
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3

图4

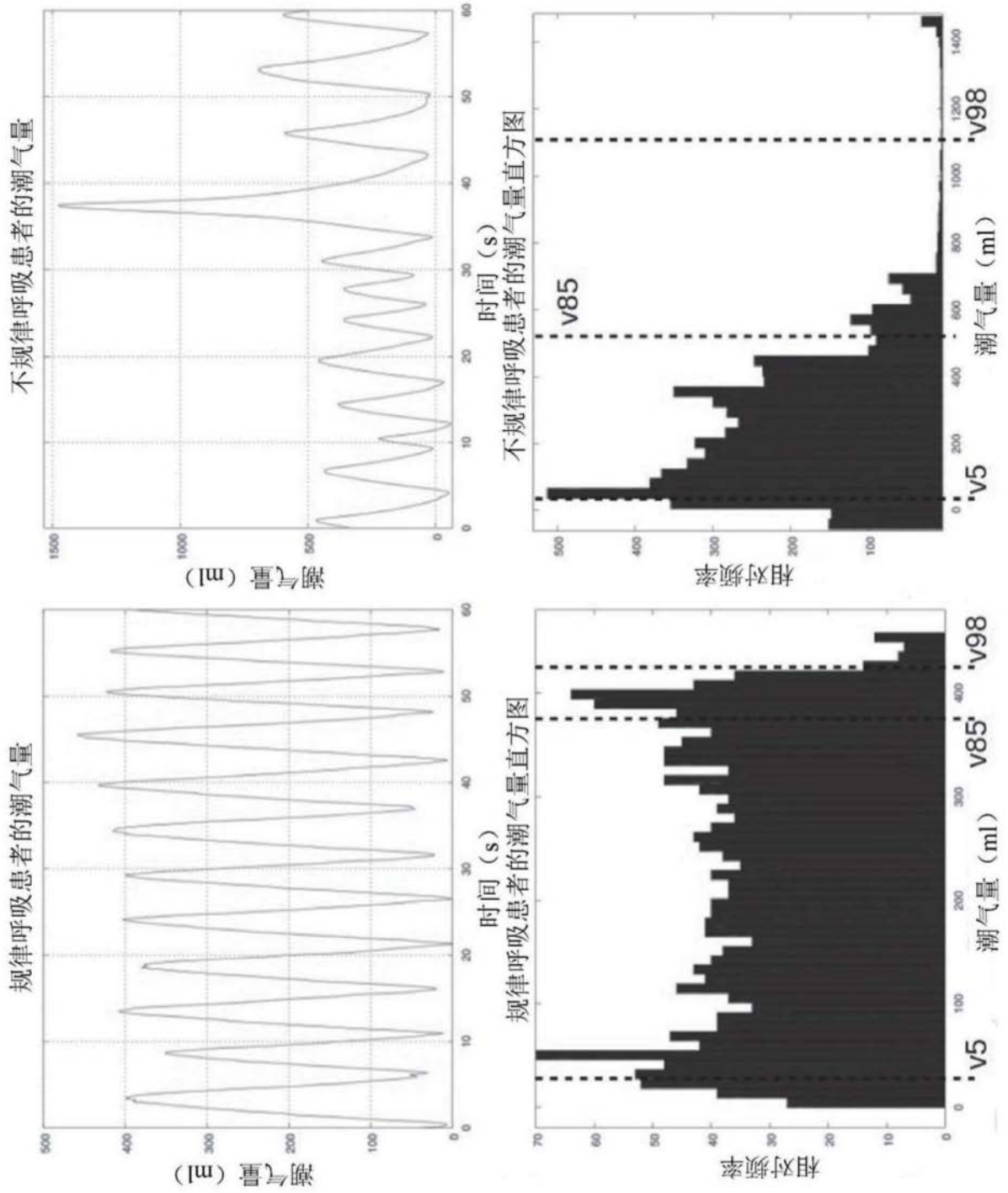

规律呼吸患者的潮气量
潮气量（ml）
时间（s）
规律呼吸患者的潮气量直方图
相对频率
潮气量（ml）
v5
v85
v98
不规律呼吸患者的潮气量
潮气量（ml）
时间（s）
不规律呼吸患者的潮气量直方图
相对频率
潮气量（ml）
v5
v85
v98

图5

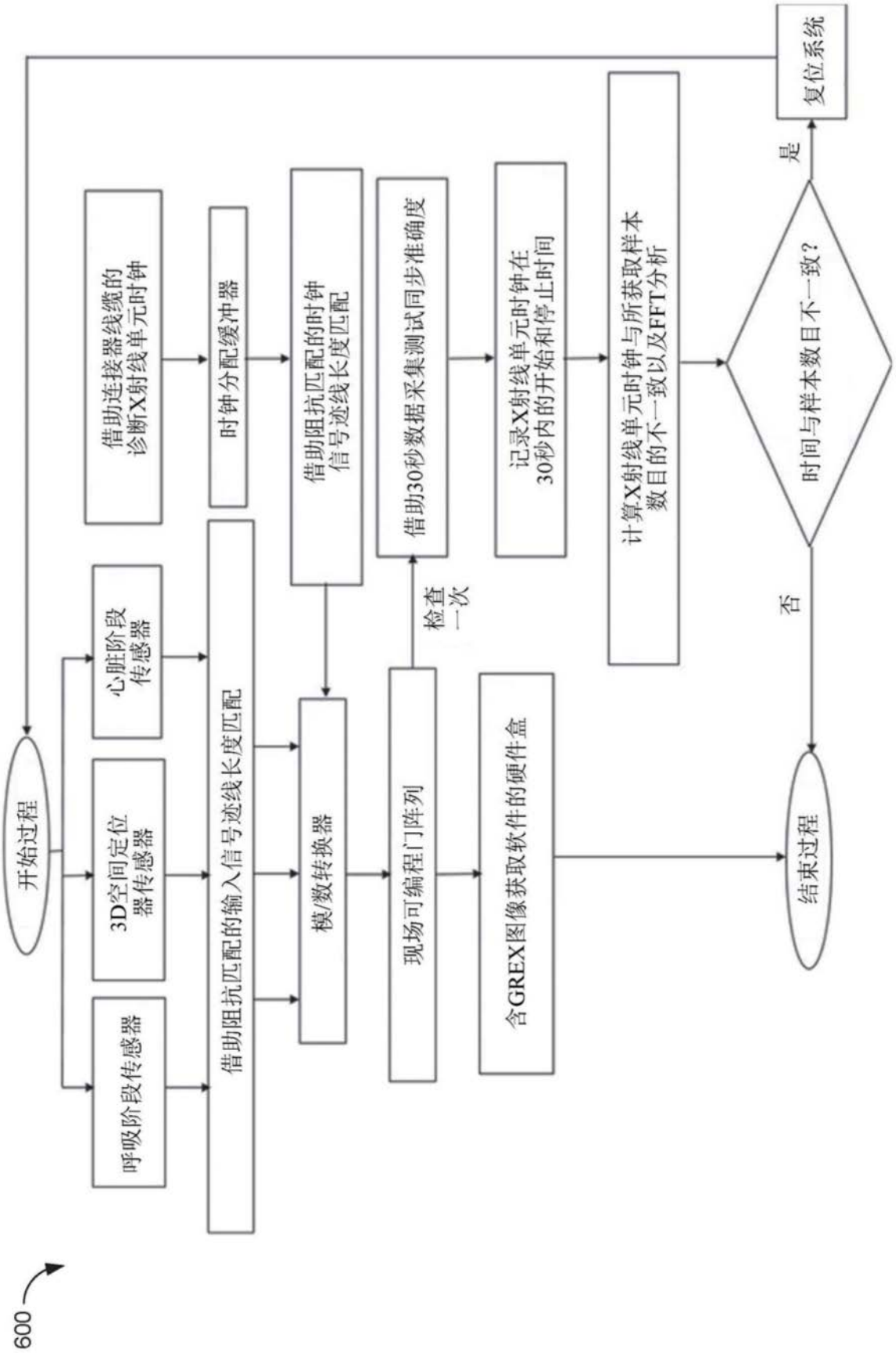

600
开始过程
呼吸阶段传感器
3D空间定位器传感器
心脏阶段传感器
借助连接器线缆的诊断X射线单元时钟
借助阻抗匹配的输入信号迹线长度匹配
时钟分配缓冲器
模/数转换器
借助阻抗匹配的时钟信号迹线长度匹配
现场可编程门阵列
检查一次
借助30秒数据采集测试同步准确度
含GREX图像获取软件的硬件盒
记录X射线单元时钟在30秒内的开始和停止时间
计算X射线单元时钟与所获取样本数目的不一致以及FFT分析
时间与样本数目不一致?
是
否
复位系统
结束过程

图6

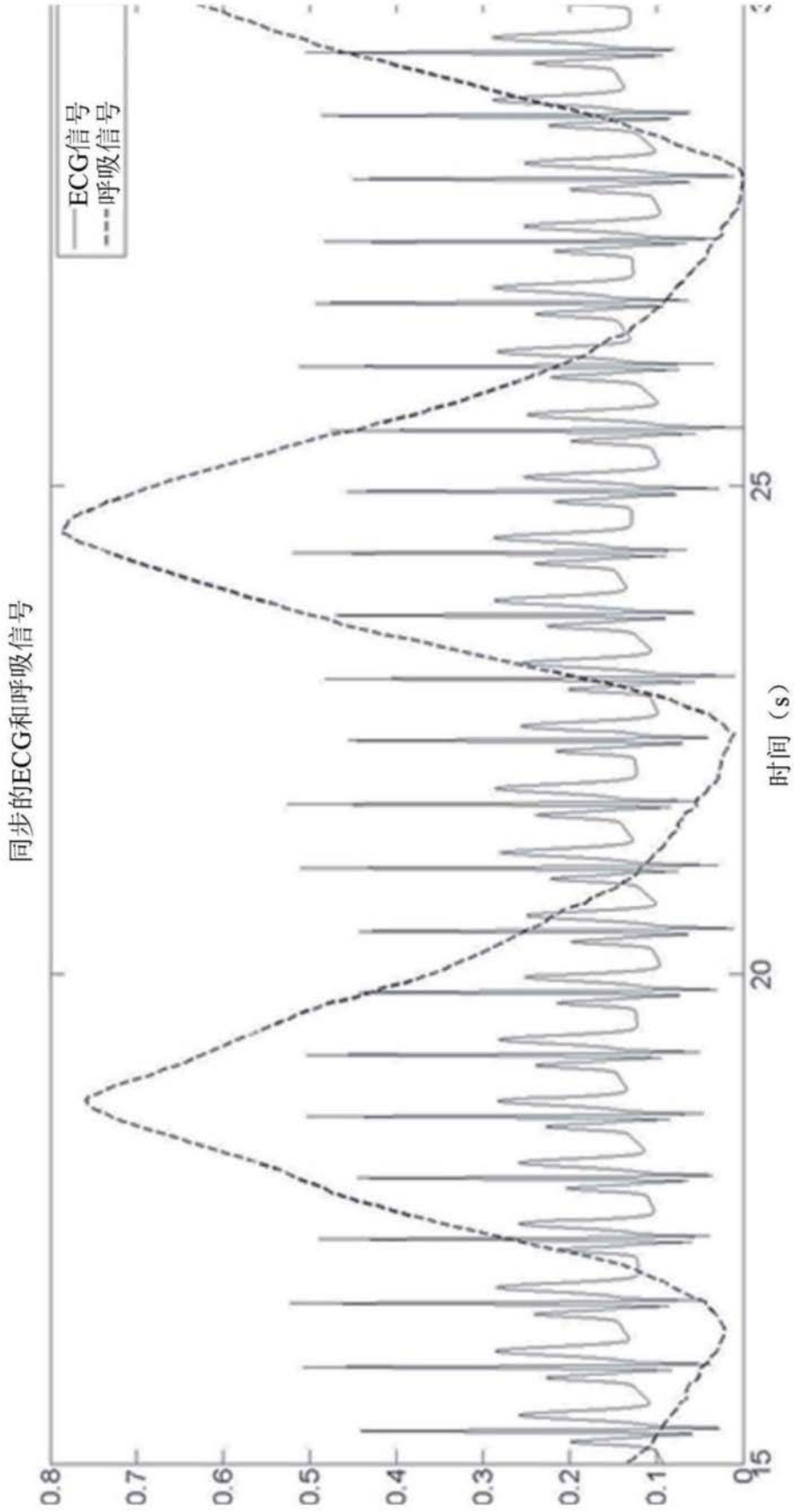


图7

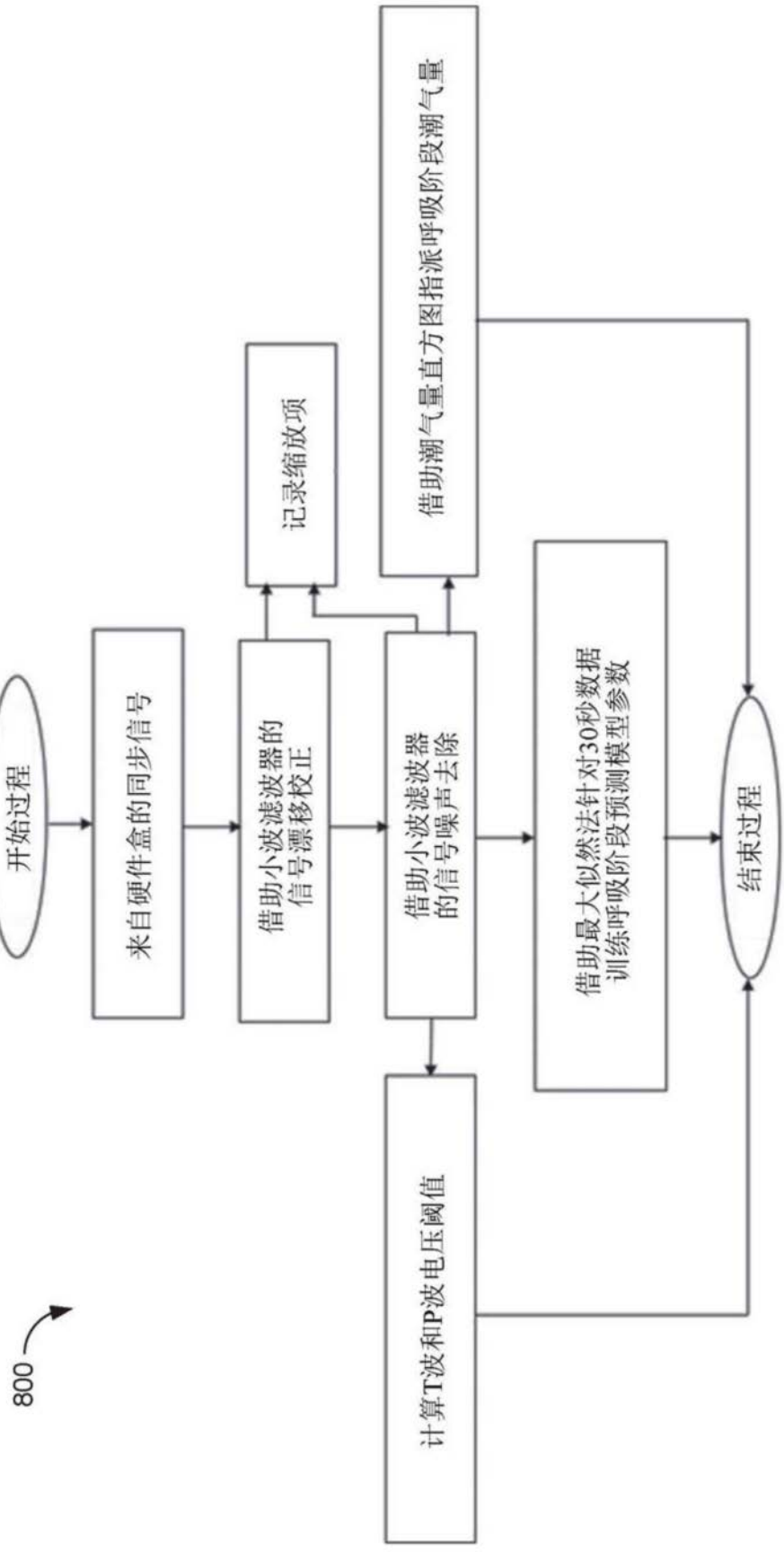

开始过程
来自硬件盒的同步信号
借助小波滤波器的信号漂移校正
记录缩放项
借助小波滤波器的信号噪声去除
借助潮气量直方图指派呼吸阶段潮气量
借助最大似然法针对30秒数据训练呼吸阶段预测模型参数
结束过程
计算T波和P波电压阈值
800

图8

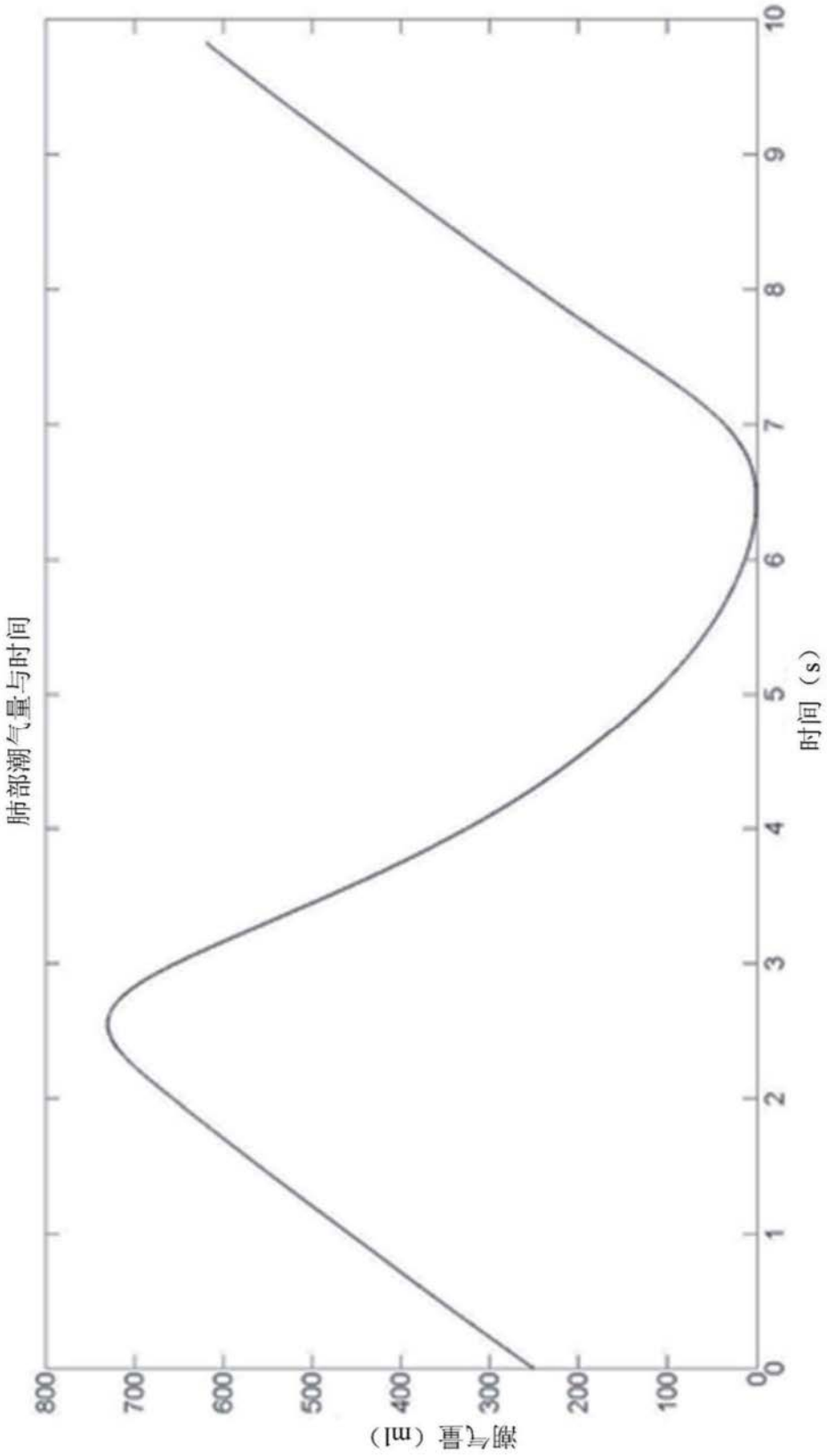

肺部潮气量与时间
潮气量（ml）
时间（s）
0
100
200
300
400
500
600
700
800
0
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图9

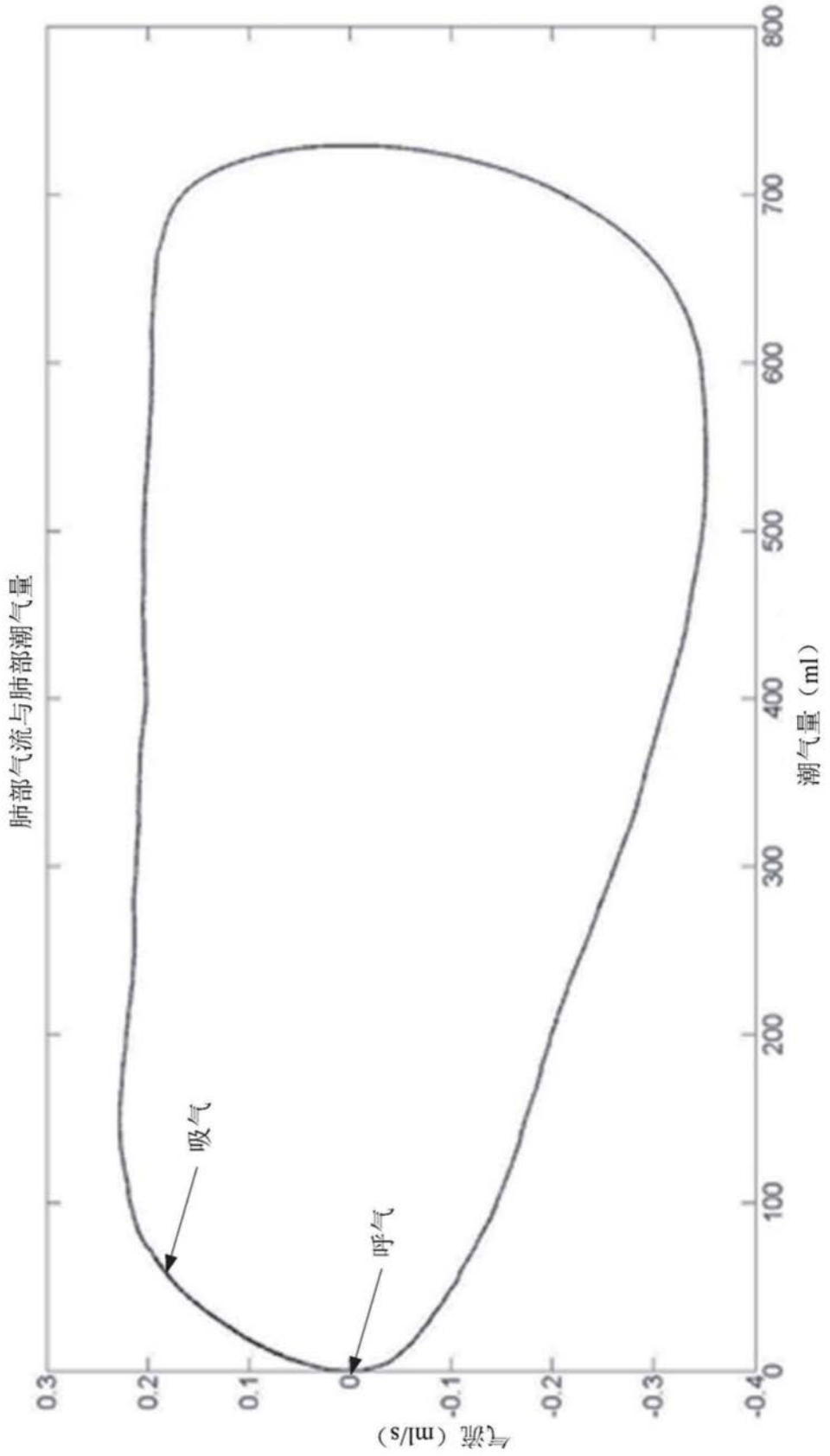

肺部气流与肺部潮气量
吸气
呼气
气流（ml/s）
潮气量（ml）
0.3
0.2
0.1
0
-0.1
-0.2
-0.3
-0.4
800
700
600
500
400
300
200
100
0

图10

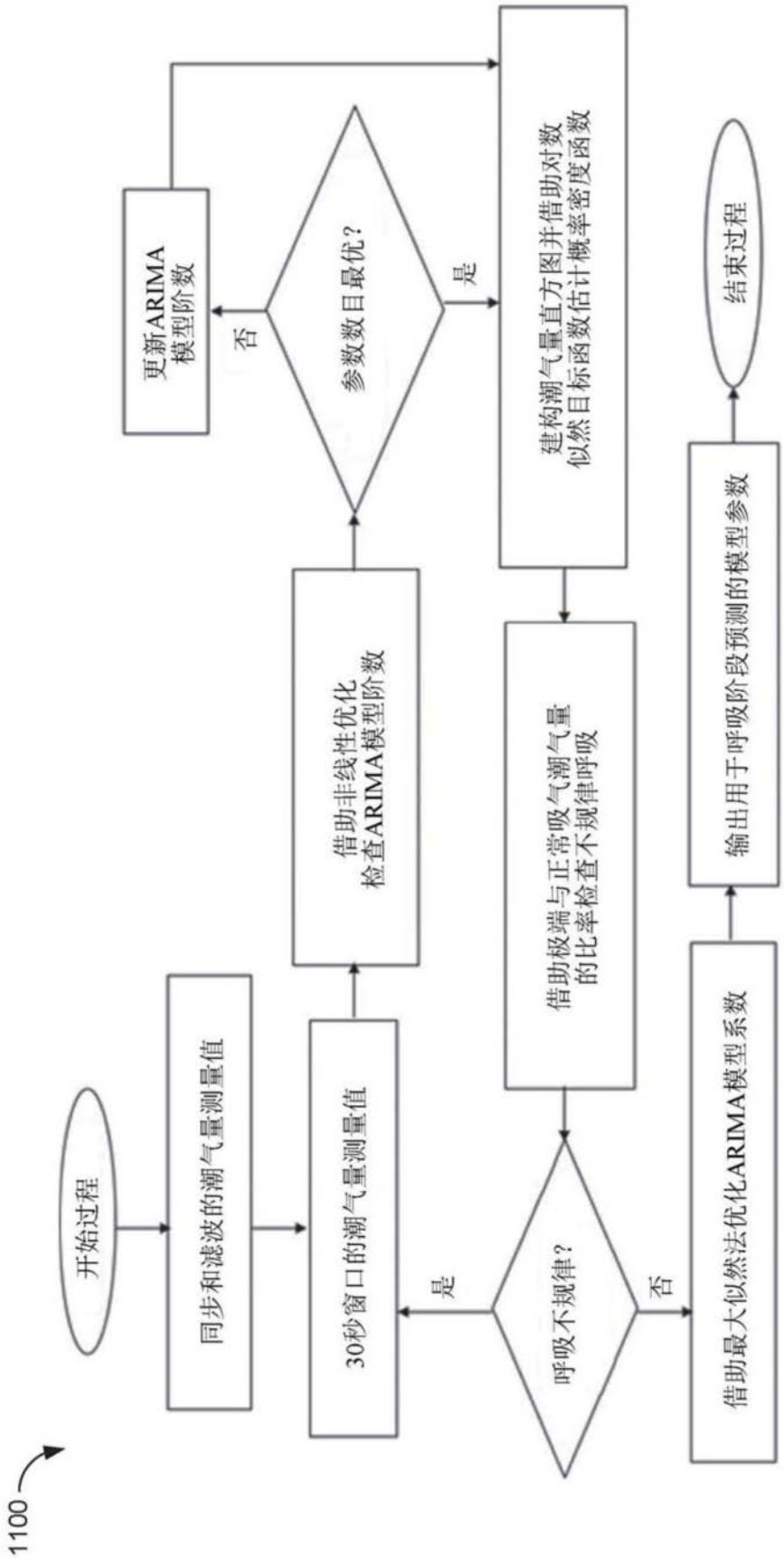

1100
开始过程
同步和滤波的潮气量测量值
30秒窗口的潮气量测量值
借助非线性优化
检查ARIMA模型阶数
参数数目最优？
否
更新ARIMA
模型阶数
是
建构潮气量直方图并借助对数
似然目标函数估计概率密度函数
借助极端与正常吸气潮气量
的比率检查不规律呼吸
呼吸不规律？
是
否
借助最大似然法优化ARIMA模型系数
输出用于呼吸阶段预测的模型参数
结束过程

图11

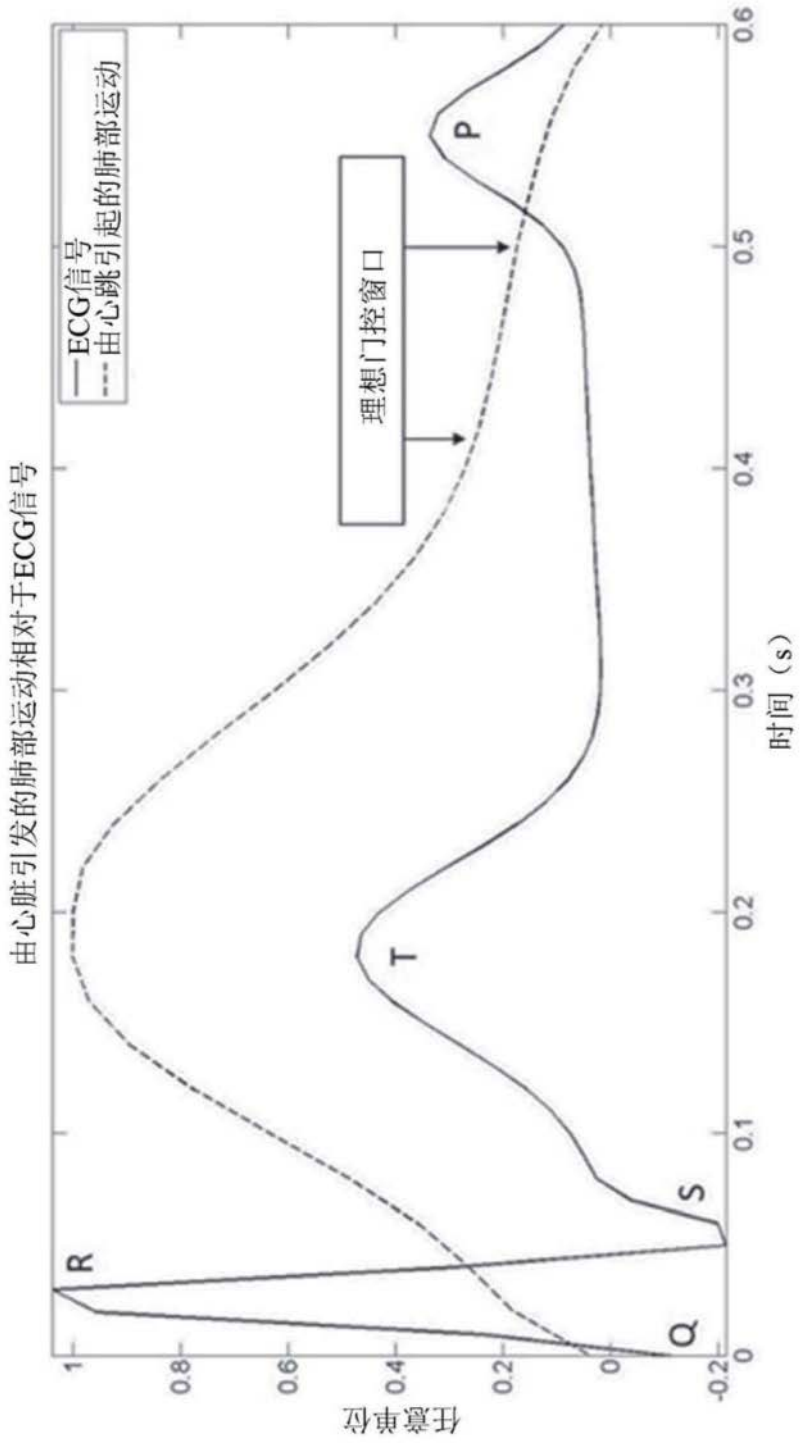

由心脏引发的肺部运动相对于ECG信号
ECG信号
由心跳引起的肺部运动
理想门控窗口
R
S
Q
T
P
任意单位
时间（s）
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
-0.2
0
0.1
0.2
0.3
0.4
0.5
0.6

图12

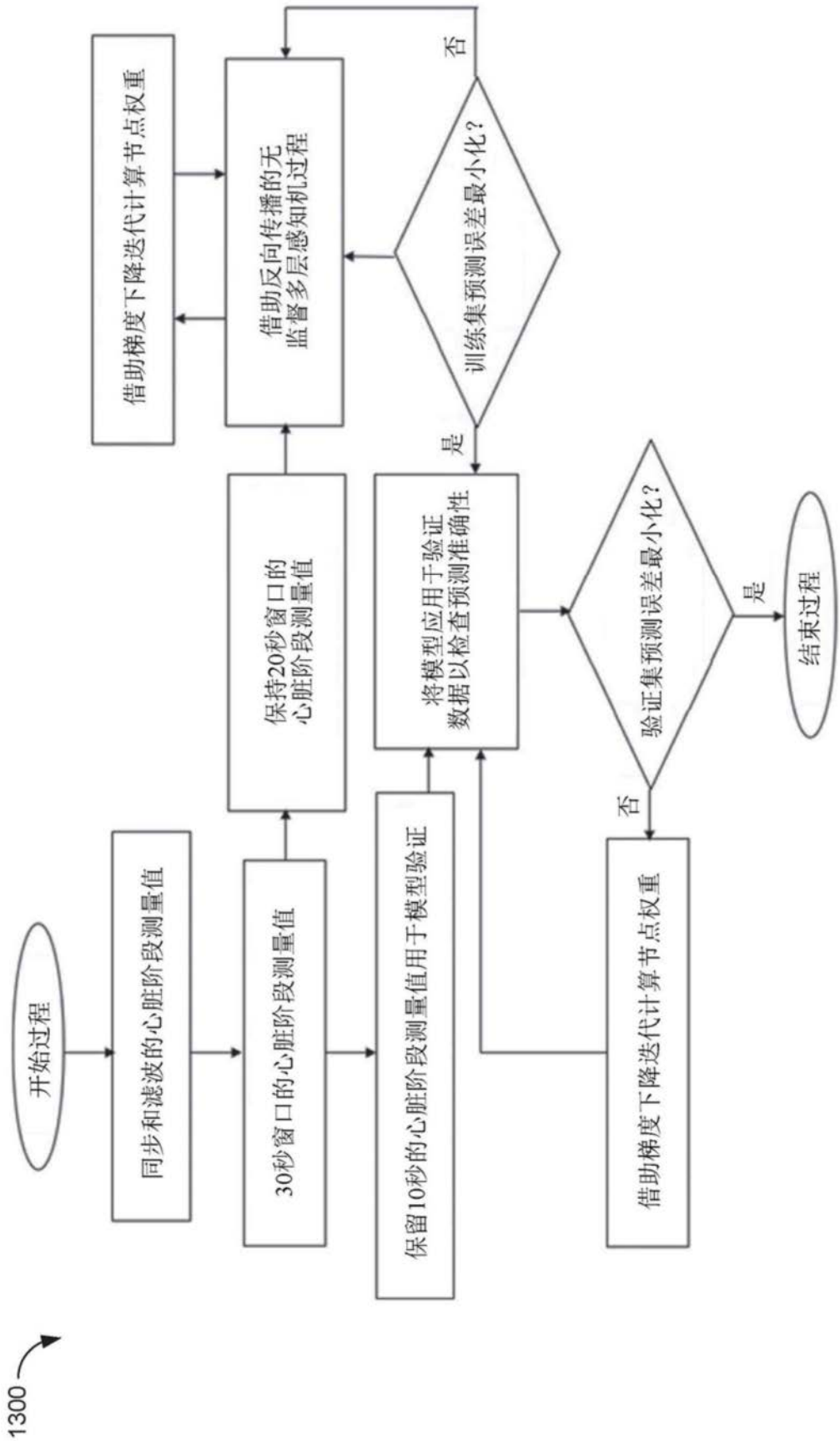

开始过程
同步和滤波的心脏阶段测量值
30秒窗口的心脏阶段测量值
保留10秒的心脏阶段测量值用于模型验证
保持20秒窗口的心脏阶段测量值
借助反向传播的无监督多层感知机过程
借助梯度下降迭代计算节点权重
训练集预测误差最小化?
否
是
将模型应用于验证数据以检查预测准确性
验证集预测误差最小化?
否
是
借助梯度下降迭代计算节点权重
结束过程
1300

图13

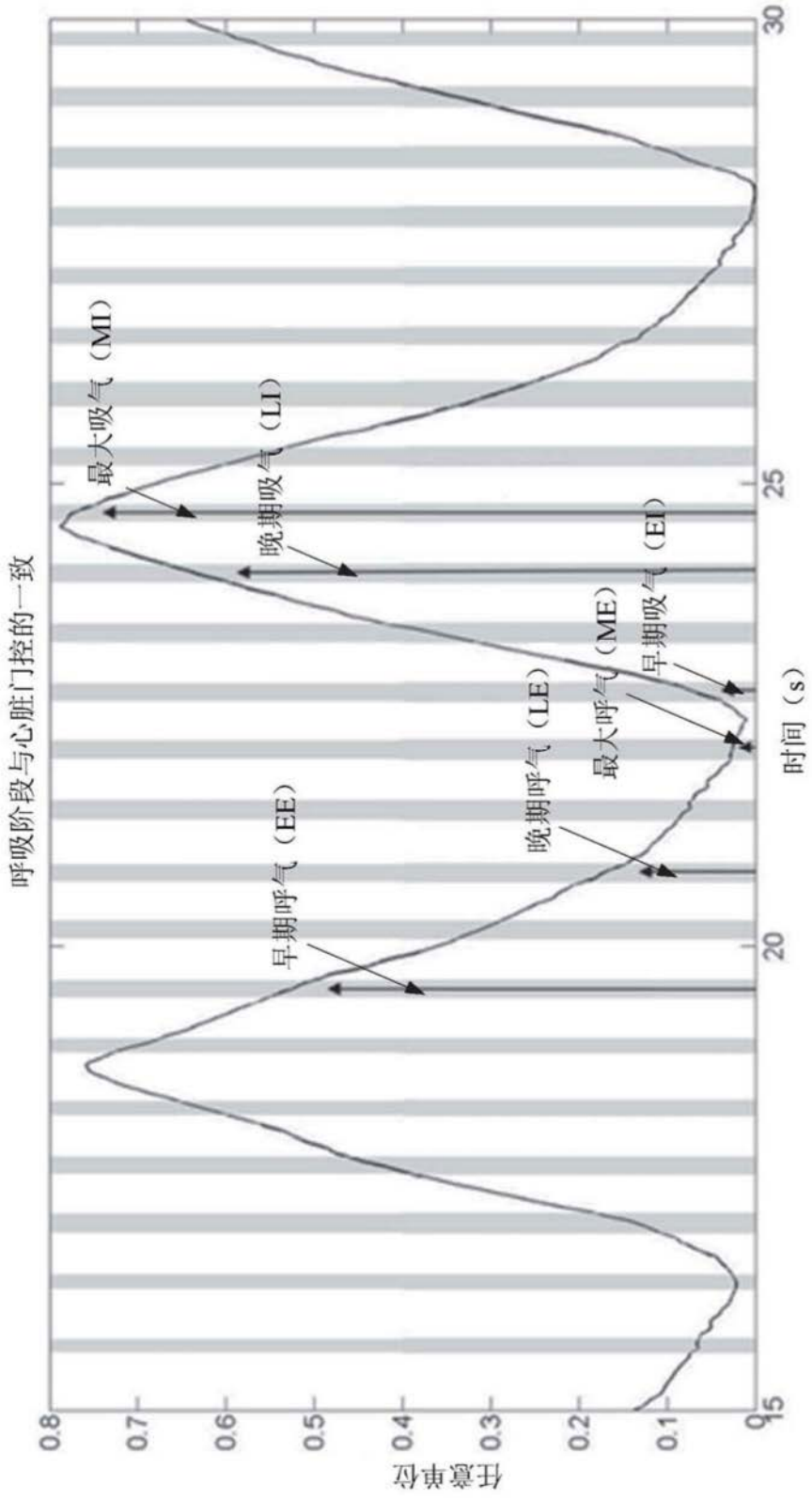

呼吸阶段与心脏门控的一致
最大吸气（MI）
晚期吸气（LI）
早期吸气（EI）
最大呼气（ME）
晚期呼气（LE）
早期呼气（EE）
任意单位
时间（s）
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
15
20
25
30

图14

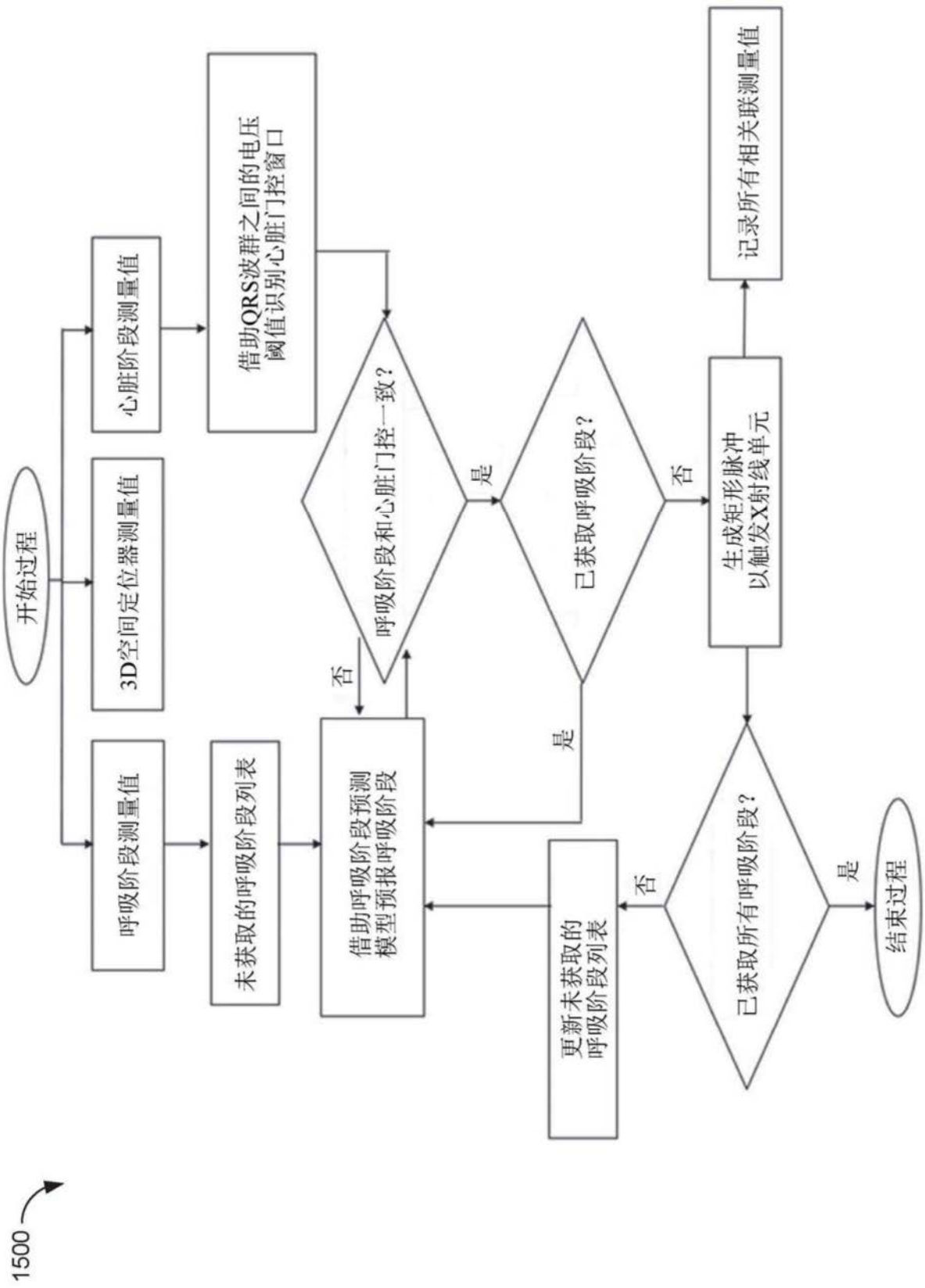

1500
开始过程
呼吸阶段测量值
3D空间定位器测量值
心脏阶段测量值
未获取的呼吸阶段列表
借助呼吸阶段预测模型预报呼吸阶段
借助QRS波群之间的电压阈值识别心脏门控窗口
呼吸阶段和心脏门控一致？
否
是
已获取呼吸阶段？
否
是
生成矩形脉冲以触发X射线单元
记录所有相关联测量值
更新未获取的呼吸阶段列表
已获取所有呼吸阶段？
否
是
结束过程

图15

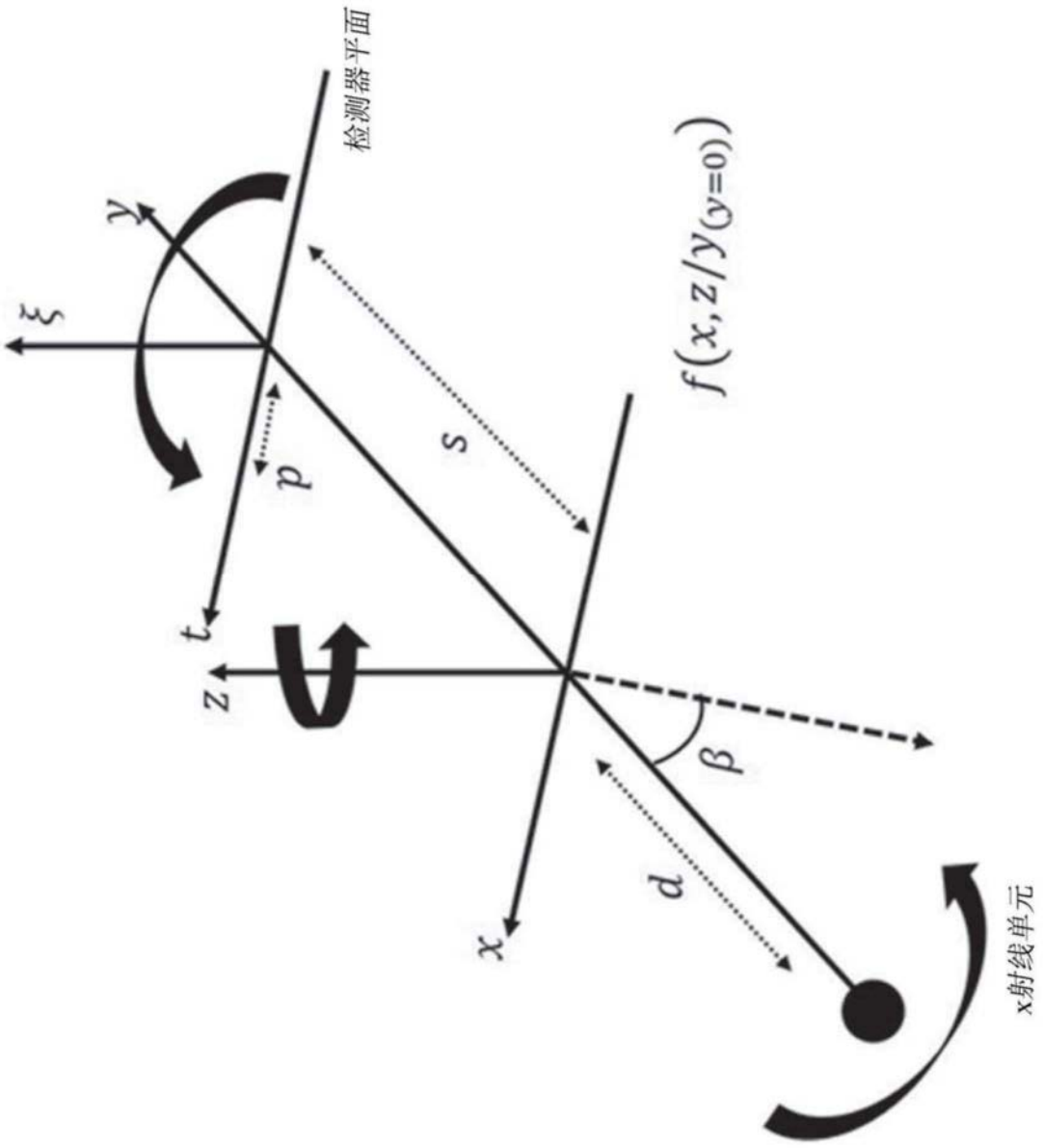


图16

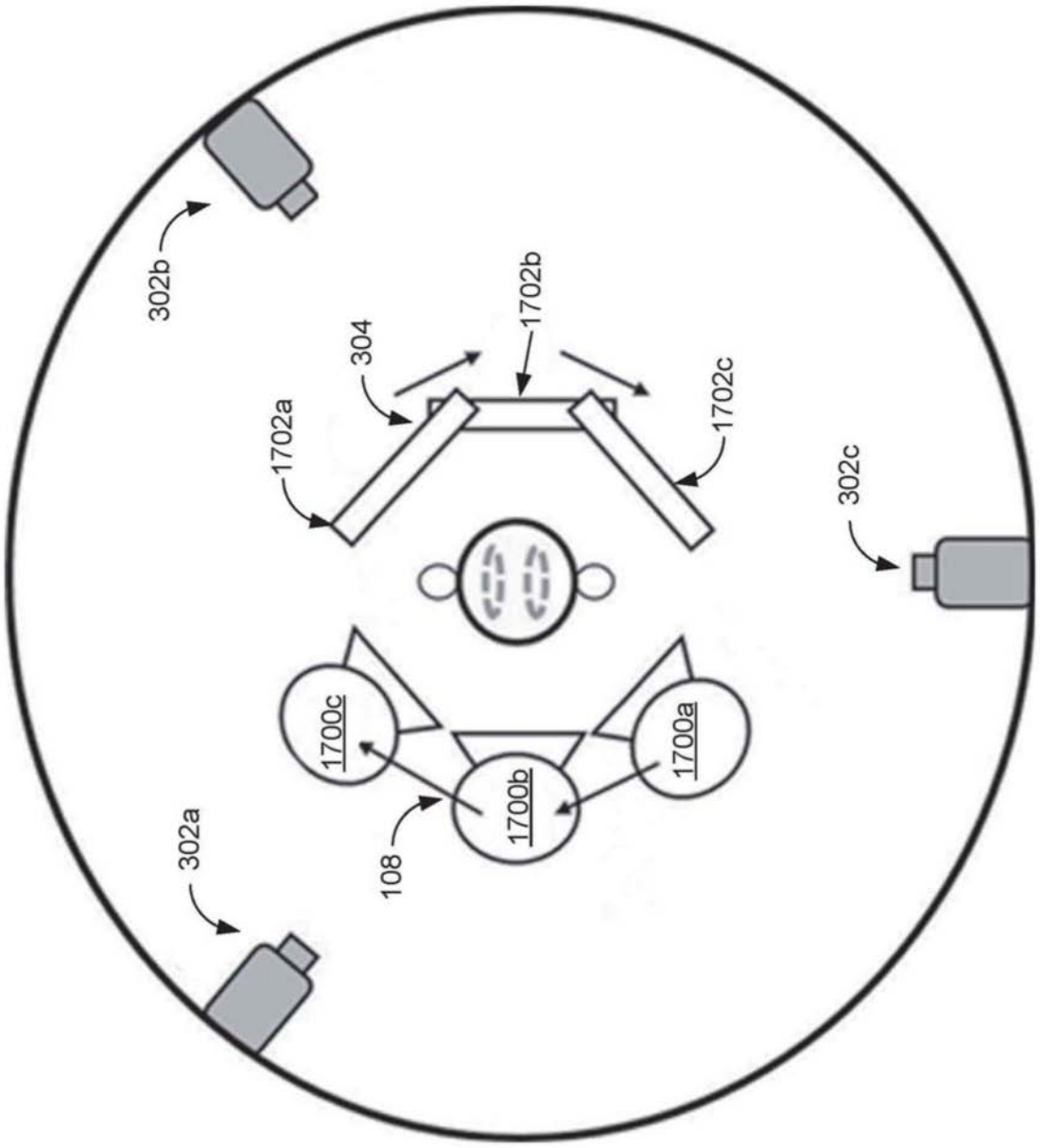


图17

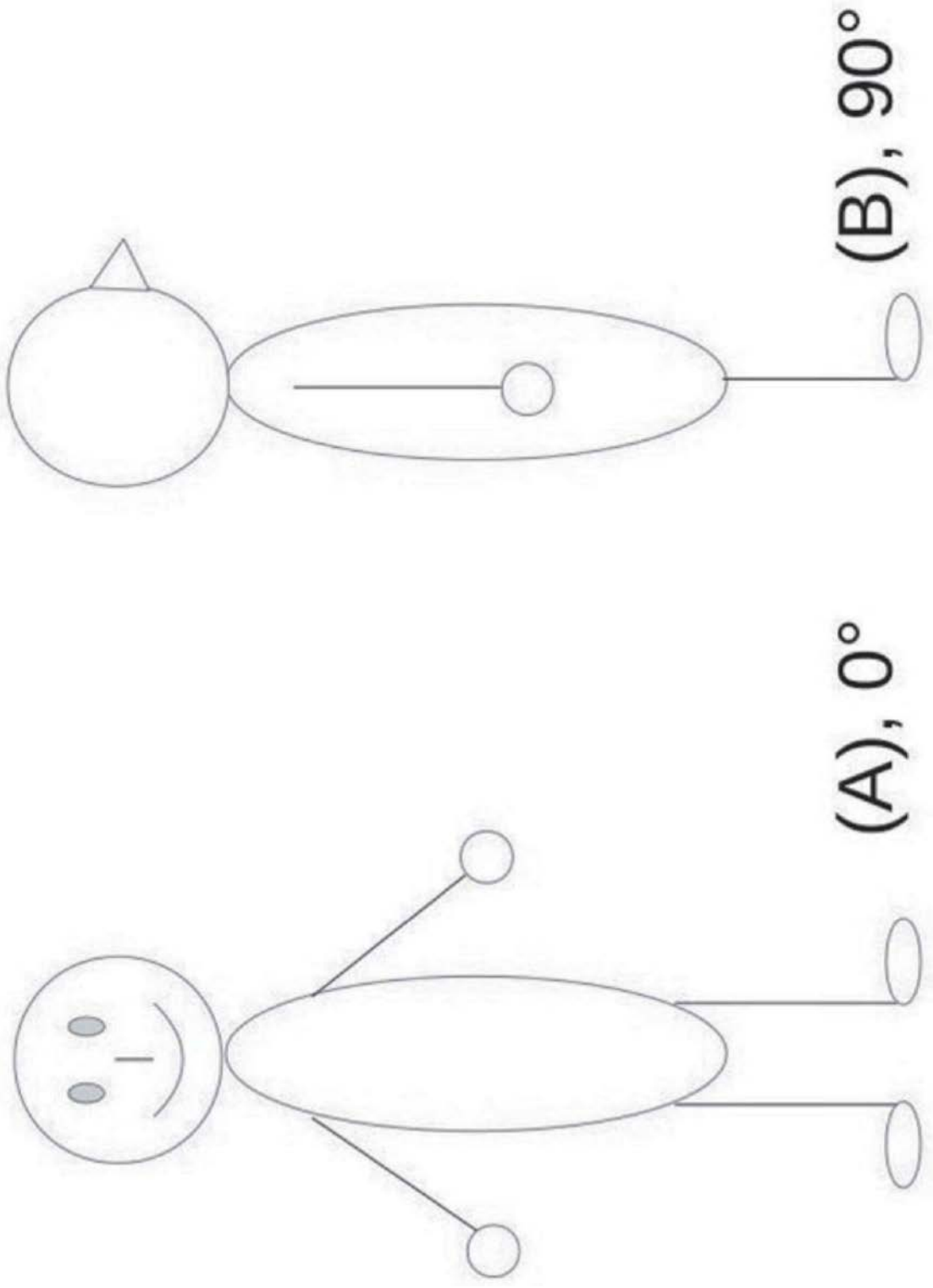


图18

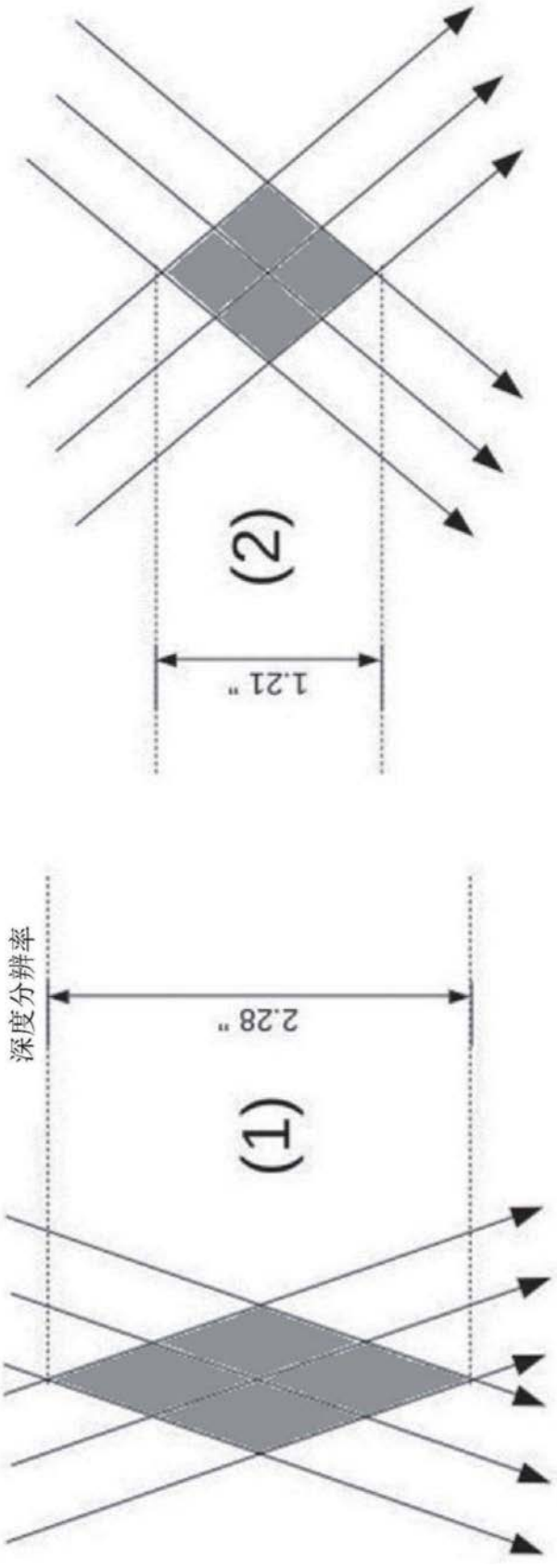


图19

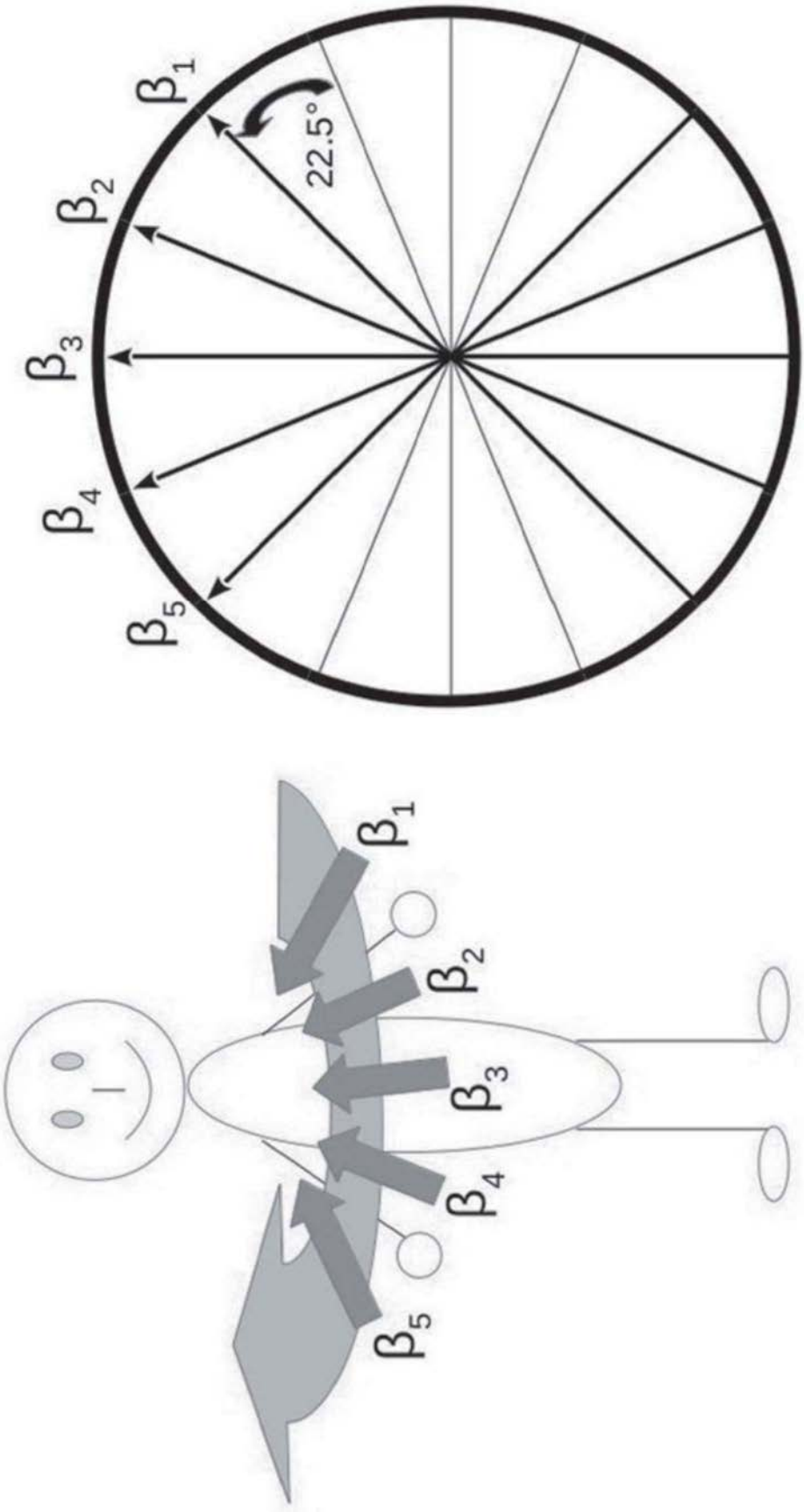


图20

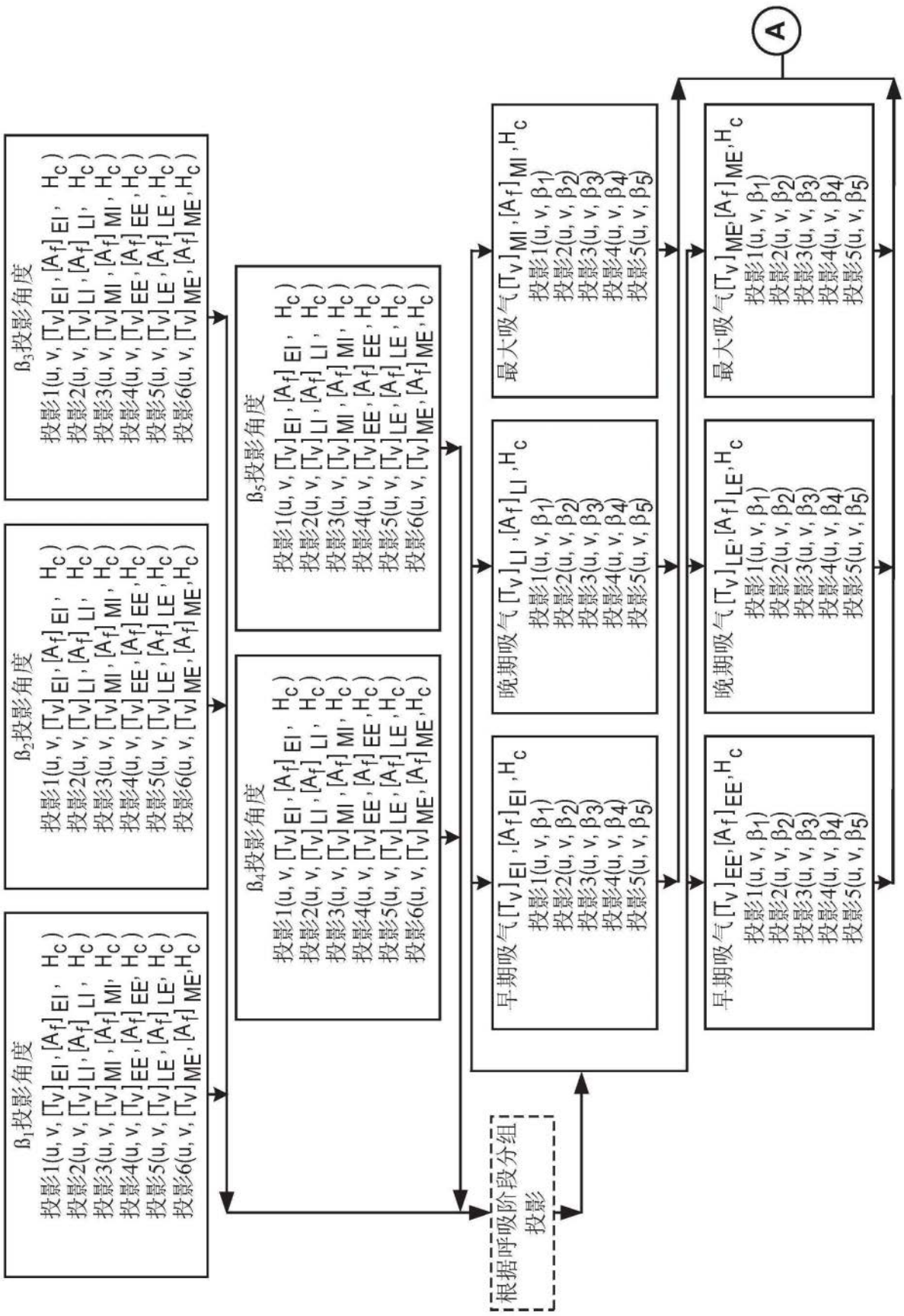

ß1投影角度
投影1(u, v, [Tv]EI, [Af]EI, Hc)
投影2(u, v, [Tv]LI, [Af]LI, Hc)
投影3(u, v, [Tv]MI, [Af]MI, Hc)
投影4(u, v, [Tv]EE, [Af]EE, Hc)
投影5(u, v, [Tv]LE, [Af]LE, Hc)
投影6(u, v, [Tv]ME, [Af]ME, Hc)
ß2投影角度
投影1(u, v, [Tv]EI, [Af]EI, Hc)
投影2(u, v, [Tv]LI, [Af]LI, Hc)
投影3(u, v, [Tv]MI, [Af]MI, Hc)
投影4(u, v, [Tv]EE, [Af]EE, Hc)
投影5(u, v, [Tv]LE, [Af]LE, Hc)
投影6(u, v, [Tv]ME, [Af]ME, Hc)
ß3投影角度
投影1(u, v, [Tv]EI, [Af]EI, Hc)
投影2(u, v, [Tv]LI, [Af]LI, Hc)
投影3(u, v, [Tv]MI, [Af]MI, Hc)
投影4(u, v, [Tv]EE, [Af]EE, Hc)
投影5(u, v, [Tv]LE, [Af]LE, Hc)
投影6(u, v, [Tv]ME, [Af]ME, Hc)
ß4投影角度
投影1(u, v, [Tv]EI, [Af]EI, Hc)
投影2(u, v, [Tv]LI, [Af]LI, Hc)
投影3(u, v, [Tv]MI, [Af]MI, Hc)
投影4(u, v, [Tv]EE, [Af]EE, Hc)
投影5(u, v, [Tv]LE, [Af]LE, Hc)
投影6(u, v, [Tv]ME, [Af]ME, Hc)
ß5投影角度
投影1(u, v, [Tv]EI, [Af]EI, Hc)
投影2(u, v, [Tv]LI, [Af]LI, Hc)
投影3(u, v, [Tv]MI, [Af]MI, Hc)
投影4(u, v, [Tv]EE, [Af]EE, Hc)
投影5(u, v, [Tv]LE, [Af]LE, Hc)
投影6(u, v, [Tv]ME, [Af]ME, Hc)
根据呼吸阶段分组投影
早期吸气[Tv]EI, [Af]EI, Hc
投影1(u, v, β1)
投影2(u, v, β2)
投影3(u, v, β3)
投影4(u, v, β4)
投影5(u, v, β5)
晚期吸气[Tv]LI, [Af]LI, Hc
投影1(u, v, β1)
投影2(u, v, β2)
投影3(u, v, β3)
投影4(u, v, β4)
投影5(u, v, β5)
最大吸气[Tv]MI, [Af]MI, Hc
投影1(u, v, β1)
投影2(u, v, β2)
投影3(u, v, β3)
投影4(u, v, β4)
投影5(u, v, β5)
早期吸气[Tv]EE, [Af]EE, Hc
投影1(u, v, β1)
投影2(u, v, β2)
投影3(u, v, β3)
投影4(u, v, β4)
投影5(u, v, β5)
晚期吸气[Tv]LE, [Af]LE, Hc
投影1(u, v, β1)
投影2(u, v, β2)
投影3(u, v, β3)
投影4(u, v, β4)
投影5(u, v, β5)
最大吸气[Tv]ME, [Af]ME, Hc
投影1(u, v, β1)
投影2(u, v, β2)
投影3(u, v, β3)
投影4(u, v, β4)
投影5(u, v, β5)
A

图21

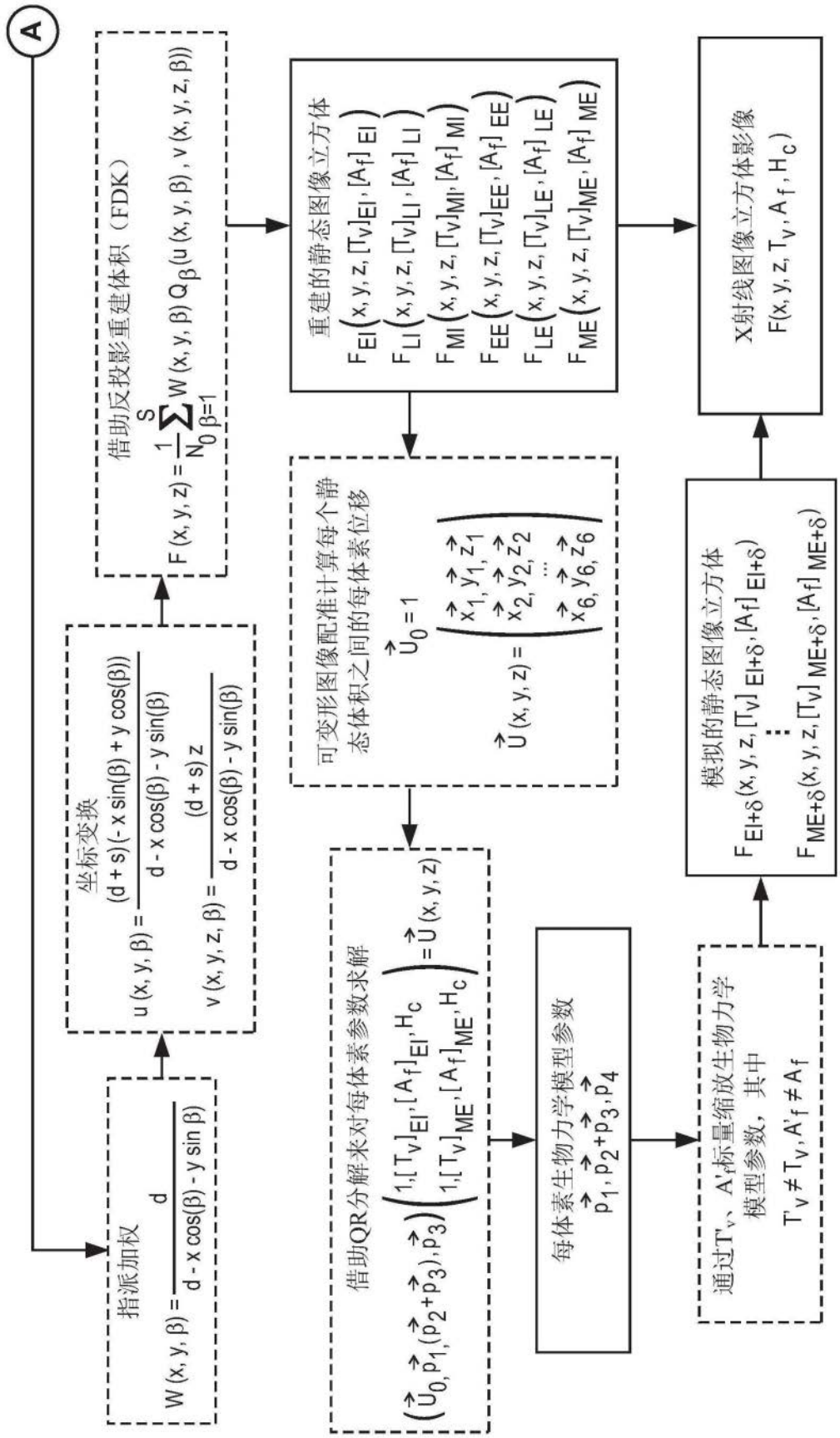

A
指派加权
$W(x,y,\beta)=\frac{d}{d-x\cos(\beta)-y\sin\beta}$
坐标变换
$(d+s)(-x\sin(\beta)+y\cos(\beta))$
$u(x,y,\beta)=\frac{}{d-x\cos(\beta)-y\sin(\beta)}$
$v(x,y,z,\beta)=\frac{(d+s)z}{d-x\cos(\beta)-y\sin(\beta)}$
借助反投影重建体积（FDK）
$F(x,y,z)=\frac{1}{N_0}\sum_{\beta=1}^{S}W(x,y,\beta)Q_\beta(u(x,y,\beta),v(x,y,z,\beta))$
重建的静态图像立方体
$F_{EI}([T_v]_{EI},[A_f]_{EI})$
$F_{LI}([T_v]_{LI},[A_f]_{LI})$
$F_{MI}([T_v]_{MI},[A_f]_{MI})$
$F_{EE}([T_v]_{EE},[A_f]_{EE})$
$F_{LE}([T_v]_{LE},[A_f]_{LE})$
$F_{ME}([T_v]_{ME},[A_f]_{ME})$
X射线图像立方体影像
$F(x,y,z,T_v,A_f,H_c)$
可变形图像配准计算每个静态体积之间的每体素位移
$\vec{U}_0=1$
$\vec{U}(x,y,z)=\begin{pmatrix}\vec{x}_1,\vec{y}_1,\vec{z}_1\\ \vec{x}_2,\vec{y}_2,\vec{z}_2\\ \cdots\\ \vec{x}_6,\vec{y}_6,\vec{z}_6\end{pmatrix}$
借助QR分解来对每体素参数求解
$\left(\vec{U}_0,\vec{p}_1,(\vec{p}_2+\vec{p}_3),\vec{p}_3\right)\left(\begin{matrix}1,[T_v]_{EI},[A_f]_{EI},H_c\\ 1,[T_v]_{ME},[A_f]_{ME},H_c\end{matrix}\right)=\vec{U}(x,y,z)$
每体素生物力学模型参数
$\vec{p}_1,\vec{p}_2+\vec{p}_3,\vec{p}_4$
通过T_v、A_f标量缩放生物力学模型参数，其中
$T_v\neq T_v,A'_f\neq A_f$
模拟的静态图像立方体
$F_{EI+\delta}(x,y,z,[T_v]_{EI+\delta},[A_f]_{EI+\delta})$
$F_{ME+\delta}(x,y,z,[T_v]_{ME+\delta},[A_f]_{ME+\delta})$

图21续

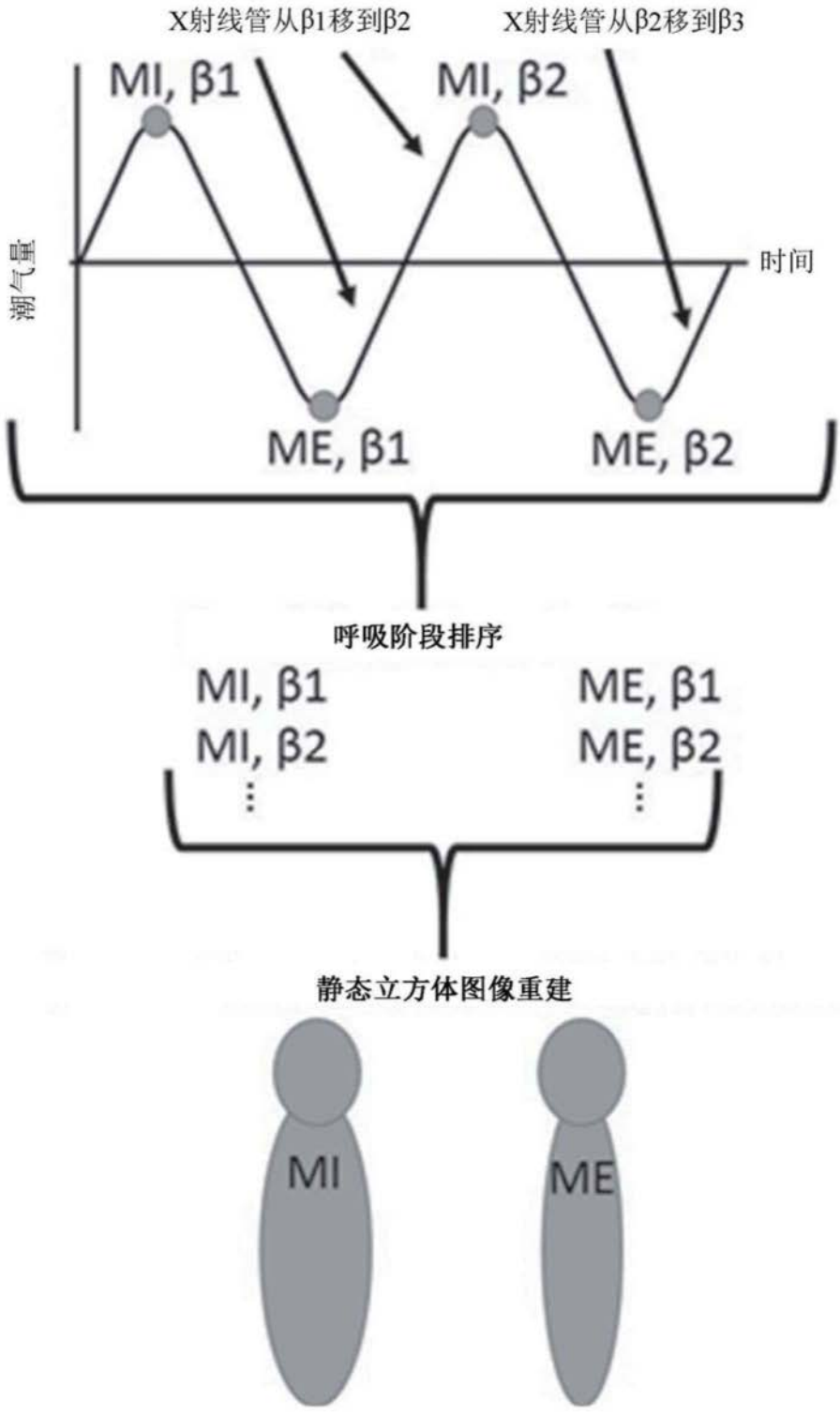

X射线管从β1移到β2
X射线管从β2移到β3
MI, β1
MI, β2
潮气量
时间
ME, β1
ME, β2
呼吸阶段排序
MI, β1
MI, β2
ME, β1
ME, β2
静态立方体图像重建
MI
ME

图22

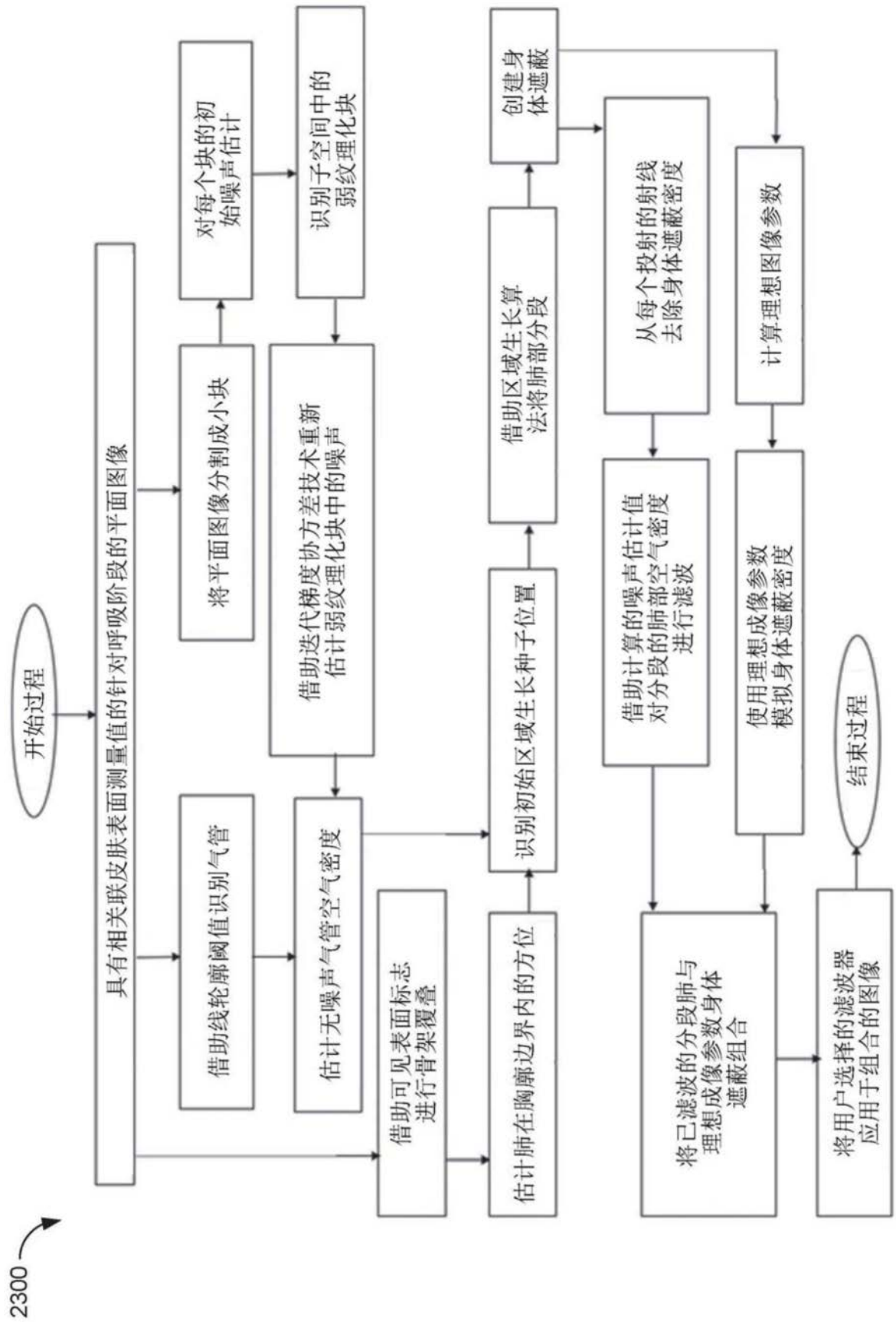

开始过程
具有相关联皮肤表面测量值的针对呼吸阶段的平面图像
将平面图像分割成小块
对每个块的初始噪声估计
识别子空间中的弱纹理化块
借助迭代梯度协方差技术重新估计弱纹理化块中的噪声
借助线轮廓阈值识别气管
估计无噪声气管空气密度
借助可见表面标志进行骨架覆叠
估计肺在胸廓边界内的方位
识别初始区域生长种子位置
借助区域生长算法将肺部分段
创建身体遮蔽
从每个投射的射线去除身体遮蔽密度
借助计算的噪声估计值对分段的肺部空气密度进行滤波
计算理想图像参数
使用理想成像参数模拟身体遮蔽密度
将已滤波的分段肺与理想成像参数身体遮蔽组合
将用户选择的滤波器应用于组合的图像
结束过程
2300

图23

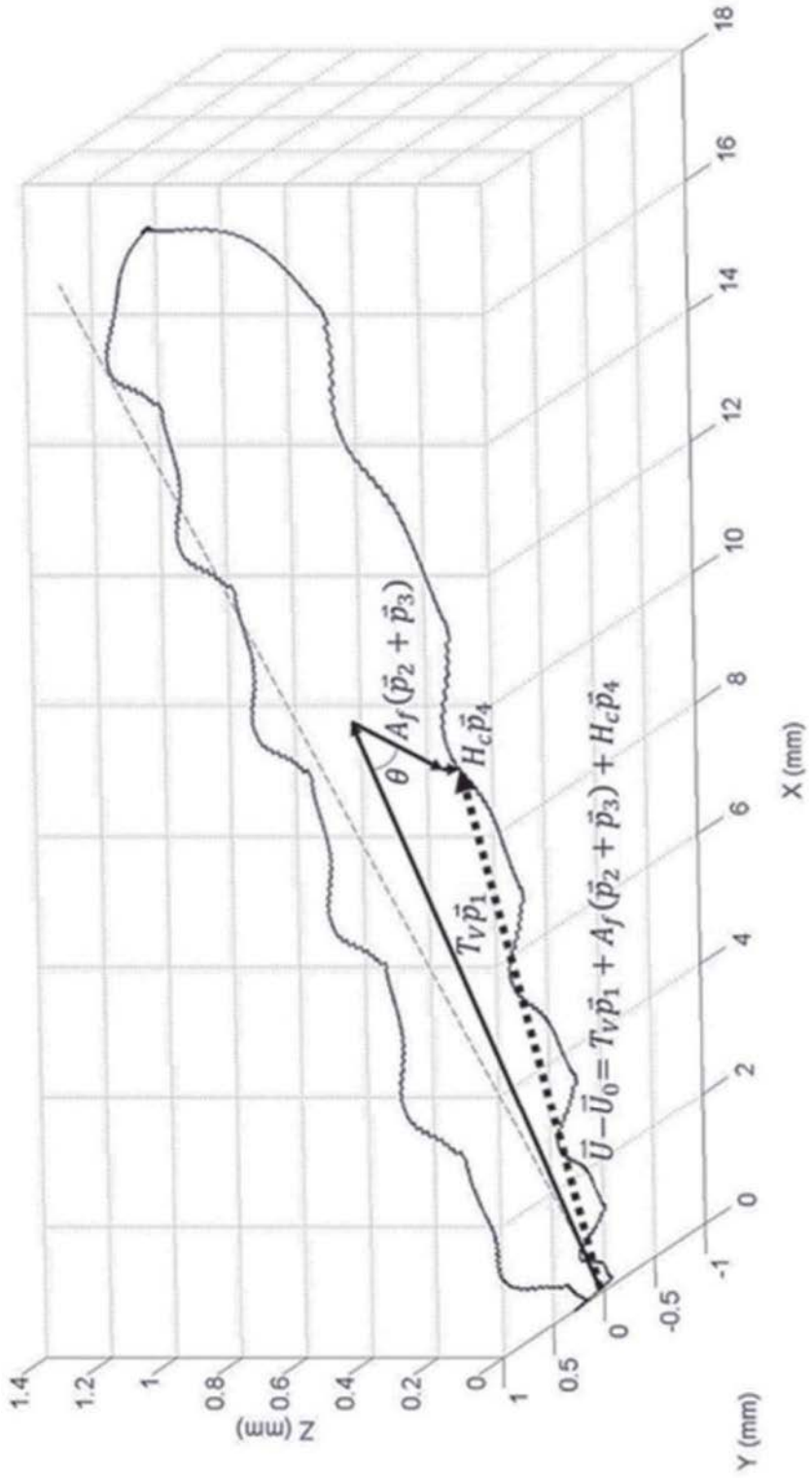

$A_f(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$
$H_c\vec{p}_4$
θ
$T_V\vec{p}_1$
$\vec{U}-\vec{U}_0=T_V\vec{p}_1+A_f(\vec{p}_2+\vec{p}_3)+H_c\vec{p}_4$
Z (mm)
X (mm)
Y (mm)

图24

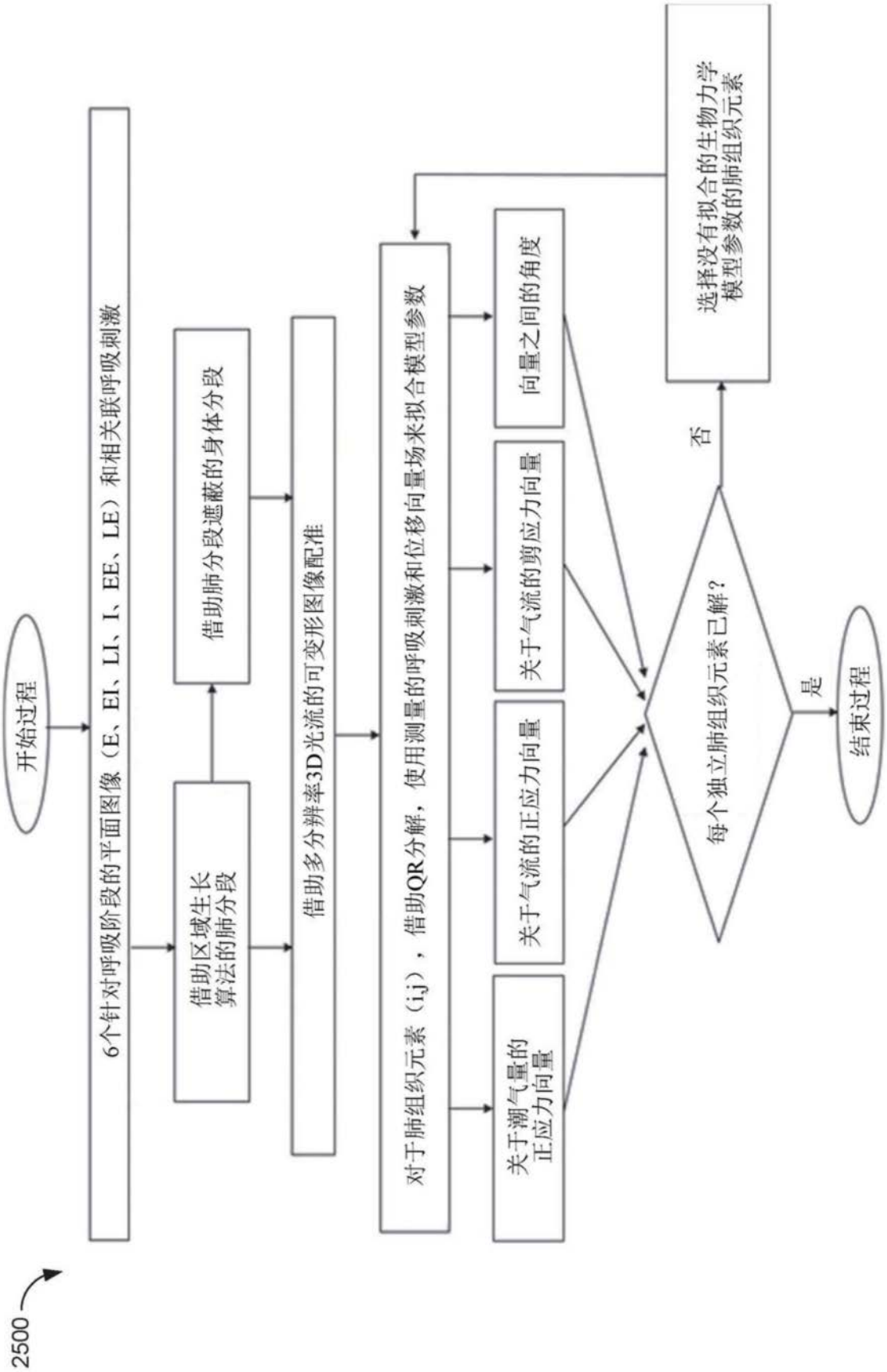

2500
开始过程
6个针对呼吸阶段的平面图像（E、EI、LI、I、EE、LE）和相关联呼吸刺激
借助区域生长算法的肺分段
借助肺分段遮蔽的身体分段
借助多分辨率3D光流的可变形图像配准
对于肺组织元素（i,j），借助QR分解，使用测量的呼吸刺激和位移向量场来拟合模型参数
关于潮气量的正应力向量
关于气流的正应力向量
关于气流的剪应力向量
向量之间的角度
每个独立肺组织元素已解？
否
是
选择没有拟合的生物力学模型参数的肺组织元素
结束过程

图25

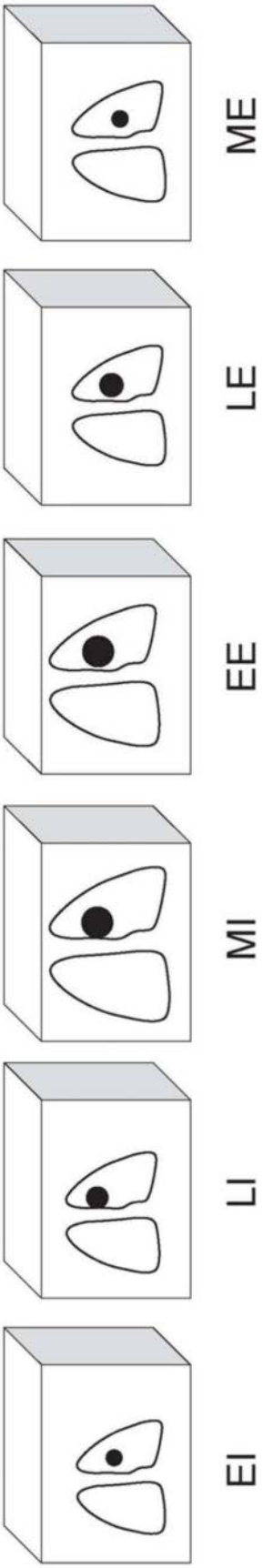


图26A

向量 U2
2 → 1
LI → EI
向量 U3
3 → 1
MI → EI
向量 U4
4 → 1
EE → EI
向量 U5
5 → 1
LE → EI
向量 U6
6 → 1
ME → EI

图26B

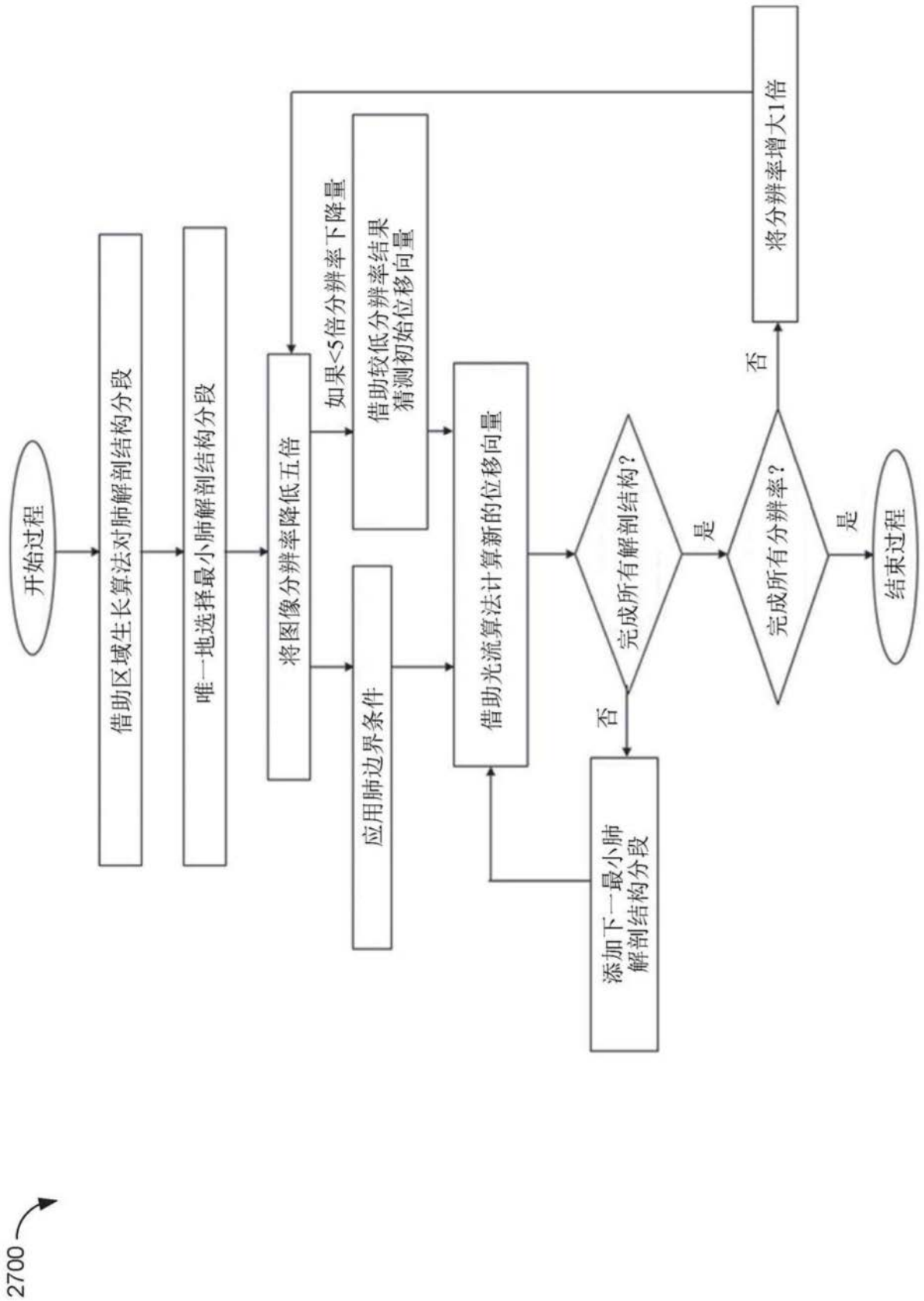

开始过程
借助区域生长算法对肺解剖结构分段
唯一地选择最小肺解剖结构分段
将图像分辨率降低五倍
如果<5倍分辨率下降量
借助较低分辨率结果
猜测初始位移向量
应用肺边界条件
借助光流算法计算新的位移向量
完成所有解剖结构?
否
是
添加下一最小肺
解剖结构分段
完成所有分辨率?
否
是
将分辨率增大1倍
结束过程
2700

图27

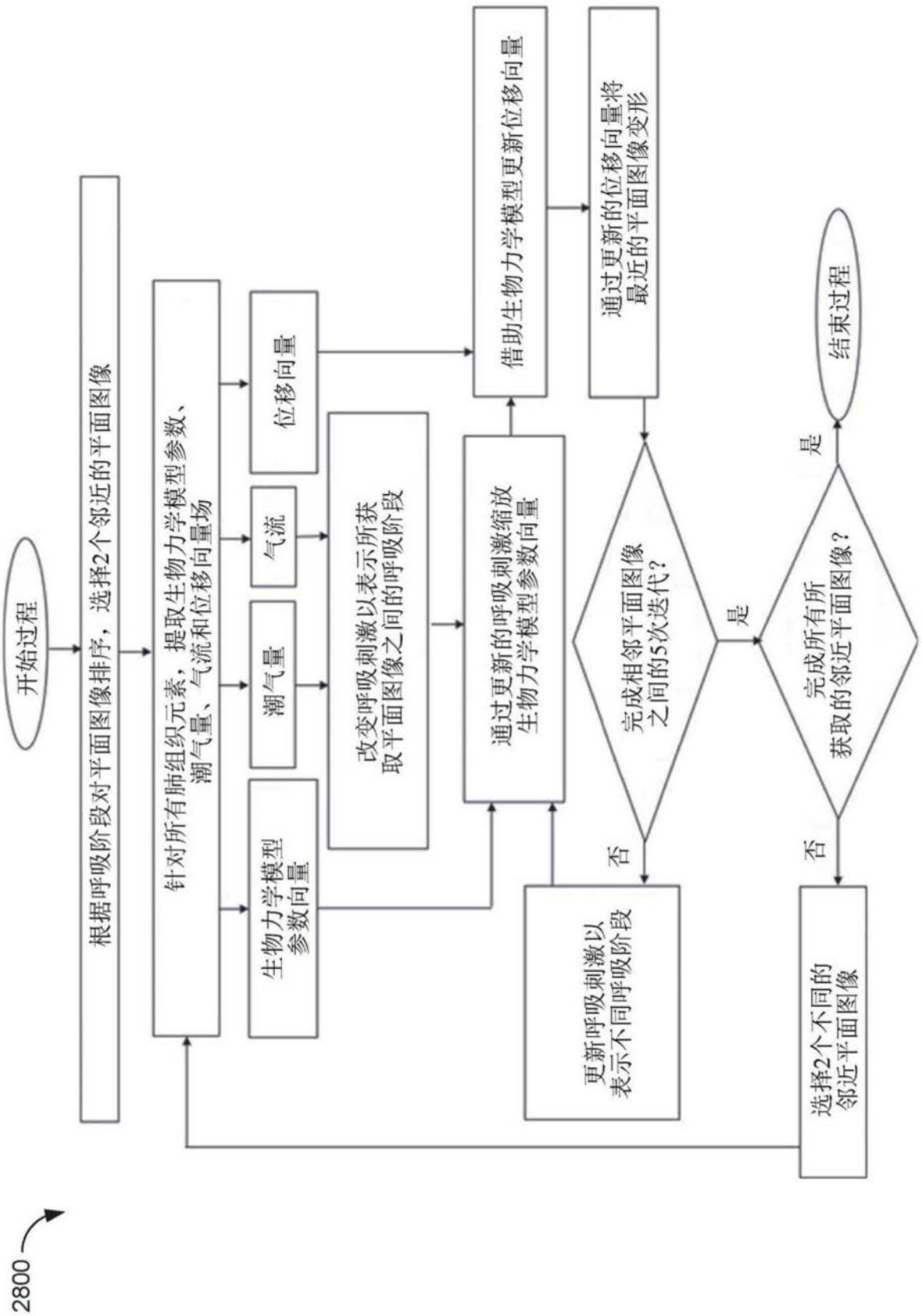

2800
开始过程
根据呼吸阶段对平面图像排序，选择2个邻近的平面图像
针对所有肺组织元素，提取生物力学模型参数、潮气量、气流和位移向量场
生物力学模型参数向量
潮气量
气流
位移向量
改变呼吸刺激以表示所获取平面图像之间的呼吸阶段
通过更新的呼吸刺激缩放生物力学模型参数向量
借助生物力学模型更新位移向量
通过更新的位移向量将最近的平面图像变形
完成相邻平面图像之间的5次迭代?
否
是
更新呼吸刺激以表示不同呼吸阶段
完成所有所获取的邻近平面图像?
否
是
选择2个不同的邻近平面图像
结束过程

图28A

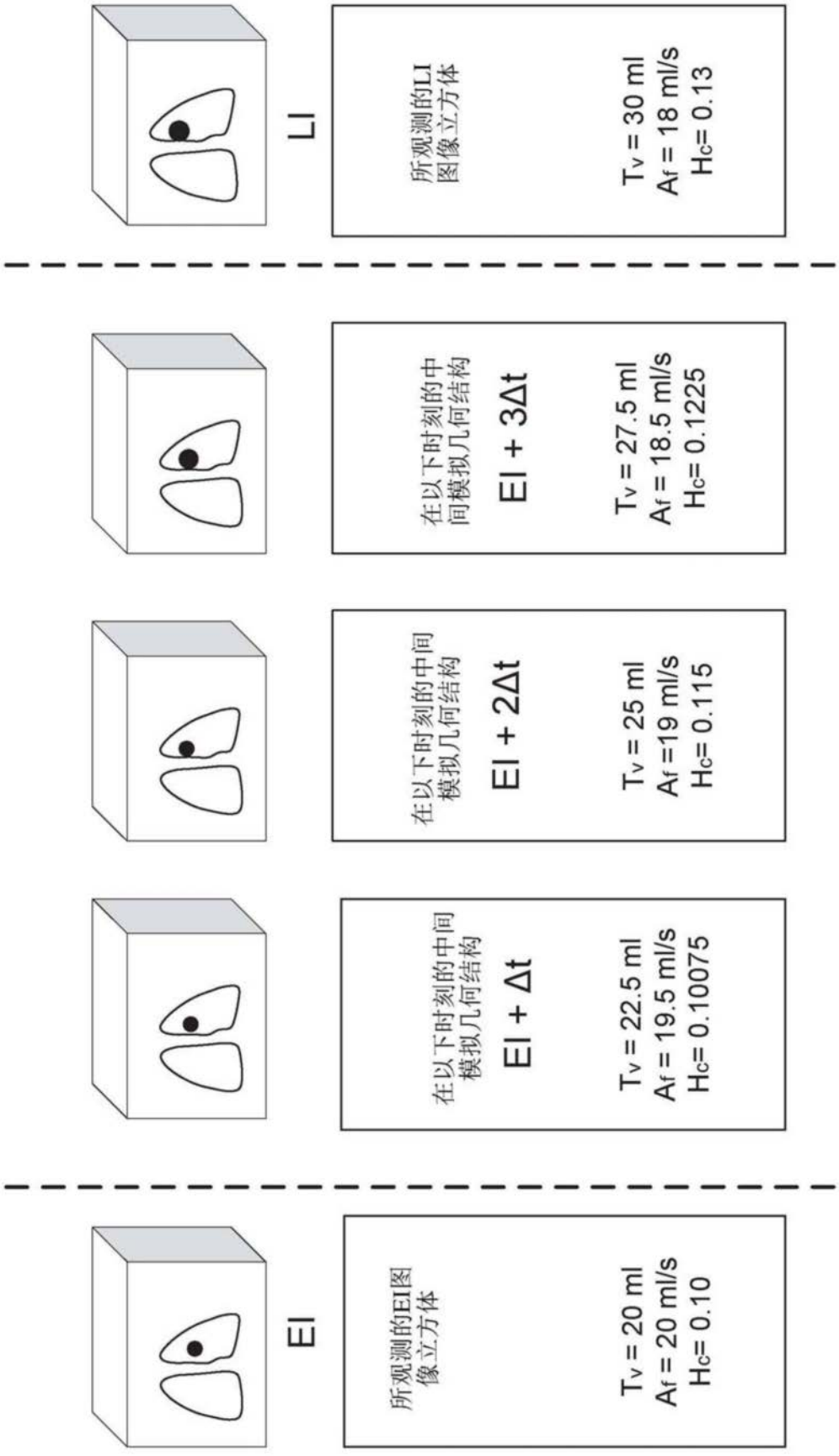

EI
所观测的EI图像立方体
Tv = 20 ml
Af = 20 ml/s
Hc= 0.10
在以下时刻的中间模拟几何结构
EI + Δt
Tv = 22.5 ml
Af = 19.5 ml/s
Hc= 0.10075
在以下时刻的中间模拟几何结构
EI + 2Δt
Tv = 25 ml
Af =19 ml/s
Hc= 0.115
在以下时刻的中间模拟几何结构
EI + 3Δt
Tv = 27.5 ml
Af = 18.5 ml/s
Hc= 0.1225
LI
所观测的LI图像立方体
Tv = 30 ml
Af = 18 ml/s
Hc= 0.13

图28B

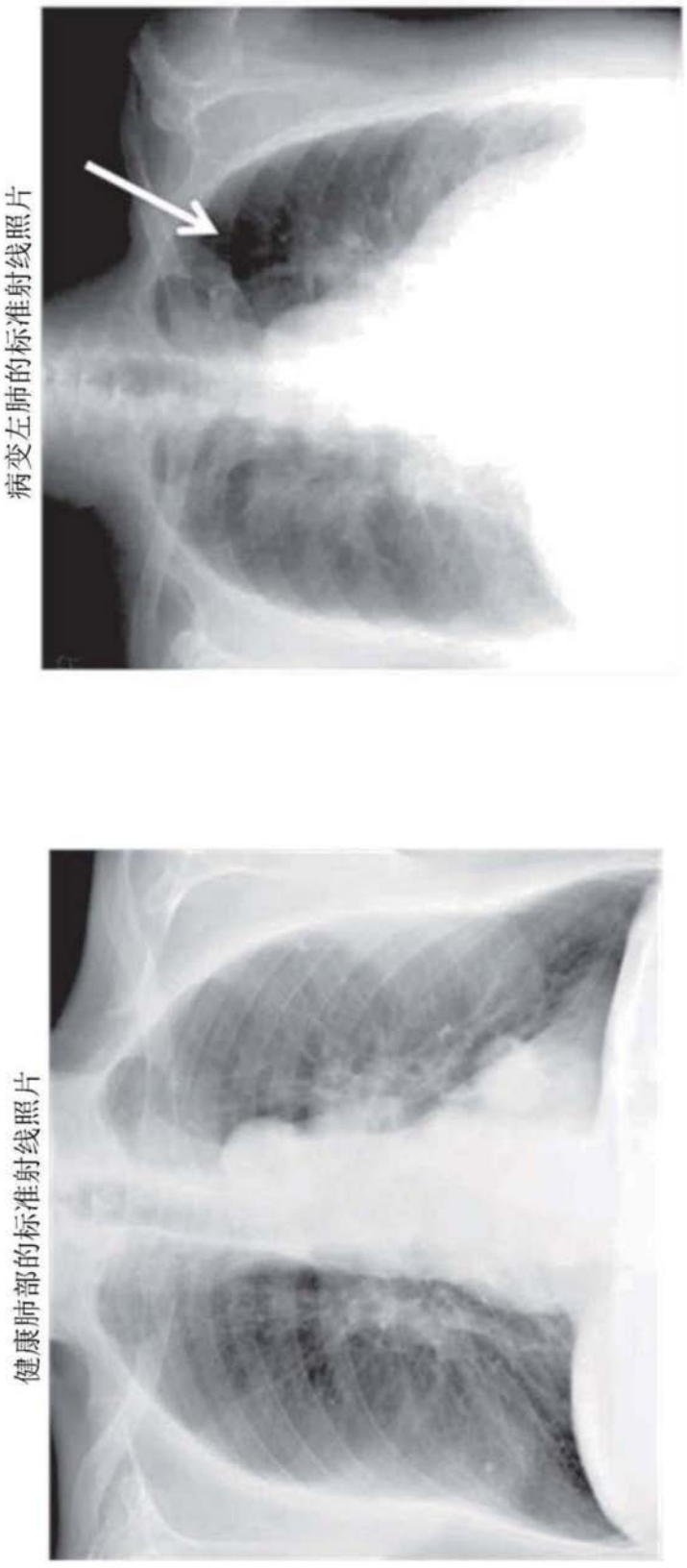


图29

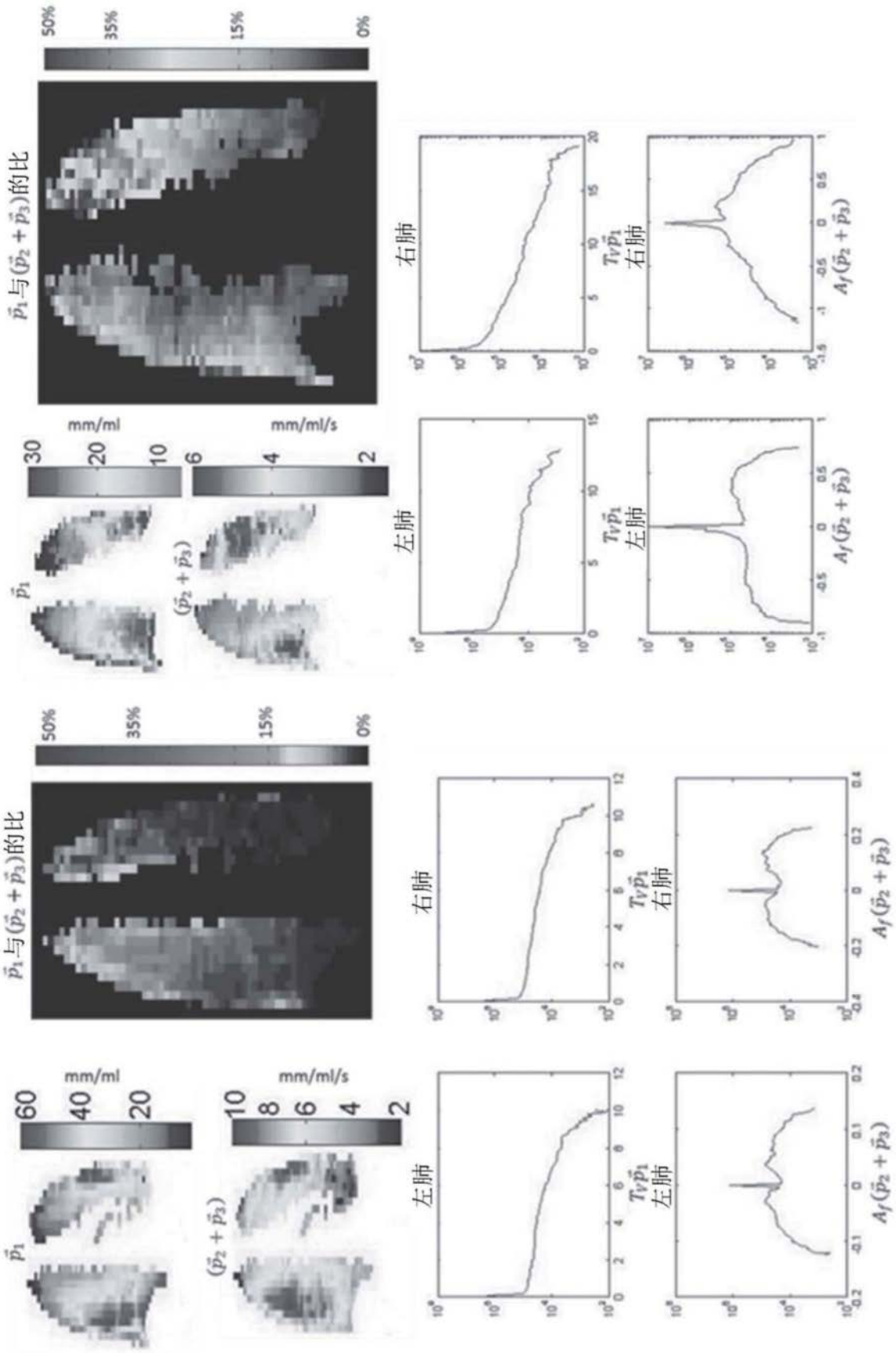

50%
35%
15%
0%
$\vec{p}_1$与$(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$的比
mm/ml
30
20
10
mm/ml/s
6
4
2
$\vec{p}_1$
$(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$
右肺
左肺
$T_V\vec{p}_1$
右肺
$T_V\vec{p}_1$
左肺
$A_f(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$
50%
35%
15%
0%
$\vec{p}_1$与$(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$的比
mm/ml
60
40
20
mm/ml/s
10
8
6
4
2
$\vec{p}_1$
$(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$
右肺
左肺
$T_V\vec{p}_1$
右肺
$T_V\vec{p}_1$
左肺
$A_f(\vec{p}_2+\vec{p}_3)$

图30

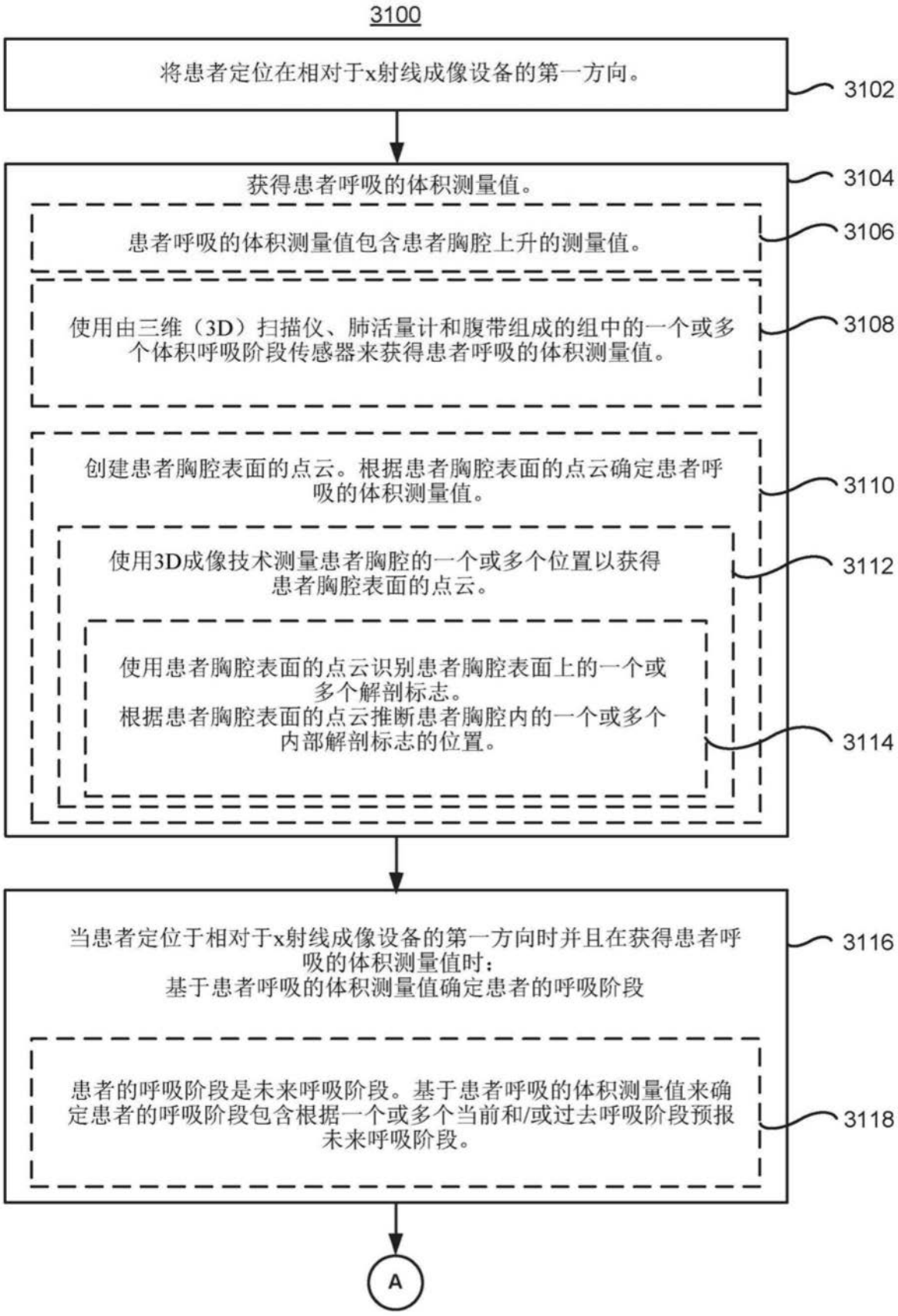

3100
将患者定位在相对于x射线成像设备的第一方向。
3102
获得患者呼吸的体积测量值。
3104
患者呼吸的体积测量值包含患者胸腔上升的测量值。
3106
使用由三维（3D）扫描仪、肺活量计和腹带组成的组中的一个或多个体积呼吸阶段传感器来获得患者呼吸的体积测量值。
3108
创建患者胸腔表面的点云。根据患者胸腔表面的点云确定患者呼吸的体积测量值。
3110
使用3D成像技术测量患者胸腔的一个或多个位置以获得患者胸腔表面的点云。
3112
使用患者胸腔表面的点云识别患者胸腔表面上的一个或多个解剖标志。
根据患者胸腔表面的点云推断患者胸腔内的一个或多个内部解剖标志的位置。
3114
当患者定位于相对于x射线成像设备的第一方向时并且在获得患者呼吸的体积测量值时：
基于患者呼吸的体积测量值确定患者的呼吸阶段
3116
患者的呼吸阶段是未来呼吸阶段。基于患者呼吸的体积测量值来确定患者的呼吸阶段包含根据一个或多个当前和/或过去呼吸阶段预报未来呼吸阶段。
3118
A

图31A

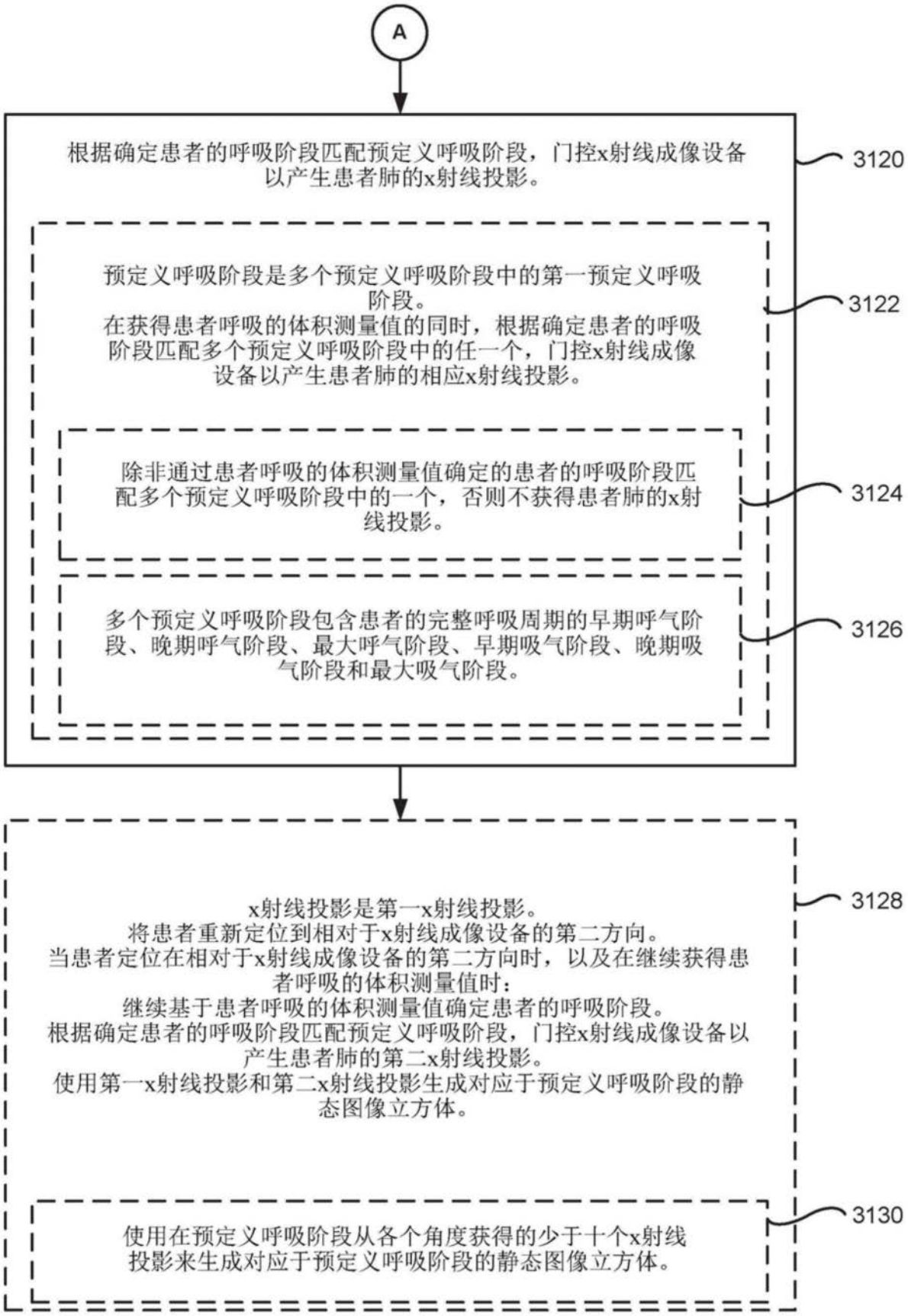

A
根据确定患者的呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段，门控x射线成像设备以产生患者肺的x射线投影。
3120
预定义呼吸阶段是多个预定义呼吸阶段中的第一预定义呼吸阶段。
在获得患者呼吸的体积测量值的同时，根据确定患者的呼吸阶段匹配多个预定义呼吸阶段中的任一个，门控x射线成像设备以产生患者肺的相应x射线投影。
3122
除非通过患者呼吸的体积测量值确定的患者的呼吸阶段匹配多个预定义呼吸阶段中的一个，否则不获得患者肺的x射线投影。
3124
多个预定义呼吸阶段包含患者的完整呼吸周期的早期呼气阶段、晚期呼气阶段、最大呼气阶段、早期吸气阶段、晚期吸气阶段和最大吸气阶段。
3126
x射线投影是第一x射线投影。
将患者重新定位到相对于x射线成像设备的第二方向。
当患者定位在相对于x射线成像设备的第二方向时，以及在继续获得患者呼吸的体积测量值时：
继续基于患者呼吸的体积测量值确定患者的呼吸阶段。
根据确定患者的呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段，门控x射线成像设备以产生患者肺的第二x射线投影。
使用第一x射线投影和第二x射线投影生成对应于预定义呼吸阶段的静态图像立方体。
3128
使用在预定义呼吸阶段从各个角度获得的少于十个x射线投影来生成对应于预定义呼吸阶段的静态图像立方体。
3130

图31B

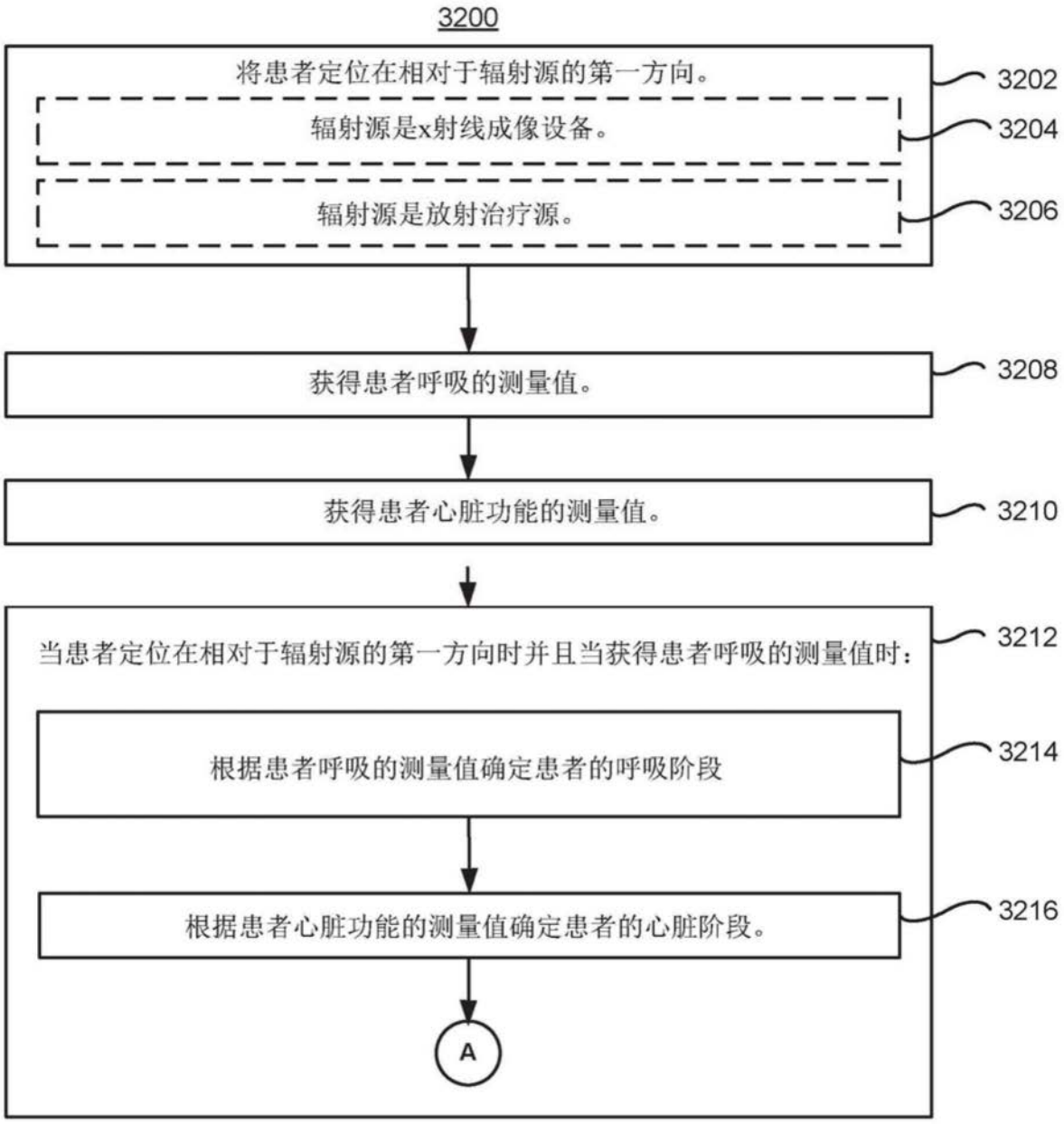

3200
将患者定位在相对于辐射源的第一方向。
3202
辐射源是x射线成像设备。
3204
辐射源是放射治疗源。
3206
获得患者呼吸的测量值。
3208
获得患者心脏功能的测量值。
3210
当患者定位在相对于辐射源的第一方向时并且当获得患者呼吸的测量值时：
3212
根据患者呼吸的测量值确定患者的呼吸阶段
3214
根据患者心脏功能的测量值确定患者的心脏阶段。
3216
A

图32A

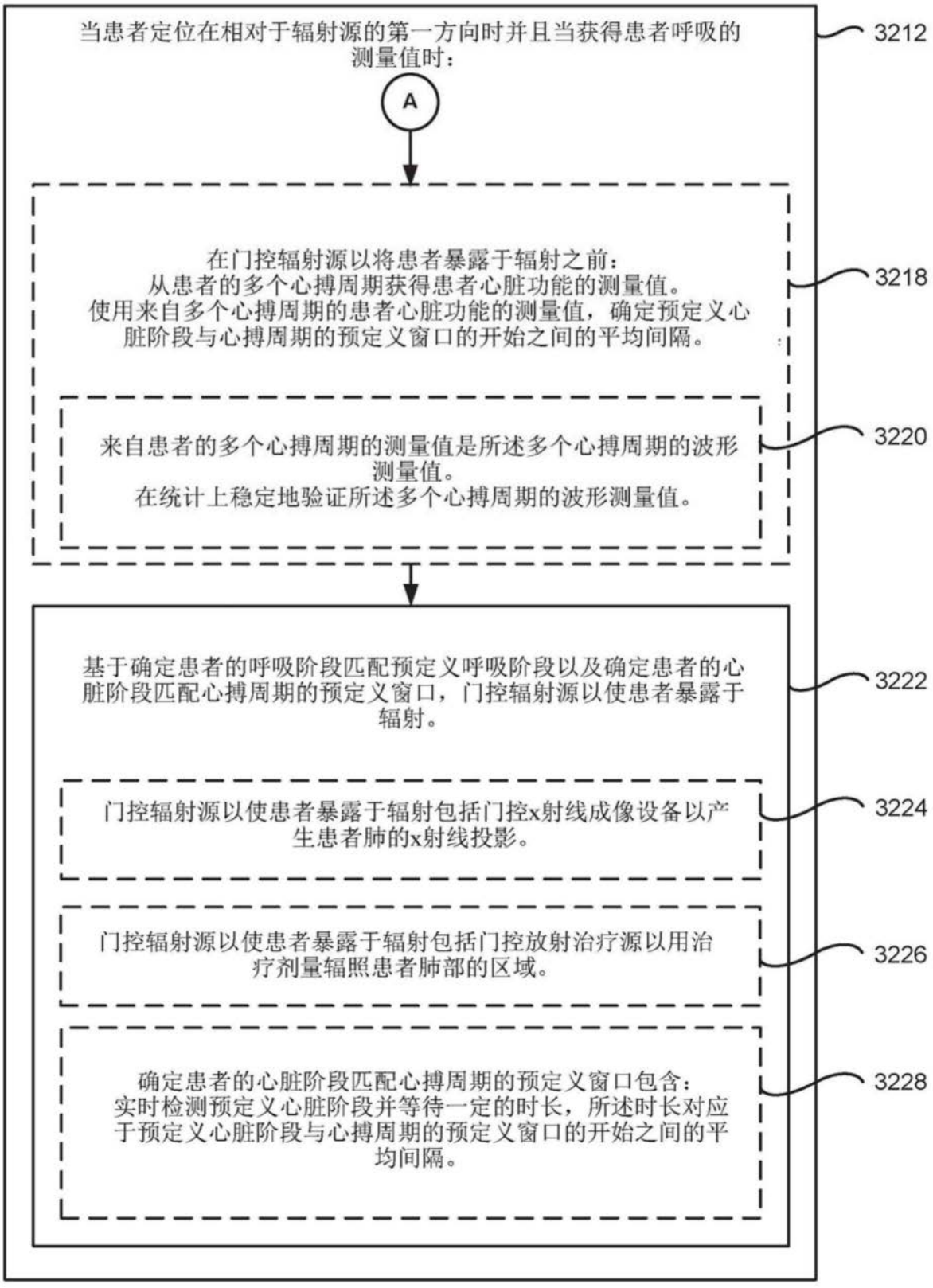

当患者定位在相对于辐射源的第一方向时并且当获得患者呼吸的测量值时：
A
在门控辐射源以将患者暴露于辐射之前：
从患者的多个心搏周期获得患者心脏功能的测量值。
使用来自多个心搏周期的患者心脏功能的测量值，确定预定义心脏阶段与心搏周期的预定义窗口的开始之间的平均间隔。
来自患者的多个心搏周期的测量值是所述多个心搏周期的波形测量值。
在统计上稳定地验证所述多个心搏周期的波形测量值。
基于确定患者的呼吸阶段匹配预定义呼吸阶段以及确定患者的心脏阶段匹配心搏周期的预定义窗口，门控辐射源以使患者暴露于辐射。
门控辐射源以使患者暴露于辐射包括门控x射线成像设备以产生患者肺的x射线投影。
门控辐射源以使患者暴露于辐射包括门控放射治疗源以用治疗剂量辐照患者肺部的区域。
确定患者的心脏阶段匹配心搏周期的预定义窗口包含：
实时检测预定义心脏阶段并等待一定的时长，所述时长对应于预定义心脏阶段与心搏周期的预定义窗口的开始之间的平均间隔。
3212
3218
3220
3222
3224
3226
3228

图32B

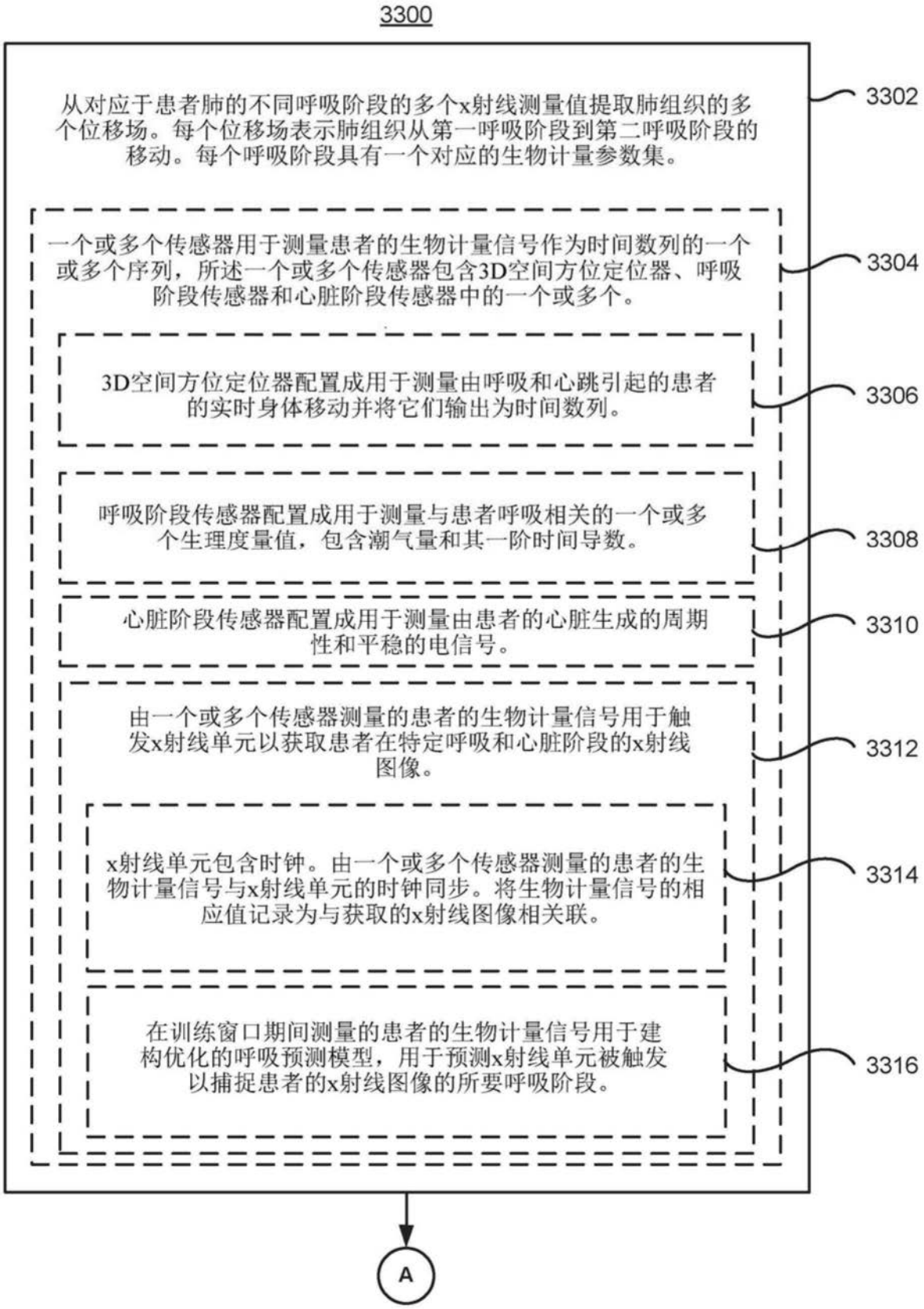

3300
从对应于患者肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值提取肺组织的多个位移场。每个位移场表示肺组织从第一呼吸阶段到第二呼吸阶段的移动。每个呼吸阶段具有一个对应的生物计量参数集。
3302
一个或多个传感器用于测量患者的生物计量信号作为时间数列的一个或多个序列，所述一个或多个传感器包含3D空间方位定位器、呼吸阶段传感器和心脏阶段传感器中的一个或多个。
3304
3D空间方位定位器配置成用于测量由呼吸和心跳引起的患者的实时身体移动并将它们输出为时间数列。
3306
呼吸阶段传感器配置成用于测量与患者呼吸相关的一个或多个生理度量值，包含潮气量和其一阶时间导数。
3308
心脏阶段传感器配置成用于测量由患者的心脏生成的周期性和平稳的电信号。
3310
由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号用于触发x射线单元以获取患者在特定呼吸和心脏阶段的x射线图像。
3312
x射线单元包含时钟。由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号与x射线单元的时钟同步。将生物计量信号的相应值记录为与获取的x射线图像相关联。
3314
在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号用于建构优化的呼吸预测模型，用于预测x射线单元被触发以捕捉患者的x射线图像的所要呼吸阶段。
3316
A

图33A

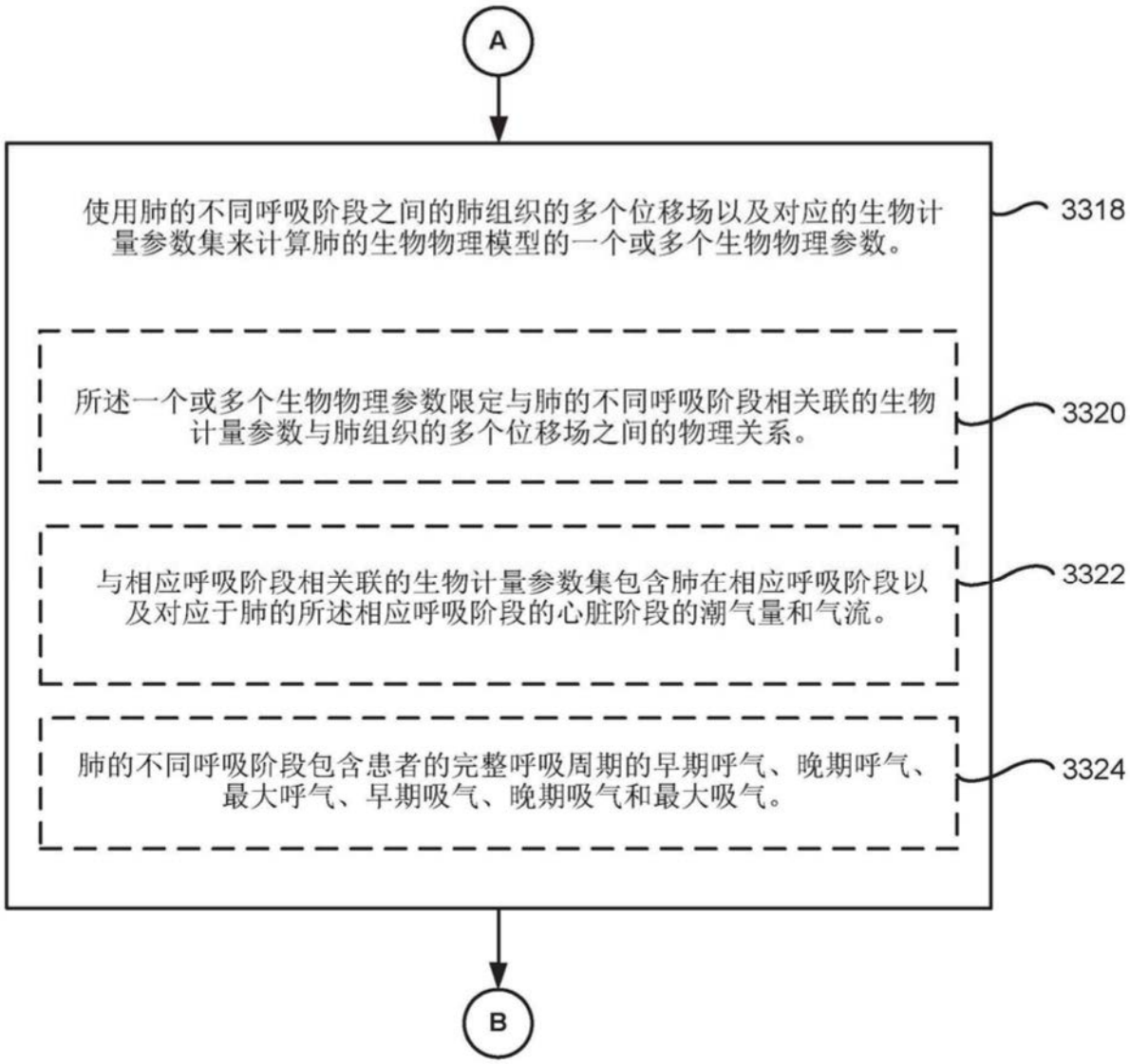

A
使用肺的不同呼吸阶段之间的肺组织的多个位移场以及对应的生物计量参数集来计算肺的生物物理模型的一个或多个生物物理参数。
3318
所述一个或多个生物物理参数限定与肺的不同呼吸阶段相关联的生物计量参数与肺组织的多个位移场之间的物理关系。
3320
与相应呼吸阶段相关联的生物计量参数集包含肺在相应呼吸阶段以及对应于肺的所述相应呼吸阶段的心脏阶段的潮气量和气流。
3322
肺的不同呼吸阶段包含患者的完整呼吸周期的早期呼气、晚期呼气、最大呼气、早期吸气、晚期吸气和最大吸气。
3324
B

图33B

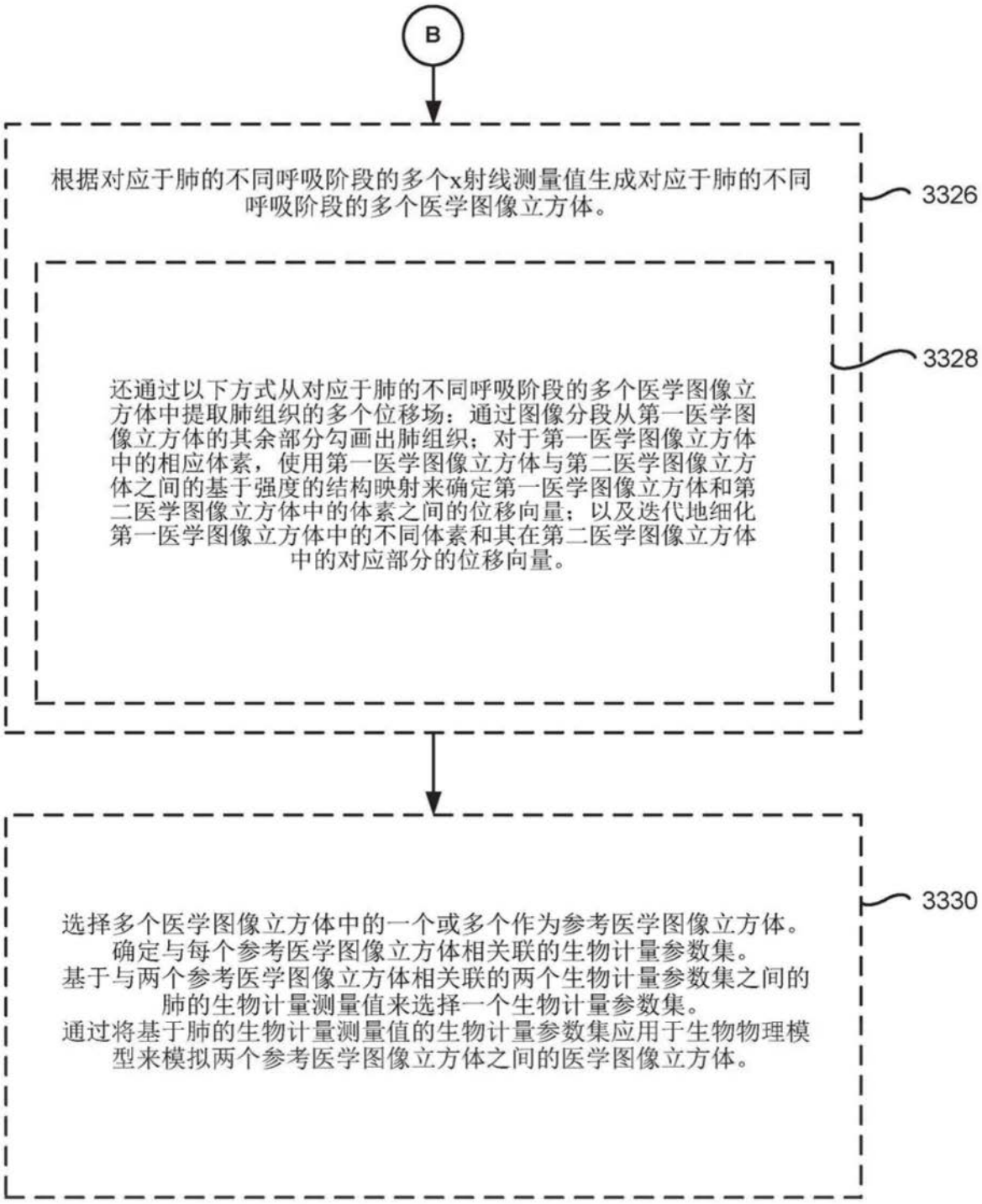

B
根据对应于肺的不同呼吸阶段的多个x射线测量值生成对应于肺的不同呼吸阶段的多个医学图像立方体。
3326
还通过以下方式从对应于肺的不同呼吸阶段的多个医学图像立方体中提取肺组织的多个位移场：通过图像分段从第一医学图像立方体的其余部分勾画出肺组织；对于第一医学图像立方体中的相应体素，使用第一医学图像立方体与第二医学图像立方体之间的基于强度的结构映射来确定第一医学图像立方体和第二医学图像立方体中的体素之间的位移向量；以及迭代地细化第一医学图像立方体中的不同体素和其在第二医学图像立方体中的对应部分的位移向量。
3328
选择多个医学图像立方体中的一个或多个作为参考医学图像立方体。
确定与每个参考医学图像立方体相关联的生物计量参数集。
基于与两个参考医学图像立方体相关联的两个生物计量参数集之间的肺的生物计量测量值来选择一个生物计量参数集。
通过将基于肺的生物计量测量值的生物计量参数集应用于生物物理模型来模拟两个参考医学图像立方体之间的医学图像立方体。
3330

图33C

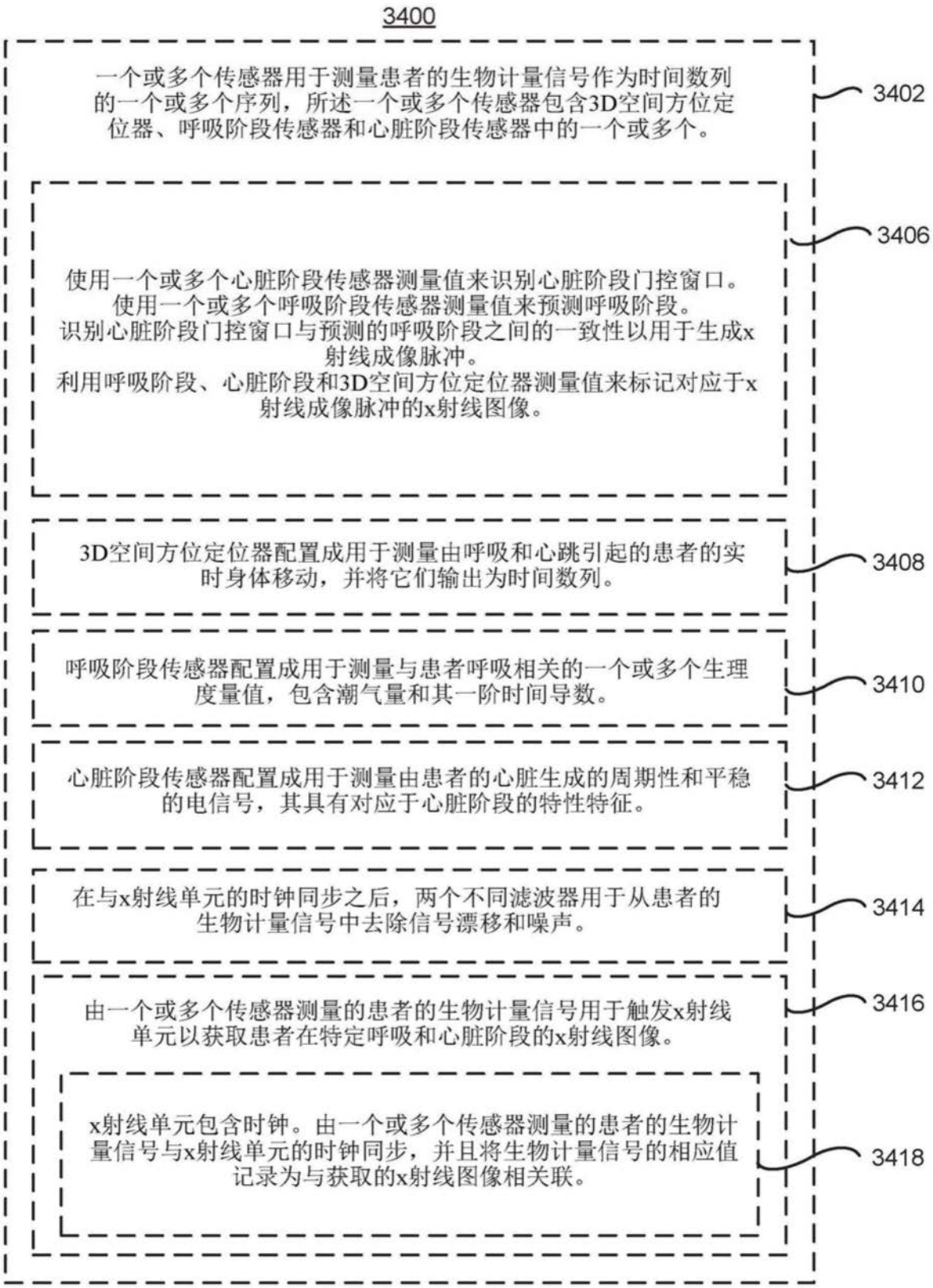

3400
一个或多个传感器用于测量患者的生物计量信号作为时间数列的一个或多个序列，所述一个或多个传感器包含3D空间方位定位器、呼吸阶段传感器和心脏阶段传感器中的一个或多个。
3402
使用一个或多个心脏阶段传感器测量值来识别心脏阶段门控窗口。
使用一个或多个呼吸阶段传感器测量值来预测呼吸阶段。
识别心脏阶段门控窗口与预测的呼吸阶段之间的一致性以用于生成x射线成像脉冲。
利用呼吸阶段、心脏阶段和3D空间方位定位器测量值来标记对应于x射线成像脉冲的x射线图像。
3406
3D空间方位定位器配置成用于测量由呼吸和心跳引起的患者的实时身体移动，并将它们输出为时间数列。
3408
呼吸阶段传感器配置成用于测量与患者呼吸相关的一个或多个生理度量值，包含潮气量和其一阶时间导数。
3410
心脏阶段传感器配置成用于测量由患者的心脏生成的周期性和平稳的电信号，其具有对应于心脏阶段的特性特征。
3412
在与x射线单元的时钟同步之后，两个不同滤波器用于从患者的生物计量信号中去除信号漂移和噪声。
3414
由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号用于触发x射线单元以获取患者在特定呼吸和心脏阶段的x射线图像。
3416
x射线单元包含时钟。由一个或多个传感器测量的患者的生物计量信号与x射线单元的时钟同步，并且将生物计量信号的相应值记录为与获取的x射线图像相关联。
3418

图34A

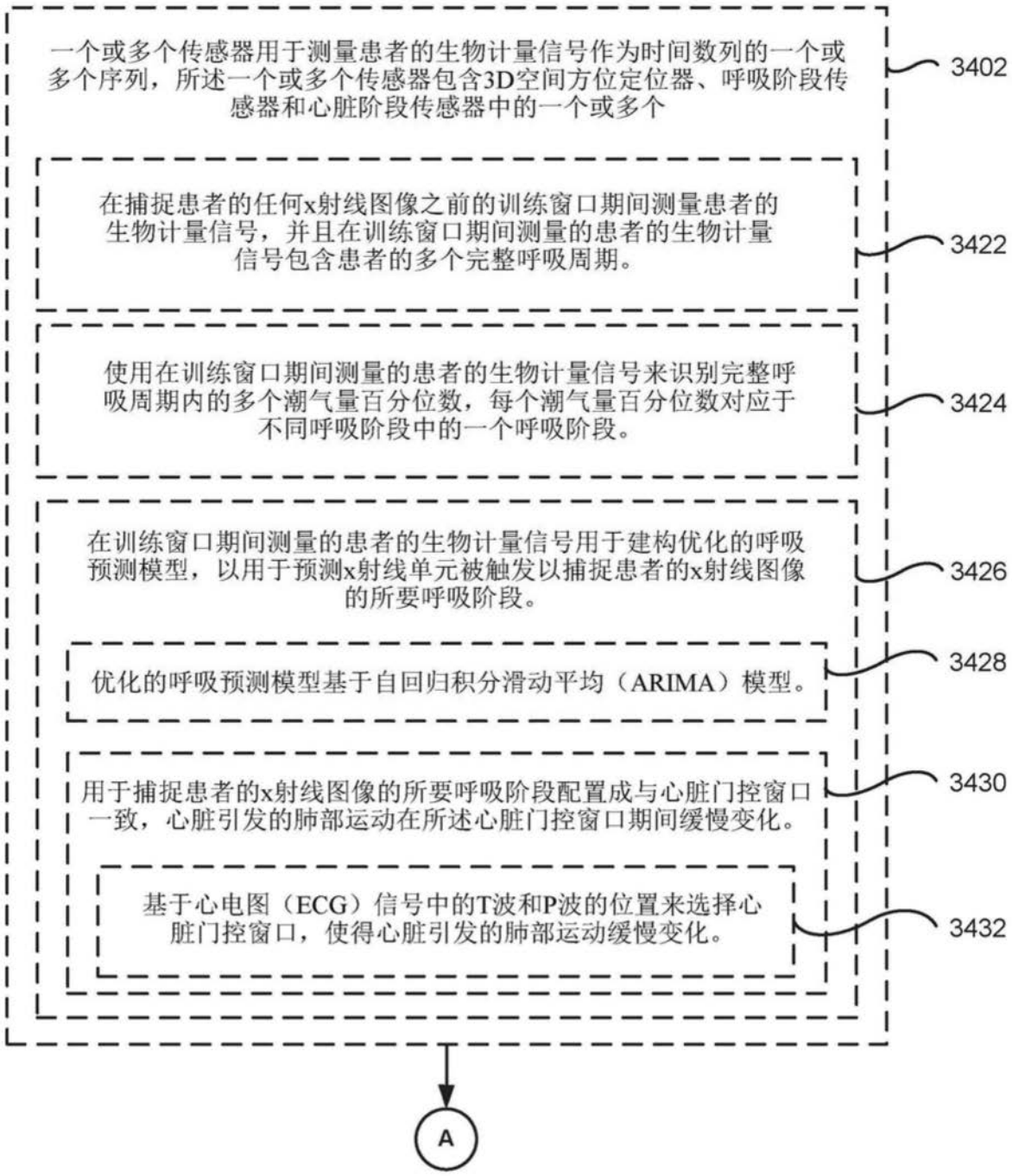

一个或多个传感器用于测量患者的生物计量信号作为时间数列的一个或多个序列，所述一个或多个传感器包含3D空间方位定位器、呼吸阶段传感器和心脏阶段传感器中的一个或多个
3402
在捕捉患者的任何x射线图像之前的训练窗口期间测量患者的生物计量信号，并且在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号包含患者的多个完整呼吸周期。
3422
使用在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号来识别完整呼吸周期内的多个潮气量百分位数，每个潮气量百分位数对应于不同呼吸阶段中的一个呼吸阶段。
3424
在训练窗口期间测量的患者的生物计量信号用于建构优化的呼吸预测模型，以用于预测x射线单元被触发以捕捉患者的x射线图像的所要呼吸阶段。
3426
优化的呼吸预测模型基于自回归积分滑动平均（ARIMA）模型。
3428
用于捕捉患者的x射线图像的所要呼吸阶段配置成与心脏门控窗口一致，心脏引发的肺部运动在所述心脏门控窗口期间缓慢变化。
3430
基于心电图（ECG）信号中的T波和P波的位置来选择心脏门控窗口，使得心脏引发的肺部运动缓慢变化。
3432
A

图34B

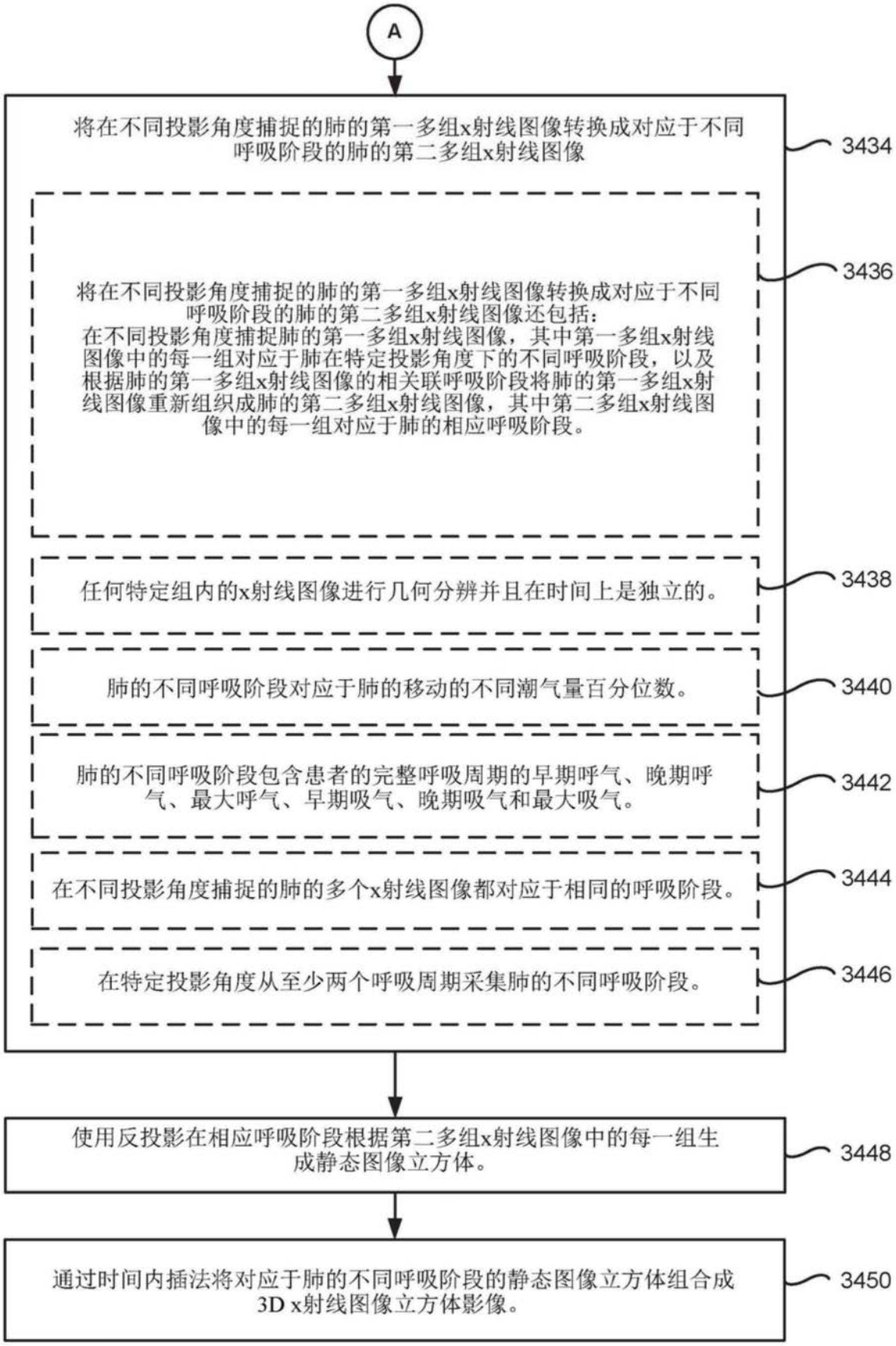

A
将在不同投影角度捕捉的肺的第一多组x射线图像转换成对应于不同呼吸阶段的肺的第二多组x射线图像
3434
将在不同投影角度捕捉的肺的第一多组x射线图像转换成对应于不同呼吸阶段的肺的第二多组x射线图像还包括：
在不同投影角度捕捉肺的第一多组x射线图像，其中第一多组x射线图像中的每一组对应于肺在特定投影角度下的不同呼吸阶段，以及根据肺的第一多组x射线图像的相关联呼吸阶段将肺的第一多组x射线图像重新组织成肺的第二多组x射线图像，其中第二多组x射线图像中的每一组对应于肺的相应呼吸阶段。
3436
任何特定组内的x射线图像进行几何分辨并且在时间上是独立的。
3438
肺的不同呼吸阶段对应于肺的移动的不同潮气量百分位数。
3440
肺的不同呼吸阶段包含患者的完整呼吸周期的早期呼气、晚期呼气、最大呼气、早期吸气、晚期吸气和最大吸气。
3442
在不同投影角度捕捉的肺的多个x射线图像都对应于相同的呼吸阶段。
3444
在特定投影角度从至少两个呼吸周期采集肺的不同呼吸阶段。
3446
使用反投影在相应呼吸阶段根据第二多组x射线图像中的每一组生成静态图像立方体。
3448
通过时间内插法将对应于肺的不同呼吸阶段的静态图像立方体组合成3D x射线图像立方体影像。
3450

图34C

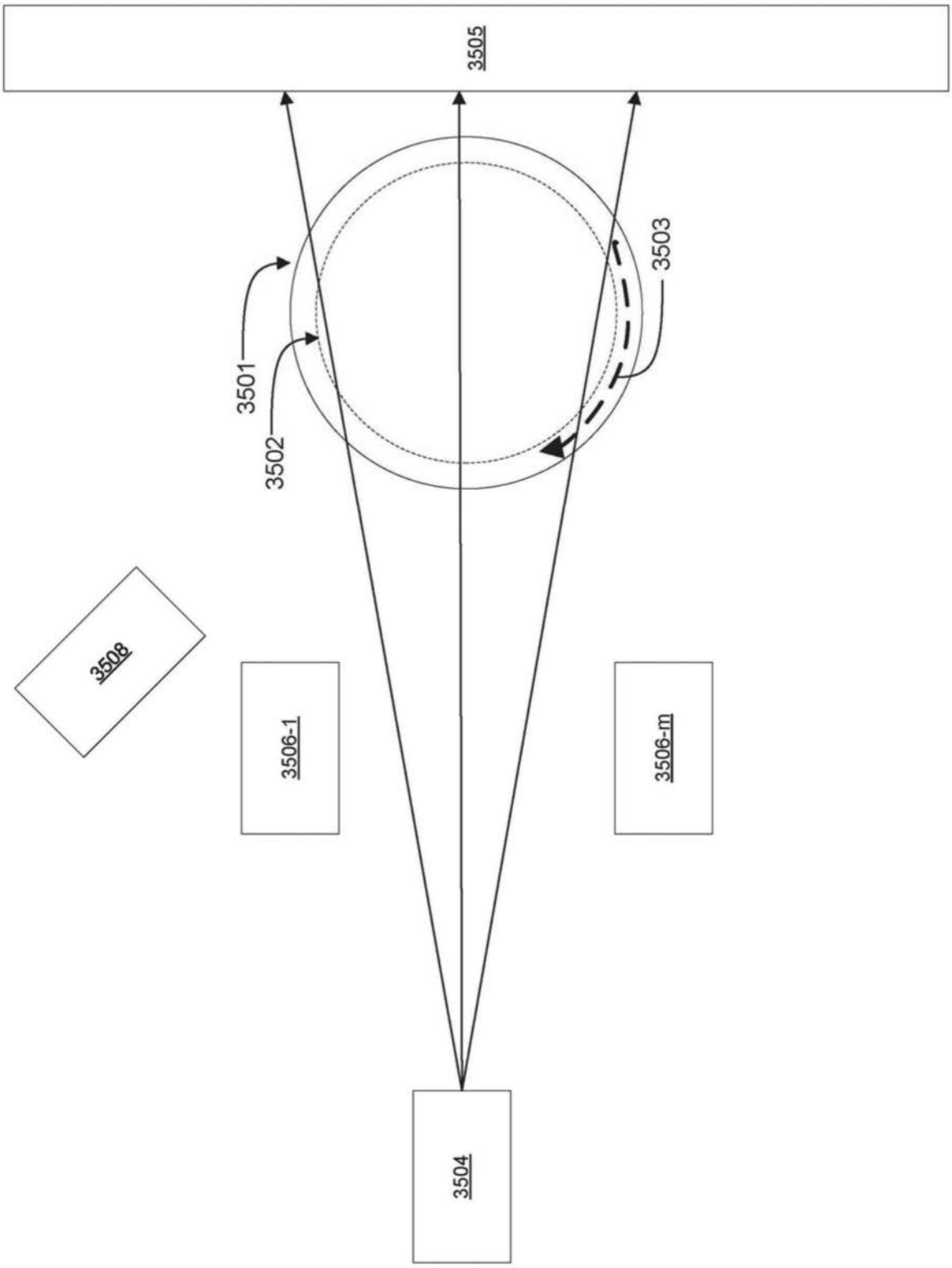


图35

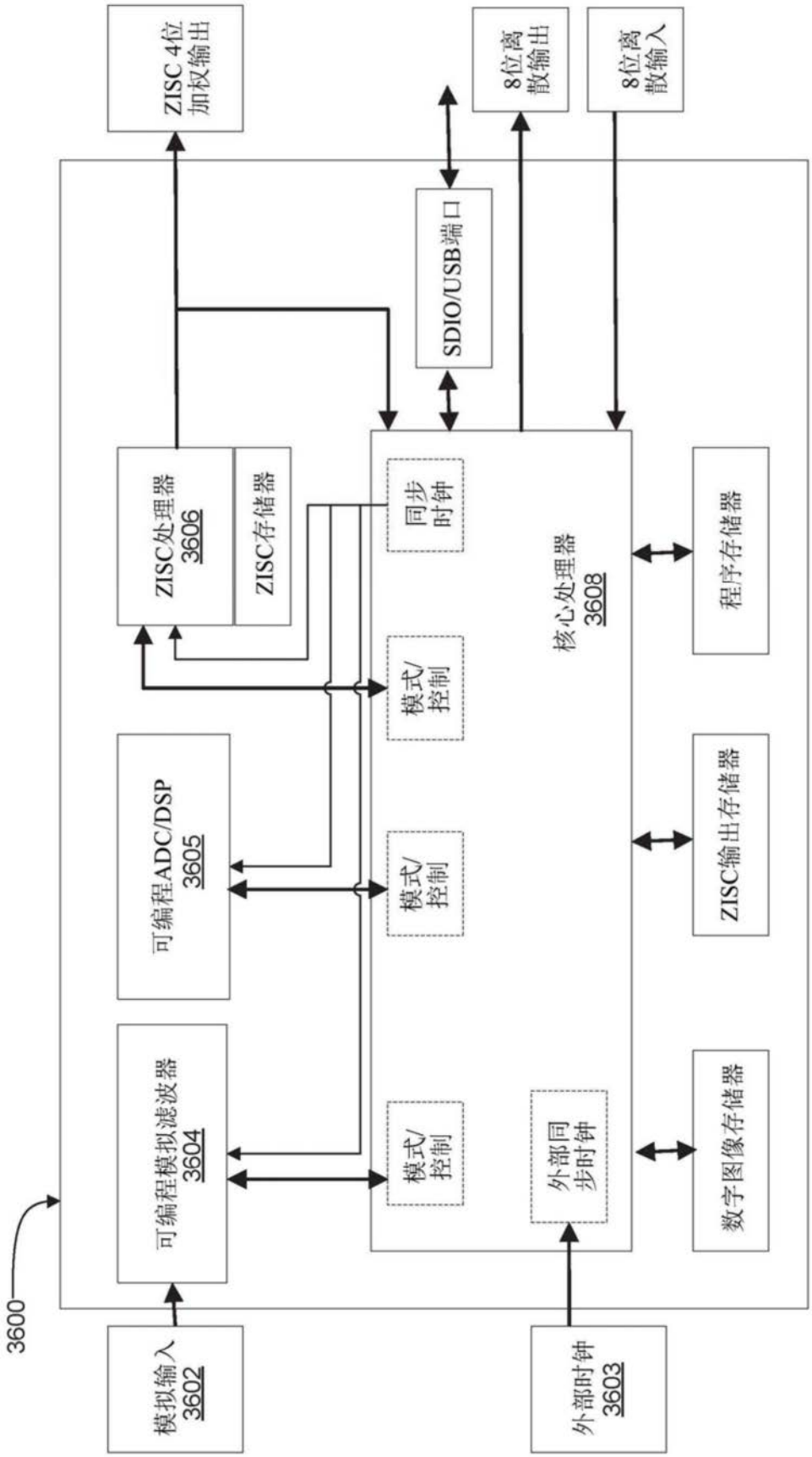

ZISC 4位加权输出
8位离散输出
8位离散输入
SDIO/USB端口
ZISC处理器 3606
ZISC存储器
同步时钟
核心处理器 3608
程序存储器
模式/控制
可编程ADC/DSP 3605
模式/控制
ZISC输出存储器
可编程模拟滤波器 3604
模式/控制
外部同步时钟
数字图像存储器
3600
模拟输入 3602
外部时钟 3603

图36